

Efeito do uso de órtese de punho na função manual¹

Adriana Maria Valladão Novais Van Petten^a, Antônio Ferreira Ávila^b,
Cynthia Girundi da Silva e Lima^c

^aDepartamento de Terapia Ocupacional,
Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

^bDepartamento de Engenharia Mecânica, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG,
Belo Horizonte, MG, Brasil

^cPrograma de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação,
Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais – UFMG,
Belo Horizonte, MG, Brasil

Resumo: O objetivo deste estudo foi analisar o efeito do uso de órtese de imobilização do punho, confeccionada com diferentes materiais, na função manual e na força de preensão. **Métodos:** Vinte e seis adultos, com média de idade de 26 anos foram submetidos ao Teste Funcional da Mão de Jebsen Taylor e ao Teste de Força de Preensão (Dinamômetro Jamar[®]), em três condições: com a mão livre, com o uso de órtese de compósito e com a órtese de termomoldável. Os testes foram realizados apenas com a mão dominante. Utilizou-se, para comparação, a média de três medidas da força de preensão e do tempo gasto para a realização dos subtestes. Os resultados obtidos nas três condições foram comparados e analisados utilizando-se o teste estatístico de Wilcoxon. Detectou-se redução da força de preensão com o uso de órtese. Foram encontradas diferenças significativas quando comparadas a força de preensão na condição livre e com o uso de quaisquer das órteses. Não foram encontradas diferenças significativas quando comparadas a força de preensão com o uso dos dois tipos de órtese. Observou-se uma redução do tempo gasto para a realização das tarefas com o uso das órteses. A órtese de imobilização do punho em extensão tem influência na força de preensão manual e na função manual, porém sem implicar na impossibilidade de sua execução.

Palavras-chave: Órteses, Função Manual, Punho, Força de Preensão.

Effect of wrist orthosis on hand function

Abstract: The aim of this paper is to investigate the effect of orthosis on the forearm muscle activation. Twenty-six adults, with average age of 26, performed the Jebsen Taylor Test. The volunteers also performed the grip strength test under three conditions: free hand (without orthosis), wearing a composite orthosis, and wearing a thermoplastic orthosis. Only the dominant hand was studied. The mean of three measures of grip strength and the time spent to perform the tests were used to compare the results. Statistical analysis was carried out using the Wilcoxon Test. There was a decrease in grip strength with the use of orthosis. Significant differences were noticed when the volunteers were tested with and without orthosis. No significant differences were observed when data from the two orthosis were compared. A decrease in time to perform the tasks during the Jebsen Taylor Test was noticed with the use of orthosis. Wrist extension orthosis interferes on grip strength and manual function, but it does not restrain its execution.

Keywords: Orthosis, Manual Function, Wrist, Grip Strength.

1 Introdução

A tecnologia de assistência tem sido usada como uma alternativa de intervenção no sentido de aumentar a habilidade funcional de pacientes em atividades de autocuidado, trabalho e lazer (COOK; HUSSEY, 1995) bem como nas de suporte para a vida e a participação na comunidade (HAMMEL; LAI; HELLER, 2002). Entre os diversos tipos de tecnologia de assistência, a órtese destaca-se como um recurso importante no processo de reabilitação.

Em função da especificidade de cada cliente, esse dispositivo pode se caracterizar por objetivos diversos – proteger a cicatrização de estruturas; manter ou promover a amplitude de movimento de determinada articulação; substituir ou aumentar uma função; prevenir ou corrigir deformidades; oferecer repouso articular; reduzir a dor; servir como base para acessórios de autoajuda, entre outros (TROMBLY, 2005; FESS, 2002). Assim, o modelo e a fabricação das órteses utilizadas em diferentes processos de reabilitação podem variar de simples a complexos (FESS, 1995) e o material empregado na sua confecção deve atender as exigências de complexidade de cada um desses dispositivos.

Muitos têm sido os questionamentos sobre a influência desses dispositivos no uso funcional da mão, em especial quando se trata de órteses de imobilização do punho. Esse tipo de órtese, geralmente indicada no tratamento de pessoas que apresentam diversas condições, objetiva proteger a cicatrização de tecidos ou estruturas (CALLINAN, 1999) e permitir a função manual necessária à realização de atividades do cotidiano (JANSEN; OLSON; HASSON, 1997; BULTHAUP; CIPRIANI III; THOMAS, 1999).

