

ENIO WALKER AZEVEDO CACHO

**AVALIAÇÃO DA EXTREMIDADE SUPERIOR DE TETRAPLÉGICOS:
CORRELAÇÕES CLÍNICAS, FUNCIONAIS E CINEMÁTICAS**

CAMPINAS

2010

ENIO WALKER AZEVEDO CACHO

**AVALIAÇÃO DA EXTREMIDADE SUPERIOR DE TETRAPLÉGICOS:
CORRELAÇÕES CLÍNICAS, FUNCIONAIS E CINEMÁTICAS**

Tese de Doutorado apresentada à Pós-Graduação da Faculdade de Ciências Médicas da Universidade Estadual de Campinas para a obtenção do título de Doutor em Cirurgia, área de concentração Pesquisa Experimental.

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

CAMPINAS

2010

**FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA FACULDADE DE CIÊNCIAS MÉDICAS DA UNICAMP**

Bibliotecário: Sandra Lúcia Pereira – CRB-8ª / 6044

C113a	Cacho, Enio Walker Azevedo Avaliação da extremidade superior de tetraplégicos: correlações clínicas, funcionais e cinemáticas / Enio Walker Azevedo Cacho. Campinas, SP: [s.n.], 2010. Orientador: Alberto Cliquet Junior Tese (Doutorado) Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. 1. Tetraplegia. 2. Avaliação . 3. Cinemática. I. Cliquet Junior, Alberto. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Ciências Médicas. III. Título.
-------	--

Título em inglês: Upper limb assessment in tetraplegia: clinical, functional and kinematic correlations

Keywords: • Tetraplegia
• Assessment
• Kinematic

Titulação: Doutor em Cirurgia
Área de concentração: Pesquisa Experimental

Banca examinadora:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior
Prof. Dr. Mauricio Etchebehere
Prof. Dr. Venâncio Pereira Dantas Filho
Prof. Dr. Nivaldo Antonio Parizotto
Prof. Dr. Oswaldo Horikawa

Data da defesa: 24-08-2010

Banca Examinadora da Defesa de Doutorado

Enio Walker Azevedo Cacho

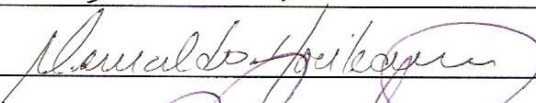
Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Membros:

1. Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior -



2. Prof. Dr. Oswaldo Horikawa -



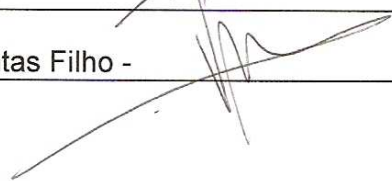
3. Prof. Dr. Nivaldo Antonio Parizotto -



4. Prof. Dr. Mauricio Etchebehere -



5. Prof. Dr. Venâncio Pereira Dantas Filho -



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

Data: 24/08/2010

Dedico o êxito desta obra ao meu pai, Luiz, à minha mãe, Josita, e à minha avó, Francisca, por nunca terem limitado esforços para possibilitar felicidade à minha existência e terem sempre demonstrado prazer e alegria por me acolherem como filho e neto.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus, pela iluminação, inspiração e força para a concretização deste trabalho.

Ao Professor Alberto Cliquet Júnior, que me orientou na busca do conhecimento, dando a atenção e o incentivo essenciais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos pacientes e seus familiares, que muitas vezes ultrapassaram barreiras para comparecerem às avaliações, e que nos auxiliaram na descoberta dos fundamentos científicos da reabilitação.

A todos os colegas e amigos do Laboratório de Reabilitação do Aparelho Locomotor, pelo auxílio com os pacientes, pela paciência e cooperação.

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

Aos meus irmãos, Sheyla, Ricardo e Nélío, por terem me incentivado e colaborado de forma direta e indireta.

Em especial a Roberta, noiva, companheira, amiga e guia nos momentos de dificuldade e felicidade, a quem tenho eterna paixão.

Vários são os instrumentos de avaliação dedicados aos tetraplégicos. A compreensão de suas relações é de fundamental importância para o desenvolvimento e elaboração de abordagens terapêuticas voltadas à reabilitação da extremidade superior desses indivíduos. Assim, o objetivo deste estudo foi analisar as correlações entre as avaliações clínicas, funcionais e cinemáticas da extremidade superior durante os movimentos de alcance-preensão em tetraplégicos. Vinte tetraplégicos crônicos e vinte participantes controles foram selecionados para o estudo. Os instrumentos utilizados para a avaliação foram: o padrão de classificação da Associação Americana de Lesão Medular – ASIA, a Medida de Independência Funcional – MIF, a Mensuração de Independência da Medula espinhal – SCIM II, e a avaliação cinemática do movimento de alcance-preensão. Foram utilizadas as seguintes variáveis cinemáticas: deslocamento anterior do tronco e protração do ombro, amplitude articular do ombro, cotovelo e punho nos planos sagital e horizontal, índice de curvatura, pico de velocidade máxima, razão do pico de velocidade máxima, tempo de movimento e número de picos. O deslocamento anterior do tronco, protração do ombro e as amplitudes articulares do ombro e cotovelo não apresentaram diferenças significativas entre os tetraplégicos e os controles. Apenas a amplitude de flexo-extensão do punho foi significativamente maior em tetraplégicos. Os movimentos dos tetraplégicos foram mais lentos, segmentados e menos harmoniosos, quando comparados com os controles. Foi encontrada uma correlação positiva entre o índice motor total e a MIF ($r = 0.6089$; $p = 0.0044$) e SCIM II ($r = 0.5229$; $p = 0.018$). As avaliações funcionais apresentaram correlação positiva entre si ($r = 0.8283$; $p < 0.0001$). Foi encontrada também correlação entre o índice motor direito e esquerdo, a MIF motora e o SCIM II, com várias variáveis cinemáticas estudadas (pico

de velocidade máxima, tempo de movimento, índice de curvatura, número de picos e razão do pico de velocidade máxima de velocidade). Dentre as amplitudes articulares de movimento (ombro, cotovelo e punho), apenas a amplitude do punho demonstrou correlação com a variável clínica. Este estudo demonstra que a força muscular avaliada pelo índice motor da ASIA se correlaciona moderadamente com as variáveis cinemáticas relacionadas à harmonia de trajetória dos movimentos de alcance-preensão em tetraplégicos. Já as avaliações funcionais apresentaram forte correlação entre si e moderada correlação com o índice motor direito, esquerdo e total, mas não apresentaram uma correlação constante com as variáveis cinemáticas avaliadas à direita e à esquerda.

Several assessment tools are dedicated to understanding tetraplegics. The understanding of their relationships has a fundamental importance for the development and elaboration of therapeutic approaches aiming rehabilitation of the upper extremity of these individuals. The objective of this study is to analyze the correlations between clinical, functional and kinematics assessments of upper extremity during reaching-grasping movements in tetraplegics. Twenty chronic tetraplegic patients and 20 control participants were selected for this study. The instruments used for evaluation were the standard classification of the American Association of Spinal Cord Injury - ASIA, the Functional Independence Measure - FIM, the Spinal Cord of Independence Measurement - SCIM II and the kinematics evaluation of the reach-grasp movement. The following kinematic variables were used: anterior displacement of the trunk and protraction of the shoulder, joint range of motion of shoulder, elbow and wrist in sagittal and horizontal planes, curvature index, peak speed, ratio of peak speed, movement time and peak number. The anterior displacement of the trunk, shoulder protraction and range of motion of shoulder and elbow showed no significant differences between groups of tetraplegic patients and controls. Only the flexion-extension amplitude of the wrist was significantly greater in tetraplegics. The movements in quadriplegic patients were slower, targeted and less harmonious when compared with controls. There was a positive correlation between the total motor index and functional FIM ($r = 0.6089$; $p = 0.0044$) and SCIM II ($r = 0.5229$; $p = 0.018$). Both functional scores showed positive correlation within each other ($r = 0.8283$; $p < 0.0001$). There was also correlation between the right and left motor indices, the motor FIM and the SCIM with most of the kinematics studied (peak of velocity, movement time, index of curvature, number of peaks and peak velocity ratio of

the maximum velocity). On the other hand, for the joint range of motion (shoulder, elbow and wrist), only the wrist in the horizontal plane demonstrated correlation with clinical variables. This study demonstrates that muscle strength assessed by the ASIA motor index correlates moderately with the kinematic variables related to the harmony and the trajectory of the reaching-grasping movement in tetraplegics. Yet, functional assessments showed strong correlation among themselves, and moderate correlation with right, left and total motor index, but did not show a constant correlation with kinematic variables measured on the right and left.

LISTA DE TABELAS

	<i>Página</i>
Tabela 01 Características clínicas dos tetraplégicos.	58
Tabela 02 Valores médios da MIF total, MIF motora e SCIM II nos tetraplégicos.	59

	<i>Página</i>
Gráfico 1 Valores do pico de velocidade máxima dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	60
Gráfico 2 Valores do tempo de movimento dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	60
Gráfico 3 Valores do índice de curvatura dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	61
Gráfico 4 Valores do número de picos de movimento nos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	62
Gráfico 5 Valores da razão do pico de velocidade máxima dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	62
Gráfico 6 Valores do deslocamento anterior do tronco dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	63

Gráfico 7	Valores da protração do ombro dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	64
Gráfico 8	Valores da amplitude de abdução e adução do ombro no plano horizontal e flexo-extensão do ombro no sagital dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	64
Gráfico 9	Valores da amplitude de flexo-extensão do cotovelo nos plano horizontal e sagital dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	65
Gráfico 10	Valores da amplitude de flexo-extensão do punho nos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda.	65
Gráfico 11	Correlação entre o índice motor total e a MIF motora.	66
Gráfico 12	Correlação entre o índice motor total e a SCIM II.	67
Gráfico 13	Correlação entre a MIF motora e a SCIM II.	67
Gráfico 14	Correlação entre o índice motor direito e o tempo de movimento da extremidade superior direita.	68
Gráfico 15	Correlação entre o índice motor direito e o índice de curvatura da	69

extremidade superior direita.

Gráfico 16	Correlação entre o índice motor direito e o número de picos da extremidade superior direita.	69
Gráfico 17	Correlação entre o índice motor direito e a amplitude de movimento em flexo-extensão do punho no plano horizontal (XY) da extremidade superior direita.	70
Gráfico 18	Correlação entre o índice motor direito e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano sagital (YZ) da extremidade superior direita.	70
Gráfico 19	Correlação entre o índice motor esquerdo e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.	72
Gráfico 20	Correlação entre o índice motor esquerdo e o número de picos da extremidade superior esquerda.	73
Gráfico 21	Correlação entre o índice motor esquerdo e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano horizontal (XY) da extremidade superior esquerda.	73
Gráfico 22	Correlação entre o índice motor esquerdo e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano sagital (YZ) da extremidade superior esquerda.	74
Gráfico 23	Correlação entre o índice motor esquerdo e a razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior esquerda.	75

Gráfico 24	Correlação entre a MIF motora e a razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior esquerda.	76
Gráfico 25	Correlação entre a MIF motora e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.	76
Gráfico 26	Correlação entre a MIF motora e o número de picos da extremidade superior esquerda.	77
Gráfico 27	Correlação entre a SCIM II e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.	77
Gráfico 28	Correlação entre a SCIM II e o número de picos da extremidade superior esquerda.	78
Gráfico 29	Representação gráfica da aceleração do movimento de alcance-preensão de um participante controle e um tetraplégico. As setas indicam o número de picos.	84
Gráfico 30	Trajetória do movimento de alcance-preensão da extremidade superior direita nos planos horizontal e sagital de controles e tetraplégicos. A, controle; B, tetraplégico – nível motor C8; C, tetraplégico – nível motor C6.	85
Gráfico 31	Amplitude de flexo-extensão do punho durante os movimentos de alcance-preensão da extremidade superior direita nos planos horizontal e sagital de controles e tetraplégicos. A, controle; B, tetraplégico – nível motor C8; C, tetraplégico – nível motor C6.	87

Figura 1	Ação sincronizada entre o componente de alcance e o componente de preensão da extremidade superior.	29
Figura 2	Ilustração do perfil de velocidade nos movimentos de toque e preensão. As setas indicam a posição do pico de velocidade. As fases anteriores às setas sinalizam a fase de aceleração, e a posterior a de desaceleração.	32
Figura 3	Análise bidimensional no plano horizontal (XY) e sagital (ZY) de movimentos de alcance e alcance-preensão a três alvos e os marcadores reflexivos do ombro esquerdo e direito (1 e 2), processo xifoide do esterno (3), epicôndilo lateral do úmero (4), processo estiloide do rádio (5) e articulação metacarpofalângiana do dedo indicador (6).	39
Figura 4	Deslocamento anterior do marcador do esterno (3) e do acrômio (2) no plano sagital (yz).	40
Figura 5	Ângulos do ombro, cotovelo e punho no plano horizontal (xy) e sagital (yz).	40
Figura 6	Representação do perfil de velocidade demonstrando o início e o fim do movimento, a razão do pico de velocidade máxima e o	42

tempo de movimento.

- Figura 7** Representação do perfil de velocidade que demonstra a segmentação do movimento. 42
- Figura 8** Representação esquemática do índice de curvatura nos planos XYZ. 43
- Figura 9** Representação da coordenação interarticular do ombro e cotovelo durante movimentos de alcance-preensão de um sujeito saudável (A) e um tetraplégico C6 ASIA – A (B). 44
- Figura 10** Posicionamento dos marcadores reflexivos, alvo e das câmeras infravermelhas nos três eixos (X, Y e Z). Os marcadores foram posicionados no ombro esquerdo (1) e direito (2), no processo xifoide do esterno (3), epicôndilo lateral do úmero (4), processo estiloide do rádio (5) e articulação metacarpofalângica do dedo indicador (6). O posicionamento das câmeras é esquemático, não refletido fielmente o posicionamento durante o registro. 51
- Figura 11** Referência em “L” utilizada para o estabelecimento e calibração do volume (a) e seus eixos (b). Vareta de calibração (c). 52

LISTA DE ABREVIATURAS

SNC	Sistema Nervoso Central
GLs	Graus de Liberdade
EUA	Estados Unidos da América
ASIA	American Spinal Injury Association
MIF	Medida de Independência Funcional
SCIM	Spinal Cord Independence Measure
LME	Lesão da medula espinhal
AbAdo	Abdução e Adução
FEC	Flexão e extensão do cotovelo
FEP	Flexão e extensão do punho

	<i>Página</i>
RESUMO	vii
ABSTRACT	ix
1 INTRODUÇÃO	22
2 OBJETIVOS	24
2.1 Objetivo geral	25
2.2 Objetivo específico	25
3 REVISÃO DA LITERATURA	27
3.1 Controle sensório-motor da extremidade superior	28
3.2 Lesão medular	33
3.3 Avaliação clínica na lesão medular.	35
3.4 Avaliação cinemática da extremidade superior de tetraplégicos	38
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 Participantes	48
4.2 Instrumentos de medida	48
4.2.1 Instrumentos clínicos	48
4.2.2 Instrumento cinemático	50
4.2.2.1 Procedimento de avaliação cinemática	50
4.2.2.2 Variáveis cinemáticas	53

4.3 Análise estatística	56
5 RESULTADOS	57
5.1 Comparações entre as variáveis cinemáticas dos tetraplégicos e controles	59
5.2 Correlações clínicas e funcionais	66
5.3 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas na extremidade superior direita	68
5.4 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas na extremidade superior esquerda	72
6 DISCUSSÃO	80
6.1 Comparações entre as variáveis cinemáticas dos tetraplégicos e controles	81
6.2 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas	86
7 CONCLUSÃO	92
8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	94
ANEXOS	107
APÊNDICE	112



1 INTRODUÇÃO

Os pacientes com lesões cervicais da medula espinhal apresentam a perda do controle voluntário dos músculos do tronco, da cintura escapular e da extremidade superior, associado com o déficit tátil e proprioceptivo abaixo do nível da lesão. Tais perdas comprometem os movimentos de alcance-preensão, que são importantes para a função da extremidade superior (1). Estudos que analisam os movimentos de alcance-preensão e apontamento em tetraplégicos têm sugerido que estes indivíduos podem gerar e selecionar novos padrões motores para produzir movimentos que se assemelhem aos dos indivíduos saudáveis (2,3). No entanto, nesses estudos o tronco foi estabilizado e as forças de inércia que atuam sobre o movimento do braço não foram consideradas (4).

Na clínica, os tetraplégicos costumam fazer uso de estratégias compensatórias para estabilizar o tronco (5), estender o cotovelo (6) e apreender objetos (7). Mas, em muitas situações, elas não são suficientes para o retorno de uma adequada habilidade funcional, sendo necessária a utilização de abordagens terapêuticas adicionais, como a estimulação elétrica neuromuscular (8), a utilização de órteses (9,10) e procedimentos cirúrgicos no processo de reabilitação da extremidade superior (11). No entanto, a aplicação dessas abordagens terapêuticas precisa ser bem avaliada através de medidas clínicas, funcionais e cinemáticas, objetivando-se a determinação do impacto desta intervenção nas funções do alcance-preensão em tetraplégicos.

Embora sejam muitos os testes destinados a avaliar a extremidade superior, são poucos os adequados para o uso em tetraplégicos (12). É de extrema importância que a decisão sobre a utilização de tais testes seja fundamentada em estudos científicos, para que a aplicação e a interpretação do quadro clínico do paciente ocorram de forma fidedigna.

As mensurações clínicas, como a *American Spinal Injury Association* (ASIA) (13), a Medida de Independência Funcional (MIF) (12, 14) e a *Spinal Cord Independence Measure*

(SCIM) (15, 16), são utilizadas para caracterizar o comprometimento sensório-motor e o nível funcional desses pacientes. Através da aplicação destes instrumentos são coletadas informações importantes decorrentes das alterações impostas pela lesão neurológica da medula espinhal (por exemplo: nível sensitivo em L2 pela ASIA ou melhora na execução de transferências pela MIF); porém, não são capazes de mensurar as estratégias motoras desenvolvidas durante a função, ou seja, se foram realizadas de modo compensatório ou com o uso de padrões motores similares aos normais (17, 18, 19).

Alguns instrumentos clínicos avaliam a qualidade do movimento da extremidade superior com base apenas em análises observacionais, que requerem longos períodos de avaliação e numerosas tarefas, além de serem baseados em análises subjetivas. A análise cinemática do movimento oferece um método quantitativo de avaliação, e é considerado como um padrão ouro para a avaliação da extremidade inferior durante a marcha (20,21). A análise da extremidade superior é tecnicamente diferente da inferior, já que a natureza do controle do movimento é mais complexa, unindo vários graus de liberdade e inúmeras funções. Mas um número crescente de pesquisadores vem utilizando-a como ferramenta para o estudo do movimento da extremidade superior (18,22).

O custo de implantação e manutenção de um sistema de análise do movimento ainda é elevado e dispendioso, tanto em recursos materiais, quanto humanos, sendo necessário entender as relações deste precioso instrumento de avaliação com as mensurações clínicas e funcionais amplamente difundidas na avaliação da extremidade superior de tetraplégicos. No entanto, são poucos os estudos que correlacionam as variáveis cinemáticas com as mensurações clínicas de indivíduos com lesões do Sistema Nervoso Central (19,23). Assim, o objetivo deste estudo foi analisar as correlações clínicas e funcionais, com as variáveis cinemáticas do movimento de alcance-preensão de tetraplégicos.



2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo geral:

Analisar as correlações entre as avaliações clínicas, funcionais e cinemáticas da extremidade superior durante os movimentos de alcance-preensão em tetraplégicos.

2.2 Objetivo específico:

Investigar as características cinemáticas dos movimentos de alcance-preensão com o tronco livre em tetraplégicos.



3. REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Controle sensório-motor da extremidade superior

A coordenação motora da extremidade superior depende da interação dos sistemas neuromotores e sensitivos para o planejamento e execução dos movimentos. A função da extremidade superior está relacionada às habilidades motoras grossas (engatinhar e caminhar) e finas (escrita e alimentação) que são realizadas através dos componentes de alcance e preensão.

O componente de alcance (transporte) é definido como a capacidade de levar e posicionar a mão no espaço, onde possa haver interação com o ambiente (24), e a preensão é o ato de pegar o objeto (25). O componente de transporte é de alta velocidade e envolve principalmente a musculatura proximal do ombro e cotovelo no controle espacial do movimento, enquanto o componente de preensão apresenta baixa velocidade e abrange a musculatura da mão e do antebraço na orientação e preparação da mão e dedos frente às características estruturais do objeto.

A ação desses componentes é simultânea, porém o processamento e a programação são independentes. Os dois componentes são coordenados de maneira que a mão abre-se antes do contato com o objeto, se o objetivo for à preensão (26) (Figura 1).

O planejamento do alcance é baseado na análise visual das propriedades espaciais do objeto-alvo, como a distância e a direção, enquanto a preensão é planejada pela análise visual das propriedades intrínsecas do objeto, como a forma e o tamanho (27,28). Assim, antes de alcançar e pegar um objeto é necessário localizá-lo e identificá-lo no espaço. A visão, dessa forma, tem um importante papel na calibração do espaço no qual o membro se relaciona com o ambiente. Ela atualiza informações referentes à localização, forma e tamanho dos objetos, além da posição dos membros e das articulações. No entanto, para

que o objeto seja visto, é necessário que ele esteja no campo de visão dos olhos, e caso ele não esteja, a cabeça ou até mesmo o tronco podem entrar em ação e direcionar os olhos e a cabeça, de modo que o objeto entre no campo de visão.

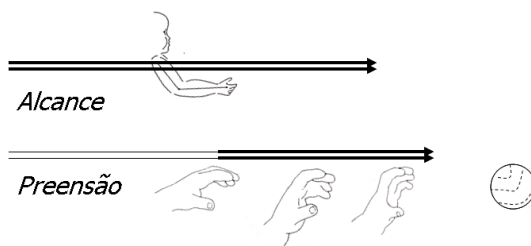


Figura 1. Ação sincronizada entre o componente de alcance e o componente de preensão da extremidade superior.

A localização do objeto no espaço e a identificação de suas características estão envolvidas com dois trajetos que se originam no córtex visual. O primeiro trajeto, chamado trajeto dorsal, vai até o córtex parietal e está relacionado com a localização do objeto no espaço e com as informações relevantes à ação em todas as fases do alcance. O trajeto ventral, que vai do córtex occipital até o córtex temporal, está relacionado com a percepção consciente do objeto (27,29).

Outras fontes de informações, como o sistema proprioceptivo e vestibular, são importantes na execução dos movimentos de alcance-preensão. O sistema vestibular exerce influência sobre múltiplos grupos musculares da extremidade superior, através das projeções vestibulo-espinhais e vestibulo-retículo-espinhal para os motoneurônios alfa e gama, neurônios propioespinhais e interneurônios (30), como foi sugerido após as

observações com a estimulação galvânica vestibular, que podem alterar a direção dos movimentos de alcance (31).

O sistema proprioceptivo é responsável pelas informações sobre a posição e angulação das articulações e músculos no espaço. Ele participa ainda do aperfeiçoamento e criação de novos padrões motores, além de contribuir de forma instantânea na correção dos movimentos. A interação entre estes três sistemas sensoriais é fundamental para a realização acurada dos movimentos (32).

O alcance é controlado pelo Sistema Nervoso Central (SNC), através de planos motores internos, elaborados a partir de informações sensoriais prévias, que agem na fase inicial do movimento. Ele é realizado através de um complexo controle neuromotor que requer a ação sincronizada de vários grupos musculares e articulações do membro superior, dos músculos do tronco e da cintura escapular envolvidos na estabilização postural e do braço (33), além das informações sensoriais. Para a execução deste movimento, pode-se fazer uso de até sete Graus de Liberdade (GLs) no membro superior (isto é, ângulos articulares ou pontos de coordenadas corporais específicas), sendo três GLs no ombro, um no cotovelo, um no antebraço e dois no punho, mais os GLs da cintura escapular (elevação/depressão e retração/protração). Isso gera uma grande redundância motora permitindo um número infinito de movimentos de alcance (33).

Bernstein (34) sugere que o SNC divide os GLs dentro de componentes (sinergias) funcionais, cada um controlado por um pequeno número de variáveis dependentes das demandas da tarefa. Dessa forma, os vários componentes de movimento são controlados separadamente pelo SNC, mantendo sempre um ótimo nível de associação entre eles. Assim, ainda referente ao movimento de alcance, a coordenação entre o braço e o tronco é

realizada através de dois sistemas neuronais independentes com diferentes componentes de movimento, um de transporte, que leva a mão até o alvo, e outro compensatório, que minimiza os erros de trajetória do movimento, recrutando GLs adicionais do tronco (35). Quando o alvo a ser alcançado está dentro do comprimento do braço, o tronco tem uma função estabilizadora e compensatória, mas quando o alvo encontra-se além do comprimento do braço, o componente compensatório se organiza de um modo flexível, permitindo a contribuição do tronco ao movimento e reduzindo o grau de compensação (36).

Os movimentos de alcance podem apresentar características distintas, dependendo do objetivo da tarefa e da posição do alvo no espaço de trabalho. Movimentos a alvos localizados no campo de ação ipsilateral da mão (no mesmo lado da linha média do corpo) estão associados a movimentos com curtos períodos de reação, mais rápidos, com altos picos de velocidade e poucos erros, quando comparados aos realizados a alvos no lado contralateral de ação da mão (lado oposto à linha média corporal). Isto pode ser decorrente, em certo grau, da comunicação inter-hemisférica que é requerida quando o alvo está no lado contralateral ao campo de ação da mão (37) e a fatores biomecânicos como a resistência inercial direção-dependente ao movimento da mão, frequentemente referida como “inércia anisotrópica”.

