



**VANESSA MARIA DE VARGAS FERREIRA**

**AVALIAÇÃO CLÍNICA E CINEMÁTICA DA FUNÇÃO MANUAL DE PESSOAS  
COM TETRAPLEGIA COM A UTILIZAÇÃO DE EENM E SISTEMA HÍBRIDO**

*CLINICAL AND KINEMATIC ANALYSIS OF THE HAND FUNCTION OF  
PERSONS WITH TETRAPLEGIA USING NMES AND HYBRID SYSTEM*

**CAMPINAS**

**2012**





---

**UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS**

**VANESSA MARIA DE VARGAS FERREIRA**

**AVALIAÇÃO CLÍNICA E CINEMÁTICA DA FUNÇÃO MANUAL DE PESSOAS  
COM TETRAPLEGIA COM A UTILIZAÇÃO DE EENM E SISTEMA HÍBRIDO**

**Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior**

*CLINICAL AND KINEMATIC ANALYSIS OF THE HAND FUNCTION OF  
PERSONS WITH TETRAPLEGIA USING NMES AND HYBRID SYSTEM*

Dissertação de Mestrado apresentada à Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas – UNICAMP para obtenção do título de Mestra em Ciências.

*Master's dissertation presented to the Surgery Sciences Post-Graduation Programme of the School of Medical Sciences of the University of Campinas to obtain the MSc grade in Sciences.*

**ESTE EXEMPLAR CORRESPONDE À VERSÃO FINAL DA DISSERTAÇÃO DEFENDIDA PELA ALUNA VANESSA MARIA DE VARGAS FERREIRA E ORIENTADA PELO PROF. DR. ALBERTO CLIQUET JUNIOR.**

---

Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

**CAMPINAS, 2012**

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA POR  
ROSANA EVANGELISTA PODEROSO – CRB8/6652  
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS  
UNICAMP

F413a Ferreira, Vanessa Maria de Vargas, 1986 -  
Avaliação clínica e cinemática da função manual  
de pessoas com tetraplegia com a utilização de  
EENM e sistema híbrido / Vanessa Maria de Vargas  
Ferreira. -- Campinas, SP : [s.n.], 2012.

Orientador : Alberto Cliquet Junior.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Estadual  
de Campinas, Faculdade de Ciências Médicas.

1. Quadriplegia. 2. Estimulação elétrica. 3.  
Extremidade superior. 4. Traumatismos da medula  
espinhal. 5. Aparelhos ortopédicos. I. Cliquet Junior,  
Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas.  
Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.

Informações para Biblioteca Digital

**Título em inglês:** Clinical and kinematic analysis of the hand function of persons with tetraplegia using NMES and hybrid system.

**Palavra-chave em inglês:**

Quadriplegia

Electric stimulation

Upper extremity

Spinal cord injuries

Orthotic devices

**Área de Concentração:** Fisiopatologia cirúrgica

**Titulação:** Mestre em Ciências

**Banca examinadora:**

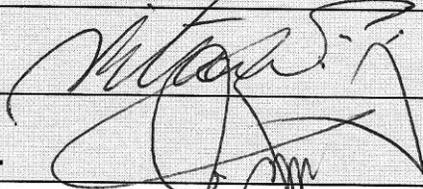
Alberto Cliquet Junior [Orientador]

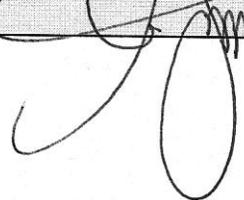
**Banca Examinadora da Defesa de Mestrado**  
**Vanessa Maria de Vargas Ferreira**

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

**Membros:**

1. Prof(a). Dr(a). Alberto Cliquet Junior - 

2. Prof(a). Dr(a). Nilton Mazzer- 

3. Prof(a). Dr(a). Américo Zoppi Filho - 

Curso de Pós-Graduação em Ciências da Cirurgia da Faculdade de Ciências Médicas da  
Universidade Estadual de Campinas.

Data: 11/06/2012



A minha mãe, minha fortaleza.



## AGRADECIMENTOS

---

A minha mãe, por ser a pessoa mais valiosa da minha vida. Meu eterno agradecimento pelo seu amor incondicional.

Aos meus irmãos, Juliana e Felipe, por me apoiarem durante toda a vida. À Maria Victória, por me mostrar o que é a coragem. Vocês são meu orgulho.

Para minhas queridas Lesocas, por serem o verdadeiro significado da palavra amizade. E especialmente à Eula, por saber que a distância não existe.

A minha avó materna, por me fazer sorrir toda semana e ao meu avô (*in memoriam*), por fazer parte das melhores lembranças da minha infância. Ao meu pai e meus avós paternos, por compreenderem minha ausência e me receberem sempre com um sorriso.

Para toda minha família por acreditarem em mim. Meu singelo obrigado. À Nina, Chico, Bombril e Filó, meu amor por vocês é enorme e não menos importante.

Ao Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior por me fazer crescer profissionalmente sob sua orientação.

Aos meus colegas do Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Aparelho Locomotor por fazerem parte desta jornada. Um agradecimento especial à Fernanda Beinotti, Renato Varoto, Fernando Martin e Joon Ho Kim por fazerem este trabalho possível.

Aos pacientes, amigos e seus familiares, por me fazerem acreditar e lutar a cada dia. Aos voluntários que cederam um momento de suas vidas a esta pesquisa. Obrigada.



Ao Helymar Machado e Cleide Silva do Serviço de Bioestatística da FCM-UNICAMP por todo carinho depositado neste trabalho.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), pelo auxílio financeiro.

A todos meus professores, por guiarem meus passos.

E a você, leitor. Espero que sinta toda minha dedicação nestas palavras.





Mafalda – por Quino



## LISTA DE ABREVIATURAS

---

<b>%</b>	por cento
<b>µs</b>	microssegundos
<b>ADM</b>	amplitude de movimento
<b>AIS</b>	<i>ASIA International Standards</i>
<b>ASIA</b>	<i>American Spinal Injury Association</i>
<b>AVDs</b>	atividades de vida diária
<b>cm</b>	centímetros
<b>EENM</b>	eletroestimulação neuromuscular
<b>EMG</b>	eletromiografia
<b>et al.</b>	<i>et alli</i>
<b>FDA</b>	<i>Food and Drug Administration</i>
<b>FIM</b>	<i>functional independence measure</i>
<b>g</b>	gramas
<b>HC</b>	Hospital de Clínicas
<b>Hz</b>	hertz
<b>IC</b>	índice de curvatura
<b>LME</b>	lesão da medula espinhal
<b>mA</b>	miliampères
<b>MCF</b>	metacarpofalangeana
<b>MCU</b>	<i>Motion Capture Unit</i>
<b>MIF</b>	medida de independência funcional
<b>MIFm</b>	medida de independência funcional – domínio motor
<b>mm</b>	milímetros
<b>mm/s</b>	milímetros por segundo
<b>ms</b>	milissegundos
<b>NMES</b>	<i>neuromuscular electrical stimulation</i>
<b>º</b>	graus



<b>°/s</b>	graus por segundo
<b>PMMS</b>	pontuação motora do membro superior
<b>PMMSD</b>	pontuação motora do membro superior direito
<b>PMMSE</b>	pontuação motora do membro superior esquerdo
<b>PVM</b>	pico de velocidade máxima
<b>s</b>	segundos
<b>UNICAMP</b>	Universidade Estadual de Campinas
<b>V</b>	volts
<b>Vp</b>	volts-pico



## LISTA DE TABELAS

---

		<i>Página</i>
<b>Tabela 1</b>	Protocolos de eletroestimulação neuromuscular	73
<b>Tabela 2</b>	Temporização da EENM para a avaliação cinemática	82
<b>Tabela 3</b>	Determinação das fases da tarefa mimética de beber	84
<b>Tabela 4</b>	Características clínicas e demográficas do grupo intervenção	90
<b>Tabela 5</b>	Valores médios (desvio-padrão) dos dados cinemáticos dos grupos controle e pacientes em cada intervenção com o cone e cilindro.	95



## LISTA DE GRÁFICOS

---

		<i>Página</i>
<b>Gráfico 1</b>	Protocolos de EENM referente ao nível motor direito.	75
<b>Gráfico 2</b>	Pontuação motora do membro superior direito (PMMSD) referente a realização de preensão por tenodese.	89
<b>Gráfico 3</b>	Pontuação da MIF – domínio motor em relação a realização de preensão por tenodese.	91
<b>Gráfico 4</b>	Porcentagem de acertos para o objeto cone em relação à preensão por tenodese em todas as intervenções.	92
<b>Gráfico 5</b>	Porcentagem de acertos para o objeto cone em relação ao nível motor direito <b>A:</b> em todas as intervenções; <b>B:</b> para o movimento livre; <b>C:</b> com EENM; <b>D:</b> com o sistema híbrido.	93
<b>Gráfico 6</b>	Tempo do movimento do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro).	96
<b>Gráfico 7</b>	Comprimento da trajetória do esterno do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro).	96
<b>Gráfico 8</b>	Comprimento da abertura da mão do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro).	97
<b>Gráfico 9</b>	Índice de curvatura do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro).	98



<b>Gráfico 10</b>	Pico de velocidade máxima do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (n=13).	98
<b>Gráfico 11</b>	Razão do pico de velocidade máxima do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (n=13).	99
<b>Gráfico 12</b>	Tempo do movimento do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o transporte de ida livre (n=6), com EENM (n=6) e sistema híbrido (n=4) (cilindro).	99
<b>Gráfico 13</b>	Comprimento da trajetória do esterno do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o transporte de ida livre (n=6), com EENM (n=6) e sistema híbrido (n=4) (cilindro).	100
<b>Gráfico 14</b>	Variáveis cinemáticas dos pacientes com tetraplegia C5 e C6 durante o alcance/preensão do cone na tarefa livre, com EENM e com sistema híbrido.	101



		<i><b>Página</b></i>
<b>Figura 1</b>	Topografia da lesão medular espinal	53
<b>Figura 2</b>	Efeito tenodese de punho e dedos	55
<b>Figura 3</b>	Neuroprótese <i>Freehand</i>	63
<b>Figura 4</b>	Sistema <i>Handmaster</i>	65
<b>Figura 5</b>	Sistema <i>Bionic Glove</i>	66
<b>Figura 6</b>	Sistema <i>Compex Motion</i>	67
<b>Figura 7</b>	Paciente realizando eletroestimulação dos membros superiores, fase de fortalecimento muscular.	72
<b>Figura 8</b>	(A) Resposta em flexão de punho e dedos durante a preensão. (B) Paciente realizando EENM com órtese para estabilização do punho em posição funcional.	74
<b>Figura 9</b>	Paciente com o sistema híbrido: órtese dinâmica para cotovelo, órtese de posicionamento para o punho e EENM.	76
<b>Figura 10</b>	Montagem do ambiente de coleta cinemática. Posicionamento das MCUs, objeto e marcadores reflexivos: (1) ombro esquerdo, (2) esterno, (3) ombro direito, (4) cotovelo, (5) punho, (6) polegar, (7) MCF e (8) indicador.	78
<b>Figura 11</b>	Da esquerda para a direita: cilindro pequeno, cone, cilindro médio e cilindro grande	80
<b>Figura 12</b>	Paciente fazendo o alcance, preensão e transporte do objeto durante teste com EENM	81
<b>Figura 13</b>	Paciente realizando alcance e preensão do objeto com o sistema híbrido.	83



	<i>Página</i>
<b>RESUMO</b>	xxxi
<b>ABSTRACT</b>	xxxv
<b>1 INTRODUÇÃO</b>	39
<b>2 OBJETIVOS</b>	43
<b>3 REVISÃO DA LITERATURA</b>	47
3.1 CAPACIDADE FUNCIONAL NA TETRAPLEGIA	51
3.2 CARACTERIZAÇÃO CINEMÁTICA DO ALCANCE E PREENSÃO	55
3.3 O PAPEL DA EENM NA LESÃO MEDULAR ESPINHAL	60
<b>3.3.1 Neuropróteses para preensão em tetraplegia</b>	62
<b>4 CASUÍSTICA E MÉTODOS</b>	69
4.1 PROCEDIMENTOS	71
<b>4.1.1 Fortalecimento e treino funcional com EENM</b>	71
<b>4.1.2 O sistema híbrido</b>	75
4.2 AVALIAÇÃO CLÍNICA E CINEMÁTICA	76
<b>4.2.1 Avaliação clínica dos pacientes com tetraplegia</b>	76
<b>4.2.2 Análise cinemática</b>	77
4.2.2.1 Teste com EENM e sistema híbrido	80
4.2.2.2 Análise das variáveis cinemáticas	83
4.2.2.3 Índice de acertos na tarefa	85
4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	86
<b>5 RESULTADOS</b>	87
5.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA	89
5.2 ÍNDICE DE ACERTOS NA TAREFA	91
5.3 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA	94



5.3.1 Comparação entre o grupo controle e pacientes com tetraplegia para cada intervenção na manipulação do cone e cilindros	94
5.3.2 Comparação entre níveis de tetraplegia na manipulação do cone	100
<b>6 DISCUSSÃO</b>	103
6.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA DE DIFERENTES NÍVEIS DE TETRAPLEGIA	105
6.2 ÍNDICE DE ACERTOS NA TAREFA	106
6.2.1 Atividade livre	106
6.2.2 Atividade com EENM	107
6.2.3 Atividade com o sistema híbrido	109
6.3 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA	110
6.3.1 Comparação entre o grupo controle e pacientes no movimento livre	110
6.3.2 Comparação entre o movimento livre, EENM e sistema híbrido	113
6.3.3 Comparação entre níveis de tetraplegia na manipulação do cone	115
6.4 CONSIDERAÇÕES SOBRE O SISTEMA HÍBRIDO PARA MEMBRO SUPERIOR	116
<b>7 CONCLUSÃO</b>	119
<b>REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	123
<b>ANEXOS</b>	139



Pacientes com lesão medular cervical apresentam disfunção dos membros superiores com grande perda de funcionalidade. A eletroestimulação neuromuscular (EENM) é considerada uma ferramenta importante para a reabilitação desses pacientes. O presente estudo tem como objetivo avaliar a função de pacientes tetraplégicos na tarefa mimética de beber e comparar com a utilização de EENM e um sistema híbrido (órtese dinâmica e EENM) para membros superiores, por meio de análise clínica e cinemática. Participaram desta pesquisa 14 pacientes com tetraplegia com nível motor entre C4 a C7 e 5 voluntários saudáveis. Foram aplicadas escalas clínicas para definir o nível de acometimento neurológico e funcional do paciente (AIS e MIF) e foi realizada avaliação cinemática da tarefa mimética de beber, sendo que os pacientes realizaram a atividade em 3 situações: movimento livre, com EENM e com o sistema híbrido. As variáveis cinemáticas utilizadas foram: tempo do movimento, razão do pico de velocidade máxima, índice de curvatura, trajetória do esterno, distância punho-esterno e abertura da mão. Também foi computado o número de acertos para a realização da tarefa. Os resultados indicam que pacientes que realizam a preensão por tenodese possuem maior independência funcional pela MIF ( $p=0,0008$ ). Na tarefa mimética de beber houve 60% de acertos no movimento livre, 72,8% com EENM e apenas 47,6% com o sistema híbrido. Pela análise cinemática o uso da EENM não foi diferente do movimento livre, no entanto, os pacientes apresentaram maior tempo e menor suavidade no movimento e



realizaram maior trajetória do punho e esterno durante a atividade quando comparado com o controle. O uso do sistema híbrido alterou o padrão de movimento dos pacientes, apresentando um aumento na trajetória do esterno e diminuição da suavidade do movimento. Em suma, a EENM promoveu uma melhor atividade funcional para os pacientes com nível C5, no entanto, o uso do sistema híbrido não parece facilitar a manipulação de objetos por pessoas com tetraplegia.



Patients with cervical spinal cord injury have dysfunction of the upper limbs with great loss of motor function. Neuromuscular electrical stimulation (NMES) is considered an important tool in rehabilitation. The aim of the present study is to evaluate the function of patients with tetraplegia in the mimetic task of drinking and compare with the use of NMES and a hybrid system (NMES and dynamic orthosis) through clinical evaluation and kinematic analysis. Fourteen patients with tetraplegia level C4 to C7 and 5 able-bodied volunteers participated in the study. Clinical tests were applied to verify the neurological and functional impairment (AIS and FIM) and the mimetic task of drinking was assessed with kinematic during three situations: free movement, with NMES and with the hybrid system. The kinematic variables used were: movement time, peak velocity ratio, index of curvature, sternum trajectory, wrist-sternum distance and hand opening. We also computed the number of successes to perform the task. The results indicate that patients that are able to perform tenodesis grip have greater functional independence through FIM ( $p=0.0008$ ). The rate of success of the free movement was 60%, 72.8% with NMES and only 47.6% with the hybrid system. In the kinematic analysis the NMES was not different from the free movement, however, patients performed the task in a longer time, the movement was less smooth and the sternum and wrist trajectories were greater than the control group. The use of the hybrid system modified the pattern of movement of the patients, with an increase of the sternum trajectory and decrease of the smoothness. In conclusion,



NMES improved the functional activity of patients with C5 level; on the other hand, the use of the hybrid system does not appear to facilitate the prehension of persons with tetraplegia.



# 1 INTRODUÇÃO



Indivíduos com lesão medular de níveis cervicais apresentam disfunção dos membros superiores, com diminuição da função para executar atividades manuais. Para sobrepor essa incapacidade os pacientes desenvolvem estratégias compensatórias, como a realização da preensão por tenodese e a extensão do cotovelo pela rotação do ombro e escápula (MEMBERG et al., 2003; HARVEY et al., 2001).

Pouco foi investigado sobre o alcance e preensão de pacientes com tetraplegia em atividades funcionais. O padrão de movimento desses indivíduos é descrito como similar ao dos voluntários controles, no entanto, os estudos que realizaram a análise cinemática avaliaram o alcance e apontamento em situações controladas, com restrição do tronco ou do número de tentativas para a preensão (LAFFONT et al., 2000; REFT; HASAN, 2002; REYES-GUZMÁN et al, 2010).

Sistemas de eletroestimulação neuromuscular (EENM) têm sido usados como uma importante ferramenta na reabilitação desses pacientes, proporcionando estimulação dos membros paralisados (HAMID; HAYEK, 2008; SHEFFLER; CHAE, 2007). A estimulação do neurônio motor, que se mantém intacto abaixo do nível da lesão, pode levar a algum controle da função motora perdida (HAMID; HAYEK, 2008). Varoto, Barbarini e Cliquet (2008) desenvolveram um sistema híbrido, unindo EENM e órtese dinâmica que gera flexão e extensão do cotovelo, a fim de auxiliar pessoas com tetraplegia acima do nível C7.

Apesar desses avanços em pesquisa com lesão medular, ainda não se pode dizer que tais sistemas são aplicáveis ao cotidiano do paciente. Desse modo, o objetivo desse estudo foi analisar a função manual de pessoas com tetraplegia no alcance/preensão com auxílio da EENM e do sistema híbrido.



**2 OBJETIVOS**



O presente estudo tem como objetivos:

- 1) Descrever e comparar a função de pacientes com tetraplegia nível motor C4 a C7 na realização da tarefa mimética de beber;
- 2) Comparar a função dos pacientes com voluntários saudáveis por meio da cinemática;
- 3) Avaliar a inclusão da EENM e do sistema híbrido no desempenho dos pacientes na execução da tarefa selecionada.



## **3 REVISÃO DA LITERATURA**



A lesão da medula espinhal (LME) é classificada em tetraplegia e paraplegia. Pacientes com tetraplegia apresentam perda motora e/ou sensitiva dos segmentos cervicais, que acarreta a disfunção dos membros superiores, com diminuição da funcionalidade em atividades como comer, vestir e manipular objetos, além de inabilidade para marcha e dificuldade de controle postural e de órgãos pélvicos. A paraplegia compreende a perda motora e/ou sensitiva dos segmentos torácicos, lombares ou sacrais; e o nível de disfunção em tronco, pernas e órgãos pélvicos irá depender da altura da lesão (MAYNARD et al., 1997). Na lesão completa, toda a comunicação neural no local da lesão é interrompida impedindo a passagem de estímulos nervosos através da medula, já na incompleta o paciente apresenta algum movimento voluntário ou sensibilidade abaixo do nível da lesão.

A etiologia da LME varia ao redor do mundo, porém países com *status* econômico similar tendem a apresentar um mesmo padrão etiológico. A origem da LME pode ser traumática quando decorre de um evento externo, como acidentes automobilísticos, quedas e violência; ou não traumática como, por exemplo, hemorragias, tumores ou infecções por vírus. A incidência mundial varia de 14,5 a 57,8 casos por milhão de pessoas e cerca de 80% dos casos são de origem traumática, sendo que acidentes automobilísticos são a causa principal de LME em países desenvolvidos, seguido por quedas (BAUCHET; *et al*, 2009). Segundo estudo realizado em 2011 no Brasil, a primeira causa de LME na Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação é por acidentes automobilísticos (45,5%), seguida por arma de fogo (20,6%), queda (15,7%) e mergulho em água rasa (5,1%) (SARAH, 2011). Os homens são mais afetados que as mulheres numa proporção de 3-4:1. Estima-se que no ano de 2003, os Estados Unidos gastaram cerca de US\$9,7 bilhões no tratamento da lesão medular. Neste mesmo país, o custo médio anual na tetraplegia (níveis C5-C8) é cerca de US\$478,7 mil no primeiro ano e US\$54,4 mil nos anos seguintes a lesão para cada paciente (ACKERY; TATOR; KRASSIOUKOV, 2004).

As alterações fisiopatológicas da LME aguda ocorrem devido a lesões primárias e secundárias. Os mecanismos de lesão primária são decorrentes diretamente do traumatismo ocorrido na medula, que podem levar a destruição celular, lesão vascular e perda de tecido medular e adjacente. Os mecanismos mais comuns de lesão traumática ocorrem por hiperextensão, hiperflexão, compressão axial, rotação ou distração. As lesões secundárias são originadas pelo edema, isquemia, excitotoxicidade, inflamação e hemorragia, que induzem a morte de células neuronais e gliais adjacentes por mecanismos de necrose, apoptose e autofagia, além da dismielinização axonal (BAUCHET; *et al*, 2009).

Dessa forma, em indivíduos com lesão medular a comunicação entre os centros supraespinhais e a medula espinhal abaixo da lesão está frequentemente extinta, de modo que o sistema córticomotor não recebe informações somatossensoriais e os comandos cerebrais não atingem os motoneurônios inferiores. A perda de função decorre da interrupção da condução do impulso elétrico pelos axônios e neurônios lesados, porém abaixo do nível da lesão os circuitos intrínsecos permanecem íntegros, apesar de desconectados dos controles corticais descendentes.

A disfunção neurológica após uma LME é classificada de acordo com a *International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury* (AIS), desenvolvida pela *American Spinal Injury Association* (ASIA). O nível neurológico é definido como o segmento mais caudal com funções motoras (nível motor) e sensitivas (nível sensitivo) normais em ambos os lados do corpo. Pessoas com tetraplegia apresentam nível neurológico em C8 ou acima e a paraplegia é definida entre T1 a S5 (MAYNARD *et al.*, 1997).

Além da disfunção motora e sensitiva, esses pacientes apresentam acometimento do sistema nervoso autônomo simpático e parassimpático. Em lesões completas acima do nível sacral o paciente não possui o controle e a percepção consciente dos órgãos pélvicos, ocasionando disfunções urinárias, intestinais e sexuais. Na tetraplegia e paraplegia alta, em que há lesão acima de

T6, ocorre a perda do controle simpático descendente levando a hipotensão ortostática, termorregulação deficiente e disreflexia autonômica. Outras complicações associadas à LME são espasticidade, ossificação heterotópica, osteoporose, seringomielia pós-traumática, úlceras de pressão e trombose venosa profunda.

### 3.1 CAPACIDADE FUNCIONAL NA TETRAPLEGIA

O prognóstico de recuperação da lesão medular depende de vários fatores como tratamento farmacológico, extensão da lesão e cuidado imediato e precoce. Muitos pacientes com LME apresentam recuperação espontânea e obtém ganho funcional nos três primeiros meses de lesão devido ao aumento da força em certos grupos musculares, essa melhora continua por mais três meses e então ocorre mais lentamente de seis meses a dois anos, ao que se deve principalmente à resolução das lesões secundárias e ao brotamento neural (FAWCETT; *et al*, 2007; DITUNNO; FORMAL, 1994). Após a estabilização da evolução da lesão, a LME é considerada crônica.

A funcionalidade e capacidade de realizar atividades de vida diária (AVDs) dependem do nível da medula espinhal preservado após a LME (FIGURA 1). Na tetraplegia as habilidades funcionais estão relacionadas ao nível motor que o paciente possui (MIZUKAMI *et al.*, 1995; STOKES, 2000; HENSHAW; GRUNDY; RUSSEL, 1986):

- C2-C3: respiração dependente de ventilação mecânica; possui controle do pescoço.
- C4: respiração independente; consegue elevar a escápula e os ombros; a mobilidade é restrita à cadeira de rodas motorizada com controle pelo queixo.

- C5: realiza flexão e supinação do cotovelo; possibilidade do uso de cadeira de rodas manual com dificuldade para manobras; consegue alimentar-se e fazer os cuidados pessoais com uso de adaptações; não é capaz de realizar transferências.

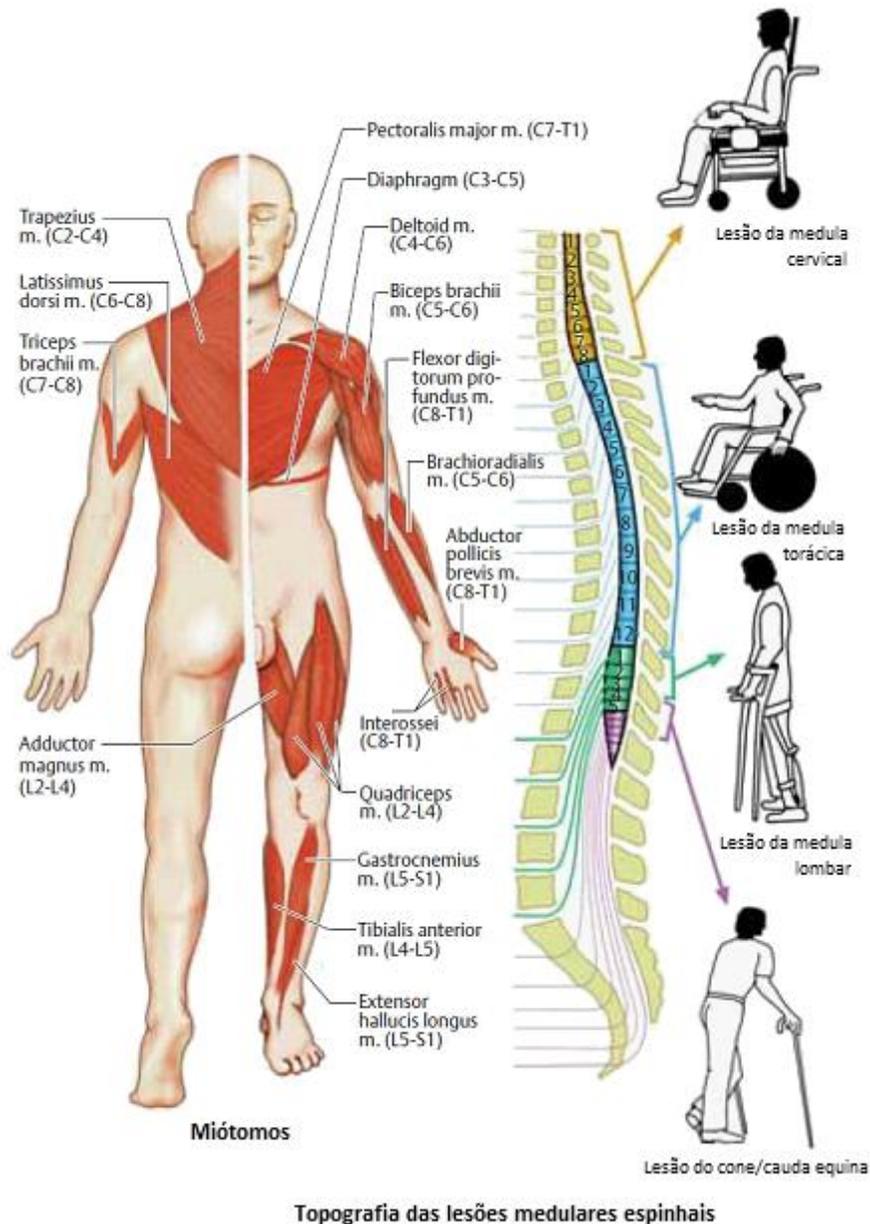
- C6: realiza preensão por tenodese; faz uso de cadeira de rodas manual; é independente para alimentação e aparência pessoal com adaptações; consegue vestir parte superior do corpo e dirigir automóveis adaptados.

- C7: possui extensão do cotovelo; utiliza cadeira de rodas manual; é independente para atividades de comer, cuidados pessoais e vestimenta do tronco superior; paciente consegue se transferir na mesma altura.

- C8: possui dificuldade para movimentação fina dos dedos; é independente para a maioria das AVDs e transferências na mesma altura.

- T1: possui movimentação completa dos membros superiores, porém sem controle de tronco.

O comprometimento funcional dos indivíduos tetraplégicos se deve em muito a perda da extensão voluntária do cotovelo, que limita sua habilidade para alcançar alvos sobre a cabeça ou empurrar objetos, reduzindo seu espaço funcional de trabalho. Vargas Ferreira et al. (2012) observou que pacientes com níveis motores mais baixos apresentam melhor habilidade funcional, porém entre os níveis C6 e C7 não houve diferença significativa na função indicando que a paralisia do tríceps braquial não parece ser um fator limitante para a execução de AVDs. Isso pode ser explicado pelo fato de que na tentativa de realizarem as atividades funcionais os pacientes utilizam-se de estratégias compensatórias, como a rotação externa do ombro associada à ação gravitacional e a inércia do braço para alcançar a extensão passiva do cotovelo (MEMBERG; CRAGO; KEITH, 2003). Hoffmann et al. (2006) também observou o importante papel da rotação escapular para atingir a extensão do cotovelo em pacientes com paralisia ou fraqueza do tríceps braquial.



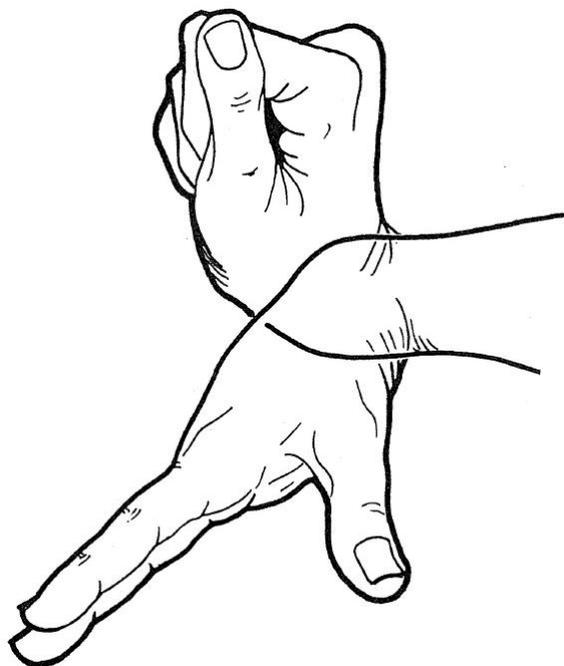
**Figura 1** – Topografia da lesão medular espinal (adaptado de Rohkamm, 2004).

Estudos indicam que os pacientes com paralisia do tríceps braquial utilizam de outros padrões musculares para realizarem alcance com modelos de movimento similares a sujeitos saudáveis. No estudo conduzido por Jacquier-Bret et al. (2009) em pacientes C6 a musculatura proximal do ombro apresentou alta

ativação durante o movimento de alcance/preensão e no artigo de Koshland, Galloway e Farley (2005) apenas os músculos agonistas do ombro foram ativados na realização do alcance em diversas direções, enquanto os controles utilizam uma combinação sinérgica de agonista-antagonista para realizarem a aceleração e desaceleração do movimento de alcance. O mesmo foi observado por Gronley et al (2000) que analisou a ativação muscular durante AVDs.

Pessoas com tetraplegia motora em C6 realizam a extensão ativa do punho. Essa função permite que eles realizem preensão por tenodese capaz de produzir força suficiente para manipular objetos e realizar AVDs, apesar de possuírem paralisia dos músculos dos dedos (HARVEY; et al., 2001). A preensão por tenodese acontece pela tensão passiva dos flexores dos dedos quando há a extensão do punho, ocorrendo o fechamento da mão (FIGURA 2). O contrário acontece quando o punho é flexionado através da ação da gravidade, de forma que os dedos estendem devido à insuficiência passiva dos extensores dos dedos, permitindo a abertura da mão (SMITH et al., 1997). Em flexão máxima do punho a força de preensão diminui em um quarto da realizada com o punho em extensão (KAPANDJI, 2000). Porém, a capacidade dos pacientes com tetraplegia em realizar atividades manuais por meio somente da preensão por tenodese é limitada e depende de outros fatores, como o nível de encurtamento muscular dos flexores longos dos dedos (LAFFONT; et al., 2007; SMITH et al., 1997).

A habilidade de executar movimentos também depende de ajustes posturais adequados para manter o equilíbrio durante o movimento dos segmentos corporais. Em pessoas com LME o equilíbrio sentado é afetado devido ao déficit sensoriomotor em tronco. Potten et al. (1999) verificaram que pacientes com lesão medular desenvolvem padrões alternativos de ajuste postural a fim de vencer as alterações do centro de gravidade ao realizar o alcance, utilizando músculos não posturais para manterem o equilíbrio sentado, como os músculos latíssimo do dorso e trapézio porção ascendente.



**Figura 2** – Efeito tenodese de punho e dedos (adaptado de Kapandji, 2000).

### 3.2 CARACTERIZAÇÃO CINEMÁTICA DO ALCANCE E PREENSÃO

O entendimento das estratégias motoras adotadas para a realização de AVDs e a definição de amplitudes de movimento (ADM) funcionais para a execução dessas tarefas são importantes para a reabilitação clínica e na condução de protocolos de tratamento para disfunções que levam à limitação da atividade funcional, como na tetraplegia. A análise cinemática do movimento vem sendo constantemente utilizada em estudos para avaliação do membro superior; no entanto, não há na literatura um protocolo padrão para a análise cinemática dos membros superiores devido à complexidade anatômica do segmento, grande número de graus de liberdade das articulações e a dificuldade em determinar uma única atividade funcional que represente o membro superior (VAN ANDEL et al., 2008; AIZAWA et al., 2010; MAGERMANS et al. 2005)

A escolha da atividade para a análise cinemática é de extrema importância. Em geral, recomenda-se que a tarefa reflita a situação específica analisada, como por exemplo, a elevação do braço para a síndrome do impacto ou o alcance em disfunções neurológicas. A tendência atual é a utilização de movimentos funcionais que representem uma atividade do cotidiano (MURPHY et al., 2006; MAGERMANS et al., 2005; AIZAWA et al., 2010; VAN ANDEL et al., 2008).

A determinação das amplitudes de movimento funcionais em atividades do membro superior depende do protocolo de colocação dos marcadores e do esquema cinemático utilizado de forma a definir o real eixo de rotação articular, no entanto, não há um consenso quanto ao melhor modelo a ser empregado. Além disso, a ocorrência de ruído cinemático é comum, em especial devido à dificuldade em determinar o eixo de rotação e aos artefatos que a pele e tecidos moles acarretam no posicionamento dos marcadores (PHADKE et al., 2011; KONTAXIS et al., 2009; WU et al., 2005 ). Outros parâmetros podem ser utilizados em protocolos cinemáticos mais simples. As variáveis temporais e espaciais dos marcadores permitem caracterizar o movimento humano quanto à harmonia, suavidade, deslocamento, trajetória, velocidade e duração.

O movimento de alcance está frequentemente presente nas AVDs, de forma a permitir ao indivíduo alcançar e segurar um objeto necessário para realizar a atividade. O esquema de velocidade do alcance é caracterizado por um gráfico suave em formato de sino, em que o pico de velocidade máxima (PVM) se localiza aproximadamente na metade entre o início e o fim do movimento (BOCK, 1990). A estratégia motora pode ser analisada através do PVM, que demonstra a transição da fase de aceleração e desaceleração. Submovimentos podem ser observados por picos de velocidade menores no decorrer da curva e estão relacionados com a necessidade de correção do comando motor para compensar a falta de acurácia do movimento (MILNER, 1992). Quando é requerida maior precisão para a realização da atividade o PVM tende a ocorrer precocemente e há um aumento do número de picos de movimento (MCCREA et al., 2002).

A coordenação entre as articulações do ombro e cotovelo pode ser avaliada por meio da trajetória percorrida pela mão durante o movimento. Esta análise é feita pela mensuração do índice de curvatura (IC), que é definido como a razão entre a trajetória percorrida pela mão e a distância em linha reta entre a posição inicial e final. No movimento de alcance normal a trajetória da mão tende a ser em linha reta, tendo o índice de curvatura um valor igual ou próximo de 1. Trajetórias mais curvas possuem valores maiores que 1, tendo a trajetória em semicírculo o  $IC=1.57$  (ARCHAMBAULT et al., 1999).

A abertura da mão é determinada como a máxima distância entre o polegar e o indicador e é um importante indicador da preensão manual. O tamanho do objeto, a distância do alvo e a presença de distúrbios neuromusculares afetam a máxima abertura de preensão (LANG et al., 2009; MARTENIUK et al., 1990).

Estudos com humanos sem alterações neurológicas avaliam a função dos membros superiores em diversas situações através da cinemática (CASTIELLO; BENNETT; CHAMBERS, 1998; EASTOUGH; EDWARDS, 2007; LEE; PORT; GEPTGOPOULOS, 1997; MURPHY et al., 2006; RAND et al.; 2008; VAN ANDEL et al., 2008). Eastough e Edwards (2007) realizaram um estudo cinemático para analisar o alcance e preensão de sujeitos saudáveis ao manipularem objetos de diferentes massas e verificaram que objetos de maior massa requerem maior contato manual para estabilização, o posicionamento final dos dedos ocorre mais perto do centro de gravidade do objeto e que há um atraso ao levantar o objeto sendo maior o pico de velocidade para levantar os objetos mais leves.

Diversos estudos caracterizaram através da cinemática o movimento de membros superiores de pacientes após acidente vascular encefálico em atividades unimanuais, bimanuais, com objetos de formas, massas e tamanhos diversos e em atividades de vida diária (LANG et al., 2006; NATHAN; JOHNSON, 2006). Entretanto, o movimento dos membros superiores de tetraplégicos ainda não foi

profundamente estudado, de modo que pouco se sabe em relação ao alcance e preensão desses pacientes.

Laffont et al. (2000) analisaram os movimentos de alcance/preensão e apontamento de quatro pacientes tetraplégicos nível C6 com o tronco preso à cadeira. No alcance/preensão os pacientes foram instruídos a moverem a mão de um ponto inicial, pegarem um cone e retornarem ao ponto de saída. Nos movimentos de apontamento foi solicitado que apontassem na direção indicada com uma ponteira e mantivessem a posição estável por dois segundos. Os resultados demonstraram que durante a tarefa de alcance/preensão os pacientes apresentaram três picos de velocidades principais (no alcance, na preensão do objeto e no transporte de volta), enquanto os controles apresentaram apenas dois picos (no alcance e no transporte de volta). A duração do movimento foi maior para os pacientes do que para os controles, especialmente devido à demora da fase de preensão. Na tarefa de apontamento os pacientes mantiveram a mão significativamente mais baixa do que o alvo indicado, localizado a 20 cm acima do nível do acrômio.

Reft e Hasan (2002) verificaram que pessoas com lesão medular cervical baixa e torácica alta (entre C7 e T4) apresentam diminuição da velocidade da mão no alcance, além de realizar trajetos mais tortuosos para atingir o alvo. Embora a dificuldade de controle do tronco possa ser um dos fatores para esses déficits, foi observado que mesmo com o tronco sustentado externamente a lentidão foi mantida, apesar disso o índice de curvatura foi menor, demonstrando um movimento mais harmonioso. O teste consistiu em alcançar o mais rápido possível um alvo posicionado a 45º abaixo da linha do ombro com e sem restrição do tronco.

O alcance de pacientes com tetraplegia nível C6-C7 foi investigado por Hoffmann et al. (2006). Os pacientes tiveram o tronco preso à cadeira de rodas e realizaram movimento de alcance em velocidade normal. A pesquisa constatou que a suavidade e velocidade da trajetória da mão foram similares aos indivíduos

saudáveis, no entanto, pacientes com paralisia severa do tríceps obtiveram o pico de velocidade levemente menor. Resultado semelhante foi encontrado em estudo conduzido por Koshland, Galloway e Farley (2005), que verificou que pacientes com LME nível C5-C6 preservam a velocidade da trajetória em formato de sino e a retidão do movimento de apontamento, porém apresentam grandes diferenças no padrão de aceleração angular do ombro, em que os pacientes exibem diversos picos de aceleração significativamente menores, enquanto os controles saudáveis possuem apenas um pico de aceleração e outro de desaceleração angular do ombro.

A caracterização angular e eletromiográfica de AVDs na tetraplegia foi realizada por Gronley et al. (2000), que avaliou em 15 pacientes nível C6 durante as atividades de pentear o cabelo, beber de um copo, alcançar um interruptor e alcançar o períneo, entre outras. Em geral, as atividades que requeriam elevação do braço foram realizadas em uma amplitude menor do que a observada em outros estudos com pessoas saudáveis, não ultrapassando 90° de flexão de ombro (atingida na tarefa de pentear o cabelo), demonstrando que os pacientes utilizam amplitudes menores de elevação do ombro para evitar o colapso do antebraço em flexão devido à paralisia do tríceps braquial. No entanto, a elevação do ombro requerida para a atividade de beber foi o dobro da observada em estudos anteriores com controles, indicando que a utilização da preensão por tenodese limita os arcos de movimento distais fazendo com o que o antebraço, punho e mão atuem em bloco como uma única unidade. Ainda neste estudo, foi observado que os níveis de ativação dos músculos do ombro foram mais altos do que os demonstrados em estudos com controle, e, além disso, os pacientes parecem ativar predominantemente os músculos agonistas para cada tarefa. Esse achado foi corroborado posteriormente por Koshland, Galloway e Farley (2005).

Em um estudo publicado em 2010, Reyes-Guzmán et al. avaliaram a atividade de beber de um copo em pessoas saudáveis, com tetraplegia nível C6 e nível C7, totalizando 24 voluntários (oito sujeitos em cada grupo). Os autores observaram que para os pacientes com tetraplegia C6 e C7 a fase de

alcance/preensão foi mais extensa e a que mais contribuiu para a duração de todo ciclo, enquanto para os controles a fase de transporte de volta do copo para a mesa foi a mais longa. O pico de velocidade na fase de alcance foi atingido mais cedo pelos pacientes C6 e C7, enquanto para a fase de transporte da ida para a boca o pico apareceu tardiamente comparado ao grupo controle. Ao contrário do observado por Gronley et al. (2000), as angulações do ombro não foram significativamente diferentes entre os grupos. Para a articulação do punho as diferenças entre os grupos foram mais importantes, indicando que durante o transporte de ida uma maior extensão do punho é necessária para segurar o objeto, enquanto no transporte de volta (inclui o desprendimento do objeto) ocorre a máxima flexão. Estes achados são possivelmente influenciados pela necessidade de realizar a preensão por tenodese, prolongando a fase de alcance e aumentando a amplitude de movimento do punho para possibilitar a preensão e desprendimento do objeto.

### 3.3 O PAPEL DA EENM NA LESÃO MEDULAR ESPINHAL

A estimulação elétrica neuromuscular (EENM) atualmente é considerada uma ferramenta importante para a reabilitação de pacientes com lesão da medula espinhal proporcionando estimulação de músculos paralisados. EENM é uma técnica que, por meio de baixos níveis de corrente elétrica, obtêm-se contração muscular. A estimulação do neurônio motor inferior, que se mantém intacto abaixo do nível da lesão, pode levar a algum controle da capacidade motora perdida além de auxiliar na manutenção das funções corporais (HAMID; HAYEK, 2008).

A aplicação terapêutica de EENM em pacientes com LME pode induzir o aumento do trofismo muscular, retardo da atrofia dos músculos e diminuição da espasticidade. A melhora no trofismo parece ser mais acentuada quando a eletroestimulação proporciona conjuntamente movimento dos membros, como, por

exemplo, com o uso de cicloergômetro (ABREU et al., 2009; SHEFFLER; CHAE, 2007). A função cardiorrespiratória também pode melhorar após treino com eletroestimulação e movimento dos membros (CARVALHO; CLIQUET JR, 2006; SHEFFLER; CHAE, 2007).

Em pacientes neurológicos a imobilização causada pela ausência de movimento ativo leva a uma diminuição da massa óssea, podendo causar fraturas patológicas. Estudos comprovam que o uso de EENM com exercícios de bicicleta foi eficaz para aumentar a massa mineral óssea dos pacientes com LME (SHEFFLER; CHAE, 2007). Carvalho et al. (2006) verificaram que houve um aumento dos marcadores ósseos e da densidade mineral óssea de pacientes tetraplégicos após protocolo de deambulação em esteira através de suporte parcial de peso e EENM.

A eletroestimulação não é utilizada apenas para propósitos terapêuticos, mas também em tarefas funcionais, como ficar em pé e deambular. O primeiro uso da EENM funcional foi na aplicação para a queda do pé durante a marcha em hemiplégicos, desenvolvida em 1961 por Liberson et al.. Desde então a estimulação elétrica tem sido utilizada principalmente no auxílio da locomoção, porém sua utilização evoluiu na assistência para respiração, disfunções vesicais, úlceras de pressão e na função dos membros superiores (HAMID; HAYEK, 2008).

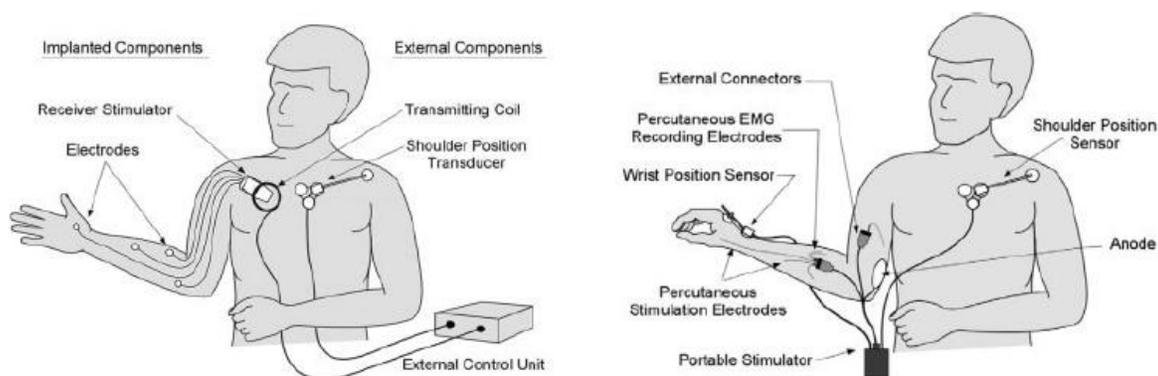
Os sistemas de estimulação elétrica neuromuscular são atualmente microprocessados e permitem a utilização de diversos canais, em sequência ou em conjunto, proporcionando um sinergismo mais adequado de ativação dos músculos. O sistema pode ter controle em malha aberta (*open-loop*) ou fechada (*closed-loop*). O controle em malha aberta é usado para tarefas simples e não apresenta realimentação (*feedback*) ao sistema, de modo que a saída elétrica não é alterada, mantendo os mesmos parâmetros durante a estimulação. Já em um sistema com controle em malha fechada os parâmetros da eletroestimulação podem ser modificados via realimentação, com informações sobre a força, angulação e pressão exercidas ao sistema.