O objetivo da tarefa interfere nas características cinemáticas do movimento. Movimentos que exigem apenas o toque no objeto são mais rápidos que aqueles em que se requer, além do alcance, a apreensão do objeto. Assim, o perfil da velocidade apresenta padrões distintos: no movimento de alcance em que é necessário apenas o toque ao objeto,

a fase de aceleração é proporcionalmente maior, enquanto nos movimentos que requerem a preensão, a fase de aceleração é menor e a fase de desaceleração maior (Figura 2).

Elliott et al. (38) observaram que as demandas por velocidade e precisão durante a realização de alguns movimentos, além de estarem intrinsecamente relacionados, interferem na produção do movimento. Eles observaram em um grupo de indivíduos saudáveis que os movimentos que requeriam baixa precisão eram realizados com altas velocidades, e nos que requeriam alta precisão, eram utilizadas baixas velocidades.

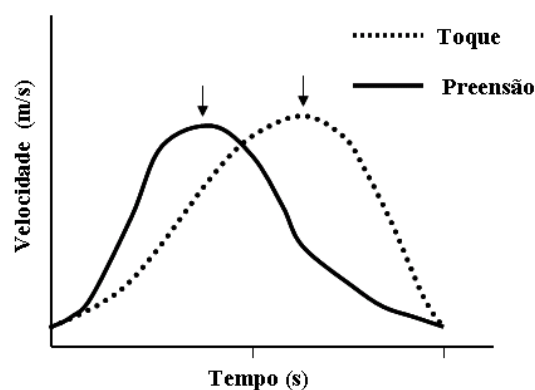


Figura 2: Ilustração do perfil de velocidade nos movimentos de toque e preensão. As setas indicam a posição do pico de velocidade. As fases anteriores às setas sinalizam a fase de aceleração, e a posterior, a fase de desaceleração (figura construída a título de exemplo).

O movimento humano apresenta uma variabilidade que é inerente ao seu comportamento motor. A variabilidade das respostas motoras a um alvo pode aumentar com a elevação da velocidade de movimento, já que em movimentos mais rápidos a quantidade de força aplicada é maior, o que dificulta a reprodução da mesma em movimentos seguintes. Dessa forma, a redução da velocidade e, conseqüentemente, das forças aplicadas diminuem a variabilidade. Outra forma encontrada para diminuir a variabilidade do comportamento motor humano consiste em corrigir os movimentos

durante sua execução, ajustando o deslocamento do segmento corporal com relação aos erros detectados durante a aproximação ao alvo (39).

Estes ajustes no movimento podem ocorrer durante toda sua execução; no entanto, eles são mais frequentes na fase final do movimento. A fase inicial do movimento de alcance é gerada internamente, através dos programas motores centrais (33), e pode ser representada pela fase ascendente (aceleração) do perfil de velocidade (Figura 2), enquanto a fase descendente (desaceleração) é caracterizada pelo período em que os ajustes ao movimento podem ser realizados a partir das dicas externas e das falhas geradas internamente. Assim, uma antecipação no pico máximo de velocidade do movimento aumenta a fase descendente, na qual o fluxo de informações visuais e proprioceptivas são maiores, permitindo a realização de mais ajustes (submovimentos) no movimento, quando é necessária (33).

A complexidade do controle motor na extremidade superior, junto às várias disfunções que podem acometê-la, torna o seu estudo e compreensão fundamental para o entendimento e elaboração de propostas terapêuticas eficazes. São inúmeros os trabalhos com pacientes hemiplégicos (19,40,41), parkinsonianos (42) e cerebelares (43). Um número menor de estudos (3,44,45) abordam as disfunções nos pacientes com lesões medulares cervicais, que, ao contrário dos anteriores, mantêm íntegras as estruturas encefálicas responsáveis pelo controle e planejamento dos movimentos.

3.2 Lesão medular

A lesão da medula espinhal (LME) caracteriza-se pelo dano a uma rede neural complexa, que é responsável pela transmissão, modificação e coordenação da função

motora, sensitiva e autônoma. A lesão pode ser de origem traumática ou não traumática, e leva à interrupção (parcial ou total) do fluxo de informações entre as estruturas encefálicas e espinhais (46).

A lesão da medula espinhal pode ser congênita ou adquirida. Entre as causas adquiridas, o traumatismo é a que mais se sobressai (84% das lesões) (47). A lesão traumática da medula espinhal apresenta uma incidência anual de aproximadamente quatro casos para cada grupo de 100.000 habitantes nos Estados Unidos da América (EUA), resultando em 11.000 novos casos por ano, com uma prevalência estimada de 183.000 – 250.000 indivíduos (48). Acomete principalmente homens (82%), com idade inferior a 30 anos (54,9%).

As lesões cervicais nos EUA respondem por mais da metade dos casos, além de serem as mais dispendiosas financeiramente, devido à duradoura necessidade por assistência médica e pelos serviços de reabilitação (48).

No Brasil, embora não haja dados epidemiológicos nacionais, alguns estudos acerca da incidência das lesões medulares em diferentes instituições de saúde vêm demonstrando um aumento da incidência das lesões traumáticas, principalmente no ambiente urbano (49,50,51,52).

Ainda no início do século 20, pouco se podia fazer após uma LME, em grande parte devido às dificuldades encontradas para se lidar com as complicações secundárias (infecções recorrentes do trato urinário, perda da função respiratória, lesões de pele, alterações vasculares pela inatividade e disfunções cardíacas do sistema autônomo). Assim, durante a Primeira e Segunda Grandes Guerras Mundiais, a expectativa de vida dos pacientes com lesão medular era bastante reduzida. A partir da década de 60 do século

passado, a expectativa de vida subiu para 20 anos nos EUA e na Europa Ocidental, com os distúrbios renais contribuindo para a maioria dos óbitos. Atualmente, a expectativa e a qualidade de vida têm aumentado graças ao considerável esforço dedicado à investigação e ao tratamento das lesões medulares espinhais (48,53).

3.3 Avaliação clínica na lesão medular

Paraplegia e Tetraplegia são as nomenclaturas conferidas à classificação utilizada em lesões da medula espinhal. A primeira caracteriza-se pela perda da função motora e/ou sensorial dos segmentos torácicos, lombares ou sacrais da medula espinhal. Tetraplegia refere-se ao comprometimento ou perda da função motora e/ou sensitiva dos segmentos cervicais da medula espinhal devido a lesões nos elementos neurais dentro do canal espinhal (54). A determinação da tetraplegia é normalmente realizada pela aplicação do padrão internacional de classificação neurológica e funcional da lesão medular espinhal, publicada em 1982 pela American Spinal Injury Association (ASIA) (13,54,55). O instrumento ASIA classifica, através da investigação dos dermatómos e miótomos, o nível motor, sensitivo e neurológico. Em 1992, o sistema de classificação de Frankel foi refinado e incorporado à ASIA, passando a se chamar de Escala de Comprometimento da ASIA. Composta por cinco itens, tal escala define se o nível de lesão é completo (perda das funções sensitivas e motoras dos segmentos sacrais) ou incompleto (motor e/ou sensitivo preservado nos segmentos sacrais) (56).

A ASIA é, sem dúvida, o instrumento mais utilizado por pesquisadores e clínicos em lesão medular, e a determinação do nível neurológico, motor e sensitivo é importante para o estabelecimento da severidade da lesão (56), prognóstico (13,57) e na elaboração do plano

terapêutico. No entanto, ela não é capaz de demonstrar sozinha todos os aspectos que englobam uma lesão cervical da medula espinhal, sendo necessário um conjunto de instrumentos de avaliação que visualizem os aspectos físicos, funcionais e sociais do paciente (57,58,59).

A Medida de Independência Funcional (MIF) é um instrumento que avalia o nível funcional de pacientes com as mais variadas desordens neurológicas e ortopédicas de forma quantitativa. Ela é subdividida em seis categorias: autocuidado, controle de esfíncter, transferências, locomoção, comunicação e cognição social (14,60). Desenvolvida em 1987, foi recomendada pela American Spinal Injury Association para ser adotada como uma mensuração funcional dos pacientes com lesões da medula espinhal, devido à sua fácil aplicabilidade, simplicidade e capacidade de mensurar os aspectos funcionais relevantes da lesão medular (54,57). A MIF pode ainda ser observada em duas dimensões: motora (MIF motora), que aborda as quatro primeiras categorias (autocuidado, controle de esfíncter, mobilidade), e cognitiva (MIF cognitiva), que aborda a comunicação e cognição social.

É aceito que quanto mais baixo (ou seja, mais caudal) for o nível neurológico da lesão medular, maior será o grau de independência funcional do indivíduo (61), mesmo que outros fatores possam influenciar esta regra, como, por exemplo, a idade, peso corpóreo, presença de contraturas, severidade da espasticidade, presença de lesões associadas, motivação, suporte familiar, estilo de vida pré-lesional, vocação, nível educacional, trabalho e situação financeira. Uma boa relação entre o nível da lesão e o estado funcional é encontrada, principalmente, nas lesões completas. Entretanto, a MIF falha em discriminar alterações mais sutis entre níveis neurológicos e motores próximos e em pacientes com

lesões incompletas. Além disso, ela apresenta pouca sensibilidade para observar mudanças durante o processo de reabilitação (61).

Com o intuito de melhorar a descrição do quadro funcional e facilitar a observação das alterações funcionais nos tetraplégicos durante a reabilitação, outros instrumentos de avaliação são utilizados e desenvolvidos (58,62). Alguns são elaborados para avaliar resultados específicos de uma determinada abordagem terapêutica, como as reconstruções e transferências cirúrgicas de tendões (Motor Capacities Scale) (63). Catz e colaboradores (59) elaboraram uma escala funcional para pacientes com lesão da medula espinhal chamada *Spinal Cord Independence Measure* (SCIM). A SCIM, ao contrário de outros instrumentos, aborda áreas funcionais específicas e relevantes para os lesados medulares, excluindo habilidades que não estão envolvidas com a lesão medular, como, por exemplo, os aspectos cognitivos. São abordados itens referentes ao autocuidado, administração da respiração e esfíncteres e mobilidade. Os escores são distintos para cada atividade, com maior peso para aqueles mais importantes. Sua primeira versão foi apresentada na *Atlanta American Spinal Association*, em 1996, e publicada em 1997 (59). Uma série de estudos clínicos produziu uma segunda versão (SCIM II) em 2001 (16), e a terceira em 2002 (SCIM III) (64,65).

Como já foi colocado, dificilmente um único instrumento pode contemplar todos os aspectos da lesão medular e, em especial, das lesões cervicais. Assim, os vários instrumentos clínicos quando aplicados conjuntamente são mais eficazes na descrição clínica e funcional, e na discriminação dos resultados das abordagens terapêuticas. No entanto, para isso os instrumentos precisam estar relacionados, avaliando cada um, seu aspecto específico para o qual foi projetado, sem perder de vista o todo.

3.4. Avaliação cinemática da extremidade superior de tetraplégicos

O melhor entendimento do movimento humano requer medidas mais objetivas, precisas e acuradas da extremidade superior. O estudo cinemático oferece estes atributos, através de variáveis espaciais e temporais, que incluem o deslocamento linear e angular, a velocidade e a aceleração das partes, além de outras variáveis mais específicas (18). No entanto, a análise do movimento humano da extremidade superior não é tão bem estabelecida como a análise cinemática da marcha. A quantificação das disfunções da extremidade superior vista nas alterações neurológicas de pacientes hemiplégicos e tetraplégicos, por exemplo, são tecnicamente mais difíceis de serem implementadas, em parte devido à complexa estrutura multiarticular e à variedade de padrões motores e de atividades que podem ser geradas (66).

A grande quantidade de trabalhos que avaliam a extremidade superior a realizam através de atividades de alcance e alcance-preensão, algumas envolvidas com tarefas funcionais, como o alcance-preensão de objetos (xícaras, jarras, pentes) realizados tanto em sujeitos saudáveis quanto em pacientes (18,66,67,68). No entanto, existe a dificuldade em se padronizar as tarefas motoras e os métodos de análise utilizados para o registro cinemático.

Todas essas dificuldades não diminuem a importância desta técnica de avaliação, já que ela é capaz de elucidar as estratégias motoras utilizadas por pacientes hemiplégicos (69), tetraplégicos (3,6), bem como avaliar a eficácia de várias técnicas terapêuticas (33).

Todos os sistemas de avaliação, incluindo a avaliação cinemática do movimento humano, são suscetíveis a erros durante a mensuração. Na avaliação da marcha, o erro médio estimado é de 2 – 3 milímetros em toda sua dimensão (68). Em relação ao membro

superior, foi encontrada uma diferença média de 2,3 graus no ângulo do ombro, e 2,7 no cotovelo em medidas repetidas (70). Murphy et al. (18), encontrou diferenças médias no teste re-teste de 2,7 graus na abdução e 1,1 graus na flexão do ombro, 2,0 graus na extensão e 1,2 na flexão do cotovelo.

A avaliação cinemática faz uso de marcadores reflexivos, que são utilizados para a análise das variáveis, definindo os ângulos e demais variáveis espaço-temporais. Estes marcadores quando bem posicionados nas proeminentes superfícies ósseas (epicôndilo lateral do úmero, processo estiloide do rádio, acrômio, entre outros) aumentam a reprodutibilidade dos dados em diferentes ocasiões (18,70).

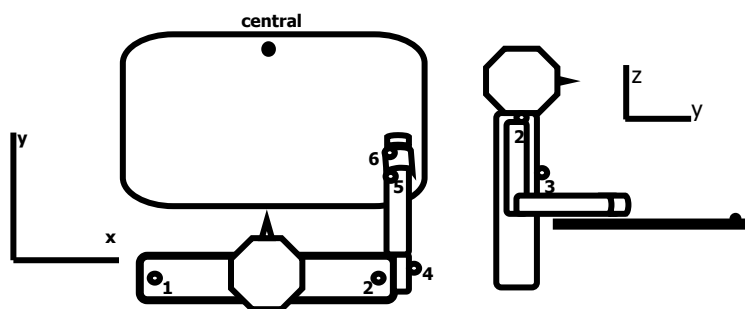


Figura 3: Análise bidimensional no plano horizontal (XY) e sagital (ZY) de movimentos de alcance e alcance-preensão a três alvos e os marcadores reflexivos do ombro esquerdo e direito (1 e 2), processo xifoide do esterno (3), epicôndilo lateral do úmero (4), processo estiloide do rádio (5) e articulação metacarpofalangiana do dedo indicador (6).

Um conjunto de variáveis cinemáticas e protocolo de registro são descritos com o objetivo de facilitar a obtenção e interpretação dos dados. Os movimentos podem ser analisados bidimensionalmente ou tridimensionalmente. Por exemplo, na Figura 3, os dados podem ser analisados em dois planos: o horizontal (XY) e o sagital (YZ).

As variáveis relacionadas ao deslocamento dos marcadores (percurso em linha reta entre o ponto inicial e final de cada marcador) podem ser relatadas bidimensionalmente.

Por exemplo, o deslocamento anterior do marcador posicionado no esterno (marcador 3 – Figura 4) reflete o deslocamento do tronco anteriormente, e o deslocamento do marcador posicionado no acrômio (marcador 2 – Figura 4), a protração do ombro no plano sagital (YZ) (18).

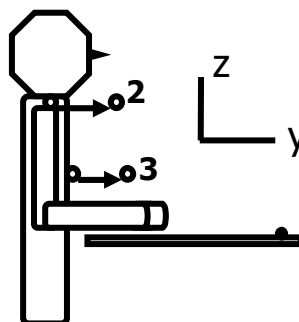


Figura 4: Deslocamento anterior do marcador do esterno (3) e do acrômio (2) no plano sagital (yz).

As amplitudes articulares, assim como as amplitudes máximas e mínimas, podem ser obtidas a partir da avaliação cinemática dos ângulos do ombro, cotovelo e punho, calculados nos planos horizontais e/ou sagitais, durante os diversos movimentos da extremidade superior (Figura 5) (18).

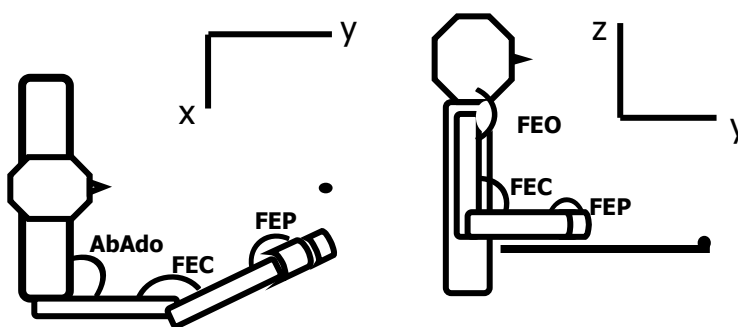


Figura 5: Ângulos do ombro, cotovelo e punho no plano horizontal (xy) e sagital (yz). AbAdo, Abdução e adução do ombro no plano horizontal; FEO, Flexão e extensão do ombro; FEC, Flexão e extensão do cotovelo; e FEP, Flexão e extensão do punho.

O estudo do tempo e das variáveis relacionadas à velocidade do movimento é importante, já que pode demonstrar várias características do movimento humano. Elliot et al. (38), por exemplo, relata uma relação inversamente proporcional entre a precisão de uma tarefa e a velocidade com que o membro se desloca. O movimento de alcance da extremidade superior de um sujeito saudável apresenta um gráfico de velocidade que se assemelha a um sino, com apenas um pico (33,71) (Figura 6). O pico divide o gráfico de velocidade nas fases de aceleração e a desaceleração do movimento.

Na avaliação cinemática, a velocidade é calculada a partir do deslocamento pelo tempo de um marcador em relação a outro (por exemplo, entre o marcador do esterno e o do punho) nos três planos (XYZ). Ela geralmente determina o início e o fim do movimento, através de valores pré-estabelecidos de velocidade (3) ou através de valores percentuais relacionados ao pico de velocidade máxima, como 5 ou 10% (72,73). Quando estes valores são ultrapassados, é sinalizado o início do movimento, e quando a velocidade decai abaixo deles, postula-se o fim do movimento. Essa percentagem é importante também para a determinação de picos extras durante o movimento. Esses picos indicam submovimentos gerados com a finalidade de produzir ajustes na trajetória do movimento até seu objetivo final (73,74) (Figura 7). Um maior número de ajustes, ou picos de movimento, em um gráfico de velocidade de movimento de alcance, sinaliza que seu perfil está alterado de sua forma padrão (75). Os picos são determinados a partir de uma percentagem do pico de velocidade máxima, que pode variar de 5 a 20% (71).

O tempo de movimento é definido como a diferença temporal entre o instante inicial (quando a velocidade tangencial alcança uma percentagem do valor do pico máximo ou um valor pré-estabelecido) e final (a velocidade tangencial decaia abaixo dos valores

estabelecidos) do movimento. A velocidade e o tempo de movimento informam a rapidez com que o movimento é produzido.

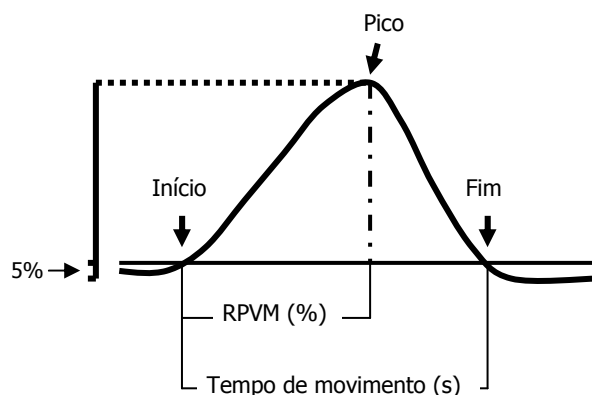


Figura 6: Representação do perfil de velocidade demonstrando o início e o fim do movimento, a razão do pico de velocidade máxima (RPVM) e o tempo de movimento. As setas indicam o início e o fim do movimento e a posição no gráfico onde está localizada a velocidade máxima.

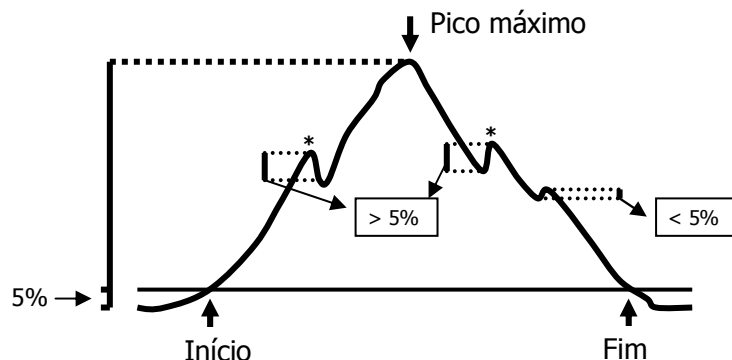


Figura 7: Representação do perfil de velocidade que demonstra a segmentação do movimento. * dois picos extras, que ultrapassam os 5% da velocidade angular máxima.

A localização do pico de velocidade máxima durante o tempo de realização do movimento indica também a estratégia e/ou o tipo de tarefa que é realizada. Tarefas que exigem menor precisão geralmente apresentam um pico mais tardio, enquanto tarefas que exigem maior precisão apresentam um pico mais precoce. A antecipação do pico de velocidade permite uma maior percentagem de tempo para a correção de possíveis erros de

trajetória na fase de desaceleração (33). Assim, a percentagem de tempo de movimento em que o pico de velocidade máxima é encontrado denomina-se razão do pico de velocidade máxima (18).

Outra variável amplamente utilizada para caracterizar cinematicamente a trajetória do movimento humano é o índice de curvatura. Ele é definido como o raio da curvatura pela distância em linha reta entre a posição inicial e final de um marcador (geralmente do punho), valor que é igual a 1.00 em linha reta e 1.57 para um semicírculo (nos três planos – XYZ). O índice de curvatura e o número de picos de velocidade foram calculados a fim de se relatar a harmonia do movimento realizado.

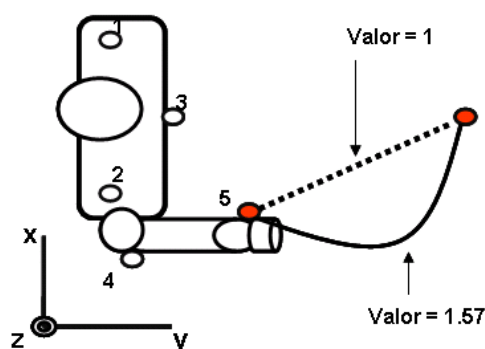


Figura 8: Representação esquemática do índice de curvatura nos planos XYZ.

A extremidade superior pode ser descrita como uma estrutura cinemática composta de três segmentos (braço, antebraço e mão) que permitem uma grande variedade de padrões motores. Uma das formas encontradas para se avaliar a extremidade superior é através dos movimentos coordenados entre o ombro e o cotovelo. Esta coordenação apresenta relações fixas durante a realização de tarefas distintas, como o desenho, a escrita e o alcance (76,77). Assim, a análise do padrão de coordenação entre as articulações do ombro e do cotovelo pode identificar como o SNC representa e programa as estratégias motoras necessárias para

a construção do movimento (40). A partir dessa ideia, Micera et al. (40) elaboraram um parâmetro $\check{C}$ que avalia a coordenação entre as articulações do ombro e do cotovelo. Eles acreditam que um parâmetro simples de ser calculado, com baixo custo computacional e quantitativo, pode ser útil na observação de propostas terapêuticas sobre a extremidade superior. A Figura 9 demonstra o padrão de coordenação interarticular do ombro-cotovelo de um tetraplégico (C6) e de um indivíduo saudável, e os respectivos valores do parâmetro $\check{C}$ (quanto mais próximo de “1”, melhor a coordenação ombro-cotovelo).

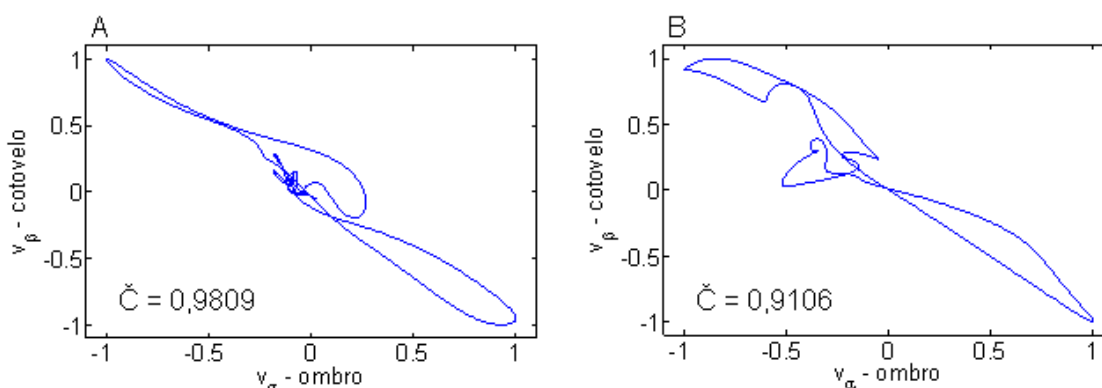


Figura 9: Representação da coordenação interarticular do ombro e cotovelo durante movimentos de alcance-preensão de um sujeito saudável (A) e um tetraplégico C6 ASIA - A (B).

Todas essas variáveis têm como objetivo comum elucidarem os padrões cinemáticos do movimento humano. Nos tetraplégicos é nítida a presença de alterações sensitivas e motoras, decorrente da lesão neurológica na medula espinhal, que compromete os movimentos da extremidade superior. No entanto, dependendo do nível da lesão, a habilidade em alcançar, segurar e manipular objetos pode apresentar grandes variações (7).