Em pacientes tetraplégicos o enfoque principal da utilização de EENM é a recuperação da preensão e pinça. A maioria dos sistemas, denominados neuropróteses, foram desenvolvidos para pacientes com nível motor C5 e C6, como o *Freehand* e *HandMaster*, porém alguns pacientes com nível C4 podem ser beneficiados. Ainda não foi implantado clinicamente nenhum sistema de eletroestimulação para pacientes com lesão motora de C4 para cima. Em pacientes com nível C7 e C8 há outras opções de tratamento, como transferência tendinosa, que podem proporcionar função adequada da mão (HAMID; HAYEK, 2008; SHEFFLER; CHAE, 2007).

### **3.3.1 Neuropróteses para preensão na tetraplegia**

A neuroprótese *Freehand* possui três gerações e foi desenvolvida pelo Centro Cleveland de Estimulação Elétrica Funcional para proporcionar a preensão lateral e palmar em pacientes com lesão medular nível C5 e C6 (FIGURA 3). A primeira geração é composta por oito canais de eletroestimulação implantados cirurgicamente com uma unidade externa de controle pelo paciente e foi reportada em 1986 (KILGORE et al., 1989), sendo aprovada pela Administração de Alimentos e Medicamentos dos Estados Unidos (FDA – *Food and Drug Administration*), ficando conhecida comercialmente como *Freehand*. A segunda geração foi implementada em 1997, possui 10 canais e um sensor de posição para o punho, já a terceira geração foi utilizada pela primeira vez em 2003 e apresenta 12 canais de eletroestimulação e outros dois canais de EMG posicionados em músculos com controle voluntário do paciente, de modo a proporcionar *feedback* ao sistema. A ativação do sistema é realizada por um controle implantado no tórax do paciente, para a primeira geração a contração é controlada pelo paciente por meio da elevação do ombro contralateral identificada por um sensor de posição aplicado externamente. A angulação do punho e a EMG são utilizadas para controlar a contração na segunda e terceira geração, respectivamente (KILGORE; PECKHAM; KEITH, 2009). O sistema é

frequentemente utilizado em combinação com cirurgia de transferência tendinosa, normalmente transferindo o músculo braquiorradial para o extensor radial do carpo para extensão voluntária do punho e do deltóide posterior para o músculo tríceps braquial com a finalidade de extensão do cotovelo (TAYLOR; ESNOUF; HOBBY, 2002).



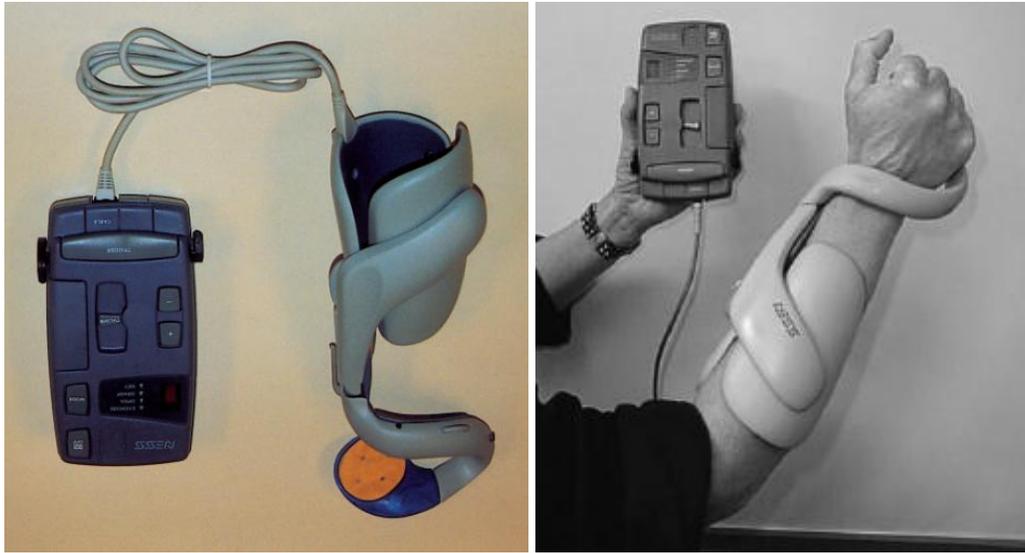
**Figura 3** – Neuroprótese *Freehand* (adaptado de Scheffler e Chae, 2007).

Para a abertura da mão, os músculos extensor comum dos dedos, extensor próprio do indicador e extensores curto e longo do polegar são utilizados no sistema *Freehand*. Na preensão lateral os músculos adutor do polegar e flexores superficial e profundo dos dedos são os mais comumente utilizados, enquanto para a preensão palmar o abductor curto e oponente do polegar e flexor superficial dos dedos são selecionados (KILGORE et al., 1989). Estudos demonstram que o sistema *Freehand* melhora a função e força de preensão durante a sua utilização, principalmente para pacientes nível C5 (MULCAHEY et al., 2004; TAYLOR; ESNOUF; HOBBY, 2001; 2002). No entanto, após um ano de uso por pacientes com lesão medular crônica Taylor, Esnouf e Hobby (2002) não observaram melhora significativa da função ou preensão sem a utilização do sistema, indicando que não houve efeito terapêutico importante com a EENM.

Desde 2008 o sistema *Freehand* não está mais disponível para comercialização (HAMID; HAYEK, 2008).

O sistema *Handmaster*, também denominado NESS H200, é composto por uma órtese estabilizadora para punho (10º a 20º de extensão) com cinco eletrodos superficiais acoplados para a estimulação dos músculos extensor comum dos dedos, extensor curto do polegar, flexor superficial dos dedos, flexor longo do polegar e músculos tenares (FIGURA 4). O acionamento é realizado por um controle separado e permite a preensão palmar e lateral, além das opções de fortalecimento e uso funcional. Atualmente encontra-se para comercialização e foi aprovada pelo FDA em 2001 (HAMID; HAYEK, 2008). Os parâmetros utilizados são largura de pulso entre 10-500µs, frequência de 18Hz para o treino funcional e 36Hz para o fortalecimento e amplitude máxima de 60mA. A intensidade pode ser ajustada pelo paciente variando a largura de pulso. A sequência de estimulação utilizada na preensão palmar é a ativação dos extensores dos dedos e polegar para a abertura da mão, seguida pela estimulação dos flexores dos dedos e polegar e dos tenares. Para a preensão lateral é estimulada a flexão dos dedos e a extensão do polegar para a aquisição do objeto e então os flexores dos dedos e polegar e os tenares são estimulados para a preensão (SNOEK et al., 2000).

Em seus estudos, Alon e McBride (2003) e Snoek et al. (2000) avaliaram a utilização do *Handmaster* em pacientes com tetraplegia C5-C6 e verificaram que os pacientes se beneficiaram do sistema, com melhora nas atividades funcionais e na força de preensão, principalmente os voluntários que não possuem extensão ativa do punho. É importante notar que os pacientes com nível motor C6 podem não se adaptar ao sistema devido à órtese rígida que limita a extensão voluntária do punho, dificultando a preensão por tenodese, além de impedir a completa supinação do antebraço.



**Figura 4** – Sistema *Handmaster* (adaptado de Snoek et al., 2000, e de Scheffler e Chae, 2007).

Um sistema recomendado para pacientes C6-C7 é o *Bionic Glove*, que consiste em uma luva sem dedos com um sensor de posição para punho e três canais de estimulação (FIGURA 5). Para permitir a abertura da mão um eletrodo é posicionado no antebraço dorsalmente no ponto motor do abductor longo do polegar e para o fechamento da mão um eletrodo é posicionado ventralmente nos flexores superficial dos dedos e longo do polegar e outro eletrodo nos músculos tenares. O paciente controla o sistema realizando flexoextensão do punho, sendo que ao realizar a extensão é ativada a preensão para aperfeiçoar a tenodese e a abertura da mão ocorre quando há flexão do punho. A *Bionic Glove* possui onda retangular bifásica, com frequência de 20-30Hz, largura de pulso entre 100-200 $\mu$ s e amplitude de 25 a 35V (PROCHAZKA et al., 1997). A utilização da *Bionic Glove* permite aos pacientes uma melhora na força de preensão e nas atividades de vida diária. Apesar disso, o sistema apresenta pontos negativos na dificuldade de colocação do equipamento e na fragilidade dos componentes (PROCHAZKA et al, 1997; POPOVIC et al., 1999).



**Figura 5** – Sistema *Bionic Glove* (adaptado de Popovic et al., 1999).

Outro sistema que foi desenvolvido para aprimorar a manipulação de objetos por pacientes tetraplégicos C5-C6 é o *Compex Motion*, anteriormente denominado *ETHZ-ParaCare FES* (FIGURA 6). O sistema é composto de quatro canais de eletroestimulação e *software* integrado para determinar a sequência e parâmetros de estimulação. O diferencial deste sistema é a possibilidade de utilização para diversas terapias, como marcha e estimulação de músculos desnervados, devido a diversidade de programação possível através do *software*, desde frequência (1-100Hz), amplitude de pulso (0-125mA), largura de pulso (0-16ms), número de canais e sequência de estimulação, além de permitir integração com outros sistemas como *biofeedback* por EMG (POPOVIC; KELLER, 2005).

Em estudos que utilizaram o *Compex Motion* os parâmetros de eletroestimulação foram onda bifásica simétrica, amplitude de pulso de 8-50mA, largura de pulso de 250 $\mu$ s e frequência de 20-40Hz. Para a abertura da mão é comumente estimulado o músculo extensor comum dos dedos e para a preensão os flexores superficial e profundo dos dedos, flexor longo do polegar e a oponência do polegar (por meio da estimulação do nervo mediano ou da região tenar). A flexão e extensão do punho também podem ser incorporadas no

tratamento. A ativação do sistema é realizada pelo paciente por um controle externo ou EMG, que ao ser acionado inicia a estimulação dos extensores dos dedos por um tempo pré-determinado (usualmente 3-2 segundos) e então gradualmente ocorre a flexão dos dedos, que é interrompida após novo comando que irá proporcionar a abertura da mão para o desprendimento do objeto. Com a utilização da EENM os pacientes obtiveram melhora na função durante o uso da neuroprótese, além de indicar uma melhora na independência após meses de uso (POPOVIC et al., 2006; MANGOLD et al., 2005).



**Figura 6** – Sistema *Compex Motion* (adaptado de Popovic, Popovic e Keller, 2002).

Castro e Cliquet (1997; 2000) desenvolveram um sistema de eletroestimulação em malha fechada que proporciona a preensão lateral e palmar da mão. Através de oito canais de eletroestimulação foi definida uma sequência de estimulação dos músculos intrínsecos e extrínsecos da mão a fim de proporcionar movimentos funcionais como beber, comer e escrever. O *feedback* ao sistema foi gerado através de sensores de força acoplados a uma luva convencional, de forma a informar a força de preensão durante a manipulação de um objeto.

Varoto, Barbarini e Cliquet (2008) ampliaram o alcance desse sistema e desenvolveram um sistema híbrido, unindo EENM, órteses mecânicas e a luva de

*feedback* (CASTRO; CLIQUET, 1997; 2000), para pacientes tetraplégicos com movimentação preservada de escápula e ombro. O sistema pode ser acionado através de comandos verbais simples que geram flexão e extensão do cotovelo e preensão manual e provê *feedback* visual e auditivo ao paciente que pode regular a intensidade do movimento conforme sua necessidade.

Apesar desse sistema ter se mostrado eficaz para auxiliar pacientes tetraplégicos no alcance, ainda não se pode dizer que é aplicável ao cotidiano do paciente, de modo que ainda não foram realizados testes clínicos a fim de verificar o comportamento do sistema na realização de atividades funcionais, como pegar e deslocar objetos (VAROTO et al., 2011). Portanto, espera-se com o presente estudo analisar a viabilidade e o comportamento do sistema híbrido para tetraplégicos em atividades manuais de alcance, preensão e manipulação, com o auxílio da eletroestimulação neuromuscular. Assim sendo, o estudo mostra-se relevante no que tange a reabilitação dos membros superiores de pacientes tetraplégicos, proporcionando por meio do sistema híbrido maior independência e funcionalidade aos pacientes. Além disso, esse sistema é inovador por promover função do membro superior a lesados medulares com nível motor C4, já que não requer movimentação ativa do cotovelo.

## **4 CASUÍSTICA E MÉTODOS**



Foram selecionados para o estudo 19 indivíduos, sendo o grupo controle composto de 5 voluntários saudáveis e o grupo intervenção foi formado por 14 pessoas com tetraplegia crônica, com nível motor entre C4 e C7, todos os voluntários do sexo masculino. Os pacientes foram triados do Ambulatório de Reabilitação do Lesado Medular, localizado no Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas (HC-UNICAMP). Todos os sujeitos, após esclarecimento, leram e assinaram do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, concordando voluntariamente em participar (ANEXO A). O trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da UNICAMP parecer número 291/2009.

Os critérios de inclusão consistiram em lesão medular de origem traumática, no mínimo dois anos de lesão, nível motor entre C4 e C7 e idade acima de 18 anos. Os critérios de exclusão foram: déficit cognitivo, lesões de pele nos membros superiores, cirurgia de transferência tendínea nos membros superiores, incapacidade de se manter sentado livremente em cadeira de rodas com suporte para as costas, distúrbios osteomusculares no membro superior e déficits neurológicos prévios.

#### 4.1 PROCEDIMENTOS

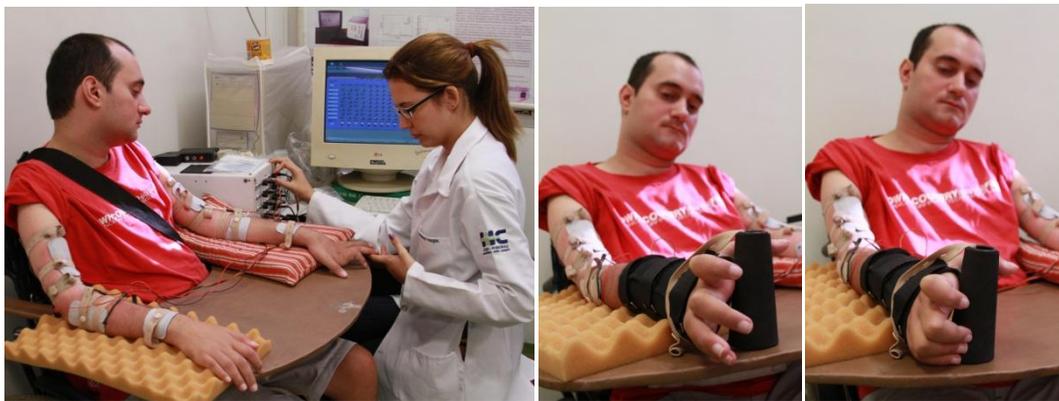
##### **4.1.1 Fortalecimento e treino funcional com EENM**

Os voluntários do grupo intervenção participam do Ambulatório de Reabilitação do Lesado Medular – UNICAMP, realizando fortalecimento e treino funcional com EENM dos membros superiores uma vez por semana. Para a reabilitação dos membros inferiores os pacientes realizam fortalecimento com EENM e/ou marcha na esteira com EENM e suspensão parcial de peso.

O eletroestimulador é composto por oito canais e possui corrente pulsada com onda quadrada monofásica, frequência de 25Hz e largura de pulso

de 300 $\mu$ s. A amplitude do canal é ajustada até atingir o nível motor e/ou a tolerância do paciente, com máximo de 130Vp. Eletrodos de superfície autoadesivos, com gel condutor, são posicionados sobre regiões da pele correspondentes aos ventres musculares, nervos periféricos ou pontos motores dos músculos alvo.

Para uma resposta adequada à EENM os músculos estimulados necessitam de uma fase inicial de fortalecimento, em que se realiza a eletroestimulação dos músculos alvo durante 20 minutos e se solicita que eles pensem nos comandos executados seguindo os movimentos gerados através da estimulação elétrica (abertura da mão e preensão palmar) (FIGURA 7). O número necessário de sessões para o fortalecimento muscular é variável e depende da ausência de lesão de neurônio motor inferior e do nível de lesão medular.



**Figura 7** – Paciente realizando eletroestimulação dos membros superiores, fase de fortalecimento muscular.

Após esse período é iniciado o treinamento funcional progressivo, em que o paciente manipula objetos com o uso da EENM. Os objetos escolhidos foram cones plásticos e cilindros de náilon com espessura e pesos variados, de

modo que o paciente possa progredir em relação à força de preensão e abertura da mão (FIGURA 11).

O movimento solicitado aos pacientes é pegar com a mão direita o objeto localizado ipsilateralmente (3 segundos), levar em direção à boca (2 segundos), transportar de volta para a mesa na linha média (2 segundos), pegar com a mão esquerda (3 segundos), levar novamente em direção à boca (2 segundos), posicionar o objeto na mesa à esquerda (2 segundos) e então repetir o movimento iniciando com a mão esquerda. Esta tarefa promove coordenação e requer que o paciente consiga elevar o objeto realizando força de preensão e movimentos articulares de ombro e cotovelo (auxiliados pela EENM), porém não é um movimento difícil de ser realizado, evitando dessa forma a frustração.

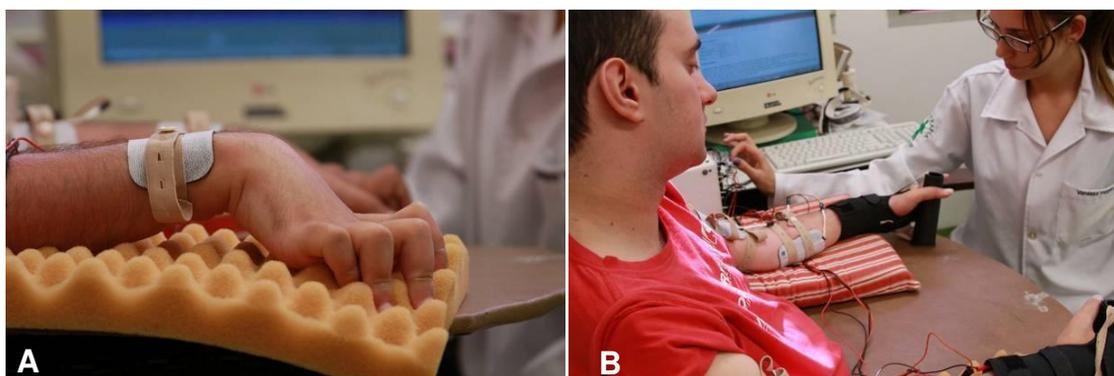
Os músculos selecionados para estimulação foram: deltóide anterior, bíceps braquial, tríceps braquial, extensores do carpo, extensor comum dos dedos, flexores dos dedos, abductor longo do polegar e músculos tenares (oponente do polegar e abductor curto do polegar). Tendo em vista que cada nível de lesão medular apresenta peculiaridades quanto à paralisia muscular, protocolos de EENM foram definidos conforme demonstrado na Tabela 1. Foi utilizado o protocolo que mais se adaptou à resposta funcional do paciente.

**Tabela 1 – Protocolos de eletroestimulação neuromuscular**

Músculos	Bíceps	Ext punho	Tríceps	Deltóide	Ext dedos	Fl dedos	Tenares	AbLP
Protocolo 1								
Protocolo 2								
Protocolo 3								
Protocolo 4								

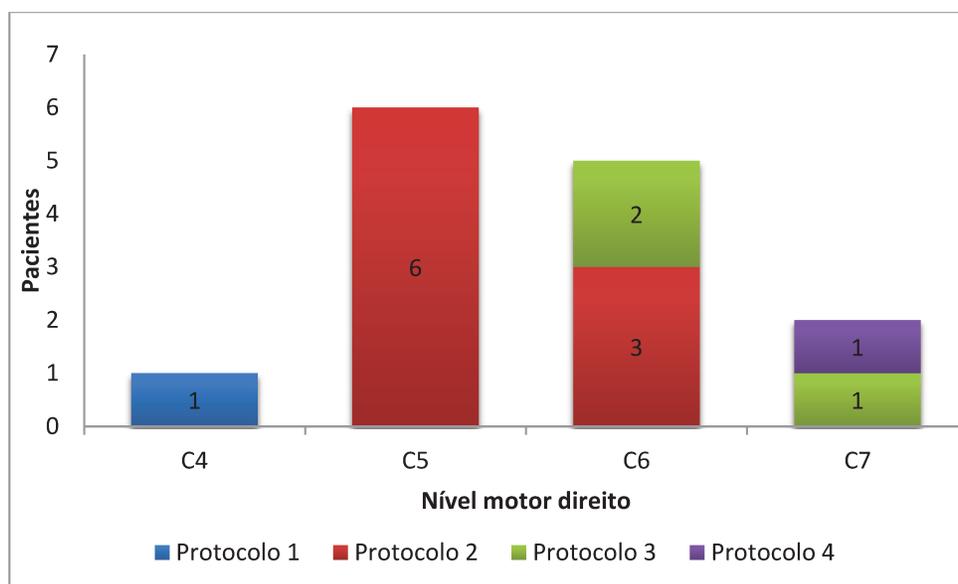
Ext, extensores; Fl, flexores; AbLP, abductor longo do polegar.

A estimulação do músculo deltóide anterior é realizada se o paciente apresentar tolerância à dor e considerar que auxilia no alcance dos objetos. A estimulação dos extensores do punho compreende a estimulação dos extensores do carpo (radial e ulnar) e, se possível, do nervo radial. Através da estimulação do nervo radial, ramo interósseo posterior, é verificada a resposta de extensão do punho, dos dedos e do polegar, no entanto, também pode ocorrer a supinação, dificultando a atividade funcional. A extensão dos dedos é realizada posicionando o eletrodo mais distal da colocação para a extensão do punho, porém em alguns casos não é conseguida isoladamente. A estimulação do abductor longo do polegar ocorre com o posicionamento do eletrodo verticalmente na face radial do antebraço. Caso necessário, uma órtese estabilizadora do punho em posição funcional é utilizada para evitar a flexão do punho durante a estimulação, como pode ser visto na Figura 8.



**Figura 8** – (A) Resposta em flexão de punho e dedos durante a preensão. (B) Paciente realizando EENM com órtese para estabilização do punho em posição funcional.

O protocolo de EENM selecionado para o paciente foi relacionado referente ao nível motor direito no Gráfico 1.

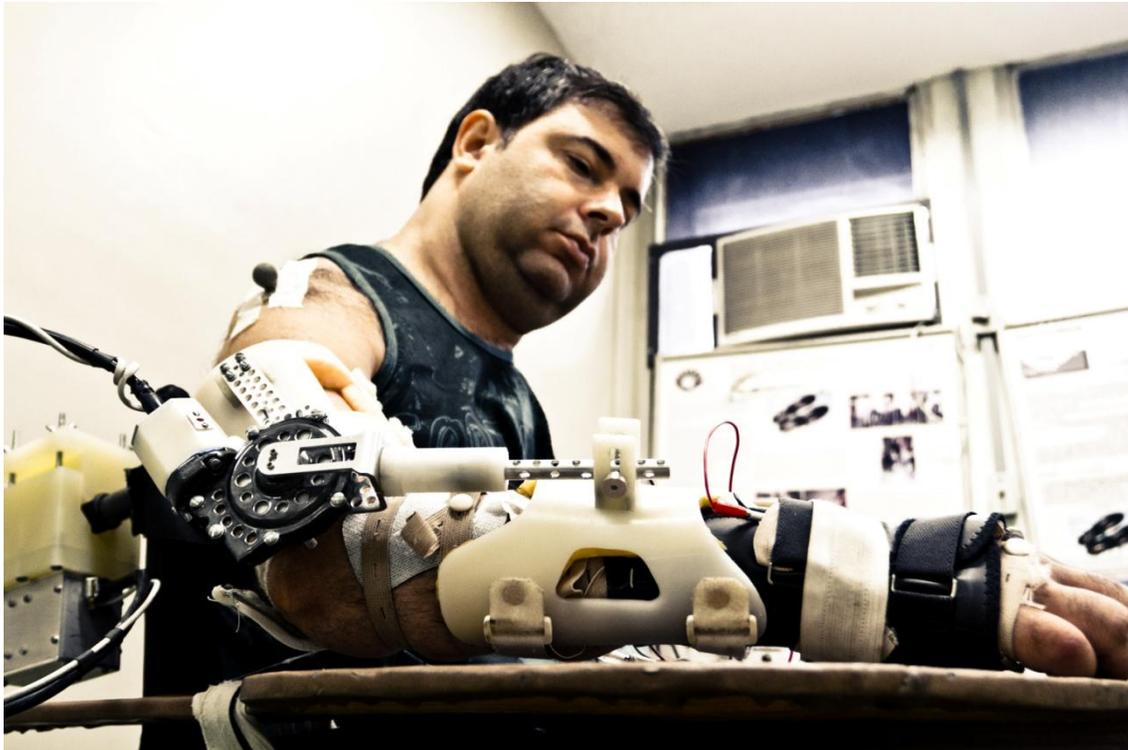


**Gráfico 1** – Protocolos de EENM referente ao nível motor direito.

#### 4.1.2 O sistema híbrido

O sistema híbrido (VARATO; BARBARINI; CLIQUET, 2008) é composto de uma órtese dinâmica para cotovelo, luva com sensores de força e EENM para a preensão manual (FIGURA 9). A órtese dinâmica para cotovelo provê flexoextensão com suporte para antebraço na velocidade de 15°/s e amplitude de 20° (máxima extensão) a 120° (máxima flexão). A preensão é gerada pelo sistema de EENM e uma órtese de posicionamento para o punho é utilizada quando necessário.

A luva com sensores de força permite *feedback* sobre a força de preensão gerada. O sistema, juntamente com o usuário, forma um circuito *closed-loop* de controle por comando de voz. No entanto, a luva e o controle por voz não foram utilizados no presente estudo, de forma que a órtese dinâmica foi controlada pela pesquisadora.



**Figura 9** - Paciente com o sistema híbrido: órtese dinâmica para cotovelo, órtese de posicionamento para o punho e EENM.

## 4.2 AVALIAÇÃO CLÍNICA E CINEMÁTICA

### 4.2.1 Avaliação clínica dos pacientes com tetraplegia

A avaliação clínica foi realizada seguindo o protocolo da *American Spinal Injury Association – ASIA* (MAYNARD et al., 1997), em que se pode identificar o nível e severidade da lesão através do componente motor (máximo de 100 pontos) e sensorial (máximo de 112 pontos). Para o componente motor, os grupos musculares chave são pontuados conforme o teste de resistência manual, graduado de 0 (ausência de contração muscular) a 5 (normal – contração muscular contra resistência manual máxima). A pontuação motora do membro superior (PMMS) foi calculada somando os valores dos grupos musculares entre C5 e T1 a direita (PMMSD) e esquerda (PMMSE) (ANEXO B).

O nível de independência funcional foi avaliado pela Medida de Independência Funcional – domínio motor (MIFm), que verifica o desempenho do indivíduo em um conjunto de 13 itens, incluindo cuidados pessoais, controle dos esfíncteres, transferências e locomoção (RIBERTO et al., 2001; 2004). Cada item possui uma escala de 7 pontos, sendo o valor 0 correspondente à dependência total e 7 à realização de tarefas de forma independente (ANEXO C).

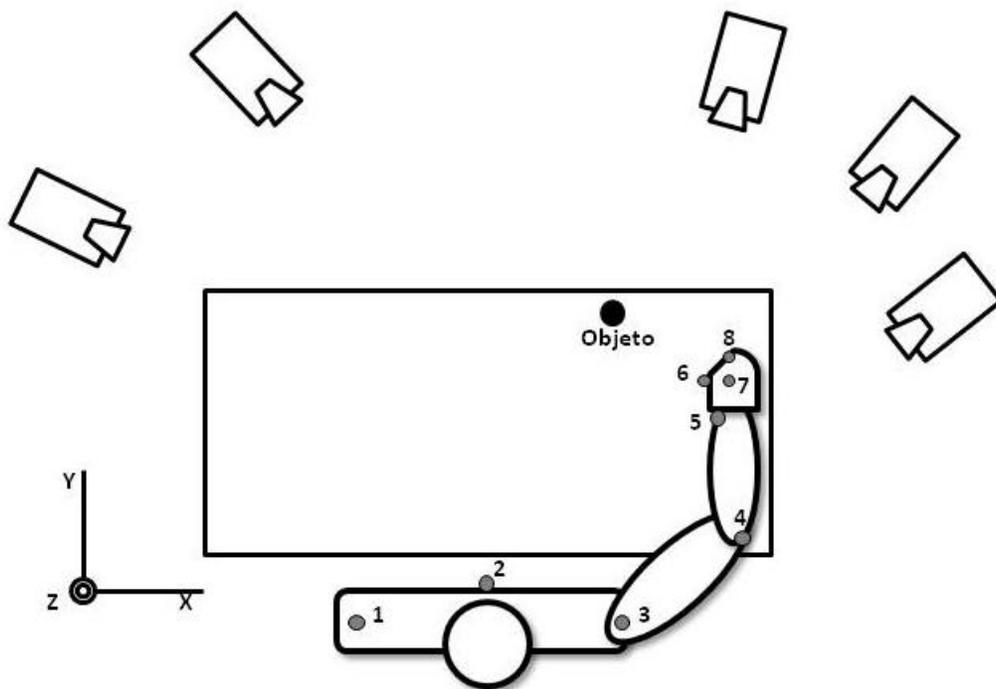
Também foi verificado se o paciente faz uso da preensão por tenodese para realizar a manipulação de objetos.

As avaliações clínicas foram realizadas por fisioterapeutas do Ambulatório de Reabilitação do Lesado Medular – UNICAMP e foi utilizada a avaliação mais próxima da data do teste cinemático (máxima diferença de 3 meses).

#### **4.2.2 Análise cinemática**

Na análise cinemática foi utilizado o sistema optoeletrônico de captura tridimensional de movimentos ProReflex (Qualisys, Suécia), os dados foram adquiridos através do programa Qtrac Capture (versão 2.51, Qualisys, Suécia). Foram posicionadas cinco unidades de captura do movimento (MCU – *Motion Capture Unit*) com emissores luminosos na faixa de infravermelho em regime pulsado a 240Hz, que durante a captura emitem pulsos de luz iluminando os marcadores reflexivos. Para a visualização o sistema Qtrac View (versão 2.53, Qualisys, Suécia) foi utilizado. Com os dados obtidos das MCUs são calculadas as coordenadas tridimensionais de cada marcador, definindo a variação de posição das articulações durante o movimento, por meio dos eixos X (laterolateral), Y (anteroposterior) e Z (vertical). O sistema foi calibrado com o volume de captura de 50 x 60 x 60 cm.

Para a análise cinemática os voluntários utilizaram vestes adequadas de sua preferência, de modo que ambos os ombros ficassem expostos para posicionamento adequado dos marcadores, que foram dispostos no processo xifoide (esterno), acrômio bilateralmente (ombro esquerdo e direito), epicôndilo lateral direito (cotovelo), processo estilóide do rádio direito (punho), articulação metacarpofalangeana do segundo dedo direito (MCF), articulação interfalangeana do primeiro dedo (polegar) e na articulação interfalangeana proximal do segundo dedo (indicador) (FIGURA 10). Os marcadores foram posicionados com fita adesiva ou através de faixas com velcro, de maneira a não impedir a amplitude de movimento articular.



**Figura 10** – Montagem do ambiente de coleta cinemática. Posicionamento das MCUs, objeto e marcadores reflexivos: (1) ombro esquerdo, (2) esterno, (3) ombro direito, (4) cotovelo, (5) punho, (6) polegar, (7) MCF e (8) indicador.

Os voluntários do grupo controle sentaram em uma cadeira comum com braços e os pacientes mantiveram-se sentados em sua própria cadeira de rodas. Foi acoplada à cadeira uma mesa em U para a realização da tarefa mimética de beber com o membro superior direito, utilizando-se da preensão palmar. A posição inicial foi determinada como sendo o punho em posição neutra, ombro a zero grau de flexão e cotovelo a aproximadamente 90 graus de flexão, no entanto a altura da mesa não pode ser adaptada de maneira que a angulação inicial variou para cada sujeito. O indivíduo deveria alcançar o objeto posicionado ipsilateralmente à sua frente, afastado para a direita a 15cm do centro, pegá-lo e trazê-lo em direção à boca, devolvê-lo ao centro e retornar à posição inicial. O objeto foi posicionado considerando o máximo alcance do sujeito sem ocorrer flexão do tronco, sendo determinada para os voluntários saudáveis como a distância entre a linha axilar média e o processo estilóide do rádio.

O membro superior esquerdo deveria ser posicionado relaxado em cima da mesa. Foi orientado aos voluntários que realizassem a tarefa livremente, sem se preocuparem com a velocidade, duração ou precisão da atividade, para que a tarefa se assemelhasse ao movimento mais natural possível. O sucesso da tarefa, isto é, conseguir pegar o objeto e transportá-lo adequadamente, não foi considerado determinante. Deste modo, todos os pacientes tentaram realizar a tarefa e caso não conseguissem deveriam desistir livremente quando considerassem que não seriam capazes de realizá-la.

Os objetos utilizados na avaliação do grupo controle foram três cilindros de náilon de espessuras e pesos diferentes, sendo estes: cilindro pequeno (200g de massa, 115mm de altura e 40mm de diâmetro), cilindro médio (275g, 115mm, 50mm), cilindro grande (480g, 115mm, 60mm) (FIGURA 11). Para cada cilindro a atividade foi repetida cinco vezes, sendo que as três melhores repetições foram selecionadas para análise.



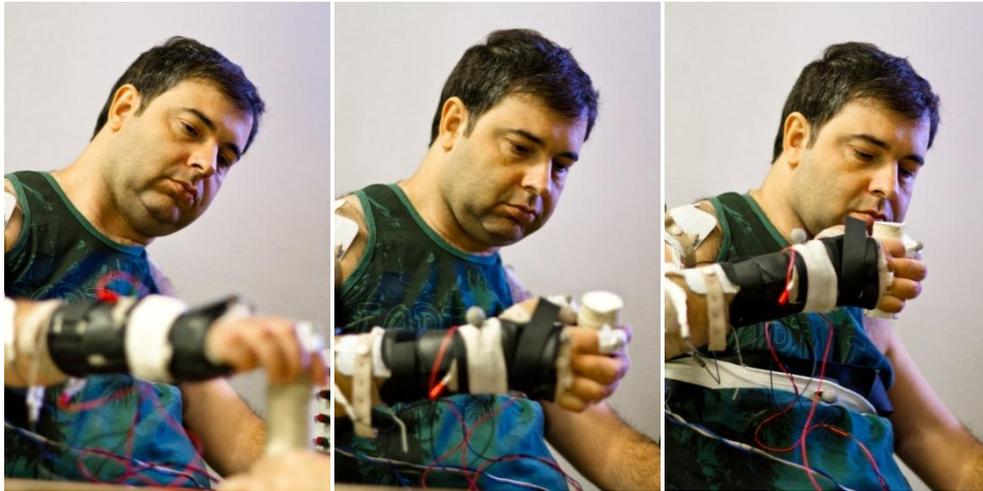
**Figura 11** – Da esquerda para a direita: cilindro pequeno, cone, cilindro médio e cilindro grande.

Na avaliação do grupo intervenção foram realizados três testes: movimento livre, com EENM e com o sistema híbrido. Para cada teste, o voluntário realizou a preensão de dois objetos, com três repetições cada. De forma a permitir a comparação inter e intragrupo o voluntário realizou o teste com um cone plástico (20g de massa, 110mm de altura, 30mm de diâmetro na borda superior e 40mm de diâmetro na borda inferior) e com o maior cilindro que ele foi capaz de manipular com a EENM (FIGURA 11). Caso o paciente não fosse capaz de realizar a preensão de nenhum objeto, o cone e o cilindro pequeno foram utilizados no teste.

#### 4.2.2.1 Teste com EENM e sistema híbrido

Na avaliação cinemática do grupo intervenção também foram realizados testes com a EENM e com o sistema híbrido, que inclui a órtese dinâmica para cotovelo e a EENM. O protocolo de EENM utilizado foi o mesmo que o paciente executa na fase de fortalecimento e treino funcional, estando assim familiarizado com a atividade. Para o teste cinemático a estimulação foi dividida nas fases:

alcance, apreensão, transporte de ida, transporte de volta, desprendimento e retorno a posição inicial (FIGURA 12). A temporização variou entre os voluntários, principalmente para a fase de alcance, e foi definida previamente ao teste (TABELA 2).



**Figura 12** – Paciente fazendo o alcance, apreensão e transporte do objeto durante teste com EENM,

Durante a utilização do sistema híbrido, os músculos bíceps braquial, deltóide anterior e tríceps braquial não foram estimulados, de forma a permitir que apenas a órtese dinâmica fosse responsável pelo movimento do cotovelo. Desse modo, para o sistema híbrido os protocolos de estimulação foram mantidos, com exceção dos músculos supracitados. Além disso, apenas as fases de alcance (que inclui a abertura da mão) e de desprendimento tiveram sua duração variada para cada paciente, pois a velocidade da órtese dinâmica foi fixada em 15º/s e controlada externamente (TABELA 2).

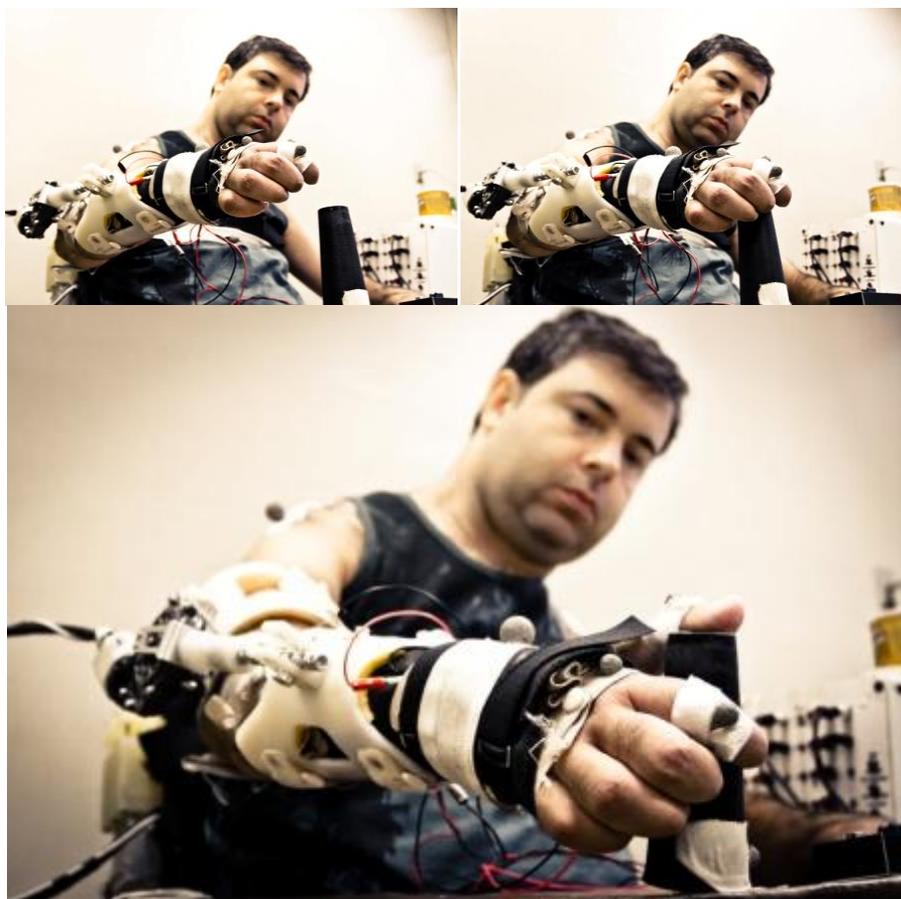
**Tabela 2 – Temporização da EENM para a avaliação cinemática**

Músculos	Alcance	Preensão	Transporte de ida	Transporte de volta	Desprendimento	Retorno
Bíceps braquial						
Ext do punho						
Ext dos dedos						
AbL do polegar						
Deltóide anterior						
Tríceps braquial						
Fl dos dedos						
Tenares						
<b>Duração em segundos, mínimo-máximo (mediana)</b>						
<b>EENM</b>	3-7 (4)	1-2 (1)	2	2	1-2 (1)	4
<b>Sistema híbrido</b>	3-7 (4)	1	7	7	1-2 (1)	4

Ext, extensores; AbL, abductor longo; Fl, flexores; EENM, eletroestimulação neuromuscular.

No ponto inicial a órtese foi posicionada aproximadamente a 90º de flexão do cotovelo, sendo então acionada a fase de extensão concomitantemente com a EENM. Após a total extensão do cotovelo (20º) o movimento era pausado e a EENM iniciada a fim de permitir que o paciente realizasse a preensão do objeto. A fase de flexão era então acionada para o transporte do objeto à boca e após 120º de flexão o movimento era automaticamente alternado para a extensão. Ao atingir-se a extensão completa o movimento era novamente pausado para possibilitar o desprendimento, sendo então acionada a flexão para o retorno do braço para a posição inicial. A Figura 13 ilustra o paciente realizando a avaliação cinemática com o sistema híbrido.

Antes da aplicação da avaliação, foram realizados testes com o sistema híbrido de forma a determinar a duração das fases, além de propiciar ao paciente melhor familiaridade com o sistema, visto que o voluntário não deve resistir ativamente ao movimento gerado pela órtese dinâmica.



**Figura 13** – Paciente realizando alcance e preensão do objeto com o sistema híbrido.

#### 4.2.2.2 Análise das variáveis cinemáticas

O paciente com nível motor C4 não foi capaz de realizar o alcance em nenhuma intervenção. Optou-se então por excluir seus dados da análise cinemática.

Os dados cinemáticos foram analisados visualmente pelo programa *Qtrac View* para garantir que os marcadores foram capturados corretamente. Em algumas coletas realizadas no grupo de pacientes certos marcadores estavam parcialmente escondidos de forma a inviabilizar a coleta ou a análise de uma variável cinemática específica. Sendo assim, para o grupo de pacientes algumas

variáveis não foram analisadas para determinado voluntário ou foi usada a média entre duas coletas. É importante ressaltar que no primeiro caso o número da amostra foi reduzido.

A determinação das fases foi realizada manualmente por meio da visualização do movimento no programa *Qtrac View* conforme determinado na Tabela 3. Deve-se notar que a fase de alcance pode incluir ou não o sucesso na preensão do objeto, tendo o paciente liberdade para determinar o fim da atividade. Deste modo, nem todos os pacientes realizaram a fase de transporte de ida. Apenas as fases de alcance (inclui a abertura da mão e preensão) e transporte de ida foram analisadas.

**Tabela 3 – Determinação das fases da tarefa mimética de beber**

<b>Fase</b>	<b>Início</b>	<b>Detectado por</b>	<b>Final</b>	<b>Detectado por</b>
<b>Alcance (sucesso na tarefa)</b>	Voluntário inicia o movimento em direção ao objeto	Marcador do punho inicia o movimento	Final da preensão, começa o movimento em direção à boca	Marcador do punho inicia movimento em direção à boca
<b>Alcance (sem sucesso na tarefa)</b>			Sem sucesso, paciente finaliza a atividade e retorna à posição inicial	Marcador do punho inicia movimento de retorno à posição inicial
<b>Transporte de ida</b>	Voluntário inicia o movimento em direção à boca	Marcador do punho inicia movimento em direção à boca	Voluntário inicia o movimento em direção à mesa	Marcador do punho inicia movimento em direção à mesa

As variáveis foram obtidas pelo programa MATLAB 7.0 (MathWorks), sendo elas:

- **Tempo do movimento:** a duração da fase de alcance e transporte de ida.

- **Trajétoria do esterno:** comprimento da trajetória percorrida pelo marcador do esterno no alcance e transporte de ida.
- **Índice de curvatura:** divisão do comprimento da trajetória do punho pela distância entre a posição inicial e final do marcador do punho na fase de alcance.
- **Pico de velocidade máxima:** amplitude do pico de velocidade máxima na fase de alcance.
- **Razão do pico de velocidade máxima:** calculado pela porcentagem do tempo entre o início do alcance até o pico de velocidade máxima.
- **Abertura da mão:** distância máxima no alcance entre o marcador do polegar e do indicador.
- **Distância punho-esterno:** distância entre os marcadores do punho e esterno no final de cada fase.

#### 4.2.2.3 Índice de acertos na tarefa

Também foram computados os números de acertos na tarefa, sendo estes: alcançar o objeto, realizar a preensão, conseguir levar o objeto à boca, retorná-lo à mesa e conseguir desprender o objeto. A falha foi determinada caso o paciente derrubasse o objeto ou não fosse capaz de realizar o movimento. Caso houvesse falha na execução da tarefa o paciente deveria suspender a atividade e retornar à posição inicial, neste caso as etapas seguintes também foram consideradas falhas.

Foram analisadas as três tentativas realizadas pelo paciente, totalizando no máximo 15 acertos para cada intervenção: livre, com EENM e com o sistema híbrido.

### 4.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os valores médios de cada parâmetro foram calculados, assim como o desvio padrão, mediana e valores mínimo e máximo.

Três cilindros de diferentes diâmetros e massas foram utilizados na execução da tarefa pelo grupo controle. Para o grupo de pacientes apenas um dos cilindros foi utilizado, sendo selecionado aquele que fornecia maior dificuldade ao voluntário. De forma a comparar as variáveis entre os grupos foi realizada uma análise comparativa utilizando o teste de Friedman no grupo controle e foi verificado que em nenhuma variável cinemática houve diferença estatisticamente significativa na tarefa realizada com os cilindros. Deste modo, os valores médios dos três cilindros foram utilizados na comparação entre o grupo controle e o grupo de pacientes.

Foram realizadas análises intergrupo, intrasujeito e intragrupo. A análise intergrupo comparou o grupo controle com o grupo intervenção no alcance dos cilindros. A análise intrasujeito foi feita para verificar a diferença entre as intervenções (movimento livre, com EENM e com sistema híbrido) no alcance do cilindro. E a intragrupo permitiu analisar a diferença entre os pacientes de diferentes níveis de lesão (C5 e C6) na tarefa de alcance do cone e cilindro. Para as comparações intergrupo e intragrupo foi utilizado o teste de Mann-Whitney, devido à ausência de normalidade e tamanho reduzido da amostra. O teste de Friedman foi feito para a análise intrasujeito de modo a comparar as três intervenções e a porcentagem de acertos na realização da tarefa. O teste de Mann-Whitney também foi usado na comparação entre a utilização de preensão por tenodese com as variáveis clínicas e o índice de acertos.

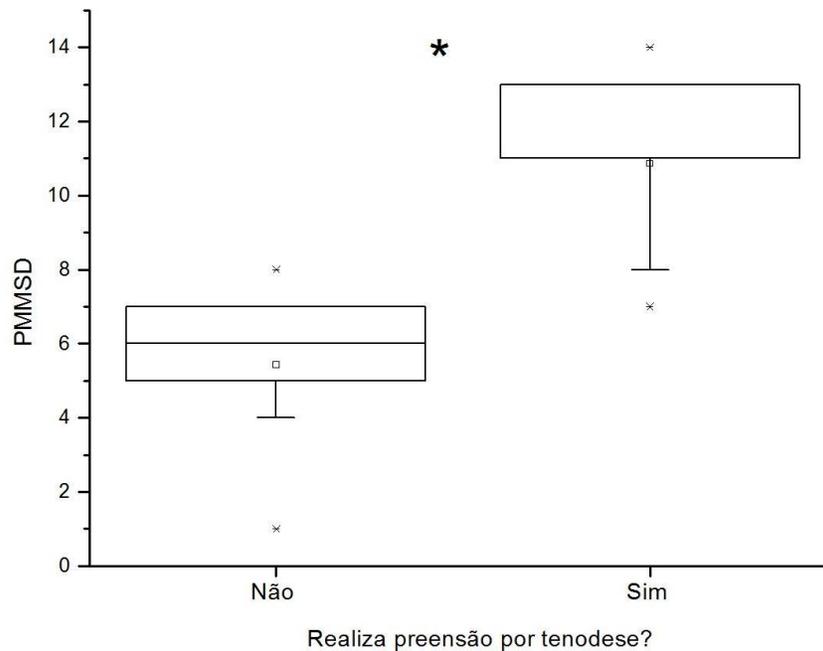
O nível de significância adotado para todos os testes foi de 5%,  $p < 0,05$ .