Laffont et al. (3) estudaram os movimentos de alcance-preensão e apontamento em quatro tetraplégicos (C6) e observaram que os pacientes realizaram os movimentos de forma harmoniosa, precisa e relativamente rápida. Mas algumas diferenças existiram, como o maior deslocamento anterior da escápula em ambos os movimentos, uma maior elevação

da trajetória de movimento no plano sagital (XY) durante a preensão e uma redução da trajetória para os movimentos de apontamento fora da área de trabalho. Eles creditam as duas primeiras alterações a novos padrões de movimento produzidos com a utilização de músculos proximais e à extensão do cotovelo realizada através da rotação externa com abdução do ombro (estratégia postural – gravidade).

Em outro estudo, Hoffmann et al. (6) avaliaram o movimento de apontamento em 15 pacientes tetraplégicos (C6 – C7) e observaram que mesmo aqueles com paralisia ou paresia do tríceps mantinham a habilidade em realizar o movimento de forma harmoniosa. Porém, uma redução em cerca de 10% da velocidade foi observada nos tetraplégicos com paralisia completa do tríceps, quando comparados aos sujeitos normais. Estes estudos, ao contrário dos anteriores (3), não acreditam na hipótese postural para a extensão do cotovelo, e sim que esta ocorre graças a uma interação dinâmica de forças articulares proximais em rotação, gerada pelo complexo sistema articular do ombro. Em sujeitos saudáveis, foi demonstrado que o toque articular do ombro pode ser responsável não apenas pelo seu próprio movimento, mas capaz de mover o cotovelo (78), e que o papel do toque extensor ativo do cotovelo está limitado às tarefas que requerem um nível fino de ajustamento.

Koshland et al. (2) avaliaram os movimentos de apontamento em cinco tetraplégicos (C5 – C6) e observaram uma redução significativa da velocidade de movimento, quando comparado aos sujeitos normais. Já as amplitudes articulares de ombro e cotovelo foram similares.

Todos estes trabalhos (2,3,6) citados acima, que avaliaram o movimento de alcance-preensão e/ou apontamento em tetraplégicos, o fizeram com um suporte externo do tronco

(colete), sendo permitido em alguns (2) o apoio com o membro não avaliado. Reft e Hasan (79) avaliaram o efeito do suporte externo no tronco de indivíduos com lesão da medula espinhal (1 tetraplégico e 4 paraplégicos) e observaram que o índice de curvatura foi maior sem o uso do suporte, persistindo as diferenças entre a velocidade do punho e o deslocamento dos marcadores do acrômio entre os pacientes e os indivíduos saudáveis. Na prática clínica, observa-se que o desequilíbrio provocado pelos movimentos do braço é compensado pela extremidade contralateral (5). Caso esta estratégia compensatória não seja produzida, o movimento de alcance ficaria restrito a uma amplitude reduzida. Potten et al. (80) demonstraram em paraplégicos que a extensão em que o equilíbrio pode ser mantido estável é muito pequena, quando comparada com indivíduos sem déficits sensório-motores. Os paraplégicos podem fazer uso de outras estratégias para o alcance de objetos, como as descritas por Chaffin et al. (81), nas quais eles movem seu tronco posteriormente na fase inicial do movimento a fim de conter o pico de força flexora anterior do tronco. Não existem estudos que avaliem o deslocamento do centro de pressão na posição sentada dos tetraplégicos, mas acredita-se que essas estratégias posturais também estejam presentes.

Os estudos cinemáticos nos tetraplégicos demonstram uma variedade de estratégias utilizadas durante os movimentos da extremidade superior, porém tais estratégias não refletem a grande variedade de movimentos do braço e da mão que são realizados durante as atividades do dia a dia. Um grande número de estudos vem elaborando protocolos de avaliação cinemática da extremidade superior em indivíduos saudáveis (18,82), que possibilitam a compreensão das estratégias de movimento, favorecendo a aplicação e o desenvolvimento de abordagens terapêuticas.



4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 Participantes

Vinte tetraplégicos crônicos (>365 dias pós-lesão), com nível neurológico entre o quinto e sétimo segmento medular cervical (C5 e C7), de ambos os sexos (quatro femininos e 16 masculinos), média de idade de 30.5 ± 6.5 anos (Tabela 1), foram recrutados no Ambulatório de Reabilitação Raquimedular do Hospital de Clínicas da Universidade Estadual de Campinas – Unicamp (Campinas-SP) para participarem do estudo. Foram também recrutados 20 controles de ambos os sexos (5 femininos e 15 masculinos) com média de idade de 27.2 ± 3.79 anos. Os participantes não realizaram nenhum procedimento cirúrgico e não tinham nenhuma limitação músculo-esquelética no ombro, cotovelo ou punho que pudessem interferir na habilidade funcional do membro superior.

Os participantes foram informados sobre os aspectos éticos da pesquisa e solicitados a assinar um termo de consentimento livre e esclarecido. Este projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Ciências Médicas da Unicamp (nº595/2005).

4.2 Instrumentos de medida

4.2.1 Instrumentos clínicos

A determinação do nível sensitivo, motor e neurológico foi realizada através do protocolo da ASIA (American Spinal Injury Association). A ASIA compreende duas dimensões: (1) uma motora, que avalia a força dos músculos-chave dos segmentos medulares (flexores do cotovelo – C5, extensores do punho – C6, extensores do cotovelo – C7, flexores dos dedos – C8 e abdutor do dedo mínimo – T1), baseada em uma pontuação que varia de zero (ausência de contração muscular) a cinco (contração contra resistência máxima); (2) e outra sensitiva, a qual analisa a sensibilidade tátil leve e dolorosa em dermatômos definidos também pelos segmentos medulares. A partir da distinção do nível

motor e sensitivo, podemos determinar o nível neurológico, denominado como o último segmento, de rostral para caudal, totalmente íntegro. Os índices motor direito e esquerdo foram determinados a partir da soma da força muscular dos segmentos medulares C5 a T1 das extremidades direita e esquerda, respectivamente. Para cada índice motor, a pontuação pode variar de zero a 25. O índice motor total é a soma das pontuações motoras de ambos os braços (pontuação mínima de zero e máxima de 50) (Anexo I) (13,54,57)

A capacidade funcional foi avaliada através de dois instrumentos de medida: (1) Medida de Independência Funcional (MIF), e (2) a segunda versão da *Spinal Cord Independence Measure* (SCIM II).

A MIF avalia 18 itens, organizados em seis categorias, quatro correspondentes à função motora (autocuidado, controle de esfínteres, mobilidade e locomoção) e dois correspondentes à função cognitiva (comunicação e cognição social). Para cada item atribui-se uma escala de sete pontos, que varia de independência completa (valor = 7) para assistência total (valor = 1). A MIF total e a subseção motora apresentam uma pontuação mínima e máxima de 18 a 126, e de 13 a 91, respectivamente (Anexo II) (12,14).

A SCIM II possui 16 itens divididos em três áreas funcionais: autocuidado, gerência da respiração e esfínteres, e mobilidade. A primeira área funcional inclui tarefas de alimentação, banho, vestuário e higiene. Ela pode variar de zero (requer assistência total) a 20 pontos (independência). A manutenção da respiração e do esfíncter inclui: respiração, controle da bexiga e intestinos, bem como a utilização do banheiro. Sua pontuação pode variar de zero (necessita de assistência total) a 40 pontos (independência). A terceira área funcional é a mobilidade, a qual se divide em duas partes: tarefas realizadas no quarto e no banheiro (mobilidade na cama e prevenção de úlceras de pressão, a transferência da cama para cadeira de rodas, transferência da cadeira de rodas para o vaso sanitário) e tarefas

realizadas no interior e no exterior de casa (mobilidade para curtas, médias e grandes distâncias, escada e transferência para o carro). A pontuação para esta área funcional varia de zero a 40 pontos. A pontuação total pode variar de zero (mínimo) a 100 (máximo) (Anexo III e Apêndice I) (15,59).

4.2.2 Instrumento cinemático

4.2.2.1 Procedimento de avaliação cinemática

Os dados cinemáticos foram capturados por um sistema infravermelho de análise do movimento (*Qualisys System Medical AB* – versão 2.57) com frequência de 240 Hz, durante 8 segundos e filtrados a 6 Hz por filtro passa-baixa tipo FIR (*finite impulse response*) de ordem 12 (MatLab - The Mathworks, Inc).

Seis marcadores reflexivos (0.015m de diâmetro) foram posicionados no ombro esquerdo e direito (marcadores 1 e 2) dos participantes, no processo xifoide do esterno (3), epicôndilo lateral do úmero (4), processo estiloide do rádio (5) e articulação metacarpofalângica do dedo indicador (6) (Figura 3). Os marcadores 1 e 2 variaram de acordo com a extremidade superior analisada. O marcador 1 foi localizado no acrômio contralateral à extremidade avaliada, e o marcador 2 foi posicionado no acrômio ipsilateral. As quatro câmeras foram posicionadas de acordo com a Figura 10.

Para realizar o registro cinemático, foi necessário estabelecer e calibrar um volume virtual sobre uma referência em “L”, composta por quatro pontos reflexivos: o ponto “1” indica o zero nos três eixos de movimento (X, Y e Z); a linha entre o ponto 1 e 2 indica o eixo “Y”; a linha entre o ponto 1 e 4, que transpassa o 3, indica o eixo “X”; e o eixo “Z” é indicado do ponto 1, para cima ou para baixo, no sentido vertical. Em cima desta referência em “L”, foi construindo o seguinte volume de captura: eixo X = 1.0m (+ 0.7/ - 0.3m); eixo

$Y = 1.2 \text{ m } (+0.9\text{m} / - 0.3\text{m})$; eixo $Z = 0.9 \text{ m } (+0.7\text{m} / - 0.2\text{m})$. Para calibração foi necessária uma vareta de 0.33m de comprimento, com dois pontos reflexivos posicionados em suas extremidades (Figura 11).

Após a captura cinemática, os dados foram analisados pelos *softwares* Qview e Qtools (*Qualisys System Medical*).

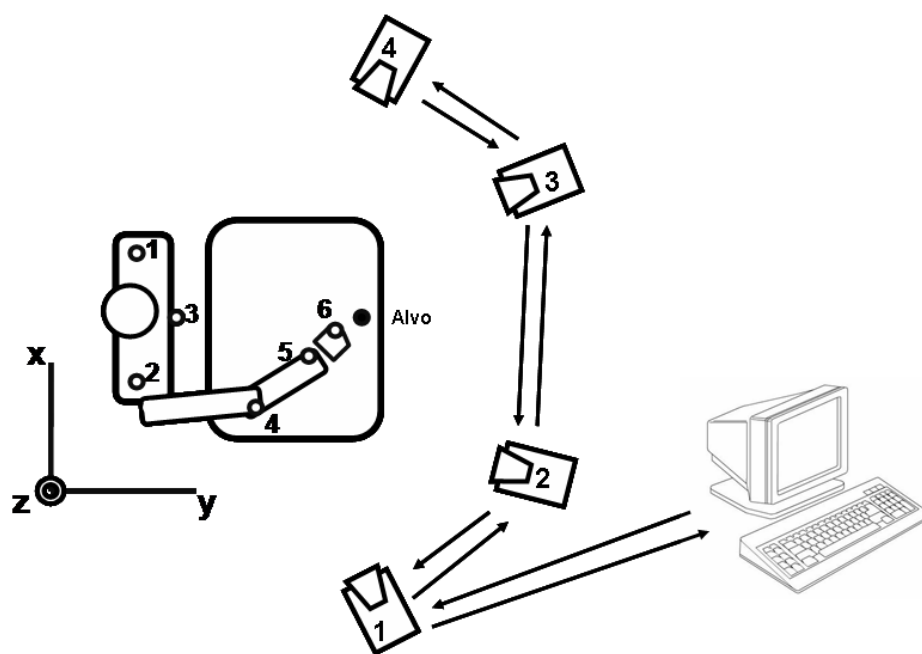


Figura 10: Posicionamento dos marcadores reflexivos, alvo e das câmeras infravermelhas nos três eixos (X, Y e Z). Os marcadores foram posicionados no ombro esquerdo (1) e direito (2), processo xifoide do esterno (3), epicôndilo lateral do úmero (4), processo estiloide do rádio (5) e articulação metacarpofalângica do dedo indicador (6). O posicionamento das câmeras é esquemático, não refletindo fielmente o posicionamento durante o registro.

Para o processo de captura cinemática, os tetraplégicos permaneceram sentados em sua própria cadeira de rodas, enquanto os controles sentaram em cadeiras padrões, com apoio nas costas e com flexão de quadril em aproximadamente 90° a 100°.

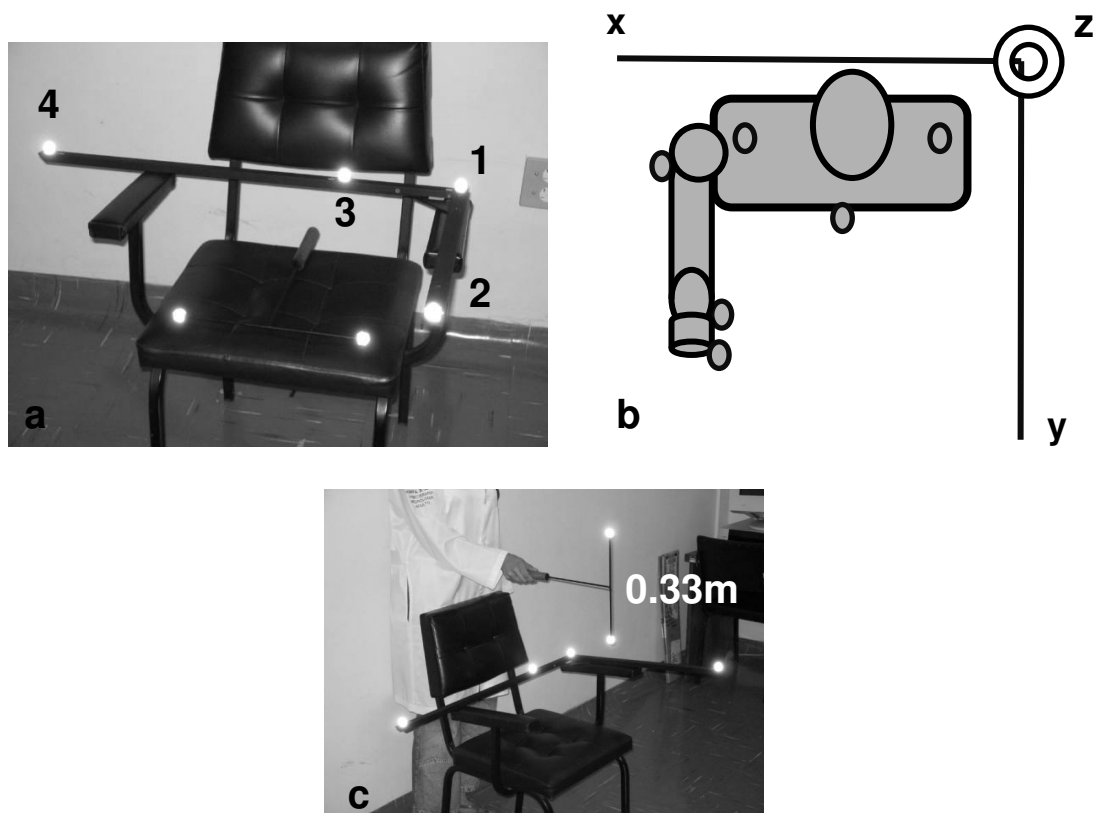


Figura 11: Referência em “L” utilizada para o estabelecimento e calibração do volume (a) e seus eixos (b). Vareta de calibração (c).

Para a captura do movimento, os participantes foram instruídos a alcançar e pegar um cone (0.11m de altura, 0.03m de diâmetro de borda superior, 0.04m de borda inferior), posicionado em cima de uma mesa-tarefa e localizado a uma distância equivalente ao comprimento do braço (medida da linha axilar anterior ao processo estiloide do rádio). Essa mesa-tarefa foi acoplada à cadeira de rodas e à cadeira padrão, de forma que o antebraço ficasse posicionado a uma angulação de 0° de ombro e 90° de cotovelo (posição inicial).

Partindo da posição inicial, os participantes receberam um comando (“vai”) para o início do movimento, que deveria ser feito de forma natural, sem se preocuparem com a velocidade e duração da ação. Após a apreensão do alvo, os participantes deveriam retornar a posição inicial, não sendo permitido, em nenhuma etapa do movimento, o contato da

extremidade superior com a mesa-tarefa. Não foi promovida nenhuma restrição ao tronco; porém o braço não avaliado deveria permanecer posicionado sobre o abdômen, a fim de minimizar as influências de controle postural compensatórias.

O movimento de alcance-preensão foi realizado cinco vezes com cada extremidade superior (primeiro o braço direito e depois, o esquerdo), totalizando 10 repetições. Caso o participante toca-se com o braço ou mão na mesa-tarefa o movimento não era computado, e um novo movimento era executado. Não foi permitida nenhuma prática prévia à coleta cinemática.

Os dados cinemáticos de cada registro foram analisados e processados e em seguida a média dos cinco registros dos movimentos de alcance preensão de cada lado foi produzido.

Todos os participantes foram capazes de realizar os movimentos de alcance-preensão do objeto durante os testes.

4.2.2.2 Variáveis cinemáticas

Com o intuito de caracterizar as estratégias dos movimentos de alcance-preensão nos tetraplégicos, foram utilizadas as seguintes variáveis cinemáticas: pico de velocidade máxima, tempo de movimento, razão do pico da velocidade máxima, índice de curvatura, número de picos, deslocamento anterior do tronco, protração do ombro e amplitudes articulares do ombro, cotovelo e punho nos planos sagital e horizontal.

O pico de velocidade máxima dos movimentos de alcance-preensão foi computado a partir do vetor de velocidade expresso pela diferença numérica entre os marcadores do processo estiloide do rádio e do processo xifoide nos três planos (XYZ).

O tempo de movimento foi conseguido a partir da diferença entre o início e o fim do movimento. O início e o fim do movimento foram definidos como o tempo em que a

velocidade eleva-se acima e cai abaixo de 5% do valor do pico máximo de velocidade de cada movimento, respectivamente.

A razão do pico de velocidade máxima foi determinada pela percentagem do tempo do movimento, entre o início do movimento até o instante em que é atingido o pico de velocidade máxima.

A harmonia do movimento é composta de duas variáveis principais: o índice de curvatura e o número de picos. O índice de curvatura é o raio da curva pela distância em linha reta entre a posição inicial e final do marcador do processo estiloide do rádio nos três planos XYZ (17). Para determinar o número de picos durante o movimento de alcance-preensão, foi escolhido o limite de 5% do pico de velocidade máxima, para a caracterização de uma unidade de pico, gerando, assim, o número total de picos durante o movimento.

O deslocamento anterior do tronco e a protração do ombro foram verificados em metros no plano sagital, a partir da distância em linha reta entre a posição inicial e final do marcador 3 posicionado no osso esterno, e do marcador posicionado no acrômio ipsilateral ao membro avaliado (1 ou 2), respectivamente.

Os ângulos do ombro, cotovelo e punho foram determinados pelos marcadores nos planos sagitais (YZ) e horizontais (XY). Os ângulos do ombro foram calculados utilizando dois vetores formados a partir dos marcadores 1 – 2 e 2 – 4, com os movimentos de flexo-extensão no plano sagital e adução/abdução no plano horizontal. A abdução completa no plano horizontal e a posição anatômica no plano sagital foram consideradas como 0°.

Os ângulos de flexo-extensão do cotovelo foram mensurados utilizando os vetores formados a partir dos marcadores 2 – 4 e 4 – 5, nos planos sagital e horizontal. A extensão completa do cotovelo foi adotada como 0° (zero grau) (83). Um vetor proveniente dos

marcadores 4 – 5 e 5 – 6 foi usado para definir a flexo-extensão nos planos sagital e horizontal do punho. A posição neutra do punho foi definida em 0°.

O tempo entre as avaliações clínicas, funcionais e cinemáticas da extremidade superior dos tetraplégicos foi inferior a cinco dias.

4.3 Análise estatística

O coeficiente de correlação de Spearman foi utilizado para correlacionar as variáveis cinemáticas (pico máximo de velocidade, tempo de movimento, razão do pico da velocidade máxima, índice de curvatura, número de picos, deslocamento anterior do tronco, protração do ombro e as amplitudes articulares do ombro, cotovelo e punho nos planos sagital e horizontal) com as variáveis clínicas e funcionais. Um nível de significância de $p < 0.05$ foi usado. O índice motor total foi utilizado para correlacionar as variáveis clínicas com as variáveis funcionais; entretanto, a correlação entre as variáveis clínicas e funcionais com as variáveis cinemáticas foi realizada separadamente, primeiro com a extremidade superior direita e depois com a esquerda. O coeficiente de correlação foi interpretado de acordo com Munro (84): 0.00 – 0.25; pequena ou nenhuma correlação; 0.26 – 0.49: baixa correlação; 0.50 – 0.69: moderada correlação; 0.70 – 0.89: alta correlação; 0.90 – 1.00: muito alta correlação.

Para comparar os valores médios das variáveis cinemática dos tetraplégicos com os controles, foi utilizado o teste não paramétrico de Mann-Whitney. O nível de significância adotado foi de $p < 0.001$.



5 RESULTADOS

Vinte controles (Apêndice II) e 20 tetraplégicos participaram do estudo. As características clínicas dos tetraplégicos e os valores médios do índice motor são demonstrados na Tabela 1 e os valores médios da MIF total, MIF motora e SCIM II na Tabela 2.

Tabela 1. Características clínicas dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Etiologia	Membro dominante	Tempo de lesão (anos)	ASIA	Nível motor D/E	Índice motor		
						D	E	Total
1	Tumor	D	2	C6A	C6	15	12	27
2	AA	D	4.5	C6A	C6	10	10	20
3	AA	D	2	C5A	C6	11	14	25
4	MAR	D	9	C5A	C6	9	9	18
5	AA	E	4	C5A	C5/C6	7	9	16
6	Queda	D	5.5	C7B	C7	14	13	27
7	AA	D	8	C6A	C7	15	14	29
8	FAF	D	5	C7A	C7	15	15	30
9	AA	D	12	C6A	C7	14	16	30
10	AA	D	5	C7A	C8	20	18	38
11	AA	D	4.3	C7A	C7	15	14	29
12	AA	D	2.5	C7A	C7	13	13	26
13	MAR	E	14	C6A	C6	10	12	22
14	MAR	E	2.5	C5A	C6	10	10	20
15	AA	D	7	C4B	C6	10	10	20
16	AA	E	3	C6A	C6	8	10	18
17	AA	D	1.1	C6A	C6	9	10	19
18	AA	D	6	C5A	C8	20	17	37
19*	FAF	D	13	C5A	C7	14	8	22
20**	MAR	D	12.4	C5A	C6	8	8	16
Média/ Dp						12.3/ 3.7	12.1/ 2.9	24.4/ 6.4

*Realizou o movimento de alcance-preensão somente com o lado direito; **Realizou o movimento de alcance-preensão somente com o lado esquerdo; D, direito; E, esquerdo; FAF, Ferimento por arma de fogo; AA, Acidente automobilístico; MAR, Mergulho em água rasa; dp, desvio padrão; ASIA A, lesão completa (Não há função motora ou sensitiva preservada nos segmentos sacros S4 – S5); ASIA B, lesão incompleta (Há função sensitiva, porém não motora preservada abaixo do nível neurológico incluindo os segmentos sacros).

Tabela 2. Valores médios da MIF total, MIF motora e SCIM II nos tetraplégicos.

Tetraplégicos	MIF total	MIF motora	SCIM II
1	60	25	31
2	59	24	24
3	67	32	37
4	61	26	27
5	59	24	28
6	87	52	54
7	65	30	31
8	106	71	40
9	60	25	25
10	113	76	50
11	65	30	36
12	78	43	43
13	69	34	39
14	61	26	29
15	70	35	27
16	60	25	26
17	65	30	38
18	71	36	44
19*	59	24	24
20**	59	24	30
Média/	69.7/	34.6/	34.1/
Dp	15.4	15.1	8.7

*Realizou o movimento de alcance-preensão somente com o lado direito; **Realizou o movimento de alcance-preensão somente com o lado esquerdo; D, direito; E, esquerdo; MIF, Medida de Independência Funcional; SCIM II, Spinal Cord Independence Measure; dp, desvio padrão.

5.1 Comparações entre as variáveis cinemáticas dos tetraplégicos e controles

Durante a execução dos movimentos de alcance-preensão, os tetraplégicos apresentaram um menor pico de velocidade máxima e um maior tempo de movimento, quando comparados com os controles. No entanto, apenas as diferenças nos valores do tempo de movimento foram significativas (Gráficos 1 e 2).

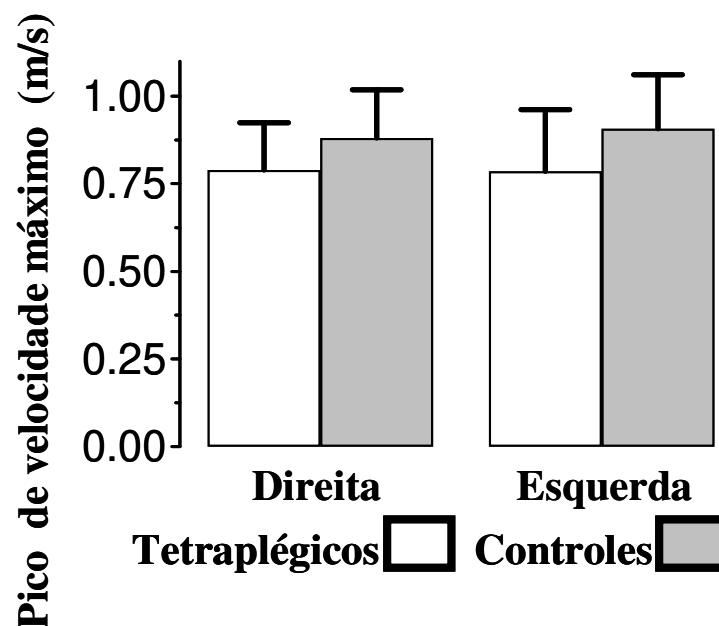


Gráfico 1. Valores do pico de velocidade máxima dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. ($p < 0.0001$).