## **5 RESULTADOS**



## 5.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA

Os dados clínicos e demográficos dos pacientes estão demonstrados na Tabela 4. A idade média (desvio-padrão) do grupo intervenção foi de 35,9 (8,9) anos e o tempo pós-lesão foi de 8,6 (3,9) anos. Apenas um paciente tem dominância manual esquerda. A pontuação média da MIFm foi de 24,7 (11,3), a PMMSD foi de 8,1 (3,7) e a PMMS foi 16,5 (7,7). Dois pacientes possuem níveis motores diferentes para o lado direito e esquerdo, sendo para ambos C6 e C5 respectivamente.



**Gráfico 2** – Pontuação motora do membro superior direito (PMMSD) referente a realização de preensão por tenodese (\* p=0,002).

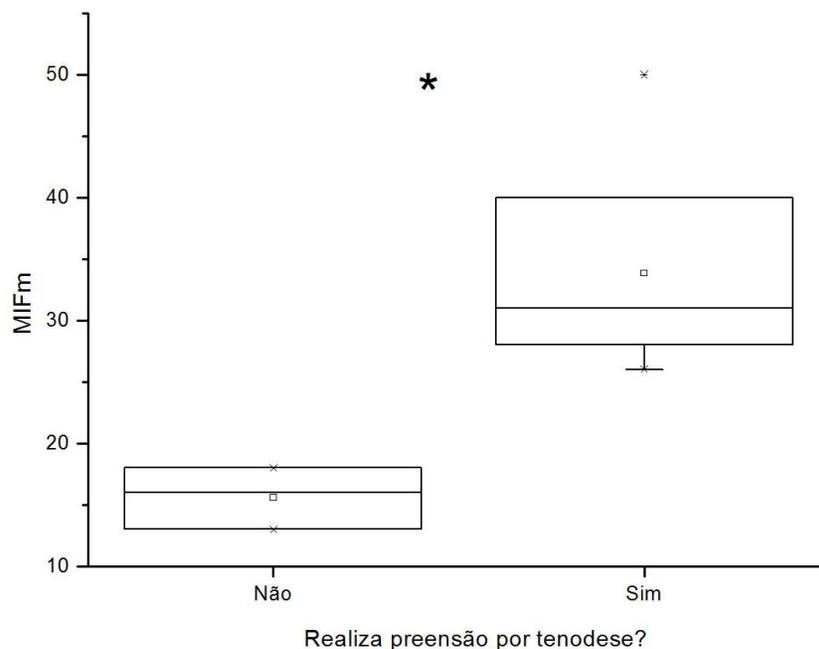
O paciente com nível motor direito C4 e os seis pacientes C5 não realizam preensão por tenodese, sendo que a órtese de estabilização para o punho foi utilizada durante a EENM por esses sete pacientes. Os pacientes com nível motor C6 e C7 utilizam da tenodese para realizar a preensão e manipulação

dos objetos. A pontuação motora do membro superior direito foi significativamente maior ( $p=0,002$ ) para os pacientes que realizam a tenodese (GRÁFICO 2).

**Tabela 4** – Características clínicas e demográficas do grupo intervenção.

<b>Característica</b>	<b>N</b>	<b>%</b>
<i>Etiologia da lesão</i>		
Automobilístico	8	57,1
Mergulho	3	21,4
Arma de fogo	3	21,4
<i>Nível motor direito</i>		
C4	1	7,1
C5	6	42,8
C6	5	35,7
C7	2	14,3
<i>Protocolo</i>		
1	1	7,1
2	9	64,3
3	3	21,4
4	1	7,1
<i>Realiza preensão por tenodese</i>		
Sim	7	50
Não	7	50
<i>Cilindro utilizado na avaliação cinemática</i>		
Cilindro pequeno	11	78,6
Cilindro médio	2	14,3
Cilindro grande	1	7,1

A MIFm também foi consideravelmente maior ( $p=0,0008$ ) para os pacientes com tetraplegia C6 e C7 (GRÁFICO 3).



**Gráfico 3** – Pontuação da MIF – domínio motor em relação a realização de preensão por tenodese (\* p=0,0008).

## 5.2 ÍNDICE DE ACERTOS NA TAREFA

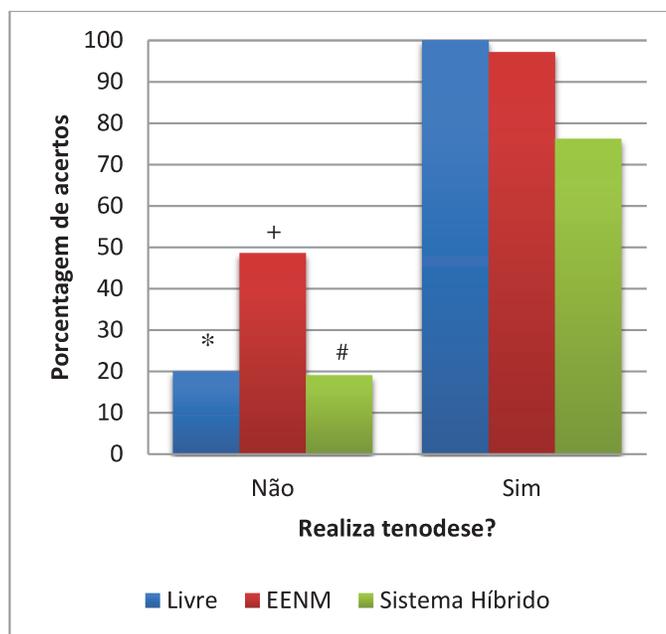
A atividade mimética de beber foi avaliada conforme o número de acertos durante cada intervenção para o objeto cone. Foram considerados: alcance, preensão, transporte de ida, transporte de volta e desprendimento.

Para a realização livre da tarefa foram computados 60% de acertos. Na realização da tarefa com EENM houve 72,8% de acertos, sendo significativamente menor ( $p=0.003$ ) com o sistema híbrido que apresentou apenas 47,6% de sucesso nas etapas. O uso da EENM permitiu maior número de acertos para os pacientes com tetraplegia C5, não houve diferença significativa nos outros níveis de lesão.

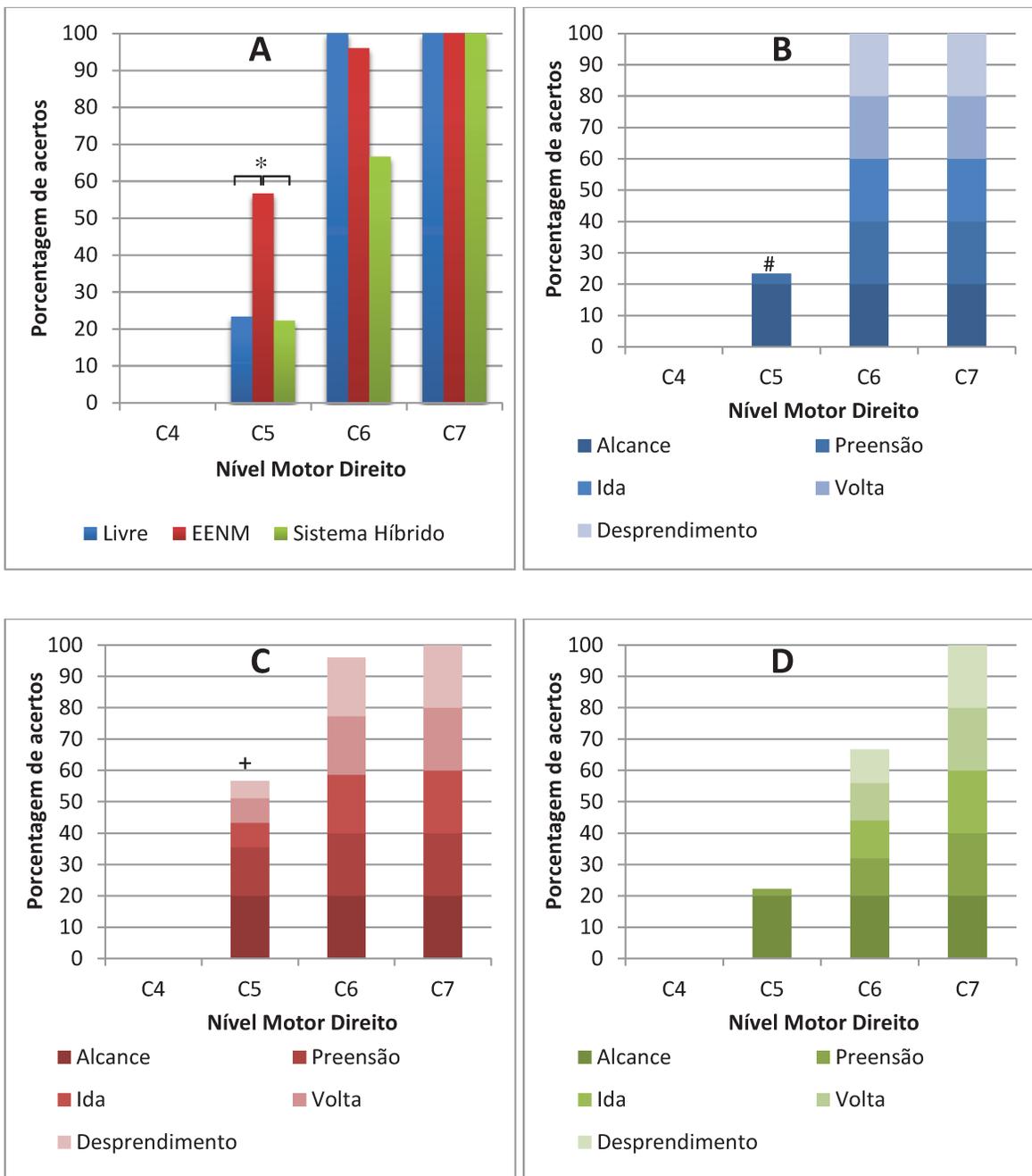
Durante a utilização do sistema híbrido quatro voluntários conseguiram realizar com sucesso a tarefa completa nas três tentativas (dois pacientes com nível motor C6 e dois com nível C7). A preensão e transporte foram realizados

com sucesso por mais um paciente C6 e apenas um voluntário com nível C5 conseguiu realizar a preensão em duas tentativas, porém sem sucesso no transporte do objeto. O paciente com nível motor C4 não conseguiu realizar o alcance em nenhuma das intervenções (GRÁFICO 5).

Na comparação entre os níveis de lesão em cada intervenção os pacientes C5 apresentaram menor nível de acertos do que os pacientes C6 no movimento livre e com EENM (GRÁFICO 5 B-D). No entanto, não foi possível realizar a análise com os demais níveis de tetraplegia devido à amostra reduzida. Dessa maneira, os pacientes foram comparados em relação à capacidade de utilizar a preensão por tenodese evidenciando a dificuldade dos pacientes que não realizam tenodese em manipular objetos (GRÁFICO 4).



**Gráfico 4** – Porcentagem de acertos para o objeto cone em relação à preensão por tenodese em todas as intervenções. \* $p < 0.001$  + $p = 0.008$  # $p = 0.016$



**Gráfico 5** – Porcentagem de acertos para o objeto cone em relação ao nível motor direito **A**: em todas as intervenções (\*  $p=0.006$ ); **B**: para o movimento livre (#  $p=0.003$ ); **C**: com EENM (+  $p=0.035$ ); **D**: com o sistema híbrido.

## 5.3 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA

### **5.3.1 Comparação entre o grupo controle e pacientes com tetraplegia para cada intervenção na manipulação do cone e cilindros**

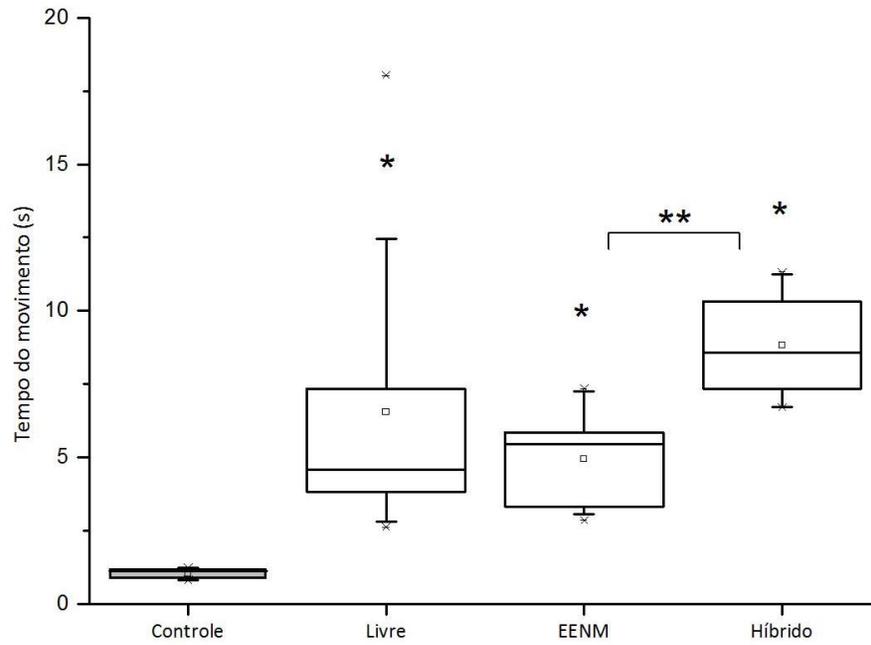
A comparação entre os grupos evidenciou as diferentes estratégias utilizadas pelos pacientes com tetraplegia. As variáveis cinemáticas também foram comparadas para o alcance dos cilindros e cone entre a atividade livre, utilizando EENM e com o sistema híbrido. De maneira geral, a tarefa executada com a EENM não foi diferente da realizada sem nenhuma intervenção, porém em alguns parâmetros foi observada uma tendência indicativa de melhor desempenho na tarefa com o uso da EENM, visto que os voluntários apresentaram valores mais próximos aos do controle. Por outro lado, a utilização do sistema híbrido alterou grandemente os valores cinemáticos (TABELA 5).

Os pacientes demoraram mais tempo para realizar o alcance/preensão (GRÁFICO 6), apresentaram maior comprimento da trajetória do esterno (GRÁFICO 7) e menor abertura da mão (GRÁFICO 8) em todas as intervenções quando comparados ao grupo controle na manipulação do cilindro. O sistema híbrido apresentou valores maiores em comparação à EENM para a duração e trajetória do esterno.

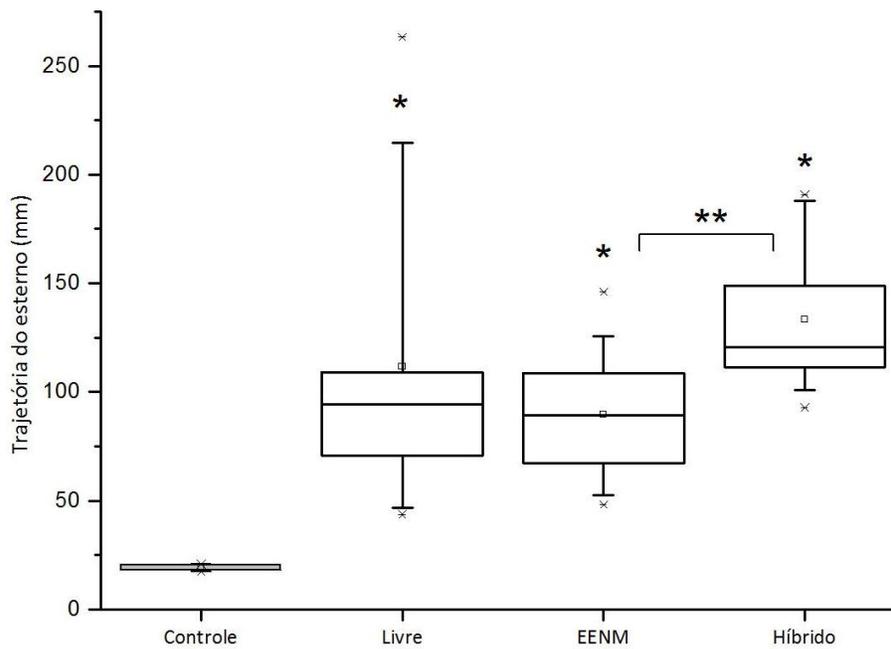
**Tabela 5 – Valores médios (desvio-padrão) dos dados cinemáticos dos grupos controle e pacientes em cada intervenção com o cone e cilindro.**

Grupo	Controle	Pacientes					
		Cone			Cilindro		
Tipo de objeto	Cilindro						
Intervenção	Livre	Livre	EENM	Sistema Híbrido	Livre	EENM	Sistema Híbrido
<i>Alcance</i>							
Duração (s)	1.05 (0.21)	4.37 (2.67)\$	3.95 (0.96)\$	8.52 (2.06)\$ *	6.54 (4.50)\$	4.95 (1.60)\$	8.82 (1.74)\$ #
Trajectoria do esterno (mm)	18.93 (1.73)	76.56 (48.93)\$	70.65 (23.14)\$	133.20 (40.02)\$ *	111.65 (69.13)\$	89.69 (29.37)\$	133.24 (31.64)\$ #
Índice de curvatura	1.17 (0.06)	2.38 (0.90)\$	2.13 (0.35)\$	3.17 (1.27)\$	3.32 (0.95)\$	2.73 (0.91)\$	3.31 (1.82)\$
Pico de velocidade máxima (mm/s)	232.74 (70.96)	247.35 (136.44)	192.41 (74.60)	88.02 (33.22)\$ *	258.45 (105.59)	208.89 (88.35)	94.18 (33.39)\$ *
Razão do pico de velocidade (%)	37.82 (3.37)	18.93 (11.69)\$	21.47 (10.47)\$	42.12 (17.61)*	17.85 (13.06)\$	25.49 (21.06)	46.43 (30.22)*
Abertura da mão (mm)	105.33 (6.45)	65.74 (13.42)\$	73.26 (15.41)\$	68.28 (13.75)\$	74.83 (15.81)\$	81.03 (16.09)\$	75.57 (13.98)\$
Distância punho-esterno (mm)	369.04 (24.46)	365.17 (28.55)	366.57 (31.22)	377.87 (27.97)	354.36 (32.76)	364.64 (31.16)	376.66 (32.20)+
<i>Transporte de ida</i>							
Duração (s)	1.22 (0.13)	1.94 (0.40)\$	1.76 (0.30)\$	6.11 (0.60)\$ *	2.18 (0.62)\$	1.77 (0.21)\$	6.95 (1.31)\$ #
Trajectoria do esterno (mm)	42.80 (10.56)	48.79 (12.24)	55.16 (16.90)	100.35 (18.08)\$ *	55.58 (18.77)	46.63 (11.84)	124.71 (33.58)\$ *
Distância punho-esterno (mm)	245.93 (23.69)	225.43 (27.79)	226.84 (25.49)	217.48 (18.10)	225.88 (31.48)	224.48 (27.27)	227.27 (35.52)

Comparação (Mann-Whitney) com o grupo controle: \$  $p < 0.05$ ; diferença (Friedman) entre sistema híbrido com: livre e EENM \*  $p < 0.05$ ; com EENM #  $p < 0.03$ ; com livre +  $p = 0.023$ .

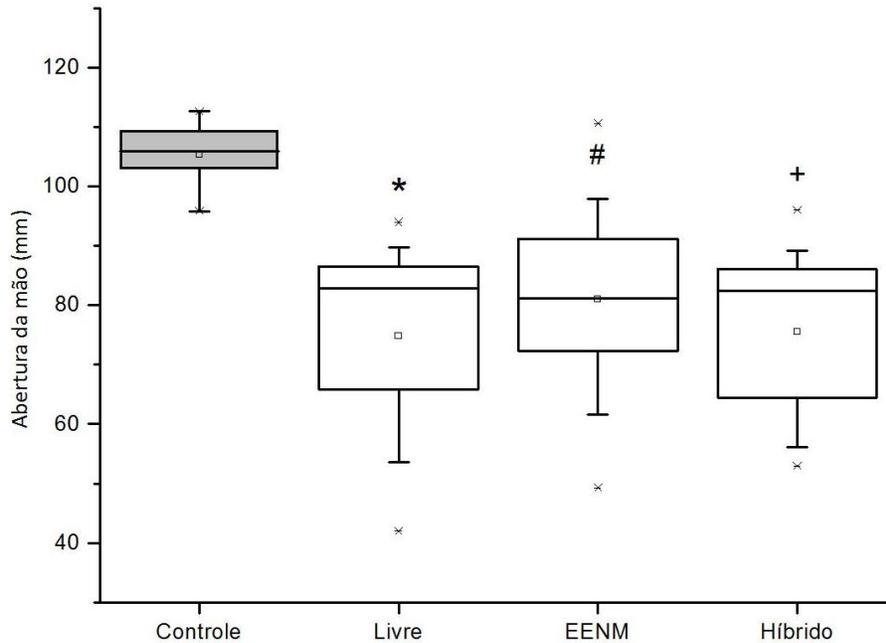


**Gráfico 6** – Tempo do movimento do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro). \*p=0.001 \*\*p=0.003



**Gráfico 7** – Comprimento da trajetória do esterno do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro).

\*p=0.001 \*\*p=0.023

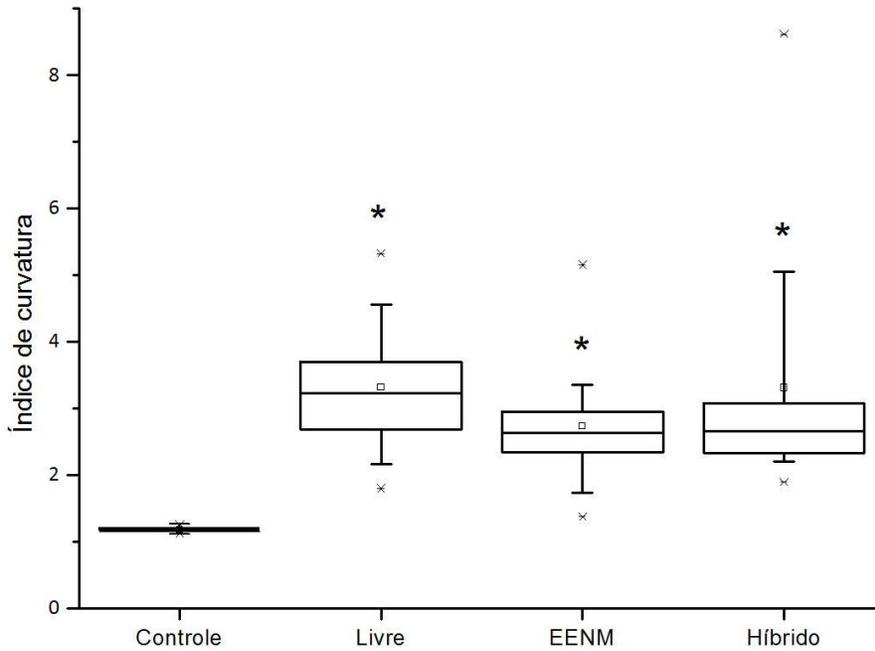


**Gráfico 8** – Comprimento da abertura da mão do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro). \*p=0.001

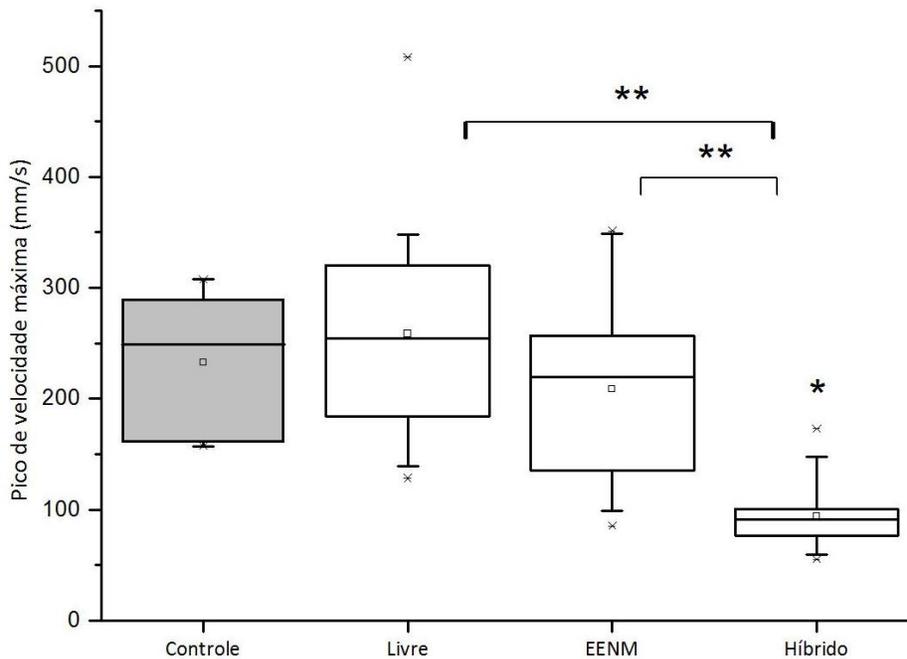
#p=0.007 +p=0.002

A harmonia do movimento também se mostrou alterada para os pacientes no alcance/preensão do cilindro. Foi observado maior índice de curvatura (GRÁFICO 9). O pico de velocidade máxima teve magnitude estatisticamente semelhante na execução do movimento livre e com EENM (GRÁFICO 10) e foi realizado mais precocemente pelos pacientes na fase de alcance livre (GRÁFICO 11). O sistema híbrido foi significativamente diferente das outras intervenções em todas as variáveis, exceto para o índice de curvatura.