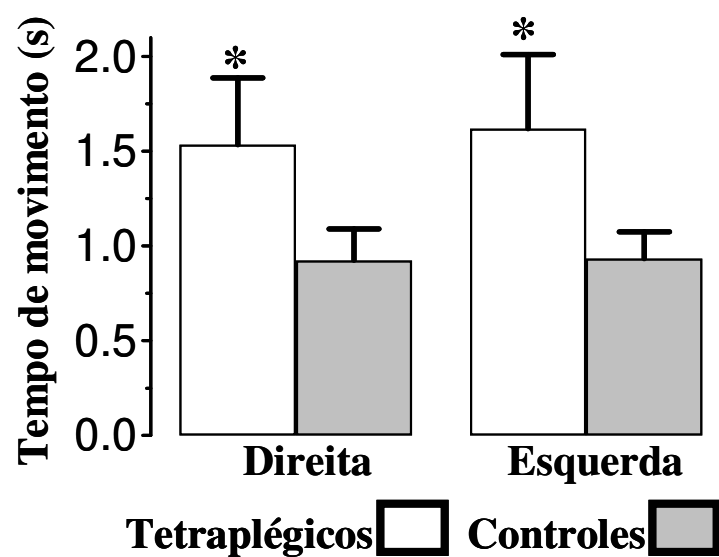


Gráfico 2. Valores do tempo de movimento dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. * ($p < 0.0001$).

Em relação à harmonia do movimento, o índice de curvatura e o número de picos de velocidade foram significativamente maiores nos tetraplégicos, quando comparados aos controles (Gráficos 3 e 4). Os tetraplégicos também produziram o pico de velocidade máxima mais tardiamente que os controles, como observado no Gráfico 5, o qual expressa a razão do pico de velocidade máxima.

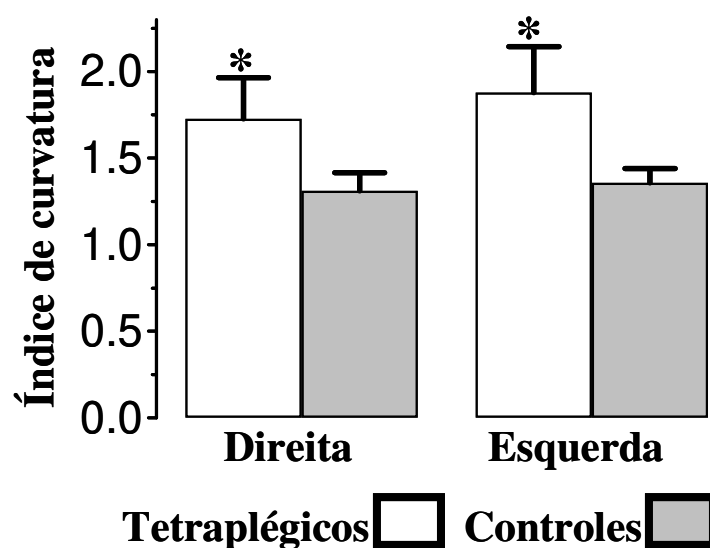


Gráfico 3. Valores do índice de curvatura dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. * ($p < 0.0001$).

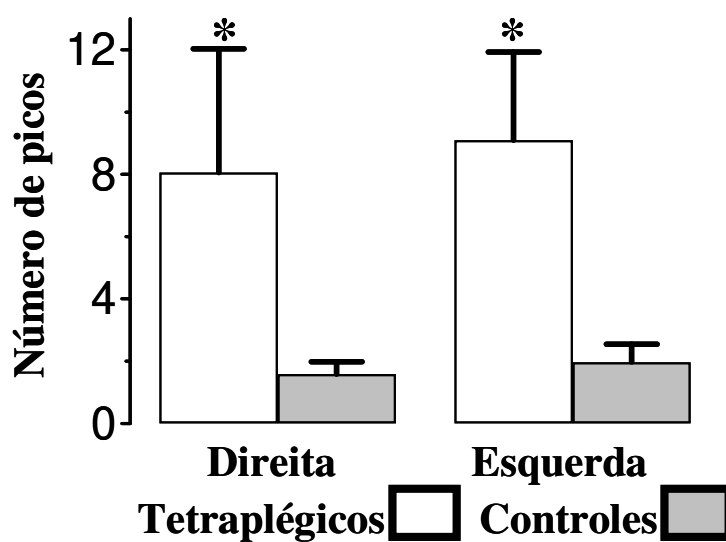


Gráfico 4. Valores do número de picos de movimento nos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. * ($p < 0.0001$).

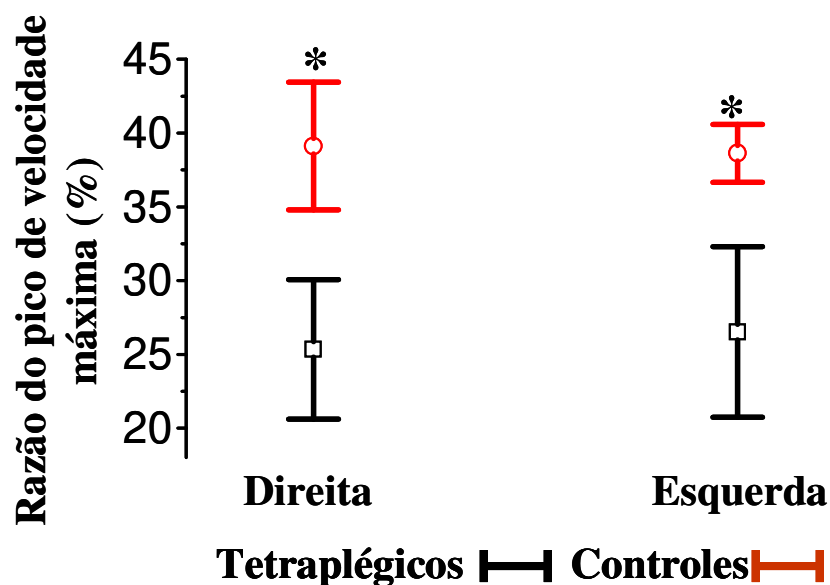


Gráfico 5. Valores da razão do pico de velocidade máxima dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. * ($p < 0.0001$).

O deslocamento anterior do tronco e a protração do ombro foram similares (Gráficos 6 e 7) em ambos os grupos, assim como as amplitudes articulares do ombro e cotovelo (Gráficos 8 e 9). Já as amplitudes de flexo-extensão do punho nos dois planos foram significativamente maiores nos tetraplégicos (Gráfico 10).

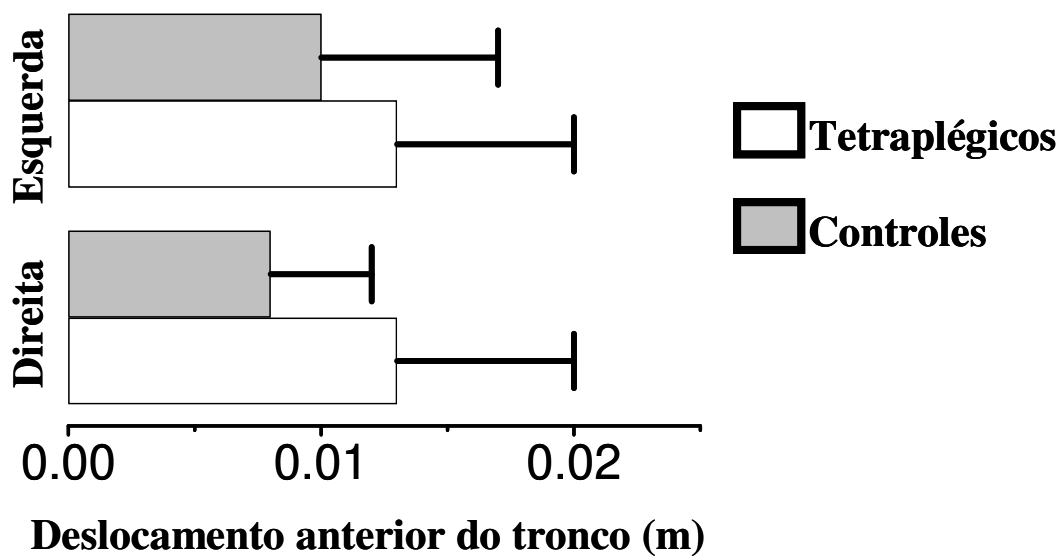


Gráfico 6. Valores do deslocamento anterior do tronco dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. ($p < 0.0001$).

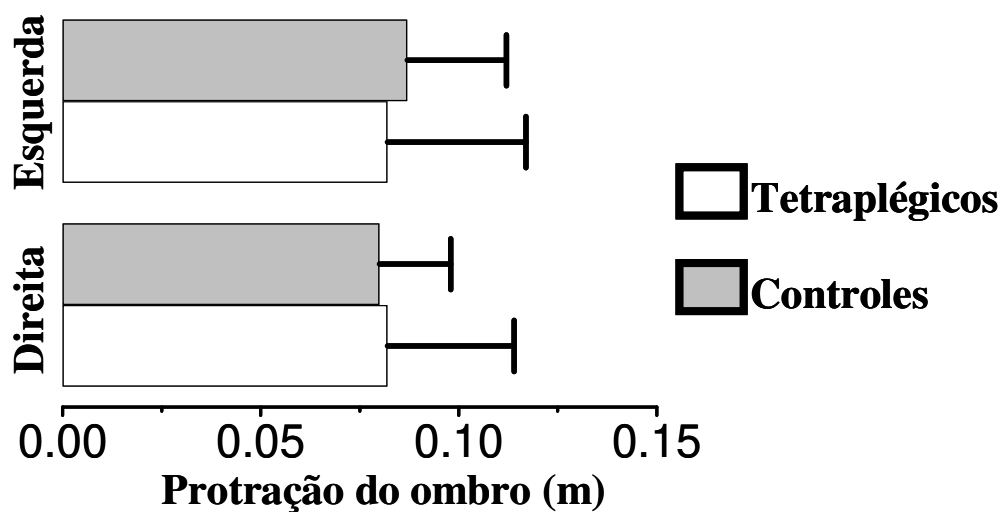


Gráfico 7. Valores da protração do ombro dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. ($p < 0.0001$).

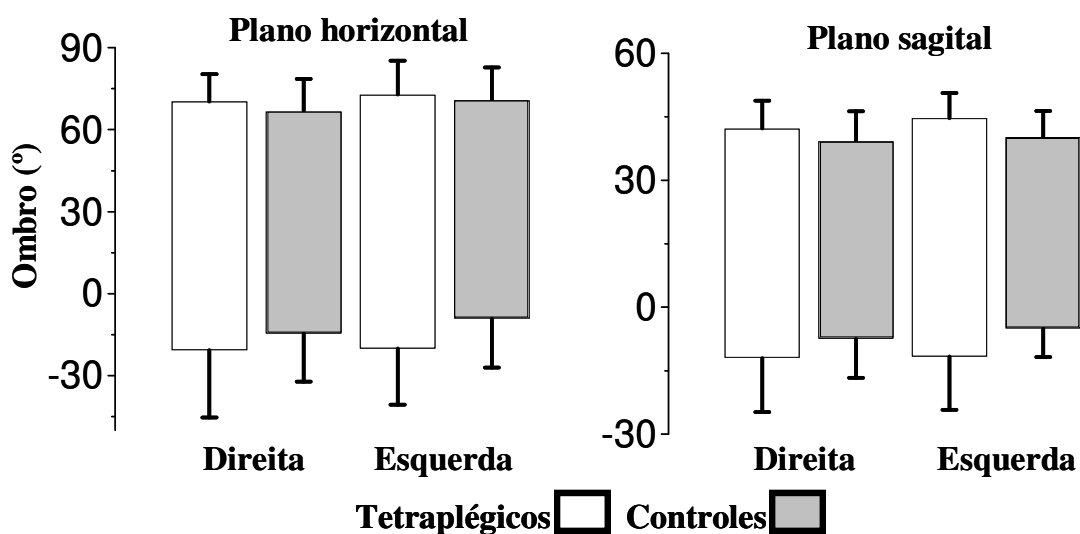


Gráfico 8. Valores da amplitude de abdução/adução do ombro no plano horizontal e flexo-extensão do ombro no sagital dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. ($p < 0.0001$).

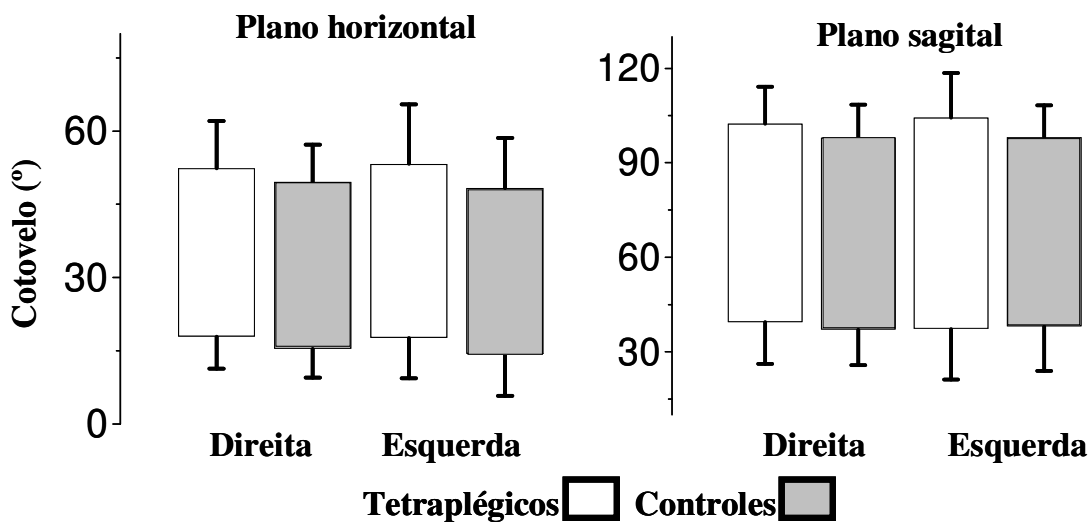


Gráfico 9. Valores da amplitude de flexo-extensão do cotovelo nos plano horizontal e sagital dos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. ($p < 0.0001$).

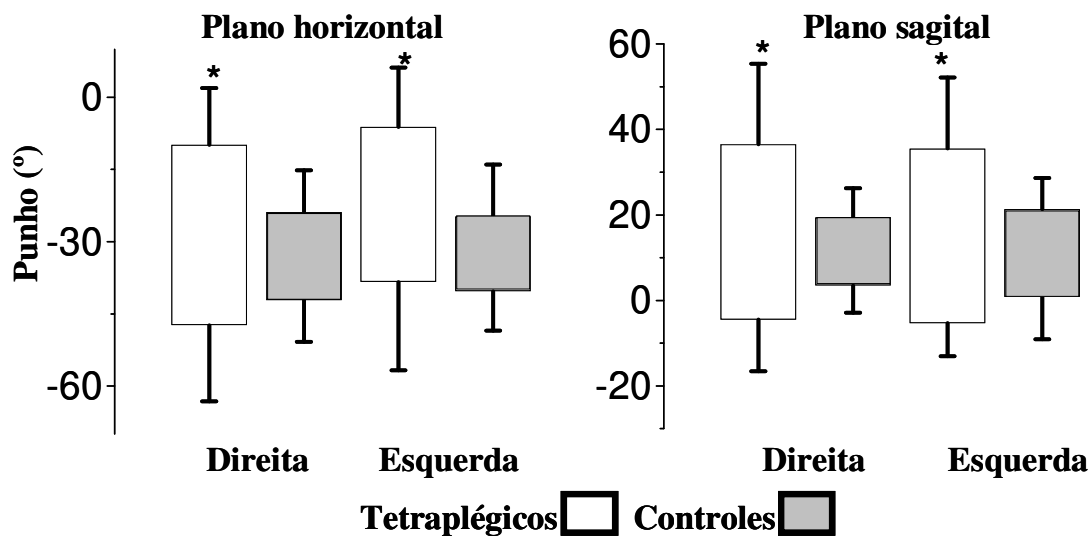


Gráfico 10. Valores da amplitude de flexo-extensão do punho nos tetraplégicos e controles durante a execução de movimentos de alcance-preensão com as extremidades superiores direita e esquerda. * ($p < 0.0001$).

As extremidades direitas e esquerdas demonstraram valores similares em todas as variáveis cinemáticas avaliadas nos tetraplégicos e nos controles.

5.2 Correlações clínicas e funcionais

Uma moderada correlação positiva foi encontrada entre o índice motor total e as avaliações funcionais da MIF motora e SCIM II (Gráficos 11 e 12). Quando observamos os instrumentos funcionais, encontramos uma alta correlação positiva entre eles (Gráfico 13).

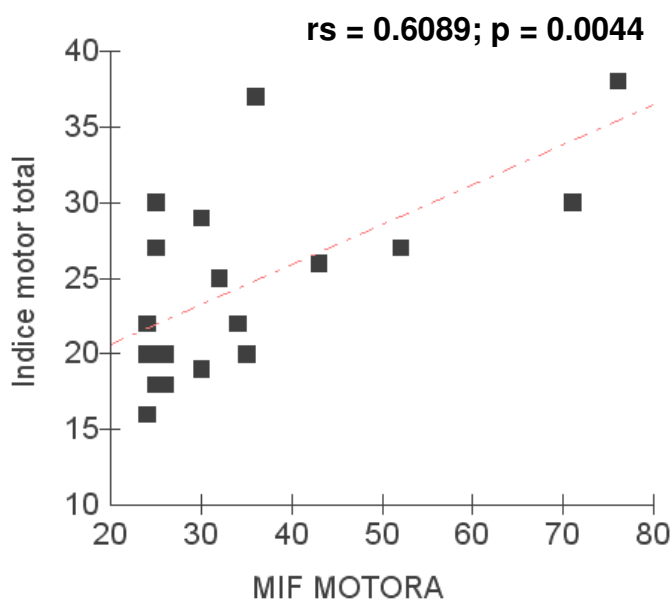


Gráfico 11: Correlação entre o índice motor total e a MIF motora.

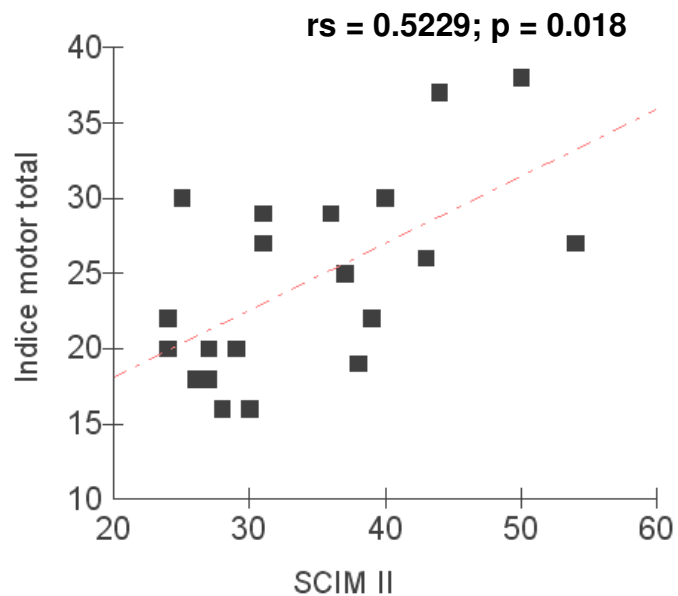


Gráfico 12: Correlação entre o índice motor total e a SCIM II.

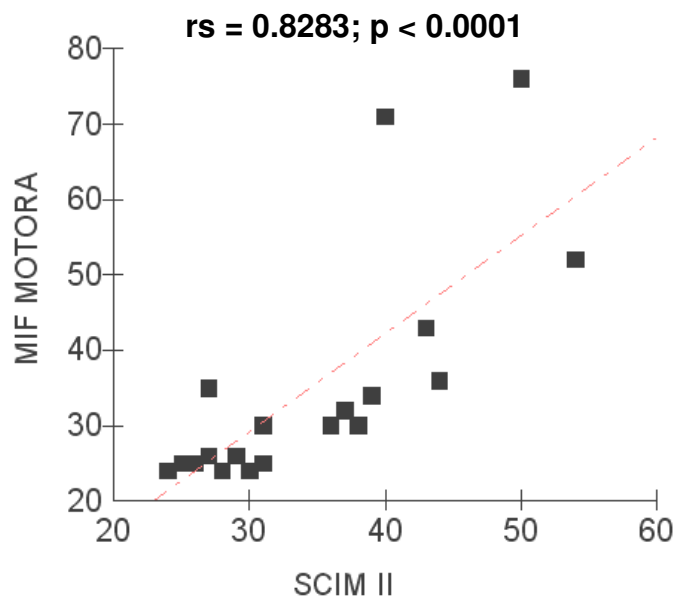


Gráfico 13: Correlação entre a MIF motora e a SCIM II.

5.3 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas na extremidade superior direita

O índice motor direito demonstrou uma correlação negativa com o tempo de movimento, com o índice de curvatura, com o número de picos e com a amplitude de flexo-extensão do punho no plano horizontal e sagital durante a realização dos movimentos de alcance-preensão da extremidade superior direita (Gráficos 14, 15, 16, 17 e 18).

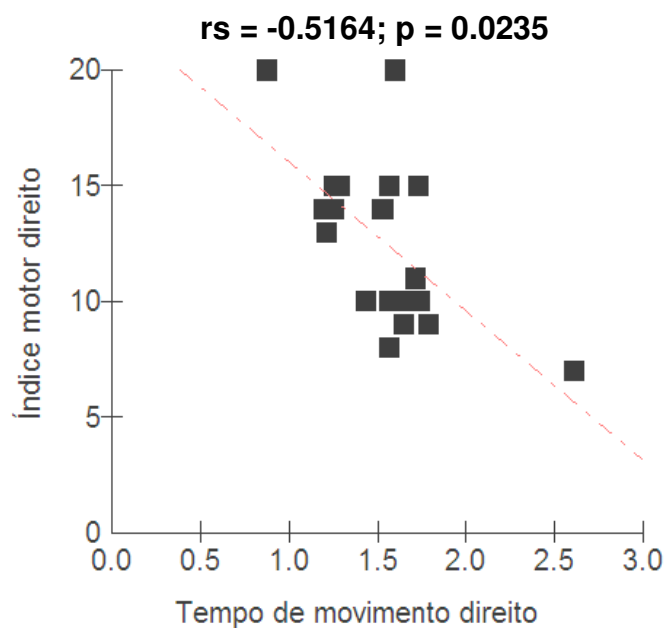


Gráfico 14: Correlação entre o índice motor direito e o tempo de movimento da extremidade superior direita.

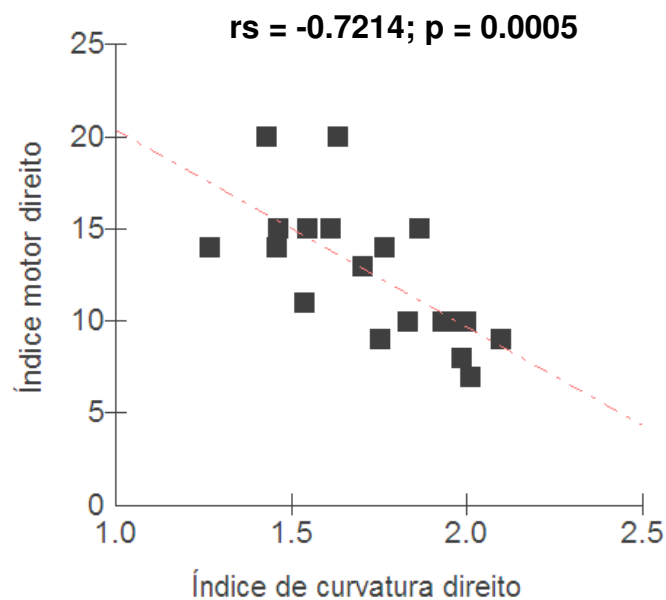


Gráfico 15: Correlação entre o índice motor direito e o índice de curvatura da extremidade superior direita.

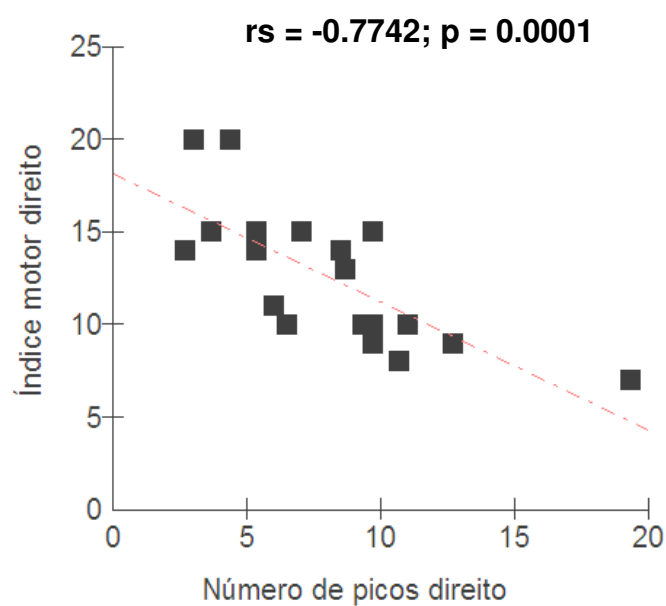


Gráfico 16: Correlação entre o índice motor direito e o número de picos da extremidade superior direita.

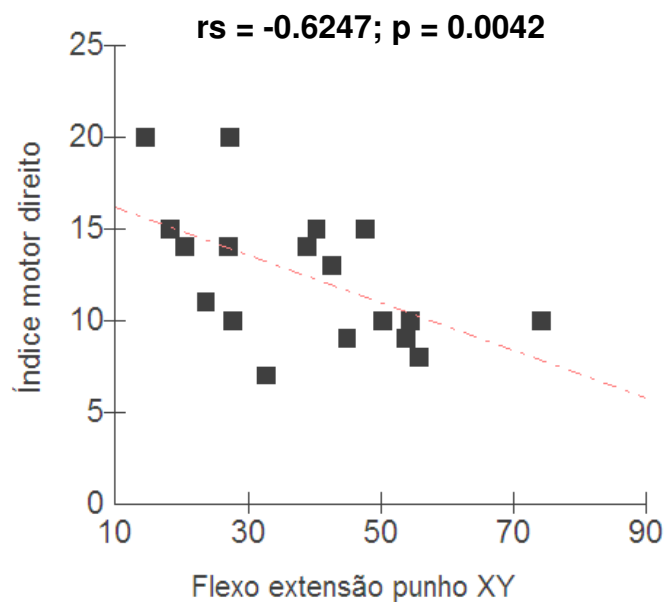


Gráfico 17: Correlação entre o índice motor direito e a amplitude de movimento em flexo-extensão do punho no plano horizontal (XY) da extremidade superior direita.

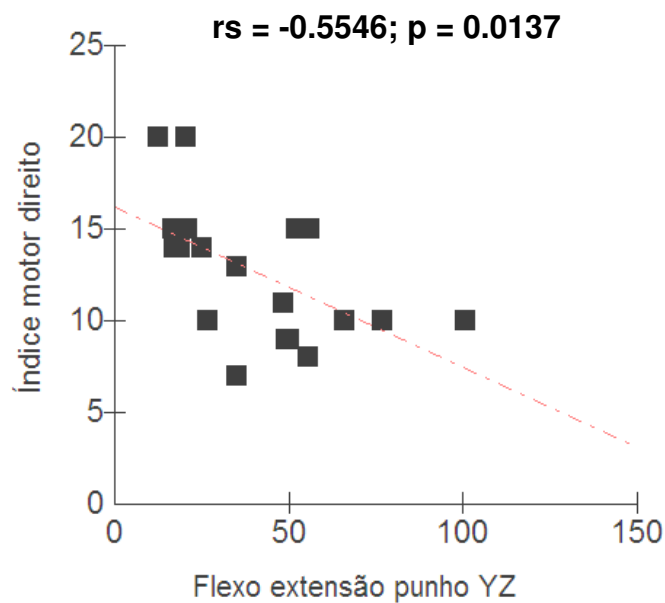


Gráfico 18: Correlação entre o índice motor direito e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano sagital (YZ) da extremidade superior direita.

Algumas variáveis cinemáticas, como o pico máximo de velocidade ($r_s = -0.0009$, $p = 0.9971$), a razão do pico da velocidade máxima ($r_s = 0.816$, $p = 0.7397$), a protração do ombro ($r_s = -0.0630$, $p = 0.7978$), o deslocamento anterior do tronco ($r_s = -0.4286$, $p = 0.0670$) e as amplitudes de articulares do ombro ($r_s = -0.0417$, $p = 0.8654$, $r_s = -0.3585$, $p = 0.1317$) e cotovelo ($r_s = -0.0027$, $p = 0.9914$; $r_s = 0.1242$, $p = 0.6123$), nos planos horizontal e sagital, respectivamente, não apresentaram correlação com o índice motor da extremidade superior direita.

A SCIM II apresentou moderada correlação negativa com o índice de curvatura do movimento de alcance-preensão da extremidade superior direita ($r_s = -0.5007$, $p = 0.0289$), uma baixa correlação negativa com o número de picos ($r_s = -0.4745$, $p = 0.0400$) e não apresentou correlação com as demais variáveis cinemáticas: pico de velocidade máxima ($r_s = 0.0799$, $p = 0.7450$), razão do pico de velocidade máxima ($r_s = 0.1098$, $p = 0.6545$), protração do ombro ($r_s = -0.0466$, $p = 0.8499$), deslocamento anterior do tronco ($r_s = -0.2723$, $p = 0.2594$), amplitude articular do ombro ($r_s = -0.4155$, $p = 0.0768$; $r_s = -0.4084$, $p = 0.0825$), cotovelo ($r_s = -0.0685$, $p = 0.7805$; $r_s = -0.0861$, $p = 0.7260$), e punho ($r_s = -0.2222$, $p = 0.3605$; $r_s = -0.2415$, $p = 0.3191$), nos planos horizontal e sagital, respectivamente.

A MIF motora não apresentou correlação com as variáveis cinemáticas da extremidade superior direita: pico de velocidade máxima ($r_s = 0.1667$, $p = 0.4950$), razão do pico de velocidade máxima ($r_s = 0.3264$, $p = 0.1725$), índice de curvatura ($r_s = -0.4358$, $p = 0.0621$), número de picos ($r_s = -0.4377$, $p = 0.0608$), protração do ombro ($r_s = 0.1588$, $p = 0.5161$), deslocamento anterior do tronco ($r_s = -0.3767$, $p = 0.1118$), amplitude articular do ombro ($r_s = -0.4067$, $p = 0.0839$; $r_s = -0.2656$, $p = 0.2718$), cotovelo ($r_s = -0.1465$, $p =$

0.5496; $r_s = -0.0309$, $p = 0.9001$) e punho ($r_s = -0.1923$, $p = 0.4302$; $r_s = -0.2197$, $p = 0.3661$), nos planos horizontal e sagital, respectivamente.

5.4 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas na extremidade superior esquerda

Para a extremidade superior esquerda foi encontrada uma moderada correlação negativa entre o índice motor esquerdo e as seguintes variáveis cinemáticas: índice de curvatura, número de picos e amplitude em flexo-extensão do punho nos planos horizontal e sagital (Gráficos 19, 20, 21 e 22).

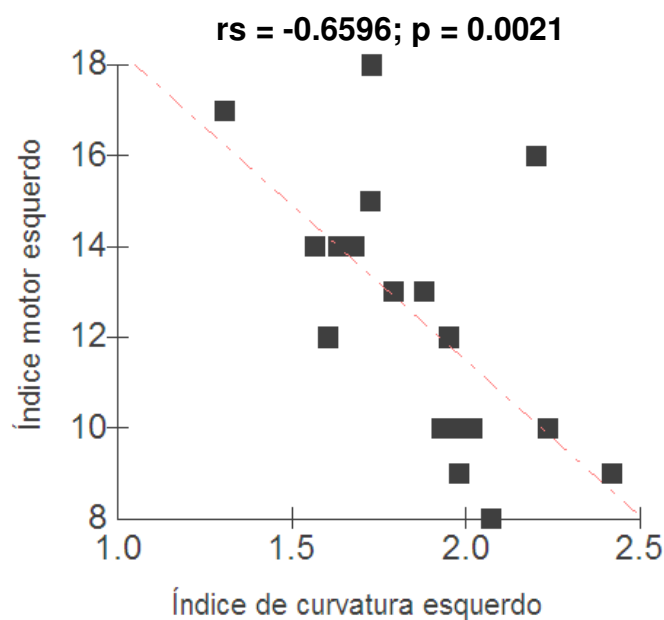


Gráfico 19: Correlação entre o índice motor esquerdo e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.

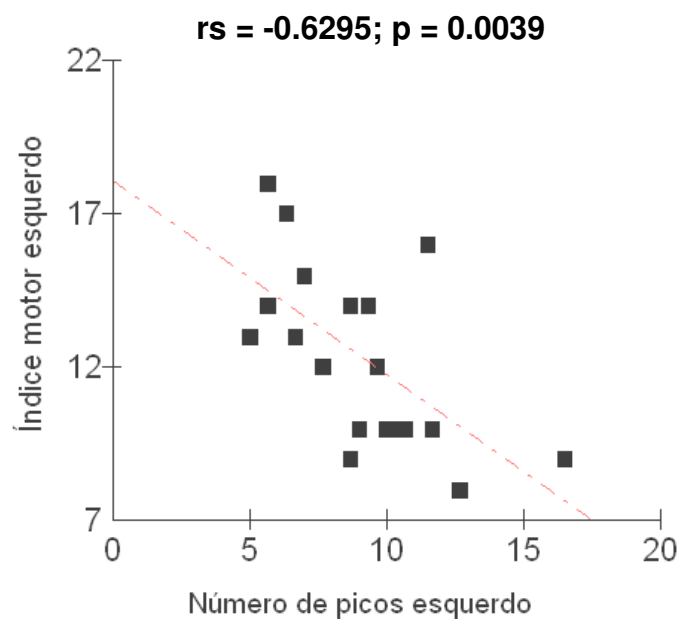


Gráfico 20: Correlação entre o índice motor esquerdo e o número de picos da extremidade superior esquerda.

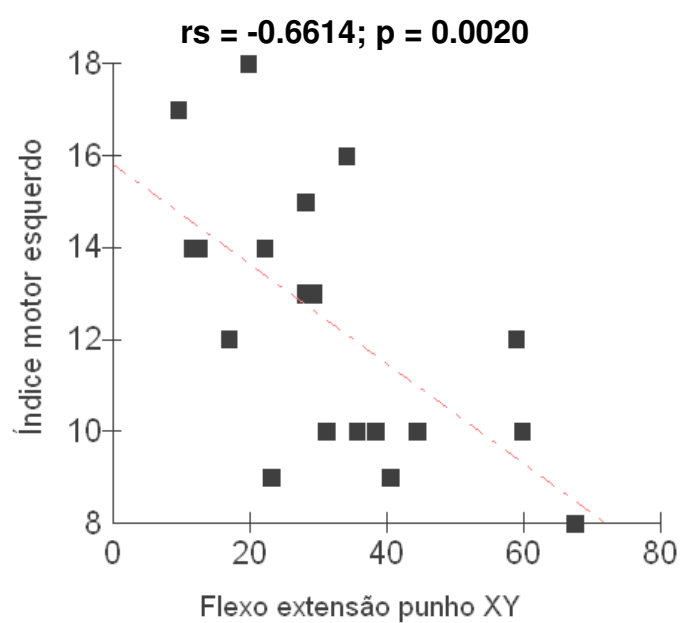


Gráfico 21: Correlação entre o índice motor esquerdo e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano horizontal (XY) da extremidade superior esquerda.

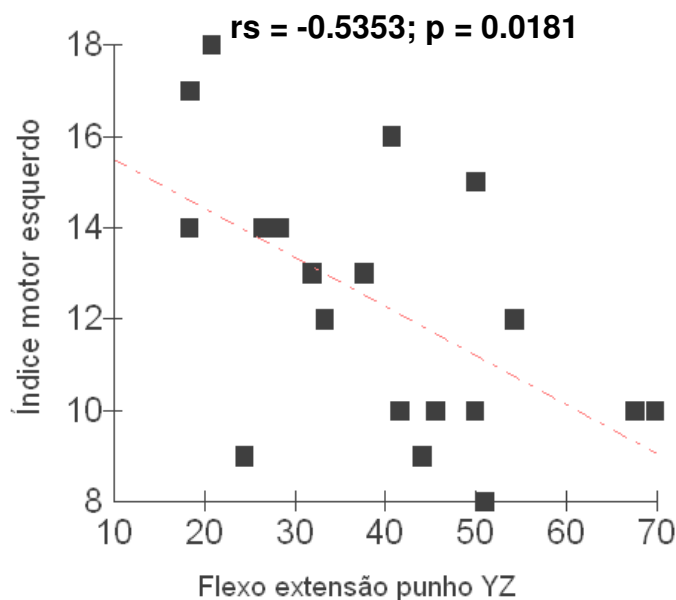


Gráfico 22: Correlação entre o índice motor esquerdo e a amplitude de flexo-extensão do punho no plano sagital (YZ) da extremidade superior esquerda.

O pico máximo de velocidade ($r_s = 0.2708$, $p = 0.2621$), o tempo de movimento ($r_s = -0.35851$, $p = 0.1305$), a protração do ombro ($r_s = 0.0746$, $p = 0.7616$), o deslocamento anterior do tronco ($r_s = -0.2779$, $p = 0.2493$) e as amplitudes articulares do ombro ($r_s = 0.0115$, $p = 0.9626$, $r_s = -0.0178$, $p = 0.9425$) e cotovelo ($r_s = 0.2983$, $p = 0.2147$, $r_s = 0.3951$, $p = 0.0940$), nos planos horizontais e sagitais, não apresentaram correlações com o índice motor da extremidade superior esquerda. A razão do pico de velocidade máxima apresentou uma baixa correlação positiva com o índice motor da extremidade superior esquerda (Gráfico 23).

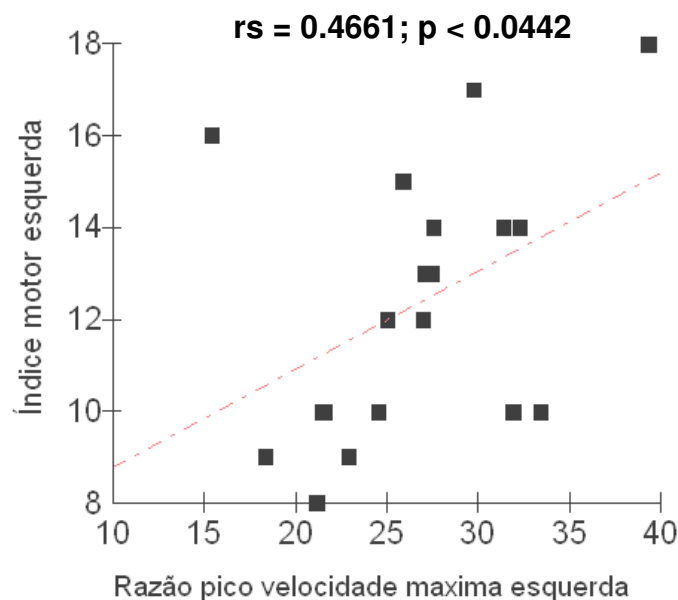


Gráfico 23: Correlação entre o índice motor esquerdo e a razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior esquerda.

A MIF motora demonstrou uma moderada correlação negativa com a razão do pico de velocidade máxima para os movimentos da extremidade superior esquerda (Gráfico 24). O índice de curvatura e o número de picos apresentaram correlação negativa com a MIF motora (Gráficos 25 e 26) e com a SCIM II (Gráficos 27 e 28).

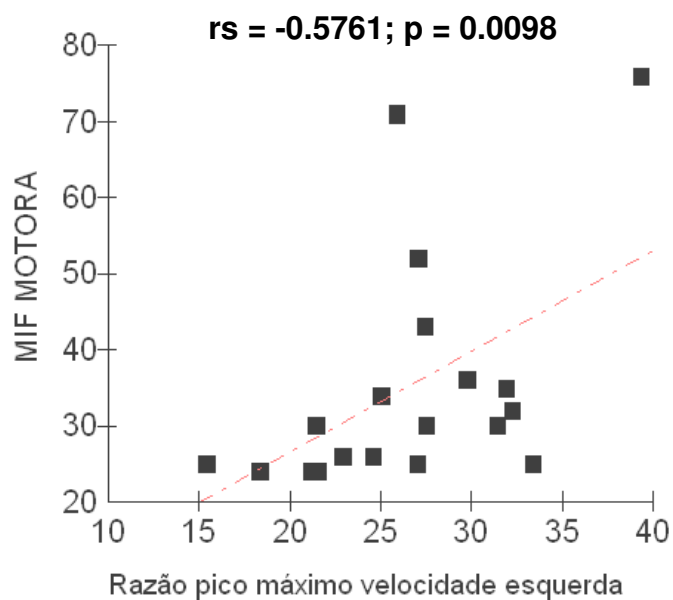


Gráfico 24: Correlação entre a MIF motora e a razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior esquerda.

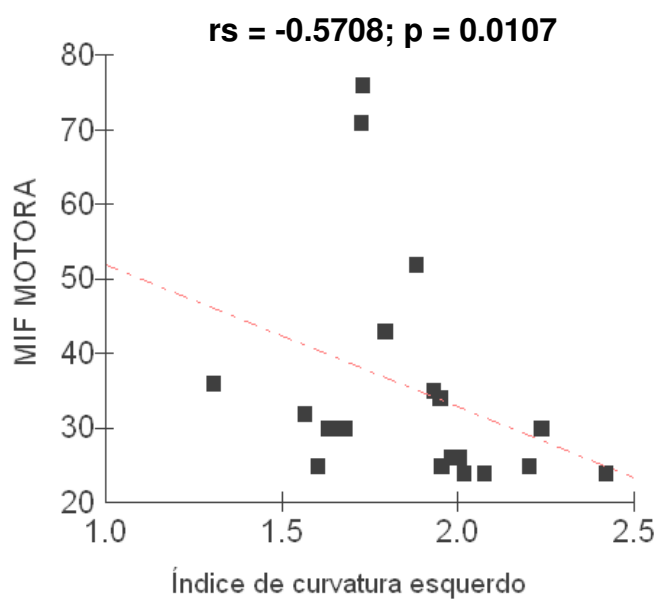


Gráfico 25: Correlação entre a MIF motora e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.

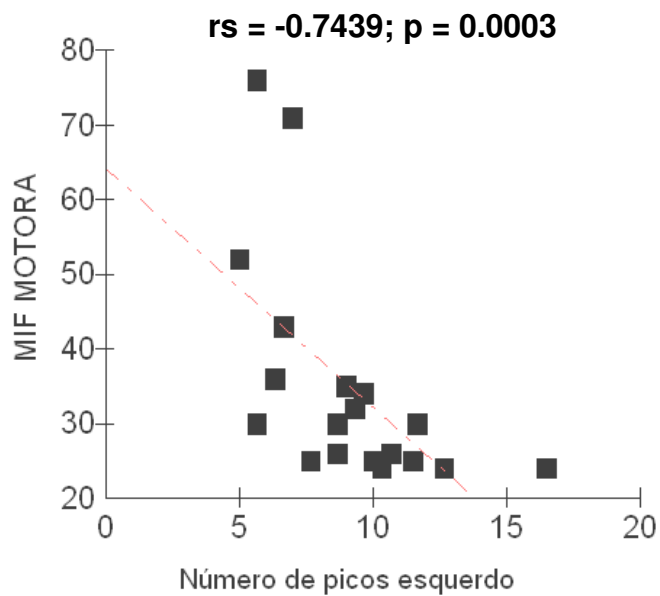


Gráfico 26: Correlação entre a MIF motora e o número de picos da extremidade superior esquerda.

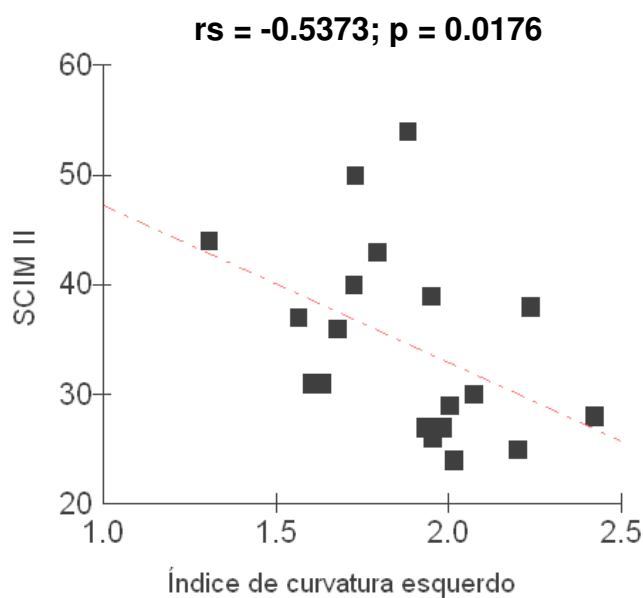


Gráfico 27: Correlação entre a SCIM II e o índice de curvatura da extremidade superior esquerda.

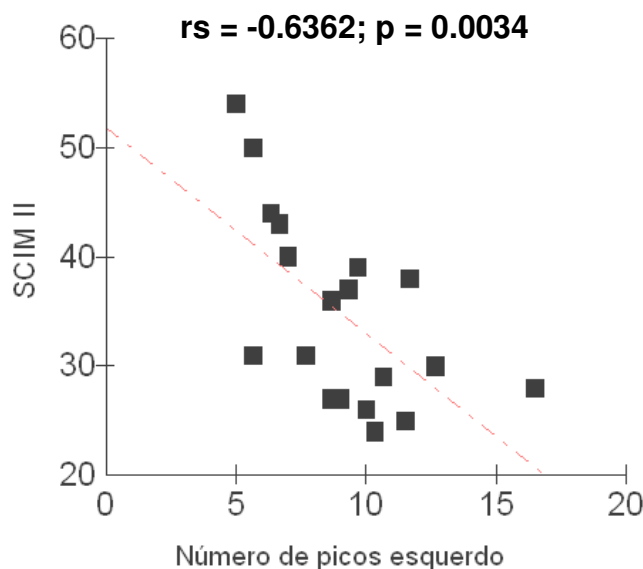


Gráfico 28: Correlação entre a SCIM II e o número de picos da extremidade superior esquerda.

A MIF motora e a SCIM II não apresentaram correlações com as seguintes variáveis cinemáticas da extremidade superior esquerda: pico máximo de velocidade ($r_s = 0.3008$, $p = 0.2107$; $r_s = 0.3073$, $p = 0.2006$), tempo de movimento ($r_s = -0.4464$, $p = 0.0553$; $r_s = -0.3828$, $p = 0.1054$), protração do ombro ($r_s = 0.2788$, $p = 0.2477$; $r_s = 0.1291$, $p = 0.5985$), e deslocamento anterior do tronco ($r_s = -0.3591$, $p = 0.1310$; $r_s = -0.3134$, $p = 0.1912$), respectivamente. E a SCIM II, isoladamente, não apresentou correlação com a razão do pico de velocidade máxima ($r_s = 0.3073$, $p = 0.2006$).

As amplitudes articulares do ombro ($r_s = -0.0618$, $p = 0.8017$; $r_s = 0.1041$, $p = 0.6715$) e punho ($r_s = -0.3591$, $p = 0.1310$; $r_s = -0.2558$, $p = 0.2903$) nos planos horizontal e sagital, as amplitudes articulares do cotovelo no plano horizontal ($r_s = 0.1667$, $p = 0.4950$), da extremidade superior esquerda, não apresentaram correlações com a MIF motora. Apenas a amplitude articular do cotovelo esquerdo no plano sagital apresentou moderada correlação positiva com a MIF motora ($r_s = 0.5911$, $p = 0.0077$).

A SCIM II não demonstrou correlação com as amplitudes articulares do ombro ($r_s = -0.0184$, $p = 0.9403$, $r_s = 0.1080$, $p = 0.6599$), punho ($r_s = -0.3775$, $p = 0.1110$, $r_s = -0.2968$, $p = 0.2172$) nos planos horizontal e sagital e com as amplitudes articulares do cotovelo ($r_s = 0.2125$, $p = 0.3825$) no plano horizontal. E assim, como com a MIF motora, a SCIM II também se correlacionou com a amplitude articular do cotovelo esquerdo no plano sagital ($r_s = 0.5970$, $p = 0.0069$).

Os valores médios das variáveis cinemáticas estudadas de todos os tetraplégicos e controles estão descritos nos apêndices III, IV, V, VI, VII, VIII, IX, X, XI, XII, XIII, XIV, XV e XVI.



6 DISCUSSÃO

6.1 Comparações entre as variáveis cinemáticas dos tetraplégicos e controles

Os movimentos de alcance, preensão e apontamento de tetraplégicos, quando comparados com controles, são usualmente descritos como lentos, com preservação da harmonia do movimento e da amplitude articular do ombro e cotovelo (3,6). Os resultados cinemáticos do presente estudo corroboraram com parte desses achados, uma vez que os tetraplégicos mostraram um menor pico de velocidade máxima e maior tempo de movimento, além de uma amplitude articular do ombro e cotovelo similares aos dos controles. No entanto, houve uma diminuição na harmonia do movimento (aumento do número de picos e do índice de curvatura) e uma antecipação do pico de velocidade máxima (menor razão do pico de velocidade máxima). Essas diferenças, em relação aos estudos prévios, são explicadas pela presença de movimentos ativo-livre dos membros superiores e ausência de restrição de tronco no presente estudo.

Os resultados demonstram também que os tetraplégicos têm a capacidade de produzir suficientes amplitudes articulares do ombro e cotovelo para realizarem o transporte da mão até o alvo, mesmo na ausência da extensão ativa do cotovelo. Hoffmann et al. (6) observaram uma redução da extensão do cotovelo de tetraplégicos durante movimentos de apontamento dentro de seu espaço de trabalho (isto é, área de alcance dentro do comprimento do braço), especialmente no grupo de pacientes que não apresentavam a extensão ativa do cotovelo e que foi compensada pela protração da escápula. No presente estudo, não foi demonstrada essa redução de amplitude de movimento nem a compensação; porém, foram observados os pequenos movimentos de deslocamento anterior do tronco e de protração do ombro durante os movimentos de alcance-preensão realizados por ambos os grupos. No entanto, isto era esperado, já que o estudo procurou uma condição que identificasse a ação postural do tronco durante o movimento de alcance-preensão e não um

deslocamento anterior do tronco. Assim, a tarefa de alcance-preensão foi planejada, posicionando o alvo dentro de seu espaço de trabalho e requerendo a mínima ou nenhuma ação do tronco que pudesse auxiliar no alcance do alvo. Isso foi importante, haja vista que as forças e momentos produzidos pela extremidade superior durante os movimentos de alcance (4,85) acarretam instabilidade no tronco, que normalmente é controlada pelas estratégias posturais; mas, em tetraplégicos, este mecanismo é parcialmente ou completamente comprometido.