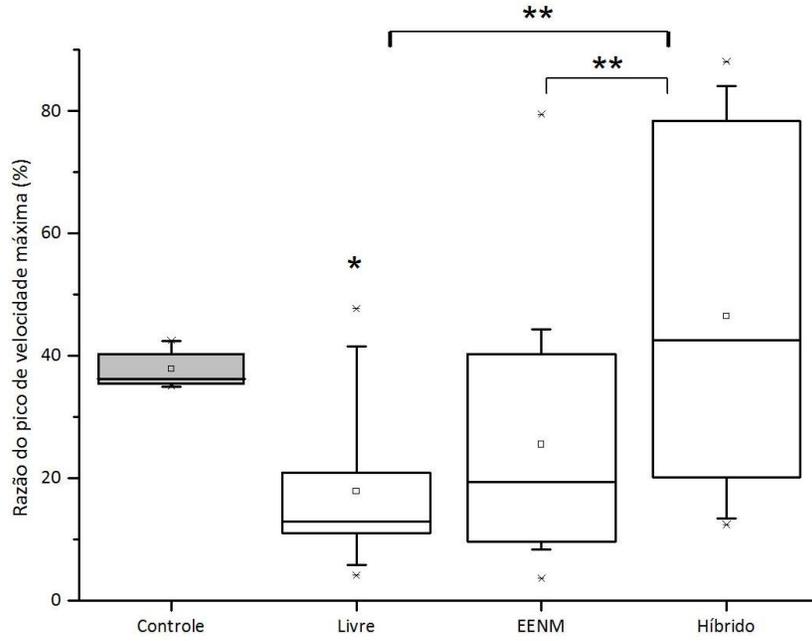
Na fase de transporte de ida do cilindro, o tempo de duração também foi maior para o grupo de pacientes (GRÁFICO 12). No entanto, a trajetória do esterno foi maior apenas com o sistema híbrido (GRÁFICO 13) e a distância punho-esterno final foi semelhante ao do grupo controle em todas as intervenções.



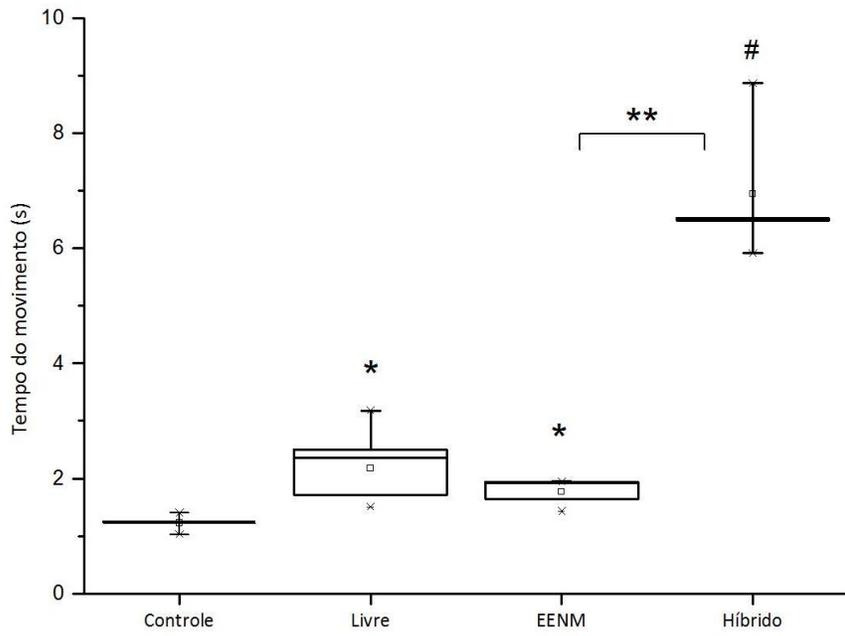
**Gráfico 9** – Índice de curvatura do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia (n=13) durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (cilindro). \*p=0.001



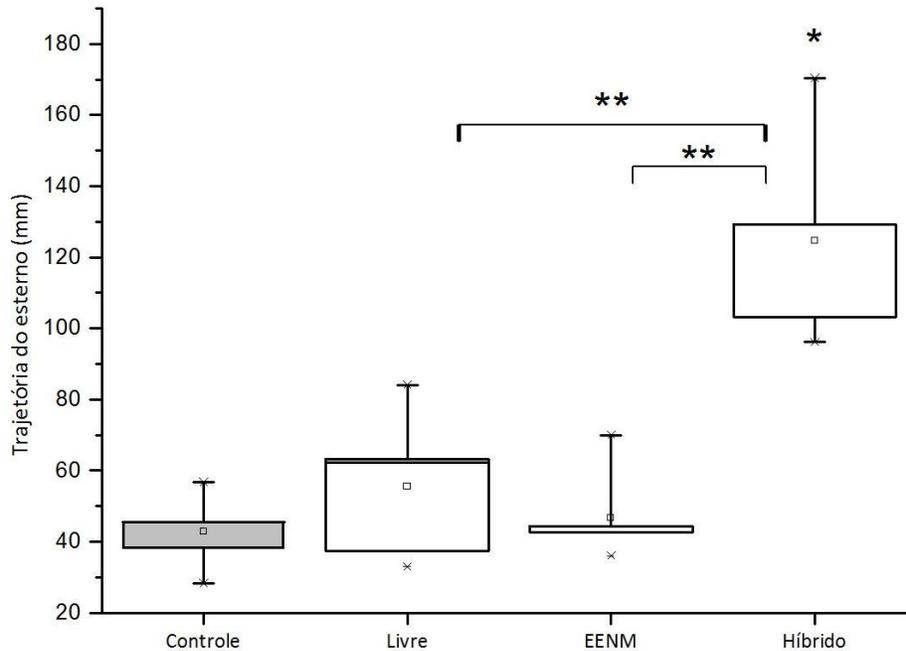
**Gráfico 10** – Pico de velocidade máxima do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (n=13). \*p=0.003 \*\*p<0.001



**Gráfico 11** – Razão do pico de velocidade máxima do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o alcance/preensão livre, com EENM e sistema híbrido (n=13). \*p=0.021  
\*\*p=0.002



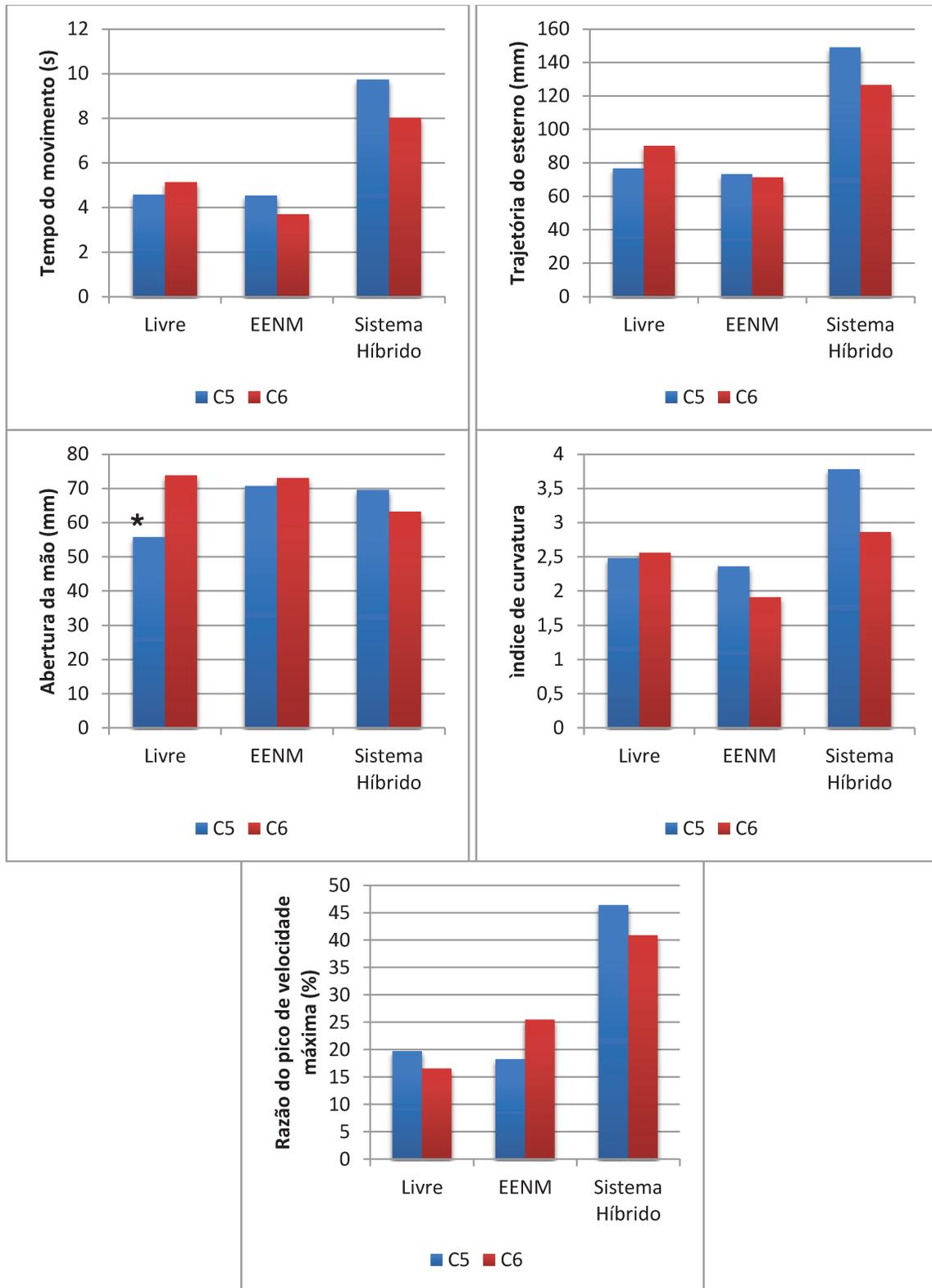
**Gráfico 12** – Tempo do movimento do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o transporte de ida livre (n=6), com EENM (n=6) e sistema híbrido (n=4) (cilindro). \*p=0.006 #p=0.014 \*\*p=0.018



**Gráfico 13** – Comprimento da trajetória do esterno do grupo controle (n=5) e pacientes com tetraplegia durante o transporte de ida livre (n=6), com EENM (n=6) e sistema híbrido (n=4) (cilindro). \*p=0.014 \*\*p=0.039

### 5.3.2 Comparação entre níveis de tetraplegia na manipulação do cone

Tendo em vista a grande variabilidade observada nos dados cinemáticos, os pacientes níveis C5 e C6 foram comparados na manipulação do cone no alcance/preensão livre, com EENM e com o sistema híbrido. A abertura da mão foi significativamente menor para os pacientes C5 na preensão livre do cone. As demais variáveis cinemáticas não foram estatisticamente diferentes (Gráfico 14).



**Gráfico 14** – Variáveis cinemáticas dos pacientes com tetraplegia C5 e C6 durante o alcance/preensão do cone na tarefa livre, com EENM e com sistema híbrido. \*p=0.029



## **6 DISCUSSÃO**



## 6.1 AVALIAÇÃO CLÍNICA DE DIFERENTES NÍVEIS DE TETRAPLEGIA

A órtese de estabilização para o punho foi utilizada durante a EENM pelo paciente com nível motor direito C4 e por seis pacientes C5. Essa órtese é indicada para pessoas com força grau 3 ou menor para os extensores de punho e dedos, tendo como finalidade manter o posicionamento funcional, aproximadamente 20-30 graus de extensão de punho, e a melhora da função da mão durante as AVDs (CURTIN,1994). A utilização da órtese durante as atividades manuais permite um aprimoramento da preensão, principalmente na fase de transporte de ida em direção à boca, em que o paciente pode não conseguir sobrepor o peso da mão, do objeto e da força da gravidade.

Os pacientes que possuem força muscular 3 ou maior para o miótomo C6 conseguem fazer a preensão e manipulação de objetos pelo uso da tenodese, neste caso, podem julgar que a órtese de estabilização prejudica a função manual por limitar a extensão ativa do punho. Considerando que apenas pacientes com função motora dos extensores do punho são capazes de realizar a tenodese, fica claro que esses sujeitos apresentam pontuação motora do membro superior mais alta do que os pacientes que não realizam esta estratégia e possuem força muscular 2 ou menor para os extensores do punho, conforme evidenciado neste estudo.

Pessoas com tetraplegia nível motor C6 tendem a possuir melhor pontuação MIFm do que pessoas nível C5, demonstrando que os extensores do punho desempenham um importante papel na independência e função dos pacientes (VARGAS FERREIRA et al, 2012). No presente estudo, a MIFm foi significativamente maior para os pacientes com níveis C6-C7 em comparação com aqueles C4-C5, corroborando a importância da preensão por tenodese para maior independência nas atividades de vida diária, como alimentação e cuidados pessoais (HARVEY et al., 2001).

## 6.2 ÍNDICE DE ACERTOS NA TAREFA

### 6.2.1 Atividade livre

Os pacientes com nível C6 e C7 não apresentaram dificuldade em executar a tarefa, conseguindo realizar o alcance, preensão e transporte do cone em quase todos os casos com e sem EENM; no entanto, para dois dos cinco pacientes com tetraplegia C6 o uso do sistema híbrido dificultou a preensão.

Os voluntários com tetraplegia C6 foram capazes de realizar a manipulação livre do cone assim como aqueles com nível C7, demonstrando que a presença da extensão ativa do cotovelo não influencia no sucesso da preensão de objetos. Harvey et al. (2001) observou que apesar da extensa paralisia na mão estes pacientes possuem alta habilidade em desempenhar AVDs e a preensão palmar de objetos leves e de tamanhos médios, como livro, caneca e blocos. Em um estudo por Laffont et al. (2007), voluntários com tetraplegia C6 e C7 realizaram o alcance e preensão de bolas de diferentes tamanhos e massas (0.5cm a 12cm de diâmetro e 5g a 800g de massa) e foi observado pelos autores uma média de falhas para realizar a tarefa em torno de 40%. O índice de acertos foi maior para as bolas leves de pequeno a médio tamanho, decaindo o sucesso com o aumento do tamanho (acima de 5cm) e massa dos objetos (acima de 200g). Não houve diferença significativa no índice de acertos entre os grupos, resultado semelhante ao nosso estudo.

Como esperado, o voluntário com nível motor C4 não conseguiu realizar o alcance até o objeto, limitando a preensão e manipulação do cone. Em níveis altos de tetraplegia os pacientes podem realizar algumas AVDs por meio de adaptações para a boca e queixo (LATHAM et al., 1985). Os pacientes C5 foram capazes de alcançar o objeto, porém apresentaram dificuldade nas etapas seguintes de manipulação do mesmo. Apesar da paralisia no músculo tríceps braquial, que realiza a extensão do cotovelo, as pessoas com nível C5 realizam o alcance por meio de estratégias compensatórias e interação dinâmica entre a

rotação externa e abdução do ombro e da escápula (HOFFMANN et al., 2002). No entanto, por não possuírem controle ativo dos músculos do antebraço a execução de atividades manuais não é possível sem adaptações (SADOWSKY et al., 2002).

### 6.2.2 Atividade com EENM

A utilização do protocolo de EENM foi mais eficaz para a realização da tarefa mimética de beber. Para três pacientes com nível motor C5 a EENM promoveu abertura da mão e força de preensão suficientes para manipular o objeto. Por outro lado, o uso do sistema híbrido não permitiu a preensão por nenhum paciente com este nível de tetraplegia.

Outros estudos comprovam a eficácia da EENM no auxílio de AVDs. O sistema *Handmaster* é composto por uma órtese rígida para punho em combinação com EENM dos músculos do antebraço e foi avaliado por Alon e McBride (2003) e Snoek et al. (2000) no auxílio da manipulação de objetos para pacientes com tetraplegia C5 e C6. Nos dois estudos o sistema permitiu melhora da função para os pacientes C5, como por exemplo, utilizar o telefone e escovar os dentes, porém não trouxe maiores benefícios aos pacientes que realizam tenodese por julgarem que a órtese rígida limita a preensão. Estudos conduzidos com a utilização do sistema *Complex Motion* também suportam o achado que os pacientes com nível C5 possuem maior ganho de função com a utilização da EENM (MANGOLD et al., 2005; POPOVIC et al., 2006). Resultados semelhantes também foram encontrados com o sistema implantado *Freehand* (TAYLOR; ESNOUF; HOBBY, 2002).

Para pacientes níveis C6-C7 o uso da EENM pode auxiliar na manipulação de objetos mais pesados (TAYLOR; ESNOUF; HOBBY, 2002). A *Bionic Glove* é um sistema desenvolvido para aprimorar a preensão por tenodese e estudos demonstraram sua eficácia para auxiliar pacientes com lesões C6-C7,

principalmente no aumento da força de preensão e na capacidade de manipular objetos maiores (PROCHAZKA et al., 1997; POPOVIC et al., 1999).

É importante notar que apesar da melhora da função observada com a utilização das neuropróteses, o uso contínuo e constante desses sistemas pelos pacientes para realizar as AVDs em ambiente doméstico não é observado. Em sua maioria, a EENM funcional é utilizada somente em centros de reabilitação e para fins científicos. Alguns fatores que prejudicam o uso dos sistemas é a dificuldade de acionamento, de modo que o sujeito necessita de ajuda para colocar os aparelhos e/ou eletrodos, e a estética pobre do equipamento. Além disso, apenas a preensão palmar e pinça lateral são obtidos, sendo seu uso restrito a situações específicas (POPOVIC; POPOVIC; KELLER, 2002).

Pouco foi investigado sobre a aplicação de EENM funcional em pacientes com tetraplegia C4 devido a grande dificuldade em gerar controle do ombro, cotovelo e punho de maneira sinérgica. Em 1989, Hoshimiya et al. utilizou um sistema implantado com 21 eletrodos controlados pela respiração do paciente, permitindo a atividade de beber de uma lata com um canudo padrão. Outro estudo de caso foi publicado por Smith, Mulcahey e Betz (1996) utilizando uma neuroprótese com 48 canais de estimulação implantados em 11 músculos do membro superior controlados por movimentos da cabeça e do ombro contralateral. O paciente foi capaz de levar uma colher e caixa de leite em direção à boca, no entanto, sem a capacidade de alcançar os objetos, que deveriam ser posicionados na mão do voluntário para que ele pudesse segurá-los. Estes estudos confirmam nossa percepção de que a EENM sozinha não é capaz de posicionar a mão no espaço, necessitando de outros equipamentos como faixas elásticas e órteses externas para estabilizar o ombro (KNUTSON; AUDU; TRIOLO, 2006).

### **6.2.3 Atividade com o sistema híbrido**

Ao contrário do esperado, o uso do sistema híbrido dificultou a realização da manipulação. Para a utilização deste sistema o paciente necessita de força suficiente nos ombros e cintura escapular para sustentar o peso da órtese dinâmica, que possui cerca de 650g. A restrição da amplitude de movimento no cotovelo e antebraço afeta a função manual, ampliando o tempo necessário para os voluntários executarem atividades (BLAND et al., 2008; TANG et al., 2001).

Pacientes com nível motor C4 possuem controle ativo apenas do músculo trapézio superior, o que não é suficiente para posicionar a órtese dinâmica no espaço de trabalho visto que nesses casos eles não são capazes de sobrepor o peso do próprio braço. Na tetraplegia C5 e C6 o paciente pode não possuir controle completo do complexo do ombro. Além disso, os voluntários citaram que a órtese limita os movimentos compensatórios necessários para a realização das atividades. Alguns pacientes realizam rotação e abdução do ombro como estratégia para encaixar o objeto na mão e o peso do sistema dificulta estes movimentos.

Apesar de não possuírem controle voluntário dos músculos pronadores, os pacientes C5 podem realizar a pronação iniciando o movimento com o braquiorradial e então fazendo uso da abdução do ombro e do efeito da gravidade para completá-lo (LEMAY et al., 1996). A órtese dinâmica fixa o antebraço do voluntário em neutro, impedindo os movimentos de pronosupinação. Tal limitação pode dificultar a aquisição de objetos e a estabilidade da preensão, principalmente para aqueles mais pesados. A pronação do antebraço permite a flexão passiva do punho e a abertura da mão pela tenodese, possibilitando que o objeto seja envolvido pelos dedos. Por outro lado, a supinação facilita a extensão passiva do punho e otimiza a preensão. Esta estratégia é frequentemente utilizada pelos pacientes para aperfeiçoar a manipulação (SCOTT et al., 2001).

No estudo de Laffont et al (2007) citado anteriormente, pessoas saudáveis utilizaram exclusivamente o antebraço em pronação para transportar bolas de diferentes massas e tamanhos, iniciando do centro para fora ipsilateralmente. Os pacientes com tetraplegia C6 utilizaram preferencialmente o antebraço em supinação e aqueles com nível C7 usaram a mesma postura em 34% das tarefas, sendo que a decisão da postura em supino dependeu do peso do objeto.

Varoto et al. (2011) avaliaram o uso do sistema híbrido em dois pacientes C5 e um C7 para a tarefa de apontamento em diversas direções. Para os voluntários com nível motor mais alto a órtese dinâmica permitiu maior alcance anterior, no entanto o sistema limitou a distância percorrida pelo paciente C7. Em nosso estudo, os voluntários com nível motor C7 foram capazes de realizar a manipulação do cone com o sistema híbrido, porém este foi disposto na distância máxima que o paciente era capaz de alcançar. Desse modo, esta limitação não foi avaliada no presente trabalho.