Dessa forma, a instabilidade pode produzir alterações nos padrões de movimento da extremidade superior, como a diminuição da velocidade, que facilitaria as correções do movimento e reduziria as forças que agem sobre o tronco. Reft e Hasan (79) descreveram uma diminuição da velocidade de movimento da mão em indivíduos com lesão medular, além de investigarem a influência do tronco sobre a diminuição da velocidade, testando os movimentos de alcance com e sem a estabilização, e descobriram valores semelhantes. Outro estudo (6) avaliou os movimentos de apontamento com o tronco estabilizado, demonstrando diminuição em 10% da velocidade. É interessante notar que os movimentos de alcance-preensão requerem um maior nível de organização motora que movimentos isolados de alcance e/ou apontamento descritos nos estudos prévios (6,79). No entanto, esta maior complexidade do movimento não produziu nenhuma correlação entre o pico de velocidade máxima e o índice motor.

No controle objetivo de movimento a um alvo, o pico de velocidade usualmente ocorre na porção média do movimento, sendo considerado um marco divisório entre uma fase de movimento (produzida através da ativação muscular por um programa motor gerado internamente, com pequeno fluxo de informações aferente) e uma fase de correção dos erros que possam ter sido cometidos durante o programa motor original (86). Desse modo,

compreende-se que a antecipação de um pico de velocidade máxima pode estar associada a um aumento da fase corretiva e, conseqüentemente, a um aumento no número de correções do programa motor original. O presente estudo observou que os tetraplégicos têm a necessidade de antecipar o pico de velocidade máxima de seus movimentos de alcance-preensão, possivelmente prevendo o aparecimento de erros durante a execução do movimento pré-estabelecido no seu programa motor original. Esses erros podem ser consequência de aspectos já discutidos no texto, como a instabilidade postural, somado a outros, como o déficit sensorial, a ausência de músculos antagonistas do ombro, cotovelo e estabilizadores do punho, além da execução da preensão.

Os tetraplégicos apresentaram uma maior segmentação do movimento (expresso pelo maior número de picos de velocidade) (Gráfico 29). Uma maior incidência de picos de velocidade é encontrada em movimentos que exigem maior precisão (73), ou quando há déficits no controle motor (71). O grande número de picos de velocidade nos tetraplégicos indica que o SNC controla de forma ininterrupta o movimento, tentando produzir as correções de forma instantânea (73). Mas, para isso, ele faz uso de informações visuais e proprioceptivas e, na ausência ou prejuízo de uma delas, o movimento pode ser prejudicado (32). Na tetraplegia, a perda proprioceptiva está presente não apenas no tronco, mas também em alguns músculos da extremidade superior, como o tríceps.

Quanto ao índice de curvatura, Reft e Hasan (79) demonstraram que na ausência de uma estabilização do tronco, os indivíduos com lesão medular apresentam um maior índice de curvatura quando comparados ao movimento com restrição. Hoffmann et al. (6) restringiram o tronco de tetraplégicos (C6 - C7) durante a realização de movimentos de apontamento e detectaram um índice de curvatura similar entre os tetraplégicos e indivíduos controles. No presente estudo, não foi permitida a estabilização externa do

tronco (coletes), nem o apoio com o membro contralateral, o que pode ter contribuído para um maior índice de curvatura nos tetraplégicos (Gráfico 30). Laffont et al (3) relatam um aumento na curvatura da trajetória de movimento no plano sagital durante os movimentos de preensão em tetraplégicos (C6). Já em paraplégicos, quando realizado o alcance na ausência de estabilização do tronco, ocorre uma redução da amplitude de movimento (80), uma elevação do pico de momento articular do ombro (81) e modificações na cinemática do alcance devido ao déficit no controle do tronco (79).

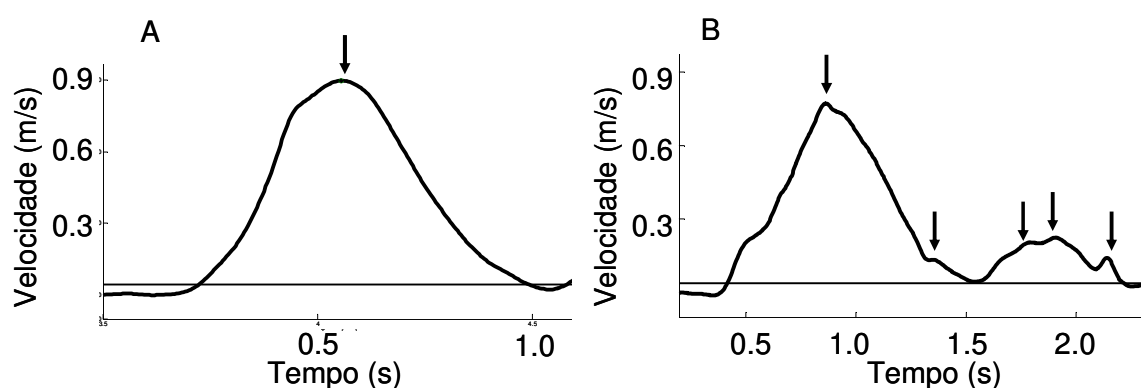


Gráfico 29: Representação gráfica da aceleração do movimento de alcance-preensão de um participante controle e um tetraplégico. As setas indicam o número de picos.

O aumento da amplitude de flexo-extensão do punho, encontrada nos tetraplégicos (Gráfico 31), pode ser explicado pela necessidade de se realizar a tenodese (flexão e extensão dos dedos através do movimento ativo de extensão do punho) (7). Nos controles, a pequena amplitude de movimento do punho é necessária para resistir aos efeitos das forças inerciais produzidas pelas articulações proximais e, assim, minimizar os movimentos do punho e permitir uma utilização mais funcional da mão (2). A fraqueza e o desequilíbrio muscular do punho dos tetraplégicos, associados com a necessidade de se utilizar esta articulação como um mecanismo de preensão ativa (tenodese), demanda mudanças nas

estratégias motoras como o planejamento sequenciado do movimento de alcance-preensão

(3).

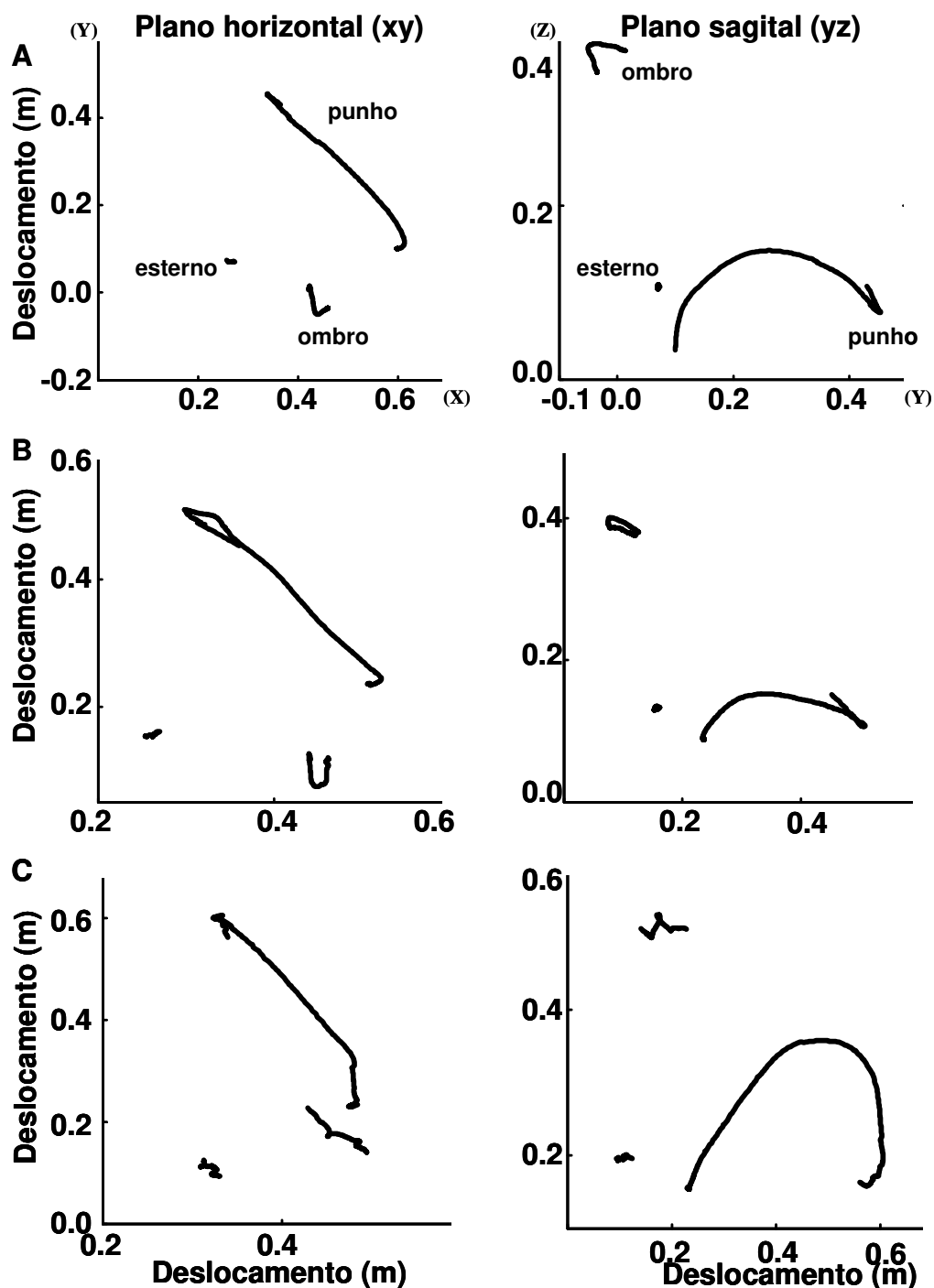


Gráfico 30: Trajetória do movimento de alcance-preensão da extremidade superior direita nos planos horizontal e sagital de controles e tetraplégicos. A, controle; B, tetraplégico – nível motor C8; C, tetraplégico – nível motor C6.

As características cinemáticas demonstram que os movimentos de alcance-preensão estão comprometidos em tetraplégicos sem a restrição do tronco. Entretanto, sem mais estudos que analisem as forças e momentos da extremidade superior, estes resultados não podem ser relacionados apenas aos déficits sensório-motores do tronco.

6.2 Correlações clínicas, funcionais e cinemáticas

A força muscular pode ser um bom indicador das condições funcionais e clínicas dos tetraplégicos. Alguns investigadores, como Beninato et al. (87) têm demonstrado a contribuição específica de cada grupo muscular sobre o desempenho de tarefas motoras avaliadas pela MIF em pacientes com lesões cervicais baixas.

Além disso, Fujiwara et al. (88) demonstraram que a força muscular do ombro, em pacientes com tetraplegia completa (C6), é um importante determinante do nível funcional. Assim, o nível motor pode ser um bom preditor da capacidade funcional em indivíduos com lesão medular (89).

Os dados destes estudos demonstraram uma relação entre o nível motor e as medidas funcionais. Ambos os escores funcionais utilizados neste estudo (MIF motora e SCIM II) apresentaram correlação positiva com o índice motor total e corroboram com estudos anteriores que expressam uma relação entre os níveis motores e funcionais (87,90). Rudhe et al. (90) descrevem, ainda, que a subseção de autocuidado da SCIM III foi a que apresentou a melhor correlação, dentre as outras subseções, com a avaliação do índice motor da extremidade superior.

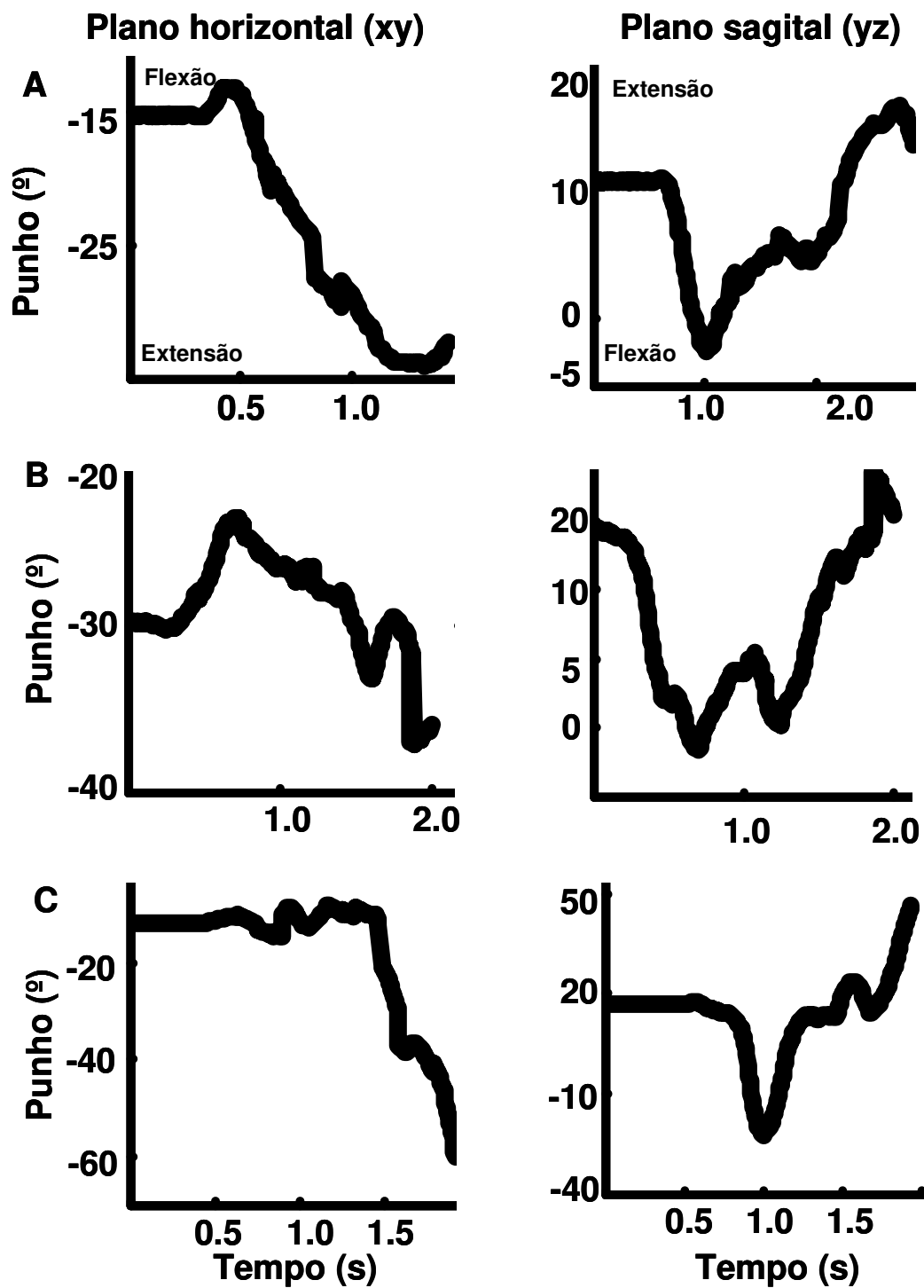


Gráfico 31: Amplitude de flexo-extensão do punho durante os movimentos de alcance-preensão da extremidade superior direita nos planos horizontal e sagital de controles e tetraplégicos. A, controle; B, tetraplégico – nível motor C8; C, tetraplégico – nível motor C6.

Isto pode ser explicado pelo fato de a MIF não ser uma avaliação específica para a lesão medular, ao contrário da SCIM, que foi desenvolvida especificamente para os lesados medulares, tornando-se mais sensível a alterações na função durante o processo de reabilitação (16). A relação entre os escores motores e funcionais está de acordo com os achados de Middleton et al. (61), que demonstraram que quanto mais caudal o nível neurológico, maior será o nível de independência funcional, mesmo reconhecendo que outros fatores clínicos e não clínicos poderiam influenciar a condição funcional.

Mesmo diante dessas diferenças entre os dois instrumentos clínicos, a alta correlação apresentada neste estudo entre a MIF motora e a SCIM II reflete os achados de estudos anteriores (16).

No presente estudo, a relação entre força muscular e as variáveis cinemáticas foi estudada através do índice motor da ASIA. As correlações encontradas entre o índice motor direito e esquerdo com as variáveis cinemáticas (tempo de movimento, índice de curvatura e número de picos) indicam que a função muscular na tetraplegia tem um papel importante na caracterização dos movimentos desses indivíduos. Isto leva a crer que a melhora na força muscular indica um melhor desempenho cinemático nas variáveis relacionadas à harmonia da trajetória de movimento. Zackowski et al. (91) observaram que, em hemiplégicos, o índice de curvatura da trajetória de movimento é a variável que melhor descreve o movimento de alcance, sendo o indicador mais sensível para identificar as diferenças entre indivíduos saudáveis e hemiplégicos. Eles acreditam ainda que a força muscular pode influenciar o pico de velocidade máxima, de forma que uma redução na força muscular pode produzir lentificação do movimento, mas não é necessariamente reflexo de um empobrecimento do mesmo.

De uma forma geral, as relações entre a função motora e as variáveis cinemáticas de crianças e adultos hemiplégicos são mais bem discutidas (19,92) que em tetraplégicos. Essas relações indicam uma relação inversa entre a função motora e a harmonia da trajetória de movimento, além da menor função motora estar relacionada a um maior tempo de movimento, a um menor pico de velocidade máxima e a menores amplitudes articulares do ombro e cotovelo (41). No entanto, não podemos pensar numa comparação direta entre as avaliações cinemáticas de pacientes com lesões encefálicas e lesões medulares, já que, nestes últimos, a integridade do encéfalo permite a construção e elaboração de diferentes estratégias motoras compensatórias (23). As correlações presentes entre o número de picos de movimento com o índice motor direito e esquerdo são sinais de que quanto mais elevado o nível motor, maior é a segmentação do movimento. Isto pode estar relacionado a vários fatores já discutidos no texto, como a instabilidade do tronco, a realização de movimento ativo-livre e a ausência de musculatura antagonista do cotovelo.

A realização da preensão através da tenodese, associada ao déficit dos músculos estabilizadores do punho, pareceu contribuir para o aumento da segmentação do movimento. A grande amplitude articular necessária para a preensão resulta destes dois fatores, produzindo uma correlação inversa entre a amplitude articular do punho e o índice motor, isto é, quanto maior a amplitude articular, menor o índice motor durante a realização de movimentos de alcance-preensão (Gráfico 31).

A pontuação funcional demonstra correlação negativa com algumas variáveis cinemáticas, especialmente àquelas relacionadas à harmonia do movimento (índice de curvatura e número de picos). Assim, a maior pontuação na MIF motora e na SCIM II está relacionada com um movimento de alcance-preensão mais harmônico. No entanto, essas relações são presentes principalmente no membro superior esquerdo.

Após a lesão da medula espinhal, muitos indivíduos mudam a dominância dos membros superiores, dando ênfase ao uso da extremidade mais conveniente (maior índice motor) para realizar as tarefas funcionais. Nós sugerimos que isso pode ter ocorrido com os participantes do presente estudo, uma vez que, antes da lesão, a maioria era destra. Além disso, esta correlação pode não ser conclusiva, pois existem dois fatores que conduziram a ela: (1) A MIF não avalia os membros superiores isoladamente, mas sim o nível de independência funcional das atividades, e (2) a análise cinemática não foi realizada com tarefas bimanuais, mas em movimentos unilaterais.

Assim, observa-se que a captura cinemática que envolva tarefas funcionais bimanuais e/ou a utilização de avaliações funcionais do membro superior separadamente, pode melhorar as correlações entre variáveis cinemáticas e medidas funcionais.

No entanto, acreditamos que os instrumentos funcionais utilizados no presente estudo (MIF motora e SCIM II) não atendem à grande variabilidade e especificidade de tarefas funcionais que um paciente com tetraplegia pode executar. Portanto, o uso de instrumentos funcionais que observem diretamente o desempenho do paciente em tarefas relevantes (ou seja, a avaliação de Habilidades Motoras e seus Processos – AMPS), dentro do seu contexto, mensurando suas habilidades e processos motores (93), pode se relacionar efetivamente com as avaliações cinemáticas, uma vez que ambas permitem um número ilimitado de tarefas funcionais.

A análise cinemática soma-se à avaliação clínica e funcional dos tetraplégicos, caracterizando as estratégias motoras utilizadas durante a realização de uma tarefa motora. Portanto, durante a elaboração de abordagens terapêuticas, deve-se enfatizar a avaliação dos déficits motores, sensoriais e funcionais, juntamente com a avaliação das estratégias motoras utilizadas pelos tetraplégicos durante os movimentos da extremidade superior.

Tsao e Mirbagheri (23) estudaram a correlação entre as variáveis cinemáticas da flexo-extensão do cotovelo em oito tetraplégicos (C4 – C5) incompletos, com a espasticidade da extremidade superior mensurada pela Escala de Ashworth Modificada, e não encontraram correlações. No presente estudo, não foi mensurada a espasticidade dos tetraplégicos; daí a impossibilidade de comparações. Mas acreditamos que a espasticidade possa interferir na realização e construção das estratégias de movimento de alcance-preensão, principalmente em grupos como o nosso, em que os níveis de lesão cervical foram mais baixos. Um outro fator que pode interferir na função motora e deve ser conjuntamente explorado com a espasticidade em pesquisas futuras é a dor (94,95).

A análise cinemática do movimento pode ser utilizada para caracterizar e quantificar as dificuldades e limitações sentidas pelos tetraplégicos nas mais variadas habilidades motoras da extremidade superior, além de produzir subsídios que auxiliem os programas de reabilitação.



7 CONCLUSÃO

As variáveis cinemáticas dos movimentos de alcance-preensão com o tronco livre em tetraplégicos são diferentes dos realizados pelos controles. Estas diferenças são evidentes nas variáveis relacionadas à harmonia e à trajetória do movimento. Elas decorrem dos déficits sensório-motores do tronco e da extremidade superior desses indivíduos, as quais contribuem para as adaptações na forma de estratégias motoras compensatórias que permitem a realização funcional.

Este estudo demonstra ainda que a força muscular avaliada pelo índice motor da ASIA se correlaciona moderadamente com as variáveis cinemáticas relacionadas à harmonia da trajetória dos movimentos de alcance-preensão em tetraplégicos. Já as avaliações funcionais apresentaram forte correlação entre si e moderada correlação com o índice motor direito, esquerdo e total, mas não apresentaram uma correlação constante com as variáveis cinemáticas avaliadas à direita e à esquerda.



8 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. van Vliet PM, Sheridan MR. Coordination between Reaching and Grasping in Patients with Hemiparesis and Healthy Subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2007; 88: 1325 – 1331.
2. Koshland GF, Galloway JC, Farley B. Novel muscle patterns for reaching after cervical spinal cord injury: a case for motor redundancy. *Exp Brain Res* 2005; 164: 133 – 147.
3. Laffont I, Briand E, Dizien E, Combeaud M, Bussel B, Revol M et al., Kinematics of prehension and pointing movements in C6 quadriplegic patients. *Spinal Cord* 2000; 38: 354 – 362.
4. Triolo RJ, Werner KN, Kirsch RF: Modeling the postural disturbances caused by upper extremity movements. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng* 2001; 9: 137-143.
5. Lynch SM, Leahy P, Barker SP. Reliability of measurements obtained with a modified functional reach test in subjects with spinal cord injury. *Phys Ther* 1998;78: 128 – 133.
6. 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* 2006; 139: 749 – 765.
7. Curtin M. An Analysis of Tetraplegic Hand Grips. *British Journal of Occupational Therapy*. 1999; 62 (10): 444 – 449.
8. Castro MCF, Cliquet Jr A. Artificial Sensorimotor Integration in Spinal Cord Injured Subjects Through Neuromuscular and Electrotactile Stimulation. *Artificial Organs* 2000; 24: 710 – 717.

9. Varoto R, Martin FTB, Oliveira R, Cacho EWA, Cliquet Jr A. Upper Limb Movement Strategies in the rehabilitation of quadriplegics. In: 2nd European Conference: Technical Assistid Rehabilitation (TAR), Berlin, 2009.
10. Varoto R, Barbarini ES, Cliquet Jr. A. A Hybrid System for Upper Limb Movement Restoration in Quadriplegics. *Artificial Organs* 2008; 32: 725 – 729.
11. Remis-Neris O, Milcamps J, Chikhi-Keromest R, Thevenon A, Bouttens D, Bouilland S. Improved kinematics of unrestrained arm raising in C5-C6 tetraplegic subjets after deltoid-to-triceps transfer. *Spinal Cord* 2003; 41: 435 – 445.
12. van Tuijl JH, Janssen-Potten YJM, Seelen HAM. Evaluation of upper extremity motor function tests in tetraplegics. *Spinal Cord* 2002; 40: 51 – 64.
13. Marino RJ. Neurological and Functional Outcomes in Spinal Cord Injury: Review and Recommendations. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2005; 22: 51 – 64.
14. Riberto M, Miyazaki MH, Jucá SSH, Sakamoto H, Pinto PPN, Batistella LR. Validação da versão brasileira da medida de independência funcional. *Acta Fisiatr* 2004;11(2):72-76.
15. Itzkovich M, Tripolski M, Zeilig G, Ring H, Rosentul N, Ronen J et al. Rasch analysis of the Catz-Itzkovich spinal cord independence measure. *Spinal Cord* 2002; 40: 396 – 407.
16. Catz A, Itzkovich M, Agranov E, Ring H, Tamir A. The spinal cord independence measure (SCIM): Sensitivity to functional changes in subgroups of spinal cord lesion patients. *Spinal Cord* 2001; 39: 97 – 100.

17. Wagner JM, Rhodes JA, Patten C. Reproducibility and minimal detectable change of three-dimensional kinematic analysis of reaching tasks in people with hemiparesis after stroke. *Phys Ther* 2008; 88: 652 – 663.
18. 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 NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2006; 3 (1): 18 - 25.
19. Chang JJ, Wu TI, Wu WL, Su FC. Kinematical measure for spastic reaching in children with cerebral palsy. *Clinical Biomechanics* 2005; 381 – 388.
20. Azevedo ERFBM, Cacho EWA, Alonso KC, Martin FTB, Cliquet Jr A. Kinetic and kinematic gait assessment of paraplegic patients with and without ankle foot orthoses. In: 3rd International Conference on Biomedical Electronics and Devices (Biodevices), 2010, Valencia. Spain; 2010. p. 98-102.
21. Mackey AH, Walt SE, Lobb GA, Stot NS. Reliability of upper and lower limb three-dimensional kinematics in children with hemiplegia. *Gait Posture* 2005; 22: 1 – 9.
22. Butler EE, Ladd AL, Louie SA, LaMont LL, Wong W, Rose J. Three-dimensional kinematics of the upper limb during a Reach and Grasp Cycle for children. *Gait Posture* 2010; 32: 72 – 77.
23. Tsao Cheng-Chi, Mirbagheri MM. Upper limb impairment associated with spasticity in neurological disorders. *J NeuroEng Rehab* 2007; 4: 45.
24. Carr J, Shepherd R. Reaching and manipulation. In: J Carr, R Shepherd. *Neurological Rehabilitation. Optimizing Motor Performance*. Oxford: Reed Education and Professional Publishing Ltd. 1999; 126 – 153.

25. Gentilucci M, Roy AC, Stefanini S. Grasping an object naturally or with a tool: are these tasks guided by a common motor representation? *Exp Brain Res* 2004; 157: 496 – 506.
26. Marteniuk R, Leavitt J, MacKenzie C, Athenes S. Functional relationships between grasp and transport components in a prehension task. *Human movement Science* 1990; 9: 149 – 176.
27. Verhagen L, Dijkerman HC, Grol MJ, Toni I. Perceptuo – Motor Interactions during Prehension Movements. *Neuroscience* 2008; 28 (18): 4726 – 4735.
28. Grol MJ, Majdandzic J, Stephan KE, Verhagen L, Dijkerman HC, Bekkering H, et al., Parieto – Frontal Connectivity during Visually Guided Grasping. *The Journal of Neuroscience*, 2007; 27(44): 1877 – 1887.
29. Goodale MA, Milner AD. Separate visual pathways for perception and action. *Trends in Neuroscience* 1992; 15: 20 -25.
30. Li L, Steidl S, Yeoman JS. Contributions of the vestibular nucleus and vestibulospinal tract to the startle reflex. *Neuroscience* 2001; 106 (4): 811 – 821.
31. Mars F, Archambault PS, Paquet N, Feldman. Vestibular contribution to arm-trunk coordination during pointing. *Exp Brain Res* 2003; 150: 515 – 519.
32. Tunik E, Poizner H, Levin MF, Adamovich SV, Messier J, Lamarre Y, et al: Arm-trunk coordination in the absence of proprioception. *Exp Brain Res* 2003; 153: 343-355.
33. McCrea PH, Eng JJ, Hodgson AJ. Biomechanics of reaching: clinical implications for individuals with acquired brain injury. *Disabil Rehabil* 2002; 24 (10): 534 – 541.

34. Bernstein NA. The coordination and regulation of movements. Pergamon Press, Oxford. 1967.
35. Adamovich SV, Archambault PS, Ghafouri M, Levin M, Poizner H, Feldman AG. Hand trajectory invariance in reaching movements involving the trunk. *Exp Brain Res* 2001; 138: 288 – 303.
36. Rossi E, Mitnitski A, Feldman AG. Sequential control signals determine arm and trunk contributions to hand transport during reaching in humans. *J Physiol* 2002; 538: 659 – 671.
37. Ya-weng T, Scholz JP. The Effect of Workspace on the Use of Motor Abundance. *Motor Control*, 2005; 9: 75 – 100.
38. Elliott D, Carson RG, Goodman D, Chua R. Discrete versus continuous visual control of manual aiming. *Human Movement Science* 1991; 10:393 – 418.
39. Teixeira LA. *Controle Motor*. Manole, Barueri. 2006. 370p.
40. 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* 2005; 20: 939 – 946.
41. Roby-Brami A, Feydy A, Combeaud M, Birykova EV, Bussel B, Levin MF. Motor compensation and recovery for reaching in stroke patients. *Acta Neurol Scand* 2003; 107: 369 – 381.
42. 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* 2006; 168: 131 – 142.

43. 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* 2000; 135: 179 – 188.
44. Gagnon D, Nadeau S, Noreau L, Eng JJ, Gravel D. Trunk and upper extremity kinematics during sitting pivot transfers performed by individuals with spinal cord injury. *Clinical Biomechanics* 2008; 23: 279 – 290.
45. Wierzbicka MM, Wiegner AW. Accuracy of motor responses in subjects with and without control of antagonist muscle. *J Neuro-physiol* 1996; 75: 2533 – 2541.
46. Staas WEJ, Formal CS, Gershkoff AM, Fried GW, Read MES. Reabilitação do Paciente com Traumatismo Raquimedular. In: Delisa JA. *Medicina de Reabilitação – princípios e práticas*. São Paulo: Manole, 2002, v 2, p. 735 – 762.
47. Rowley S, Forde H, Glickman S, Middleton FRI. Lesão de Medula Espinhal. In: Stokes M. *Neurologia para fisioterapeutas*. São Paulo: Premier, 2000. p. 117 – 133.
48. National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCIS). Spinal cord injury: facts and figures at a glance. *J Spin Cord Med* 2001; 24: 212 – 213.
49. Gonçalves AMT, Rosa LN, D'Ângelo CT, Savordelli CL, Bonin GL, Squarcino IM et al., Aspectos epidemiológicos da lesão medular traumática na área de referência do Hospital Estadual Mário Covas. *Arq Med ABC* 2007; 32(2): 64 - 66.
50. Benato ML, Zaninelli EM, Graells XSI. Avaliação da incidência das lesões por arma de fogo da coluna vertebral. *Coluna* 2007; 6(3):155-161.
51. Gaspar AP, Ingham SJM, Vianna PCPV, Santos FPE, Chamlian TR, Puertas EB. Avaliação epidemiológica dos pacientes com lesão medular atendidos no Lar Escola São Francisco *Acta Fisiátrica* 2003; 10(2): 73 – 77.

52. Campos da Paz, Beraldo PSS, Almeida MCRR, Neves EGC, Alves CMF, Khan P. Traumatic injury to the spinal cord. Prevalence in Brazilian hospitals 1992; 30: 636 – 640.
53. Hulsebosch CE. Recent Advances in Pathophysiology and Treatment of Spinal Cord Injury. *Advan Physiol Educ* 2002; 26: 238-255.
54. Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF, Donovan WH, Ducker TB, et al., International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal Cord* 1997; 35: 266 – 74.
55. Ditunno JF. Functional assessment in CNS trauma. *J Neuro-trauma* 1992; 9: s301 – s305.
56. Cohen ME, Ditunno Jr JF, Donovan WH, Maynard Jr F. A test of the 1992 International Standards for Neurological and Functional Classification of Spinal Cord Injury. *Spinal Cord* 1998; 36: 554 – 560.
57. Marino RJ, Graves DE. Metric Properties of the ASIA Motor Score: Subscales Improve Correlation With Functional Activities. *Arch Phys Med Rehabil* 2004; 85: 1804 – 1810.
58. Dahlgren A, Karlsson A-K, Nilsson AL, Fridén J, Claesson L. Activity performance and upper extremity function in cervical spinal cord injury patients according to the Klein-Bell Scale. *Spinal Cord* 2007; 45: 475 - 484.
59. Catz A, Itzkovich M, Agranov E, Ring H, Tamir A. SCIM – spinal cord independence measure: a new disability scale for patients with spinal cord lesions. *Spinal Cord* 1997; 35: 850 – 856.

60. Hamilton BB, Granger CV, Sherwin FS, Zielezny M, Tashman JS. A uniform national data system for medical rehabilitation. In: Fuhrer MJ, editor. Rehabilitation outcomes: analysis and measurement Baltimore (MD): Brooks; 1987. p 137 – 147.
61. Middleton JW, Truman G, Geraghty T. Neurological level effect on the discharge functional status of spinal cord injured persons after rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil 1998; 79: 1428 – 1432.
62. Gresham GE, Labi MLC, Dittmar SS, Hicks JT, Joyce SZ, Stehlik MAP. The Quadriplegia Index of Function (QIF): Sensitivity and Reliability Demonstrated in a Study of Thirty Quadriplegic Patients. Paraplegia 1986; 24: 38 – 44.
63. Fattal C. Motor Capacities of Upper limbs in tetraplegics: a new scale for the assessment of the results of functional surgery on upper limbs. Spinal Cord 2004; 42: 80 – 90.
64. Catz A, Itzkovich M, Tesio L, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramée MT, et al., A multicenter international study on the Spinal Cord Independence Measure, version III: Rasch psychometric validation. Spinal Cord 2007; 45, 275 – 291.
65. Itzkovich M, Gelernter I, Biering-Sorensen F, Weeks C, Laramée MT, Craven BC et al., The Spinal Cord Independence Measure (SCIM) version III: Reliability and validity in a multi-center international study. Disability Rehabil. In press 2007.
66. van Andel CJ, Wolterbeek N, Doorenbosch CAM, Veeger D, Harlaar J. Complete 3D kinematics of upper extremity functional tasks. Gait Posture 2008; 27: 120 – 127.
67. Metcalf CD, Notley SV, Chappel PH, Burridge JH, Yule VT. Validation and Application of a Computational Model for Wrist and Hand Movements Using Surface Markers. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2008; 55(3): 1199 – 1210.

68. Petuskey K, Bagley A, Abdala E, James MA, Rab G. Upper extremity kinematics during functional activities: three-dimensional studies in a normal pediatric population. *Gait Posture* 2007; 25(4): 573 – 579.
69. Cirstea MC, Levin MF. Compensatory strategies for reaching in stroke. *Brain* 2000; 123:940 – 953.
70. Turner-Stokes L, Reid K. Three-dimensional motion analysis of upper limb movement in the bowing arm of string-playing musicians. *Clin Biomech* 1999; 14(6): 426 – 433.
71. Krebs HI, Aisen ML, Volpe BT, Hogan N. Quantization of continuous arm movements in humans with brain injury. *Neurobiology* 1999; 96: 4645 – 4649.
72. Thomas JS, Corcos DM, Hasan Z. Kinematic and Kinetic constraints on Arm, Trunk, and Leg Segments in Target-Reaching Movements. *J Neurophysiol* 2005; 93: 352 – 364.
73. Novak KE, Miller LE, Houk JC. The use of overlapping submovements in the control of rapid hand movements. *Exp Brain Res* 2002; 144: 351 - 364.
74. Fishbach A, Roy SA, Bastianen C, Miller LE, Houk JC. Deciding when and how to correct a movement: discrete submovements as a decision making process. *Exp Brain Res* 2007; 177: 45 - 63.
75. Milner TE. A model for the generation of movement requiring endpoint precision. *Neuroscience* 1992; 35: 365 – 374.
76. Soechting JF, Lacquaniti F, Terzuolo CA. Coordination of arm movements in three-dimensional space. Sensorimotor mapping during drawing movement. *Neuroscience* 1986; 17: 285 – 311.

77. Lacquaniti F, Soechting JF, Terzuolo CA. Path Constraints on point-to-point arm movements in three-dimensional space. *Neuroscience* 1986; 17: 313 – 324.
78. Dounskaia N, Wisleder D, Johnson T. Influence of biomechanical factors on substructure of pointing movements. *Exp Brain Reseach* 2005; 164(4): 505- 516.
79. Reft J, Hasan Z. Trajectories of target reaching arm movements in individuals with spinal cord injury: Effect of external trunk support. *Spinal Cord* 2002; 40: 186 – 191.
80. Potten YJM, Seelen HAM, Drukker J, Reulen JPH, Drost MR. Postural muscle response in the spinal cord injured persons during forward reaching. *Ergonomics* 1999; 42: 1200 – 1215.
81. Chaffin DB, Woolley C, Dickerson C, Parkinson M. Modeling of object movement capability in the spinal cord injured population. *International Journal of Industrial Ergonomics* 2004; 33: 299 – 236.
82. Magermans DJ, Chadwich EKJ, Veeger HEJ, van der Helm FCT. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 591 – 599.
83. Michaelsen SM, Levin MF. Short-term effects of practice with trunk restraint on reaching movements in patients with chronic stroke: A controlled trial. *Stroke* 2004; 35: 1914 – 1919.
84. Munro BH. *Statistical Methods for Health Care Research*. Lippincott Williams & Williams: Philadelphia. 2004.
85. Murray IA, Johnson GR: A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clin Biomech* 2004; 19: 586-594.

86. van Donkellar P, Franks IM: The effects of changing movement velocity and complexity on response preparation: evidence from latency, kinematic, and EMG measures. *Exp Brain Res* 1991; 83: 618-632.
87. Beninato M, O’Kane KS, Sullivan PE. Relationship between motor FIM and muscle strength in lower cervical-level spinal cord injuries. *Spinal Cord* 2004; 42: 533 – 540.
88. Fujiwara T, Hara Y, Akaboshi K, Chino N. Relationship between shoulder muscle strength and functional independence measure (FIM) score among C6 tetraplegics. *Spinal Cord* 1999; 37: 58 – 61.
89. Marino RJ, Shea JA, Stineman MG. The Capabilities of Upper Extremity Instrument: Reliability and Validity of a Measure of Functional Limitation in Tetraplegia. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 1512 – 1521.
90. Rudhe C, van Hedel. Upper Extremity Function in Persons with Tetraplegia: Relationships Between Strength, Capacity, and the Spinal Cord Independence Measure. *Neurorehabil Neural Repair* 2009; 23: 413 – 421.
91. Zackowski KM, Dromerick AW, Sahrman SA, Thach WT, Bastian AJ. How do strength, sensation, spasticity and joint individuation relate to the reaching deficits of people with chronic hemiparesis? *Brain* 2004; 127: 1035 – 1046.
92. Kamper DG, McKenna-Cole AN, Kahn LE, Reinkensmeyer DJ. Alterations in reaching after stroke and their relation to movement direction and impairment severity. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83: 702 - 707.
93. Fisher A. Assessment of Motor and Process Skills. Development, Standardization and Administration Manual. Colorado: Three Star Press Inc. 2003.

94. Jensen MP, Stoelb BL, Molton IR. Measuring pain in persons with spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil* 2007; 13: 20 – 34.
95. Yap EC, Tow A, Menon EB, Chan KF, Hong KH. Pain during in-patients rehabilitation after traumatic spinal cord injury. *Int J Rehabil Res* 2003; 26: 137 – 140.



ANEXOS

Paciente:

Data: / / Avaliador:

Avaliador:

Doloroso

[illegible]

	D	E	Escala de Deficiência da AS/A	
NIVEL MOTOR E SENSITIVO	M		AS/A – A (COMPLETA)	AS/A – D (INCOMPLETA)
	S		AS/A – B (INCOMPLETA)	AS/A – E (NORMAL)
NIVEL NEUROLÓGICO ()			AS/A – C (INCOMPLETA)	

ANEXO 2

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Departamento de Ortopedia e Traumatologia
Ambulatório de Reabilitação Raquimedular
MEDIDA DE INDEPENDÊNCIA FUNCIONAL (MIF)

Nome: _____ HC: _____
 Data: ____/____/____ Examinador: _____ Avaliação 1º (____); 2º (____); 3º (____); 4º(____)

Níveis:

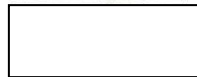
- 7 – Independência total (Imediata com segurança)
- 6 – Independência total (Aparelhada)
- Dependência modificada
- 5 – Supervisão
- 4 – Assistência mínima (capacidade = 75%+)
- 3 – Assistência moderada (capacidade = 50%+)
- Dependência completa
- 2 – Assistência Máxima (capacidade = 25%+)
- 1 – Assistência Total (capacidade = 0%)

		Pontos
Cuidados pessoais		
A	Alimentação (Comer)	(_____)
B	Cuidados com a aparência (Pentear-se)	(_____)
C	Banhos	(_____)
D	Vestir parte superior do corpo	(_____)
E	Vestir parte inferior do corpo	(_____)
F	Asseio (Toalete)	(_____)
Controle de Esfíncteres		
G	Controle vesical (Bexiga)	(_____)
H	Controle esfínter anal (Intestino)	(_____)
Mobilidade / Transferência		
I	Cama, Cadeira, Cadeira de rodas	(_____)
J	Banheiro (Toalete)	(_____)
K	Banheiro, chuveiro	(_____)
Locomoção		
L	Caminhar/ rodar cadeira	w(____) c(____) (_____)
M	Escada	w(____) c(____) (_____)
Comunicação		
N	Compreensão	a(____) v(____) (_____)
O	Expressão	v(____) n(____) (_____)
Cognição social		
P	Interação social	(_____)
Q	Solução de problemas	(_____)
R	Memória	(_____)
MIF total		(_____)

Nota: Não deixe espaços em branco, anote 1 se o paciente não puder ser examinado devido a riscos.

w: cadeira de rodas; c: bengala/muleta; a: auditiva; v: verbal; n: não verbal

ANEXO 3



שרותי בריאות
כללית

Patient Name: _____ ID: _____

Examiner Name: _____

Department IV

Medical Director: Dr. Amiram Catz

LOEWENSTEIN HOSPITAL REHABILITATION CENTER

Affiliated with the Sackler Faculty
of Medicine, Tel-Aviv University

Tel: 972-9-7709090 Fax: 972-9-7709986

e-mail: amiramc@clalit.org.il

(The score for each function should be placed in the adjacent square, below the date)

SCIM-SPINAL CORD INDEPENDENCE MEASURE Version II

Self-Care

DATE

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

1. Feeding (cutting, opening containers, bringing food to mouth, holding cup with fluid)

- 0. Needs parenteral, gastrostomy or fully assisted oral feeding
- 1. Eats cut food using several adaptive devices for hand and dishes; unable to hold cup
- 2. Eats cut food using only one adaptive device for hand; holds an adapted cup
- 3. Eats cut food without devices; holds a regular cup; needs assistance to open containers
- 4. Independent in all tasks without any adaptive device

2. Bathing (soaping, manipulating water tap, washing). A-upper body; B-lower body

- A. 0. Requires total assistance
- 1. Requires partial assistance
- 2. Washes independently with adaptive devices or in a specific setting
- 3. Washes independently; does not require adaptive devices or a specific setting

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

- B. 0. Requires total assistance
- 1. Requires partial assistance
- 2. Washes independently with adaptive devices or in a specific setting
- 3. Washes independently; does not require adaptive devices or a specific setting

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

3. Dressing (preparing clothes, dressing, undressing). A-upper body; B-lower body

- A. 0. Requires total assistance
- 1. Requires partial assistance
- 2. Dresses independently with adaptive devices or in a specific setting
- 3. Dresses independently; does not require adaptive devices or a specific setting

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

- B. 0. Requires total assistance
- 1. Requires partial assistance
- 2. Dresses independently with adaptive devices or in a specific setting
- 3. Dresses independently; does not require adaptive devices or a specific setting

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

4. Grooming (washing hands and face, brushing teeth, combing hair, shaving, applying makeup)

- 0. Requires total assistance
- 1. Performs only one task (e.g., washing hands and face)
- 2. Performs some tasks using adaptive devices; needs help to put on/take off devices
- 3. Independent with adaptive devices
- 4. Independent without adaptive devices

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

SUBTOTAL (0-20)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Respiration and Sphincter Management

5. Respiration

- 0. Requires assisted ventilation
- 2. Requires a tracheal tube and partially assisted ventilation
- 4. Breathes independently but requires much assistance in tracheal tube management
- 6. Breathes independently and requires little assistance in tracheal tube management
- 8. Breathes without a tracheal tube, but sometimes requires mechanical assistance for breathing
- 10. Breathes independently without any device

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

6. Sphincter Management - Bladder

- 0. Indwelling catheter
- 4. Residual urine volume > 100cc; no catheterization or assisted intermittent catheterization
- 8. Residual urine volume < 100cc; needs assistance for applying drainage instrument
- 12. Intermittent self-catheterization
- 15. Residual urine volume < 100cc; no catheterization or assistance in urine drainage required

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

7. Sphincter Management - Bowel

- 0. Improper or irregular timing or very low frequency (less than once in 3 days) of bowel movements
- 5. Proper and regular timing, but requires assistance (e.g., for applying suppository); rare accidents (less than once a month)
- 10. Regular bowel movements, with proper timing, without assistance; rare accidents (less than once a month)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

8. Use of Toilet (perineal hygiene, clothes adjustment before/after, use of napkins or diapers)

- 0. Requires total assistance
- 1. Partially undresses lower body, needs assistance in all remaining tasks
- 2. Partially undresses lower body and partially cleans self (after); needs assistance in adjusting clothes and/or diapers
- 3. Undresses and cleans self (after); needs assistance in adjusting clothes and/or diapers
- 4. Independent in all tasks but needs adaptive devices or special setting (e.g., bars)
- 5. Independent without adaptive devices or special setting

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

SUBTOTAL (0-40)

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

Mobility (room and toilet)

DATE

--	--	--	--	--	--	--

9. Mobility in Bed and Action to Prevent Pressure Sores

0. Requires total assistance
1. Turns in bed to one side only
2. Turns in bed to both sides but does not fully release pressure
3. Releases pressure when lying only
4. Turns in bed and sits up without assistance
5. Independent in bed mobility; performs push-ups in sitting position without full body elevation
6. Independent in bed mobility; performs push-ups in sitting position with full body elevation

--	--	--	--	--	--	--

10. Transfers: bed-wheelchair (locking wheelchair, lifting footrests, removing and adjusting arm rests, transferring, lifting feet)

0. Requires total assistance
1. Needs partial assistance and/or supervision
2. Independent

--	--	--	--	--	--	--

11. Transfers: wheelchair-toilet-tub (if uses toilet wheelchair - transfers to and from; if uses regular wheelchair - locking wheelchair, lifting footrests, removing and adjusting armrests, transferring, lifting feet)

0. Requires total assistance
1. Needs partial assistance and/or supervision, or adaptive device (e.g., grab-bars)
2. Independent

Mobility (indoors and outdoors)**12. Mobility Indoors**

0. Requires total assistance
1. Needs electric wheelchair or partial assistance to operate manual wheelchair
2. Moves independently in manual wheelchair
3. Requires supervision while walking (with or without devices)
4. Walks with a walking frame or crutches (swing)
5. Walks with crutches or two canes (reciprocal walking)
6. Walks with one cane
7. Needs leg orthosis only
8. Walks without aids

--	--	--	--	--	--	--

13. Mobility for Moderate Distances (10 - 100 meters)

0. Requires total assistance
1. Needs electric wheelchair or partial assistance to operate manual wheelchair
2. Moves independently in manual wheelchair
3. Requires supervision while walking (with or without devices)
4. Walks with a walking frame or crutches (swing)
5. Walks with crutches or two canes (reciprocal walking)
6. Walks with one cane
7. Needs leg orthosis only
8. Walks without aids

--	--	--	--	--	--	--

14. Mobility Outdoors (more than 100 meters)

0. Requires total assistance
1. Needs electric wheelchair or partial assistance to operate manual wheelchair
2. Moves independently in manual wheelchair
3. Requires supervision while walking (with or without devices)
4. Walks with a walking frame or crutches (swing)
5. Walks with crutches or two canes (reciprocal walking)
6. Walks with one cane
7. Needs leg orthosis only
8. Walks without aids

--	--	--	--	--	--	--

15. Stair Management

0. Unable to climb or descend stairs
1. Climbs and descends at least 3 steps with support or supervision of another person
2. Climbs and descends at least 3 steps with support of handrail and/or crutch or cane
3. Climbs and descends at least 3 steps without any support or supervision

--	--	--	--	--	--	--

16. Transfers: wheelchair-car (approaching car, locking wheelchair, removing arm- and footrests, transferring to and from car, bringing wheelchair into and out of car)

0. Requires total assistance
1. Needs partial assistance and/or supervision
2. Independent with adaptive devices
3. Independent without adaptive devices

--	--	--	--	--	--	--

SUBTOTAL (0-40)

--	--	--	--	--	--	--

TOTAL SCIM SCORE (0-100)

--	--	--	--	--	--	--



APÊNDICE

Apêndice I: Modelo da Spinal Cord Independence Measure (SCIM II) traduzido para o português e utilizado no Ambulatório de Reabilitação Raquimedular do Hospital das Clínicas da Unicamp.

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
Departamento de Ortopedia e Traumatologia
Ambulatório de Reabilitação Raquimedular
MENSURAÇÃO DE INDEPENDÊNCIA NA LESÃO MEDULAR (SCIM - II)

Nome: _____ HC: _____
 Data: ____/____/____ Examinador: _____ Avaliação 1º (____); 2º (____); 3º (____); 4º (____)

AUTO – CUIDADO

1. Alimentação (cortar, abrir recipientes, conduzir alimentos a boca, segurar o copo com líquido). Pontuação (____)

- 0. Necessita de alimentação parenteral, gastrostomia ou completa assistência para alimentação oral.
- 1. Come alimentos cortados utilizando vários ajustes adaptativos para a mão e pratos; incapaz de segurar um copo.
- 2. Come alimentos cortados utilizando apenas um ajuste adaptativo para a mão; pega copo adaptado.
- 3. Come alimentos cortados sem ajuste adaptativo; pega copos; necessita assistência para abrir recipiente.
- 4. Independente em todas as tarefas sem nenhum ajuste adaptativo.