## 6.3 AVALIAÇÃO CINEMÁTICA

### **6.3.1 Comparação entre o grupo controle e pacientes no movimento livre**

O alcance de pacientes com tetraplegia é descrito na literatura como similar ao movimento realizado por voluntários sem lesão medular. O alcance é caracterizado como suave, apresentando o padrão de velocidade em formato de sino e com índice de curvatura levemente curvo e semelhante ao controle (HOFFMANN et al., 2006; KOSHLAND et al., 2005; JACQUIER-BRET et al., 2009). No entanto, em nosso estudo essas características não foram preservadas nos pacientes com tetraplegia.

Em contraste com estudos anteriores que avaliaram o alcance, preensão e apontamento na tetraplegia, neste trabalho os pacientes que não foram capazes de realizar a preensão do objeto não foram excluídos da análise. Além disso, os voluntários não foram limitados quanto ao número de tentativas para realizar a preensão, não foi realizada restrição do tronco e nenhuma articulação teve a amplitude controlada no teste livre. Isto permitiu que os pacientes executassem o movimento da forma mais natural possível, podendo justificar as alterações observadas nas variáveis cinemáticas. Também é importante notar que as fases de alcance e preensão foram avaliadas conjuntamente. Ainda, este estudo incluiu pacientes com lesão nível C5, que não foram bem estudados quanto à capacidade de alcance/preensão pela cinemática em artigos anteriores.

A trajetória da mão no alcance tende a ser ligeiramente curva, devido aos componentes rotacionais do ombro e cotovelo na execução de atividades funcionais. Alteração na retidão da trajetória da mão pode estar relacionada a uma dificuldade de coordenar os movimentos do ombro e cotovelo (MCCREA et al., 2002). O índice de curvatura dos voluntários controles foi, em média, 1.17 e dos pacientes no alcance livre do cone e cilindro foi 2.38 e 3.32, respectivamente. Em um estudo semelhante, foi observado que para a execução da preensão os pacientes C6 realizaram maior trajetória da mão para compensar a deficiência motora distal e realizar a tenodese (LAFFONT et al., 2000).

Fica evidente em nosso estudo que os pacientes em geral realizaram uma trajetória de punho muito mais prolongada na tentativa de realizar a preensão do objeto. Acreditamos que, possivelmente, essa acentuação do IC não está relacionada diretamente com uma trajetória mais curva da mão e, sim, com o aumento do comprimento da trajetória devido ao número de tentativas que os pacientes realizaram para obter uma preensão adequada ou até a desistência. Curtin et al. (1999) avaliou a capacidade de preensão de pacientes C6-C8 e observou que os voluntários com tetraplegia C6 e C7 realizaram cerca de 20% mais tentativas do que o necessário para realizar a preensão devido à

incapacidade de manipular objetos causada pela paralisia dos músculos intrínsecos dos dedos.

O perfil de velocidade tangencial do alcance é definido como em formato de sino, apresentando um grande pico de velocidade. A preensão em indivíduos saudáveis é planejada durante o alcance, que sofre alterações em relação ao posicionamento e características do objeto (BOOTSMA; VAN WIERINGEN, 1992). No entanto, em pacientes com tetraplegia o planejamento do alcance e preensão parece ser sequencial, devido à dificuldade em pegar os objetos (REYES-GUZMÁN et al., 2010). Em estudo conduzido por Laffont et al. (2000) pacientes com lesão medular C6 apresentaram um pico de velocidade entre o alcance e o retorno da mão, correspondente ao período de preensão, que não foi observado no grupo controle.

A duração da tarefa também foi bem mais acentuada para os pacientes, evidenciando a dificuldade desses indivíduos em realizar o alcance/preensão. Provavelmente, o tempo para a realização da preensão influenciou grande parte da duração total da tarefa (REYES-GUZMÁN et al., 2010; LAFFONT et al., 2007; LAFFONT et al., 2000; CURTIN et al., 1999). O pico de velocidade máxima ocorreu mais precocemente e está relacionado à maior necessidade dos pacientes em ajustar o movimento de forma a realizar corretamente a tarefa e permitir maior tempo para realizar a preensão (REYES-GUZMÁN et al., 2010; JACQUIER-BRET et al., 2009; LAFFONT et al., 2000). No presente estudo, os pacientes obtiveram pico de velocidade máxima semelhante aos controles, corroborando os trabalhos de Reyes-Guzmán et al. (2010) e Laffont et al. (2000), no entanto, outros estudos observaram uma diminuição da amplitude do PVM (HOFFMANN, 2006; KOSHLAND et al., 2005; JACQUIER-BRET et al., 2009).

A distância punho-esterno não apresentou diferença significativa em nenhuma intervenção, demonstrando que os pacientes foram capazes de atingir aproximadamente a mesma distância que os controles. Apesar disso, os pacientes realizaram uma maior trajetória do esterno quando comparado ao grupo controle.

Este achado pode estar relacionado com a paralisia dos músculos do tronco e dificuldade de estabilização do segmento durante a realização do alcance. Reft e Hansan (2002) verificaram que a estabilização externa do tronco de pacientes com lesão medular promove uma melhora do padrão cinemático, diminuindo a curvatura da trajetória da mão.

Assim como esperado, a abertura da mão foi mais pronunciada para o grupo controle. A paralisia dos extensores dos dedos e dos abdutores do polegar limita a abertura da mão. Esta dificuldade no alcance pode fazer com que os pacientes necessitem realizar várias tentativas até conseguirem encaixar a mão no objeto, podendo justificar as alterações observadas nos dados cinemáticos.

No transporte de ida em direção à boca, os pacientes que conseguiram realizar essa tarefa atingiram a mesma distância que o grupo controle, não apresentando diferença na distância punho-externo no final do movimento. No entanto, a duração da atividade foi maior e menos uniforme. Em um estudo semelhante, a tarefa mimética de beber foi analisada para pacientes com lesão C6-C7 e foi observado que durante a fase de transporte de ida os pacientes apresentaram menor pico de velocidade, apesar da duração da fase ter sido semelhante (REYES-GUZMÁN et al., 2010). Isso pode ser justificado pela necessidade dos pacientes em sobreporem a fraqueza muscular para manter o objeto na mão durante todo o percurso.

### **6.3.2 Comparação entre o movimento livre, EENM e sistema híbrido**

A inclusão da EENM no alcance/preensão não alterou as variáveis cinemáticas. Apesar de não ter apresentado significância estatística, os valores obtidos com a EENM se aproximaram mais do grupo controle, demonstrando uma tendência na diminuição do tempo para realizar a atividade, na trajetória realizada pelo punho e no aumento da abertura da mão.

É importante notar que na análise clínica os pacientes foram capazes de realizar mais acertos na execução da tarefa com EENM, de modo que, embora não apresente diferença na cinemática, uma melhora na função foi observada com a utilização da EENM em comparação com o movimento livre. Deste modo, pode-se supor que a estimulação elétrica não altera significativamente o controle motor e as estratégias compensatórias que os pacientes com tetraplegia desenvolvem para a realização de atividades funcionais, apesar de melhorar potencialmente a execução de tarefas motoras.

A utilização do sistema híbrido, por outro lado, modificou as variáveis cinemáticas. A maior duração da atividade e diminuição do pico de velocidade máxima estavam previstas, visto que a velocidade da órtese dinâmica foi fixa para todos os pacientes. A trajetória do esterno sofreu grande aumento com a utilização do sistema híbrido, podendo ser justificada pela tração anterior que o motor da órtese dinâmica gera sobre o tronco ao estender o cotovelo. No entanto, na fase de transporte de ida também foi observada maior trajetória do esterno, de modo que é importante considerar que com a restrição da articulação do cotovelo o paciente pode compensar com um maior deslocamento do tronco e ombro para realizar a atividade, além de um possível aumento da instabilidade lateral devido ao peso que a órtese dinâmica agrega ao membro superior direito (LANG; BEEBE, 2007; CIRSTEIA; LEVIN, 2000).

A engrenagem utilizada na órtese dinâmica é composta por dentes retos, o movimento é gerado quando um dente toca seu par e após um pequeno intervalo de tempo outro par de dentes entra em ação. O funcionamento da engrenagem pode levar a uma diminuição da suavidade do movimento. Deve-se ponderar também que, ao limitar o movimento livre da articulação do cotovelo, o voluntário deve aguardar a extensão completa da órtese dinâmica para então iniciar a preensão. Este padrão pode fazer com que o paciente tente aproximar a mão do objeto com o cotovelo fixo em extensão, alterando a harmonia do movimento.

Não foi encontrado na literatura nenhum estudo que realizou análise cinemática para comparar a função manual de pacientes com tetraplegia com a utilização de EENM e órtese dinâmica. Deste modo, o presente trabalho traz uma nova perspectiva para a reabilitação dos membros superiores em lesão medular.

### **6.3.3 Comparação entre níveis de tetraplegia na manipulação do cone**

Em todas as variáveis cinemáticas o grupo de pacientes apresentou grande variabilidade. De forma a verificar a influencia da preensão por tenodese na cinemática dos membros superiores, foi realizada uma comparação entre os pacientes níveis C5 e C6.

Ao contrário do esperado, não houve diferença estatística entre os níveis de tetraplegia em nenhuma intervenção. No entanto, a abertura da mão foi significativamente maior para os pacientes C6 no movimento livre. Tal diferença não foi observada com a utilização da EENM, que promoveu melhor abertura da mão por meio da estimulação elétrica dos extensores dos dedos e abductor do polegar.

Os pacientes C6 não possuem controle ativo do músculo extensor comum dos dedos, de modo que a maior abertura da mão neste grupo não era esperada. No entanto, esses pacientes estão habituados a utilizarem a tenodese para realizar a abertura da mão por meio da flexão passiva do punho. Apesar dos pacientes C5 também serem capazes de realizar essa estratégia, eles não conseguem segurar objetos por não poderem controlar ativamente a extensão do punho para a preensão por tenodese. Desse modo, pode-se supor que a maior abertura da mão pelos pacientes C6 está relacionada com a utilização dessa estratégia compensatória que, por não adicionar um valor funcional, não é usualmente vista em pacientes C5.

Devido à metodologia selecionada, este estudo pode não ter evidenciado as diferenças na análise cinemática presentes nos dois grupos. Ambos possuem paralisia do tríceps braquial, assim é provável que o alcance seja similar entre os grupos. Por outro lado, se a fase de preensão fosse analisada separadamente, esta poderia demonstrar a maior dificuldade dos pacientes C5 em realizar a manipulação de objetos. Tendo em vista que as fases foram avaliadas em conjunto e que os pacientes podiam executar quantas tentativas para preensão julgassem necessário, as diferentes nuances entre os pacientes C5 e C6 podem ter se diluído.

#### 6.4 CONSIDERAÇÕES SOBRE O SISTEMA HÍBRIDO PARA MEMBRO SUPERIOR

O peso elevado da órtese dinâmica foi uma das limitações citadas pelos voluntários. A fim de reduzir a massa total do sistema, materiais mais leves podem ser utilizados, no entanto, outros fatores também devem ser postos em análise, como precisão e resistência. A grande maioria dos sistemas de reabilitação robóticos utiliza acionamento por motores elétricos por possuírem alta precisão, porém o peso é um fator limitante. Neste contexto, atuadores pneumáticos estão sendo utilizados por possuírem boa relação entre o peso e a força gerada (MORALES et al., 2011). Outras desvantagens observadas foram a dificuldade do paciente C4 em utilizar o sistema para posicionar a mão no espaço e a órtese dinâmica ser controlada externamente pela pesquisadora, e não, em malha fechada. Estas dificuldades podem ser sobrepostas pelo uso de órteses externas para o ombro e sensores para *feedback* ao sistema (SCHILL et al., 2011).

Um sistema semelhante, denominado *OrthoJacket*, é composto por EENM para a preensão e uma órtese para cotovelo controlada por atuadores hidráulicos, que possuem vantagem em relação aos motores elétricos por serem mais leves e menores. Além disso, o sistema possui sensores que identificam a

posição articular e a atividade muscular por eletromiografia, de maneira a permitir *feedback* ao sistema e a utilização por malha fechada. O sistema também possibilita a inclusão de um módulo para auxiliar no movimento do ombro para pacientes com lesão medular C4. No entanto, o projeto ainda está em fase de testes e não foi realizada avaliação clínica para verificar sua eficácia em pacientes (SCHILL et al., 2011).

A órtese dinâmica utilizada em nosso estudo restringe a amplitude de movimento do cotovelo e antebraço, limitando a utilização desse sistema por não permitir que os pacientes utilizem músculos com contração ativa preservada, como o bíceps braquial para a flexão do cotovelo, ou estratégias compensatórias para realizar as atividades. Atualmente acredita-se que um sistema que promove movimento ativo-assistido tem maior potencial na recuperação motora e funcional de pacientes, por permitir que o paciente “aprenda” o padrão de movimento normal (POPOVIC; POPOVIC, 2006).

O *Active Cast* foi desenvolvido em 2001 e auxilia na extensão do cotovelo, sem limitar a pronosupinação do antebraço. O sistema é composto por um motor de corrente contínua sem escovas (*Brushless DC*) e sensores de posição que controlam o movimento da órtese. O equipamento possui 850g e 135º de amplitude de movimento e foi testado quanto a capacidade de auxiliar na extensão pura do cotovelo sem limitar a flexão, porém não foi analisado o desempenho durante atividades funcionais (WATANABE et al., 2001; YANO et al, 2009; WATANABE; YANO, 2010).

Outros sistemas mais simples também podem ser utilizados para proporcionar a extensão e pronação do cotovelo. Essas órteses mantêm o cotovelo em extensão e o antebraço pronado, de forma que para realizar a flexão e supinação o paciente deve possuir controle voluntário do músculo bíceps braquial. As vantagens desses equipamentos são o preço acessível, fácil confecção e serem relativamente leves por não possuírem motores. No entanto,

nenhum deles foi testado em conjunto com a EENM (ABRAHAMS et al., 1979; ITZKOVICH et al., 1993; WIERZBICKA; WIEGNER, 1996).

Por fim, a órtese dinâmica utiliza uma engrenagem com dentes retos que proporciona menor suavidade ao movimento. Uma sugestão para aprimorar a suavidade do sistema seria a utilização de engrenagens com dentes helicoidais, que permitem que os dentes estejam sempre em contato, reduzindo o ruído e resultando em um movimento mais suave.

É importante ressaltar que, neste estudo, os pacientes realizaram apenas uma sessão de treinamento prévio para o uso do sistema híbrido. A dificuldade percebida pelos voluntários ao utilizar o sistema pode ser reduzida com mais sessões de treinamento e na reabilitação, visto que é necessário que o paciente realize a sustentação da órtese dinâmica e o posicionamento da mão durante a utilização do sistema.

## **7 CONCLUSÃO**



Este estudo demonstra que pessoas com tetraplegia motora completa nível C4 não são capazes de realizar atividades manuais e que pacientes C5 conseguem realizar o alcance, porém não manipulam adequadamente os objetos. Os portadores de tetraplegia C6 e C7 possuem a capacidade de realizar com sucesso a tarefa mimética de beber por meio da utilização da preensão por tenodese, apesar de não possuírem controle ativo dos músculos flexores dos dedos. Além disso, a presença da preensão por tenodese permite um maior nível de independência nas atividades de vida diária.

A análise cinemática evidenciou a dificuldade dos pacientes com tetraplegia em realizar a tarefa mimética de beber, de modo que as estratégias compensatórias utilizadas para a execução de atividades alteraram os parâmetros cinemáticos, como aumento na duração, da trajetória da mão e do deslocamento do tronco.

O uso da EENM durante a atividade funcional auxiliou pacientes com nível motor C5 na preensão e transporte de objetos, no entanto, o uso do sistema híbrido pareceu dificultar o alcance e preensão de pessoas com tetraplegia. Na cinemática, a tarefa executada com EENM teve uma tendência maior em direção aos parâmetros do grupo controle.

Em conclusão, a EENM possui potencial para auxiliar na reabilitação de pessoas com lesão medular cervical. Por outro lado, mais pesquisas devem ser desenvolvidas quanto à utilização do sistema híbrido para membros superiores.



## **REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS**



ABRAHAMMS, D; SHROSBREE, RD; KEY, AG. A functional splint for the C5 tetraplegic arm. **Paraplegia**, v. 17, p. 198-203, 1979.

ABREU, DC; CLIQUET, A Jr; RONDINA, JM; CENDES, F. Eletrical stimulation during gait promotes increase of muscle cross-sectional area in quadriplegics. **Clin Orthop Relat Res**, v. 467, n. 2, p. 553-557, fev. 2009.

ACKERY, A; TATOR, C; KRASSIOUKOV, A. A global perspective on spinal cord injury epidemiology. **Journal of Neurotrauma**, v. 21, n. 10, p. 1355-70, 2004.

AIZAWA, J; MASUDA, T; KOYAMA, T; et al.. Three-dimensional motion of the upper extremity joints during various activities of daily living. **J Biomech**, v. 13, n. 15, p. 2915-22, nov. 2010.

ALON, G; MCBRIDE, K. Persons with C5 or C6 tetraplegia achieve selected functional gains using a neuroprosthesis. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 84, p. 119-24, 2003.

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**, v. 126, p. 55-67, 1999.

AU, ATC; KIRSCH, RF. EMG-based prediction of shoulder and elbow kinematics in able-bodied and spinal cord injured individuals. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 8, n. 4, p. 471-80, dec 2000.

BAUCHET, L; LONJON, N; PERRIN, FE; GILBERT, C; PRIVAT, A; FATTAL, C. Strategies for spinal cord repair after injury: a review of

the literature and information. **Ann Phys Rehabil Med**, v. 52, n. 4, p. 330-51, 2009.

BLAND, MD; BEEBE, JA; HARDWICK, DD; LANG, CE. Restricted active range of motion at the elbow, forearm, wrist, or fingers decreases hand function. **J Hand Ther**, v. 21, p. 268-75, 2008.

BOCK, O. Dynamic properties of human goal-directed arm movements. **Behav Brain Res**, v. 39, p. 240-48, 1990.

BOOTSMA, RJ; VAN WIERINGEN, PCW. Spatio-temporal organization of natural prehension. **Hum Mov Sci**, v. 11, p. 205-13, 1992.

CARVALHO, DC; CLIQUET JR, A. Response of the arterial blood pressure of quadriplegic patients to treadmill gait training. **Braz J Med Biol Res**, v. 38, n. 9, p. 1367-1373, 2006.

CARVALHO, DC; GARLIPP, CR; BOTTINI, PV; AFAZ, SH; MODA, MA; CLIQUET, A Jr. Effect of treadmill gait on bone markers and bone mineral density of quadriplegic subjects. **Braz J Med Biol Res**, v. 39, n. 10, p. 1357-1363, 2006.

CASTIELLO, U; BENNETT, K; CHAMBERS, H. Reach to grasp: the response to a simultaneous perturbation of object position and size. **Exp Brain Res**, v. 120, p. 31-40, 1998.

CASTRO, MCF; CLIQUET Jr, A. A low-cost instrumented glove for monitoring forces during object manipulation. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 5, n. 2, p. 140-7, jun. 1997.

CASTRO, MCF; CLIQUET Jr, A. Artificial grasping system for the paralyzed hand. **Artificial Organs**, v. 24, n. 3, 2000.

CIRSTEA, MC; LEVIN, MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. **Brain**, v. 123, p. 940-53, 2000.

COLUCCINI, M; MAINI, ES; MARTELLONI, C; SGANDURRA, G; CIONI, G. Kinematic characterization of functional reach to grasp in normal and in motor disabled children. **Gait and Posture**, v. 25, p. 493-501, 2007.

CURTIN, M. An analysis of tetraplegic hand grips. **Br J Occup Ther**, v. 62, n. 10, p. 444-50, 1999.

CURTIN, M. Development of a tetraplegic hand assessment and splinting protocol. **Paraplegia**, v. 32, p. 159-69, 1994.

DE LUCA, CJ. The use of surface elecctromyography in biomechanics. **J Appl Biomech**, v. 13, p. 135-63, 1997.

DITUNNO, JF Jr, FORMAL, CS. Current concepts: chronic spinal cord injury. **The New England Journal of Medicine**, v. 330, n. 8, p. 550-6, fev. 1994.

EASTOUGH, D; EDWARDS, MG. Movement kinematics in prehension are affected by grasping objects of different mass. **Exp Brain Res**, v.176, p. 193-8, 2007.

FAWCETT, JW; CURT, A; STEEVES, JD; et al.. Guidelines for the conduct of clinical trials for spinal cord injury as developed by the ICCP panel: spontaneous recovery after spinal cord injury and statistical power needed for therapeutic clinical trials. **Spinal Cord**, v. 45, n. 3, 2007.

GRONLEY, JK; NEWSAM, CJ; MULROY, SJ; et al.. Electromyographic and kinematic analysis of the shoulder during four activities of daily living in men with C6 tetraplegia. **J Rehabil Res Dev**, v. 37, n. 4, p. 423-32, 2000.

HAMID, S; HAYEK, R. Role of electrical stimulation for rehabilitation and regeneration after spinal cord injury: an overview. **Eur Spine J**, v. 17, p. 1256-69, 2008.

HARVEY, LA; BATTY, J; JONES, R; CROSBIE, J. Hand function of C6 and C7 tetraplegics 1 – 16 years following injury. **Spinal Cord**, v. 39, n. 1, p. 37-43, 2001.

HENSAW, J; GRUNDY, D; RUSSEL, J. ABC of spinal cord injury: Occupational Therapy. **Br Med J**, v. 292, p. 473-75, 1986.

HERMENS, HJ; FRERIKS, B; DISSELHORST-KLUG, C; RAU, G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. **J Electromyogr Kinesiol** v. 10, p. 361-74, 2000.

HOFFMANN, G; LAFFONT, I; HANNETON, S; ROBY-BRAMI, A. How to extend the elbow with a weak or paralyzed triceps: control of arm kinematics for aiming in C6-C7 quadriplegic patients. **Neuroscience**, v. 139, p. 749-65, 2006.

HOSHIMIYA, N; NAITO, A; YAJIMA, M; HANDA, Y. A multichannel FES system for the restoration motor function in high spinal cord injury patients: a respiration-controlled system for multijoint upper extremity. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 36, n. 7, p. 754-60, 1989.

HUG, F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. **J Electromyogr Kinesiol**, v.21, n. 1, p. 1-12, feb. 2011.

ITZKOVICH, M; CATZ, A; ONA I. A new double-purpose device for elbow extension in tetraplegia with paralysis below C5. **Paraplegia**, v. 31, p. 116-8, 1993.

JACQUIER-BRET, J; REZZOUG, N; VALLIER, JM; TOURNEBISE, H; GORCE, P. Reach to grasp kinematics and EMG analysis of C6 quadriplegic subjects. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009**, 2009: 5934-7.

JOHNSON, LA; FUGLEVAND, AJ. Evaluation of probabilistic methods to predict muscle activity: implications for neuroprosthetics. **Journal of Neural Engineering**, v. 6, n. 5, out. 2009.

KAPANDJI, AI. Fisiologia Articular, volume 1: membros superiores. São Paulo, Ed. Panamericana, 5ª ed, 2000. p. 173

KILGORE, KL; PECKHAM, P; KEITH, MW. Twenty year experience with implanted neuroprostheses. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009**, p. 7212-5, 2009.

KILGORE, KL; PECKHAM, PH; THROPE, GB; et al.. Synthesis of hand grasp using functional neuromuscular stimulation. **IEEE Trans Biomed Eng**, v. 36, n. 7, p. 761-70, 1989.

KNUTSON, J; AUDU, M, TRIOLO, R. Interventions for mobility and manipulation after spinal cord injury: a review of orthotic and neuroprosthetic options. **Top Spinal Cord Inj Rehabil**, v. 11, n. 4, p. 61-81, 2006.

KONTAXIS, A; CUTTI, AG; JOHNSON, GR; VEEGER, HEJ. A framework for definition of standardized protocols for measuring upper-extremity kinematics. **Clin Biomech**, v. 24, p. 246-53, 2009.

KOSHLAND, GF; GALLOWAY, JC; FARLEY, B. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. **Exp Brain Res**, v. 164, n. 2, p. 133-47, 2005.

LAFFONT, I; BRIAND, E; DIZIEN, O; COMBEAUD, M; BUSSEL, B; REVOL, M; ROBY-BRAMI, A. Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. **Spinal Cord**, v. 38, p. 354-62, 2000.

LAFFONT, I; HOFFMANN, G, DIZIEN, O; et al. How do C6/C7 tetraplegic patients grasp balls of different sizes and weights. Impact of surgical musculo-tendinous transfers. **Spinal Cord**, v. 45, p. 502-12, 2007.

LANG, CE; BEEBE, JA. Relating movement control at nine upper extremity segments to loss of hand function in people with chronic hemiparesis. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 21, n. 3, p. 279-91, 2007.

LANG, CE; DEJONG, SL; BEEBE, JA. Recovery of thumb and finger extension and its relation to grasp performance after stroke. **J Neurophysiol**, v. 102, p. 451-459, 2009.

LANG, CE; WAGNER, JM; EDWARDS, DF; SAHRMANN, SA; DROMERICK, AW. Recovery of grasp versus reach in people with hemiparesis poststroke. **Neurorehabil Neural Repair**, v. 20, n. 4, p. 444-54, 2006.

LATHEM, PA; GREGORIO, TL; GARBER, SL. High-level quadriplegia: an occupational therapy challenge. **Am J Occup Ther**, v. 39, n. 11, p. 705-14, nov 1985.

LEE, D; PORT, NL; GEORGOPOULOS, AP. Manual interception of moving targets. II. On-line control of overlapping submovements. **Exp Brain Res**, v. 116, n. 3, p. 421-33, out. 1997.

LEMAY, MA; CRAGO, PE; KEITH, MW. Restoration of pronosupination control by FNS in tetraplegia – experimental and biomechanical evaluation of feasibility. **J Biomech**, v. 29, n. 4, p. 435-42, 1996.

MAGERMANS, DJ; CHADWICK, EKJ; VEEGER, HEJ; VAN DER HELM, FCT. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. **Clin Biomech**, v. 20, p. 591-99, 2005.

MANGOLD, S; SCHUSTER C; KELLER, T; ZIMMERMANN-SCHLATTER, A; ETTLIN T. Motor training of upper extremity with functional electrical stimulation in early stroke rehabilitation. **Neurorehabil Neural Repair**, v.23, n.2, p. 184-90, feb. 2009.

MANGOLD, S; KELLER, T; CURT, A; DIETZ, V. Transcutaneous functional electrical stimulation for grasping in subjects with cervical spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 43, p. 1-13, 2005.

MARTENIUK, RG; LEAVITT, JL; MACKENZIE, CL; ATHENES, S. Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task. **Hum Mov Sci**, v. 9, p. 149-76, 1990.

MAYNARD, FM; et al. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 35, p. 266-74, 1997.

MICERA S, CARPANETO J, POSTERARO F, CENCIOTTI L, POPOVIC M, DARIO P. Characterization of upper arm synergies during reaching tasks in able-bodied and hemiparetic subjects. **Clinical Biomechanics**, v. 20, p. 939-46, 2005.

MICHAELSEN SM, LEVIN MF. Short-Term Effects of Practice With Trunk Restraint on Reaching Movements in Patients With Chronic Stroke: A Controlled Trial. **Stroke**, v. 35, p. 1914-9, 2004.

MILNER, TE. A model for the generation of movements requiring endpoint precision. **Neuroscience**, v. 49, n.2, p. 487-492, 1992.

MCCREA, PH; ENG, JJ; HODGSON, AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. **Disabil Rehabil**, v. 24, n. 10, p. 534-41, 2002.

MIZUKAMI, M; KAWAI, N; YAMAMOTO, Y; et al.. Relationship between functional levels and movement in tetraplegic patients. A retrospective study. **Paraplegia**, v. 33, n. 44, p. 189-94, 1995.

MEMBERG, WD; CRAGO, PE; KEITH, MW. Restoration of elbow extension via functional electrical stimulation in individuals with tetraplegia. **Journal of Rehabilitation Research and Development**, v. 40, n. 6, p. 477-86, nov/dez 2003.

MORALES, R; BADESA, FJ; GARCÍA-ARACIL, N; et al.. Pneumatic robotic systems for upper limb rehabilitation. **Med Biol Eng Comput**, v. 49, p. 1145-1156, 2011.

MULCAHEY, MJ; BETZ, RR; KOZIN, SH; et al.. Implantation of the Freehand System during initial rehabilitation using minimally invasive technique. **Spinal Cord**, v. 42, p. 146-155, 2004.

MURPHY, MA; SUNNERHAGEN, KS. JOHNELS, B; WILLÉN, C. Three-dimensional kinematic motion analysis of a daily activity drinking from a glass: a pilot study. **Journal of Neuro Engineering and Rehabilitation**, v. 3, n. 18, 2006.

NATHAN, DE; JOHNSON, MJ. Should object function matter during modeling of functional reach-to-grasp in robot-assisted therapy?. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 1, p. 5695-8, 2006.

PHADKE, V; BRAMAN, JP; LAPRADE, RF; LUDEWING, PM. Comparison of glenohumeral motion using different rotation sequences. **J Biomech**, v. 44, n. 4, p. 700-705, 2011.

POPOVIC, D; STOJANOVIC, A; PJANOVIC, A; et al. Clinical evaluation of the Bionic Glove. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 80, p. 299-304, 1999.

POPOVIC, MR; KELLER, T. Modular transcutaneous functional electrical stimulation system. **Med Eng Phy**, v. 27, p. 81-92, 2005.

POPOVIC, DB; POPOVIC, MB. Hybrid assistive systems for rehabilitation: lessons learned from functional electrical therapy in hemiplegics. **Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc**, v. 1, p. 2146-9, 2006.

POPOVIC, MR; POPOVIC, DB; KELLER, T. Neuroprostheses for grasping. **Neurol Res**, v. 24, n. 5, p. 443-52, jul 2002.

POPOVIC, MR; THRASHER, TA; ADAMS, ME; et al.. Functional electrical therapy: retraining grasping in spinal cord injury. **Spinal Cord**, v. 44, p. 143-151, 2006.

POTTEN, YJM; SEELEN, HAM; DRUKKER, J; REULEN, JPH; DROST, MR. Postural muscle responses in the spinal cord injured persons during forward reaching. **Ergonomics**, v. 42, n. 9, p. 1200-15, 1999.

PROCHAZKA, A; GAUTHIER, M; MARGUERITE, W; KENWELL, Z. The Bionic Glove: An electrical stimulator garment that provides controlled grasp and hand opening in quadriplegia. **Arch Phys Med Rehabil**, v. 78, p. 608-14, jun. 1997.

RAND, MK; SHIMANSKY, Y; STELMACH, GE; BRACHA, V; BLOEDEL, JR. Effects of accuracy constraints on reach-to-grasp movements in cerebellar patients. **Exp Brain Res**, v. 135, p. 179-88, 2000.

RAND, MK; SHIMANSKY, YP; HOSSAN, ABMI; STELMACH, GE. Quantitative model of transport-aperture coordination during reach-to-grasp movements. **Exp Brain Res**, v. 188, p. 263-74, 2008.

RAND, MK; SMILEY-OYEN, AL; SHIMANSKY, YP; BLOEDEL, JR; STELMACH, GE. Control of aperture closure during reach-to-grasp movements in parkinson's disease. **Exp Brain Res**, v. 168, p. 131-42, 2006.

REFT, J; HASAN, Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: effect of external trunk support. **Spinal Cord**, v. 40, p. 186-91, 2002.

REYES-GUZMÁN, A; GIL-AGUDO, A; PEÑASCO-MARTÍN, B; et al.. Kinematic analysis of the daily activity of drinking from a glass in a population with cervical spinal cord injury. **J Neuro Eng Rehab**, v. 7, n. 1, p. 41, 2010.

RIBERTO, M; MIYAZAKI, MH; JORGE, D FILHO; SAKAMATO, H; BATTISTELLA, LR. Reprodutibilidade da versão brasileira da Medida de Independência Funcional. **Acta Fisiátrica**, v. 8, n. 1, p. 42-52, 2001.

RIBERTO, M; MIYAZAKI, MH; JUCÁ, SSH; SAKAMATO, H; PINTO, PPN; BATTISTELLA, LR. Validação da versão brasileira da Medida de Independência Funcional. **Acta Fisiátrica**, v. 11, n. 2, p. 72-6, 2004.

ROHKAMM, R. Color Atlas of Neurology. New York, Thieme, 2004. 283p.

RÖNNQVIST, L; RÖSBLAD, B. Kinematic analysis of unimanual reaching and grasping movements in children with hemiplegic cerebral palsy. **Clinical Biomechanics**, v. 22, p. 165-75, 2007.

SADOWSKY, C; VOLSHTEYN, O; SCHULTZ, L; MCDONALD, JW. Spinal cord injury. **Disabil Rehabil**, v. 24, n. 13, p. 680-7, 2002.

SARAH. Rede Sarah de Hospitais de Reabilitação. As internações por causas externas [Internet]. 2011. Disponível em:  
[http://www.sarah.br/paginas/prevenção/po/p-02\\_pesquisas.htm](http://www.sarah.br/paginas/prevenção/po/p-02_pesquisas.htm).

SCHILL, O.; WIEGAND, R.; SCHMITZ, B.; MATTHIES, R; ECK, U.; PYLATIUK, C; REISCHL, M; SCHULZ, S; RUPP, R. OrthoJacket – an active FES-hybrid orthosis for the paralysed upper extremity. **Biomedical Engineering**, v. 56, n. 1, jan. 2011.

SCOTT, TR; ATMORE, L; HEASMAN, JM; VARE, VA; GSCHWIND, C. Synergistic control of stimulated pronosupination with the stimulated grasp of persons with tetraplegia. **IEE Trans Neural Syst Rehabil Eng**, v. 9, n. 3, p. 258-64, 2001.

SHEFFLER, LR; CHAE, J. Neuromuscular electrical stimulation in neurorehabilitation. **Muscle Nerve**, v. 35, p. 562-90, 2007.

SMITH, BT; MULCAHEY, MJ; BETZ, RR. Development of an upper extremity FES system for individuals with C4 tetraplegia. **IEEE Trans Rehabil Eng**, v. 4, n. 4, dez. 1996.

SMITH, LK; WEISS, EL; LEHMKUHL, LD. **Cinesiologia Clínica de Brunnstrom**. São Paulo: Manole, 1997. p. 158.

SNOEK, GJ; IJERSMAN, MJ; GROEN, FACG; STOFFERS, TS; ZILVOLD, G. Use of the NESS Handmaster to restore hand function in tetraplegia: clinical experiences in ten patients. **Spinal Cord**, v.38, p. 244-9, 2000.

TANG, C; ROIDIS, N; ITAMURA, J; et al. The effect of simulated elbow arthrodesis on the ability to perform activities of daily living. **J Hand Surg Am**, v. 26, n. 6, p. 1146-50, nov. 2001.

TAYLOR, P; ESNOUF, J; HOBBY, J. Pattern of use and user satisfaction of Neuro Control Freehand system. **Spinal Cord**, v. 39, p. 156-160, 2001.

TAYLOR, P; ESNOUF, J; HOBBY, J. The functional impact of the Freehand System on tetraplegic hand function. Clinical Results. **Spinal Cord**, v. 40, p. 560-66, 2002.

VAN ANDEL, CJ; WOLTERBEEK, N; DOORENBOSCH, CAM; VEEGER, DHEJ; HARLAAR, J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. **Gait and Posture**, n. 27, p. 120-7, 2008.

VARGAS FERREIRA VM, VAROTO R, AZEVEDO CACHO ÊW, CLIQUET A JR. Relationship between function, strength and electromyography of upper extremities of persons with tetraplegia. **Spinal Cord**, v. 50, n. 1, p. 28-32, 2012.

VAROTO, R; BARBARINI, ES; CLIQUET JR, A. A hybrid system for upper limb movement restoration in quadriplegics. **Artificial Organs**, v. 32, n. 9, 2008.

VAROTO, R; MARTIN, FTB; OLIVEIRA, R; CACHO, EWA; CLIQUET JR, A. Upper limb movement strategies in the rehabilitation of quadriplegics. In: Technically Assisted Rehabilitation, 2009, Berlim. Technically Assisted Rehabilitation, v.1, p. 20-25, 2009.

VAROTO, R; VARGAS FERREIRA, VM; ALONSO, KC; BEINOTTI, F; CLIQUET, A. Hybrid system: a pilot evaluation for a therapeutic proposal in quadriplegia. In: IFESS 2011. Atha Comunicação e Editora, v. 16, 2011.

YANO, K; HASHIMURA, J; AOKI, T; NISHIMOTO, Y. Flexion-extension motion assistance using an upper limb motion-assist robot based on trajectory estimation of reaching movement. **Conf Proc IEEE EMBS**, p. 4599-4602, 2009.

WATANABE, T; YANO, K. Extension assist control for individuals with cervical cord injury motion assist robot for upper limb. **Conf Proc IEEE EMBS**, p. 1312-15, 2010.

WATANABE, T; YANO, K; AOKI, T; NISHIMOTO, Y. Extension motion assistance for upper limb using proxy-based sliding mode control. **Conf Proc IEEE Systems Man Cyber**, p. 2885-90, 2011.

WIERZBICKA, MM; WIEGNER, AW. Orthosis for improvement of arm function in C5/C6 tetraplegia. **J Prosthet Orthot**, v. 8, n. 3, p. 86-92, 1996.

WU, G; VAN DER HELM, FCT; VEEGER, HEJ; et al.. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the

reporting of human joint motion – Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. **J Biomech**, v. 38, p. 981-92, 2005.

**ANEXOS**



## ANEXO A



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

Departamento de Ortopedia e Traumatologia  
Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do  
Aparelho Locomotor



### Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Consentimento formal de participação no estudo intitulado: “ANÁLISE CINEMÁTICA E ELETROMIOGRÁFICA DE UM SISTEMA HÍBRIDO PARA MEMBROS SUPERIORES DE PACIENTES TETRAPLÉGICOS”.

Pesquisadora Responsável: Vanessa Maria de Vargas Ferreira

Orientador Responsável: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Eu, \_\_\_\_\_,  
portador do RG nº \_\_\_\_\_, HC nº \_\_\_\_\_,  
residente à \_\_\_\_\_,  
bairro \_\_\_\_\_, cidade \_\_\_\_\_,  
telefone \_\_\_\_\_, declaro que tenho \_\_\_\_\_ anos de idade e que  
concordo em participar, voluntariamente, da pesquisa conduzida pela  
pesquisadora responsável e por seu respectivo orientador.

#### **Objetivo do Estudo:**

O projeto consiste na análise da ativação dos músculos (eletromiografia de superfície) e dos movimentos dos braços e mãos por câmeras (cinemática), com e sem o uso de um sistema híbrido (aparelho acoplado ao braço que realiza

movimento do braço através de “choques” nos músculos pela pele) e antes e após treinamento.

**Justificativa:**

Os pacientes tetraplégicos apresentam grande dificuldade para realizarem atividades com as mãos. O sistema híbrido pode devolver ao indivíduo a função, proporcionando a ele melhora da manipulação de objetos.

**Explicação do Procedimento:**

Estou ciente de que as avaliações e procedimentos serão realizados no Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do Hospital de Clínicas da UNICAMP.

Participarei de três avaliações que consistem em responder a questionários, avaliar o movimento de pegar objetos, com e sem o sistema híbrido, através de cinemática e eletromiografia.

Serei submetido a um total de 20 sessões de treinamento com o sistema híbrido, incluindo estimulação elétrica, realizadas duas vezes na semana. Estou ciente que minha falta irá prejudicar o andamento do projeto e poderá acarretar na minha exclusão da pesquisa, de modo que deverei justificar e avisar com antecedência possíveis faltas.

O treino com o sistema híbrido é realizado acoplado um aparelho ao braço, juntamente com a estimulação elétrica, que consiste em colocar adesivos externamente na pele do voluntário, após aparar os pelos, e ligar em um aparelho que transmite eletricidade ao músculo, fazendo-o contrair.

Na eletromiografia serão colocados adesivos externamente na pele do voluntário, após aparar os pelos e limpar a pele, que serão ligados a um aparelho. Esse aparelho irá verificar o padrão de funcionamento dos músculos. O voluntário não sentirá nenhum desconforto nesse procedimento.

As tarefas consistirão em pegar diversos objetos que estarão posicionados a frente do voluntário, em uma mesa encaixada na cadeira de rodas. Esses movimentos serão gravados pelas câmeras.

**Desconfortos e Riscos:**

Estes procedimentos não serão invasivos ou causarão risco à saúde, porém estou ciente que poderei sentir sensações de “arrepios”, “choques”,

“beliscões” ou “repuxadas” quando for feita a estimulação elétrica. Porém essas sensações não causarão dor. Os pelos de algumas regiões do braço serão aparados através de lâmina de barbear descartável. Todos os materiais serão de uso pessoal do voluntário ou descartados após a coleta de dados, com exceção do sistema híbrido que será higienizado após o uso.

**Possíveis Benefícios:**

Estou ciente de que há possibilidades de benefícios diretos para a minha pessoa quanto à participação nesta pesquisa. A estimulação elétrica pode causar fortalecimento dos músculos estimulados e o treinamento pode levar a uma melhora dos movimentos dos braços e mãos.

Os dados obtidos pelos responsáveis por este estudo auxiliarão no maior conhecimento a respeito da movimentação dos braços e mãos de pacientes tetraplégicos com o uso do sistema híbrido, podendo futuramente auxiliar outros pesquisadores desta área no desenvolvimento de técnicas inovadoras que beneficiarão os pacientes.

**Seguro de Saúde ou de Vida:**

Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo. Não haverá nenhuma forma de reembolso em dinheiro, já que a participação na pesquisa não levará a gasto adicional.

**Liberdade de Participação:**

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento sem que isso leve a qualquer penalidade, prejuízo à minha pessoa ou venha a prejudicar-me nos demais atendimentos hospitalares do HC-UNICAMP. Também entendo que os pesquisadores têm o direito de excluir meus dados deste estudo no caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo desse trabalho.

**Sigilo de Identidade:**

As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins

estatísticos ou científicos, desde que fiquem resguardados a minha total privacidade e meu anonimato. Autorizo que sejam retiradas imagens pessoais durante a pesquisa para fins de documentação.

Para questões relacionadas a este estudo, contate:

Departamento de Ortopedia e Traumatologia da FCM – UNICAMP

Rua Tessália Vieira de Camargo, 126 – Barão Geraldo – Campinas, SP,  
Brasil – CEP: 13083-970. Telefone: (19) 3521-7512 | Fax: (19) 3521-7505

Comitê de Ética em Pesquisa da FCM – UNICAMP

Rua Tessália Vieira de Camargo, 126 – Caixa Postal 6111 – Campinas,  
SP, Brasil – CEP: 13083-887. Telefone: (19) 3521-8936 | Fax: (19) 3521-7187. E-  
mail: cep@fcm.unicamp.br

Caso deseje saber mais sobre este estudo entre em contato com os seus idealizadores a qualquer momento. Sua participação deve ser livre e espontânea. É seu direito manter uma cópia deste consentimento de participação.

Campinas, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_.

Nome do Voluntário: \_\_\_\_\_

Assinatura do Voluntário: \_\_\_\_\_

---

Vanessa Maria de Vargas Ferreira  
Pesquisadora Responsável

# ANEXO B

## Padronização da Classificação Neurológica da Lesão Medular (adaptado de ASIA)

Paciente: \_\_\_\_\_

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

Avaliador: \_\_\_\_\_

	D	E	Tátil	D	E	Doloroso	D	E
C2								
C3								
C4								
C5								
C6								
C7								
C8								
T1								
T2								
T3								
T4								
T5								
T6								
T7								
T8								
T9								
T10								
T11								
T12								
L1								
L2								
L3								
L4								
L5								
S1								
S2								
S3								
S4-5								

- FLEXORES DO COTOVELO
- EXTENSORES DO PUNHO
- EXTENSOR DO COTOVELO
- FLEXORES DOS DEDOS (falange distal do dedo médio)
- ABDUTORES DOS DEDOS (dedo mínimo)

- Teste de força muscular manual:**
- 0 – paralisia total
  - 1 – contração visível ou palpável
  - 2 – movimento ativo sem oposição da força da gravidade
  - 3 – movimento ativo contra oposição da força da gravidade
  - 4 – movimento ativo contra alguma resistência
  - 5 – movimento ativo contra grande resistência

- NT – não testável
- FLEXORES DO QUADRIL
- EXTENSORES DO JOELHO
- DORSIFLEXORES DO TORNOZELO
- EXTENSOR LONGO DO HÁLUX
- FLEXORES PLANTARES DO TORNOZELO

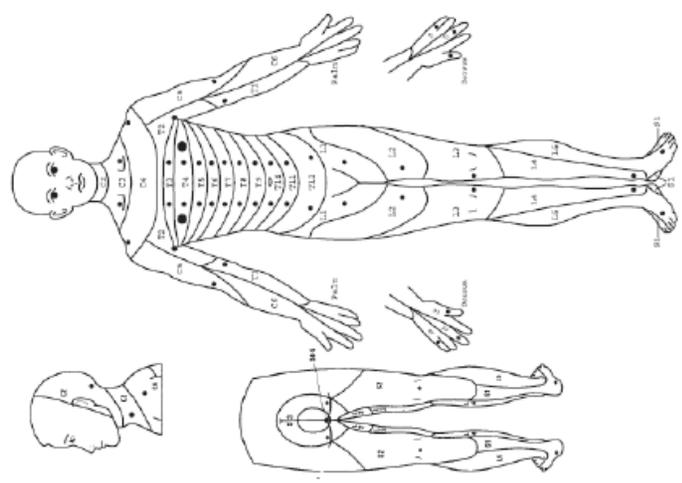
Contração anal voluntária (sim/não)

TOTAL  +  =  ÍNDICE MOTOR

(Máximo) (50) (50) (100)

NÍVEL MOTOR E SENSITIVO M  D  E   
S

NÍVEL NEUROLÓGICO (\_\_\_\_)



Qualquer sensibilidade anal (sim/não)

+  =  ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM AGULHA

=  (112) ÍNDICE DE ESTIMULAÇÃO COM TOQUE

### Escala de Deficiência da ASIA

- A (COMPLETA)
- B (INCOMPLETA)
- C (INCOMPLETA)
- D (INCOMPLETA)
- E (INCOMPLETA)

## ANEXO C



UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS  
FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS

Departamento de Ortopedia e Traumatologia  
Laboratório de Biomecânica e Reabilitação do  
Aparelho Locomotor



### Medida de Independência Funcional (MIF)

Adaptado de RIBERTO *et al.* 2001

<b>Cuidados Pessoais</b>	A) Alimentação	
	B) Higiene Pessoal	
	C) Banho	
	D) Vestir metade superior do corpo	
	E) Vestir metade inferior do corpo	
	F) Uso do vaso sanitário	
<b>Controle de Esfíncteres</b>	G) Controle da urina	
	H) Controle das fezes	
<b>Transferências</b>	I) Leito, cadeira, cadeira de rodas	
	J) Vaso sanitário	
	K) Banheira ou chuveiro	
<b>Locomoção</b>	L) Locomoção	
	M) Escadas	
<b>Comunicação</b>	N) Compreensão	
	O) Expressão	
<b>Cognição Social</b>	P) Interação social	
	Q) Resolução de problemas	
	R) Memória	
<b>MIF TOTAL:</b>		

#### Níveis:

- 7 – Independência completa (com segurança e tempo adequado)
- 6 – Independência modificada (aparelhada, tempo prolongado ou riscos de segurança)
- 5 – Supervisão, estímulo ou preparo
- 4 – Dependência mínima (capacidade  $\geq 75\%$ )
- 3 – Dependência moderada (capacidade 50 a 75%)
- 2 – Dependência máxima (capacidade 25 a 50%)
- 1 – Dependência total (capacidade  $< 25\%$ )