2. Banho (Ensaboar, manipular a torneira da água, lavar-se). Parte superior do corpo “A”; inferior do corpo “B”. (____)

- A.** 0. Requer total assistência. (____)
- 1. Requer assistência parcial.
- 2. Lava-se independentemente com ajuste adaptativo ou em uma posição específica.
- 3. Lava-se independentemente; não requer ajuste e adaptativo ou uma posição específica.

- B.** 0. Requer total assistência. (____)
- 1. Requer assistência parcial.
- 2. Lava-se independentemente com ajuste adaptativo ou em uma posição específica.
- 3. Lava-se independentemente; não requer ajuste e adaptativo ou uma posição específica.

3. Vestimenta (preparar as roupas, vestir e despir-se). Parte superior do corpo “A”; inferior do corpo “B”. (____)

- A.** 0. Requer total assistência. (____)
- 1. Requer assistência parcial.
- 2. Vesti-se independentemente com ajuste adaptativo ou em uma posição específica.
- 3. Vesti-se independentemente; não requer ajuste e adaptativo ou uma posição específica.

- B.** 0. Requer total assistência. (____)
- 1. Requer assistência parcial.
- 2. Vesti-se independentemente com ajuste adaptativo ou em uma posição específica.
- 3. Vesti-se independentemente; não requer ajuste e adaptativo ou uma posição específica.

4. Cuidados com a aparência (lava as mãos e face, escova os dentes, pentear os cabelos, barbear-se e aplicar maquiagem). (____)

- 0. Requer total assistência.
- 1. Realiza apenas uma tarefa (ex. lavar mãos e face);
- 2. Realiza algumas tarefas utilizando ajustes adaptativos; necessita de ajuda para colocar/pegar/ajuste adaptativo.
- 3. Independente com ajuste adaptativo.
- 4. Independente sem ajuste adaptativo.

Subtotal (0 – 20) (____)

ADMINISTRAÇÃO DA RESPIRAÇÃO E ESFINCTERES

5. Respiração. (____)

- 0. Requer assistência respiratória;
- 2. Requer tubo traqueal e ventilação assistida parcialmente;
- 4. Respira independentemente, mas requer muita assistência na administração do tubo traqueal;
- 6. Respira independentemente e requer pouca assistência na administração do tubo traqueal;
- 8. Respira sem tubo traqueal, mas em algum momento requer assistência para respirar;
- 10. Respira independentemente sem auxílio.

6. Administração dos esfínteres – Bexiga. (____)

- 0. Cateterização intermitente.
- 4. Volume residual urinário > 100ml; nenhuma cateterização ou cateterização intermitente assistida.
- 8. Volume residual urinário < 100ml; necessita de assistência para aplicar instrumentos de drenagens.
- 12. Alto cateterização intermitente.
- 15. Volume residual urinário < 100ml; nenhuma cateterização ou assistência para drenagens é requerida.

7. Administração dos esfínteres – Intestino. (____)

- 0. Ritmo irregular, impróprio ou pouco freqüente (menos que uma vez a cada três dias) do movimento intestinal.
- 5. Ritmo apropriado e regular, mas requer assistência (ex. aplicação de supositórios); raros acidentes (menos de uma vez ao mês).
- 10. Movimento intestinal regular, com ritmo regular, sem assistência; raros acidentes (menos de uma vez ao mês).

8. Utilização do banheiro (higiene perineal, ajuste das vestimentas antes e depois, utilização de papel higiênico ou fraudas). (____)

- 0. Requer total assistência;
- 1. Despir-se parcialmente a parte inferior do corpo; necessita de assistência em todo o restante da tarefa;
- 2. Despir-se parcialmente a parte inferior do corpo e limpar-se parcialmente (após): necessita de assistência para ajustar as roupas e/ou fraudas;

3. Despir-se e limpar-se (após): necessitar de assistência no ajuste das roupas e/ou fraldas;

4. Independente em todas as tarefas, mas requer ajuste adaptativo ou posição especial (ex. barras);

5. Independente sem ajuste adaptativo ou posição especial. **Subtotal (0 – 40)** (____)

MOBILIDADE (Quarto e banheiro)

9. Mobilidade na cama e ação para prevenir úlceras de pressão. (____)

0. Requer total assistência.

1. Girar na cama para apenas um lado.

2. Girar para ambos os lados na cama, mas não liberar completamente a pressão.

3. Liberar a pressão apenas quando está deitado.

4. Girar e senta-se na cama sem assistência;

5. Independente na mobilidade da cama; realiza “push-up” na posição sentada sem elevação completa do corpo.

6. Independente na mobilidade da cama; realiza “push-up” na posição sentada com elevação completa do corpo.

10. Transferência: Cama – cadeira de rodas (trava a cadeira de rodas, levanta os apoios dos pés, remove e ajusta o apoio dos braços, transferência, levanta os pés). (____)

0. Requer total assistência;

1. Necessita de assistência parcial e/ou supervisão;

2. Independente.

11. Transferência: Cadeira de rodas – banheiro – banheira (se utiliza cadeira de rodas no banheiro – transfere-se; se utiliza regularmente a cadeira de rodas – trava a cadeira de rodas, levanta o apoio dos pés, remove e ajusta o apoio dos braços, transferência, levanta os pés). (____)

0. Requer total assistência;

1. Necessita assistência parcial e /ou supervisão, ou ajuste adaptativo (ex. barras de apoio);

2. Independente.

MOBILIDADE (dentro de casa e ao ar livre)

12. Mobilidade dentro de casa (curtas distâncias). (____)

0. Requer total assistência.

1. Necessita de cadeira de rodas elétrica ou assistência parcial para operar uma cadeira de rodas manual.

2. Move independentemente uma cadeira de rodas manual.

3. Requer supervisão enquanto anda (com ou sem ajuste adaptativo).

4. Anda com muleta;

5. Anda com duas bengalas;

6. Anda com uma bengala;

7. Necessita apenas de órteses nas pernas;

8. Anda sem ajuda.

13. Mobilidade por distâncias moderadas (10-100 metros). (____)

0. Requer total assistência.

1. Necessita de cadeira de rodas elétrica ou assistência parcial para operar uma cadeira de rodas manual.

2. Move independentemente uma cadeira de rodas manual.

3. Requer supervisão enquanto anda (com ou sem ajuste adaptativo).

4. Anda com muleta;

5. Anda com duas bengalas;

6. Anda com uma bengala;

7. Necessita apenas de órteses nas pernas;

8. Anda sem ajuda.

14. Mobilidade fora de casa (mais que 100 metros). (____)

0. Requer total assistência.

1. Necessita de cadeira de rodas elétrica ou assistência parcial para operar uma cadeira de rodas manual.

2. Move independentemente uma cadeira de rodas manual.

3. Requer supervisão enquanto anda (com ou sem ajuste adaptativo).

4. Anda com muleta.

5. Anda com duas bengalas.

6. Anda com uma bengala.

7. Necessita apenas de órteses nas pernas.

8. Anda sem ajuda.

15. Escada. (____)

0. Incapaz de subir ou desce escadas;

1. Subir e descer no mínimo 3 degraus com suporte ou supervisão de outra pessoa.

2. Subir e descer no mínimo 3 três degraus com suporte de um corrimão e/ou muletas ou bengalas;

3. Subir e descer no mínimo 3 degraus sem um suporte ou supervisão.

16. Transferência: Cadeira de rodas – carro (Aproxima-se do carro, toca a cadeira de rodas, remove o braço e repouso dos pés, transferência para e do carro, conduzir a cadeira de rodas dentro e foram do carro). (____)

0. Requer total assistência.

1. Necessita assistência parcial e/ou supervisão.

2. Independente com ajuste adaptativo.

3. Independente sem ajuste adaptativo. **Subtotal (0 – 40)** (____)

Escore total (0 - 100) (____)

Traduzido e modificado de Itzkovich et al., (2002)

Apêndice II: Caracterização por idade e sexo dos controles.

Controles	Idade (anos)	Sexo
1	27	Masculino
2	31	Masculino
3	22	Masculino
4	27	Masculino
5	30	Masculino
6	29	Masculino
7	21	Masculino
8	32	Masculino
9	21	Masculino
10	29	Masculino
11	25	Masculino
12	25	Masculino
13	34	Masculino
14	34	Masculino
15	26	Masculino
16	26	feminino
17	24	feminino
18	27	feminino
19	28	feminino
20	26	feminino
Média/	27.2	
Desvio padrão	3.792	

Apêndice III: Deslocamento anterior do tronco e protração do ombro dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos a direita e esquerda.

Tetraplégicos	Deslocamento anterior do tronco (direito) (mm)	Deslocamento anterior do tronco (esquerdo) (mm)	Protração do ombro (direito) (mm)	Protração do ombro (esquerdo) (mm)
1	66.0085	72.2656	8.071467	9.361867
2	28.01283	52.27083	10.97783	13.91797
3	91.70903	91.8238	17.10343	14.1873
4	101.4542	112.3099	20.95157	26.41807
5	57.31527	59.3178	22.05677	23.33577
6	73.9156	77.0272	8.357667	6.0929
7	96.55823	59.17497	14.92554	11.25693
8	61.77377	53.72327	7.172367	4.147967
9	87.16953	117.1689	6.178633	18.89563
10	121.2773	114.3274	19.86267	20.0707
11	55.65173	52.3929	8.121533	5.080633
12	152.2669	136.5035	16.03357	15.81457
13	85.14667	90.84333	7.406633	12.72333
14	74.82933	66.29333	16.33703	5.544
15	75.4416	85.70137	5.490267	4.082633
16	67.443	59.905	29.35765	30.35357
17	114.5283	177.0433	11.2846	18.7208
18	27.67483	44.31373	1.9909	3.604
19	130.1384	-	29.04315	-
20	-	45.34557	-	11.66977
Média/	82.5429	82.51325	13.72228	13.43571
Desvio padrão	32.29824	35.43499	7.868091	7.96648

Apêndice IV: Deslocamento anterior do tronco e protração do ombro dos movimentos de alcance-preensão dos controles a direita e esquerda.

Controles	Deslocamento anterior do tronco (direito) (mm)	Deslocamento anterior do tronco (esquerdo) (mm)	Protração do ombro (direito) (mm)	Protração do ombro (esquerdo) (mm)
1	67.27807	78.46836	3.441633	4.67864
2	51.54167	68.64617	4.579233	6.327233
3	59.93985	72.47477	4.83365	9.009133
4	54.93823	63.9747	8.109333	7.543833
5	93.0161	164.0137	12.7813	35.89437
6	84.1684	90.0206	11.59153	17.69177
7	76.58547	64.60527	4.184067	4.635767
8	89.97907	107.1585	15.0011	15.157
9	121.8941	113.7389	14.23077	13.74753
10	75.7126	87.084	5.905733	9.533
11	65.17133	45.92923	2.4522	1.975533
12	92.04345	60.28763	11.13315	6.5492
13	61.97563	72.728	5.016767	2.9214
14	86.56447	94.5453	13.77257	14.10097
15	109.9199	90.78567	11.69483	5.534633
16	90.82667	109.1632	10.96	17.37633
17	97.28033	109.7824	10.31197	11.7102
18	96.48417	96.19497	7.452867	9.085033
19	79.84967	91.62367	8.831	11.0366
20	62.97767	75.41863	4.315267	6.366067
Média/	80.90734	87.83218	8.529948	10.54371
Desvio padrão	18.72619	25.77806	4.003873	7.531819

Apêndice V: Amplitude articular do ombro direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)
1	120.699	136.2183	56.433	61.426
2	102.3187	93.39967	59.13333	39.692
3	95.94933	90.78933	61.19733	51.026
4	74.39867	69.933	44.65267	46.05567
5	70.66333	89.682	48.323	50.98133
6	74.529	80.796	42.814	44.972
7	86.67167	75.91433	52.11267	54.95467
8	81.84667	89.845	54.99133	60.35433
9	72.46967	56.692	39.63333	44.04367
10	64.475	91.60133	35.759	59.669
11	105.2017	121.5703	56.78967	47.06867
12	64.59967	77.86133	49.16567	54.94667
13	102.6363	91.499	67.61433	62.046
14	100.6683	104.9297	63.01633	69.65
15	100.4473	112.1847	68.20067	67.54333
16	144.3653	92.69767	67.84533	68.90967
17	72.66133	50.226	52.498	38.21433
18	86.369	144.1303	46.629	75.00533
19	107.543	-	63.576	-
20	-	94.55033	-	73.59267
Média/	90.97437	92.86949	54.23077	56.32375
Desvio padrão	20.87084	23.79445	9.749373	11.37981

Apêndice VI: Amplitude articular do ombro direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controles.

Controles	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano sagital) (°)
1	70.81833	78.7328	38.663	40.385
2	104.4617	114.2813	58.72133	55.93133
3	109.5115	110.7463	64.0565	50.23
4	62.05133	79.29267	41.685	41.41367
5	61.614	58.38633	44.2495	32.647
6	79.571	67.90467	45.71867	43.45633
7	112.567	85.01067	55.51433	48.34067
8	73.629	60.81367	36.23267	35.05433
9	46.44633	62.21033	31.73567	37.43567
10	120.4727	82.137	56.961	45.586
11	75.68567	82.84833	52.58	55.681
12	89.088	88.83567	45.199	41.40067
13	90.53933	123.281	54.43433	53.726
14	89.42867	30.04867	49.31567	35.62933
15	70.67267	80.58933	42.32433	41.272
16	90.92133	75.65	49.80133	45.399
17	77.84067	74.59367	43.41733	46.11267
18	87.98167	97.42933	51.951	54.25067
19	87.91967	91.58767	49.38433	44.00533
20	104.3847	91.047	62.022	57.79533
Média/	85.28026	81.77132	48.69835	45.2876
Desvio padrão	18.85486	21.08974	8.558323	7.464098

Apêndice VII: Amplitude articular do cotovelo direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)
1	26.24	30.851	42.10333	65.482
2	45.85267	38.34933	75.75833	45.96733
3	29.67333	26.98433	65.77	63.58633
4	35.45	29.67567	51.59633	47.36467
5	29.35233	19.162	54.739	46.13133
6	34.29867	34.196	60.98467	63.099
7	26.00867	37.417	59.27267	69.47367
8	25.45967	44.3198	65.643	98.07767
9	34.08633	35.89	60.20367	50.65633
10	42.27467	63.16267	63.315	103.969
11	36.78733	28.54433	62.24333	60.11333
12	35.09867	29.21833	52.89867	62.31067
13	38.57	48.71467	77.416	75.55867
14	51.36667	55.47833	79.07833	65.99233
15	20.20567	21.69867	60.239	70.47967
16	29.39467	30.02967	66.13797	48.89933
17	32.31467	25.78733	62.70367	66.162
18	33.44	37.437	61.292	93.09467
19	49.6795	-	74.4135	-
20	-	39.791	-	88.168
Média/	34.50282	35.61616	62.93729	67.60979
Desvio padrão	8.285342	11.18006	9.303156	17.4872

Apêndice VIII: Amplitude articular do cotovelo direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controles.

Controles	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)
1	30.47333	36.9878	51.49567	61.6574
2	38.734	40.81167	58.412	67.201
3	38.442	36.68333	64.0475	60.04767
4	36.68933	35.72467	58.723	56.74033
5	44.358	29.88567	58.7665	43.17933
6	26.99733	29.76667	59.85	51.72333
7	34.29667	33.13667	74.49767	74.35733
8	21.049	16.082	46.63567	42.08567
9	37.72967	37.62433	48.763	58.40533
10	35.58467	30.18967	58.14967	48.389
11	63.442	67.70267	84.059	90.11733
12	27.9595	29.16833	52.0415	58.38333
13	29.833	27.433	58.346	60.609
14	38.19733	49.88567	56.21067	71.65
15	30.74167	34.96867	58.30933	70.97
16	28.41667	23.10867	64.15067	49.606
17	28.24967	30.58133	61.68633	59.87867
18	35.78433	32.91433	55.73333	51.80533
19	23.639	24.861	64.85933	51.382
20	34.003	32.80967	82.45367	71.52103
Média/	34.23101	34.01629	60.85953	59.98546
Desvio padrão	8.95897	10.56772	9.804111	11.76387

Apêndice IX: Amplitude articular do punho direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)
1	18.29667	16.96967	16.30933	33.29833
2	50.271	38.37867	76.72003	49.89233
3	23.621	12.63467	48.18033	18.32333
4	44.925	40.562	49.10533	44.06333
5	32.72467	23.15	34.90667	24.40157
6	27.05967	28.131	18.314	31.905
7	18.31667	11.64033	20.65433	26.46533
8	40.29833	28.20633	52.01067	49.99
9	20.41467	34.20067	16.776	40.68367
10	27.25567	19.844	12.197	20.7565
11	47.67233	22.21933	55.77067	28.35633
12	42.63833	29.37567	34.738	37.679
13	54.41433	58.878	65.89467	54.279
14	74.27433	44.52033	100.5353	67.53867
15	27.624	31.23	26.427	41.53833
16	55.74233	35.68867	55.42067	45.534
17	53.80733	59.76233	49.98267	69.74367
18	14.487	9.572667	20.217	18.43633
19	38.8765	-	24.539	-
20	-	67.53267	-	51.061
Média/	37.51157	32.23668	40.98414	39.68135
Desvio padrão	16.12482	16.53432	23.7249	15.27176

Apêndice X: Amplitude articular do punho direito e esquerdo nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controles.

Controles	Amplitude do ombro direito (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro esquerdo (plano horizontal) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)	Amplitude do ombro direito (plano sagital) (°)
1	11.78433	13.9362	14.04067	13.186
2	20.12667	20.48533	13.57533	27.02733
3	17.9275	11.53833	13.046	17.145
4	8.487667	10.665	13.12833	15.155
5	26.2055	13.79167	24.8385	24.126
6	13.81133	18.129	23.55167	17.62433
7	30.927	28.75233	15.29033	31.439
8	12.635	15.64233	15.50633	18.80967
9	11.703	13.13667	13.043	18.90133
10	22.50167	18.19767	7.868	30.408
11	17.081	12.56367	15.549	18.58
12	17.669	10.41367	19.081	13.748
13	21.07267	19.085	31.77833	19.984
14	17.16233	24.12233	7.479667	31.08867
15	7.428667	9.727	21.016	18.24633
16	21.559	15.288	11.66467	26.78833
17	15.26567	10.404	8.050333	11.866
18	27.575	11.86	12.50167	23.37967
19	26.552	13.56067	26.33133	19.549
20	18.525	20.49867	10.55633	11.58633
Média/	18.3	15.58988	15.89483	20.4319
Desvio padrão	6.409763	5.065755	6.586451	6.282699

Apêndice XI: Índice de curvatura e número de picos da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Índice de curvatura (direito)	Índice de curvatura (esquerdo)	Número de picos (direito)	Número de picos (esquerdo)
1	1.544733	1.603333	7	7.666667
2	1.9968	2.0162	6.5	10.333333
3	1.5362	1.565367	6	9.333333
4	2.096467	1.982433	12.66667	8.666667
5	2.0065	2.421167	19.33333	16.5
6	1.458333	1.882	2.666667	5
7	1.6117	1.633433	3.666667	5.666667
8	1.458967	1.7264	5.333333	7
9	1.763933	2.20115	5.333333	11.5
10	1.629667	1.729267	4.333333	5.666667
11	1.86365	1.6782	9.666667	8.666667
12	1.699633	1.7937	8.666667	6.666667
13	1.82855	1.9501	9.333333	9.666667
14	1.957033	2.003133	9.666667	10.66667
15	1.927833	1.9316	11	9
16	1.9843	1.9535	10.66667	10
17	1.749767	2.236667	9.666667	11.66667
18	1.4263	1.307233	3	6.333333
19	1.2679	-	8.5	-
20	-	2.074	-	12.66667
Média/	1.726751	1.878362	8.052632	9.087719
Desvio padrão	0.237592	0.26634	3.973699	2.846033

Apêndice XII: Índice de curvatura e número de picos da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controles.

Controles	Índice de curvatura (direito)	Índice de curvatura (esquerdo)	Número de picos (direito)	Número de picos (esquerdo)
1	1.4241	1.34698	1.333333	2.6
2	1.4589	1.459267	1.666667	3
3	1.4641	1.451367	1	1.333333
4	1.1866	1.443933	2	2.666667
5	1.14005	1.345367	1	2.333333
6	1.254733	1.323	1	1
7	1.114767	1.3053	1	1.333333
8	1.409833	1.399967	1.666667	1.666667
9	1.370733	1.412633	1	1.333333
10	1.315533	1.4623	2	1.666667
11	1.297033	1.3608	1.666667	1.666667
12	1.3817	1.449567	2	2.333333
13	1.333967	1.3587	1.5	2
14	1.4166	1.3484	2	1
15	1.4044	1.449533	2	2
16	1.195967	1.230233	1.333333	2.666667
17	1.274767	1.255967	1.666667	2
18	1.29285	1.213067	2	2.333333
19	1.2747	1.2831	2	2.333333
20	1.2119	1.2327	1.666667	2
Média/	1.311162	1.356609	1.575	1.963333
Desvio padrão	0.104992	0.083395	0.40275	0.57734

Apêndice XIII: Tempo de movimento e razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Tempo de movimento (s) (direito)	Tempo de movimento (s) (esquerdo)	Razão do pico de velocidade máxima (%) (direito)	Razão do pico de velocidade máxima (%) (esquerdo)
1	1.25	1.172233	21.95367	27.025
2	1.7375	1.758333	21.908	21.57767
3	1.7125	1.647233	24.92233	32.278
4	1.7875	1.8528	27.24833	22.948
5	2.605567	2.55415	17.72767	18.349
6	1.194467	1.5542	30.585	27.078
7	1.568067	1.8972	31.21467	27.55033
8	1.284733	1.3847	23.9295	25.896
9	1.254133	2.1	23.47867	15.449
10	0.870833	1.374997	31.15433	39.364
11	1.729167	1.1667	13.81167	31.429
12	1.209733	1.241667	22.84567	27.46133
13	1.5625	1.2236	26.676	25.0315
14	1.4361	1.581967	31.50467	24.58167
15	1.618033	1.53545	29.86967	31.949
16	1.563867	1.212767	27.268	33.42267
17	1.644433	1.7889	22.21167	21.474
18	1.5972	1.415267	25.926	29.75833
19	1.5271	-	27.2	-
20	-	2.286133	-	21.166
Média/	1.534391	1.618331	25.33871	26.51518
Desvio padrão	0.352843	0.392179	4.731858	5.770375

Apêndice XIV: Tempo de movimento e razão do pico de velocidade máxima da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controles.

Controles	Tempo de movimento (s) (direito)	Tempo de movimento (s) (esquerdo)	Razão do pico de velocidade máxima (%) (direito)	Razão do pico de velocidade máxima (%) (esquerdo)
1	0.906933	0.903108	38.435	35.45225
2	1.020833	0.894433	37.42967	49.9
3	0.99375	0.8611	45.028	40.85167
4	0.977767	0.934733	35.12533	40.28367
5	0.77085	0.8514	34.327	38.07667
6	0.5986	0.805567	45.15867	39.946
7	0.688567	0.8	44.77133	38.09533
8	0.762533	0.845833	39.234	26.13967
9	0.847233	0.765267	43.57667	41.15867
10	1.0375	0.965267	38.922	32.636
11	0.791633	1.015267	47.144	40.0365
12	1.16665	1.1514	32.3265	41.551
13	1.175	1.0917	35.82667	45.802
14	1.2667	1.311	41.87	38.435
15	0.8611	0.731933	37.06933	42.74267
16	1.043067	1.0264	41.88633	42.319
17	0.8986	0.872233	38.68633	36.28733
18	0.869467	1.040267	34.33333	30.62767
19	0.898633	0.961133	36.40667	40.43267
20	0.881967	0.829167	34.771	31.843
Média/	0.922869	0.93286	39.11639	38.63084
Desvio padrão	0.166705	0.142048	4.326521	5.413352

Apêndice XV: Velocidade máxima da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos tetraplégicos.

Tetraplégicos	Velocidade máxima (mm/s) (direito)	Velocidade máxima (mm/s) (esquerda)
1	667.6562	778.815
2	628.5076	640.7433
3	759.8638	588.3465
4	655.0967	426.479
5	560.5511	476.4687
6	748.6405	817.4328
7	832.5251	622.0948
8	692.0335	761.2703
9	947.3768	922.7367
10	824.2745	908.916
11	1066.301	966.7487
12	931.9175	963.2719
13	884.3298	1072.305
14	846.1316	869.1649
15	811.099	772.2439
16	916.6275	903.8818
17	917.6569	982.4345
18	617.6636	751.4458
19	695.3958	-
20	-	705.6544
Média/	789.6657	785.8134
Desvio padrão	135.7726	176.5181

Apêndice XVI: Velocidade máxima da extremidade superior direita e esquerda nos planos horizontal e sagital dos movimentos de alcance-preensão dos controle.

Tetraplégicos	Velocidade máxima (mm/s) (direito)	Velocidade máxima (mm/s) (esquerda)
1	826.2107	854.9235
2	1025.213	1220.745
3	902.0404	920.0673
4	665.0285	875.3101
5	1019.58	966.4315
6	1096.334	1020.884
7	1102.589	1074.709
8	891.2299	813.7038
9	791.9951	844.2314
10	924.8299	962.8371
11	778.1428	762.9776
12	647.3971	701.6506
13	735.4097	755.0992
14	734.4698	736.0606
15	1037.197	1134.637
16	774.5363	793.5855
17	891.4407	1009.024
18	918.4994	939.1414
19	825.6588	659.4312
20	1032.061	1105.516
Média/	880.9932	907.5482
Desvio padrão	138.878	154.704