Há indicações de que a posição ótima da articulação do punho para a função adequada da mão é a que se caracteriza por 20° de extensão e 5° de desvio ulnar, ou por 35° de extensão e 7° de desvio ulnar, ou, ainda, por 15° de extensão e 0° de desvio ulnar (LI; ZATSIORSKY; LATASH, 2002). Com relação à posição do punho e à força de preensão, encontram-se na literatura diferentes ângulos de posicionamento indicados para se obter um percentual maior de força de preensão – por exemplo, 21° de desvio ulnar ou posição neutra (0°) (CARLSON; TROMBLY, 1983). Observa-se, porém, divergências quanto à posição ótima para a imobilização do punho de forma a favorecer a função e a força de preensão manual.

O objetivo deste estudo foi verificar se o uso de órteses afeta o uso funcional da mão e a força de

preensão, bem como se há diferenças no desempenho das tarefas com uso de órtese de materiais diferentes (termoplástico de baixa temperatura e compósito do tipo sanduíche).

2 Materiais e métodos

2.1 Amostra

Foi realizado um estudo de intervenção, com amostra não aleatória, o que caracteriza um estudo **quase experimental**, do qual participaram 26 adultos (19 mulheres e 7 homens), voluntários, sem alteração dos membros superiores, com idade média de 26 anos. Os critérios de inclusão foram: idade entre 20 anos e 50 anos, ausência de distúrbios neuromusculares nos membros superiores e ausência de dor na região do punho nas últimas duas semanas.

O cálculo do tamanho da amostra baseou-se em efeito semelhante documentado na literatura por Johansson, Björing e Hägg (2004). Com base nos resultados desse estudo e considerando-se uma análise não direcional, com nível de significância α igual a 0,05, para um poder estatístico (*power*) de 0,99 e um efeito esperado de magnitude $d = 1,97$, a amostra necessária determinada para o presente estudo foi, conforme tabela também contida na literatura (COHEN, 1988), de $n = 20$, valor a que se acresceram 30% como margem de segurança.

Todos os participantes, antes de sua inclusão no grupo a ser estudado, foram devidamente informados sobre os objetivos pretendidos e os procedimentos a serem praticados e, em seguida, solicitados a assinar o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido, aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Minas Gerais (Parecer ETIC n. 017/05).

2.2 Procedimentos

O estudo foi realizado em duas etapas. Na primeira, cada participante foi submetido a entrevista inicial e confecção das órteses sob medida; na segunda avaliou-se a influência do uso das órteses na função manual. Cada avaliação foi previamente agendada de acordo com a disponibilidade do voluntário. No momento da entrevista inicial foram confeccionadas, sob medida, duas órteses para cada um dos participantes – uma com o material compósito tipo sanduíche, desenvolvido pelos autores em estudo anterior (RODRIGUES, 2007); outra com material termomoldável disponível no mercado (Ezeform®). O

Ezeform® foi escolhido por fazer parte do principal grupo de materiais utilizados na prática clínica para a confecção de órteses, por ser um dos materiais com maior rigidez e, portanto, passível de ser utilizado para a confecção de diferentes dispositivos ortóticos (BREGER-LEE, 1995).

O dispositivo testado foi uma órtese de imobilização do punho em extensão, como mostra a Figura 1. A escolha desse tipo de órtese se justifica pela sua frequente prescrição no tratamento de diversas sequelas de desordens do sistema neuromusculoesquelético como mão hemiparética (CARMICK, 1997), Síndrome do Túnel do Carpo (COURTS, 1995; FEUERSTEIN et al., 1999), quadriplegia (KRAJNIK; BRIDLE, 1992) e epicondilite lateral (PARDINI JUNIOR; SOUZA, 2002; STRUIJS et al., 2004).

As órteses foram confeccionadas com o punho posicionado em um ângulo de 15° de extensão, de forma que todas as demais articulações do membro superior permanecessem livres. Essa escolha teve como base os estudos de Stern (1996), Callinan (1999) e Bulthaup, Cipriani III e Thomas (1999), que preconizaram a utilização de tal ângulo para avaliar a eficácia, no longo prazo, do uso da órtese de punho em pacientes com diversas desordens do sistema neuromusculoesquelético. Além disso, como mencionam Jansen, Olson e Hasson (1997), o ângulo de 15° é ideal para que os pacientes, quando em uso de órtese, sejam capazes de manter suas atividades diárias, tanto de trabalho quanto de lazer.

Os dispositivos foram confeccionados na posição prescrita, tomando-se todo o cuidado para que as pregas palmar média, palmar distal e tenar ficassem livres, a fim de não impedir os movimentos do polegar e dos demais dedos durante a realização dos testes. O comprimento da órtese foi definido

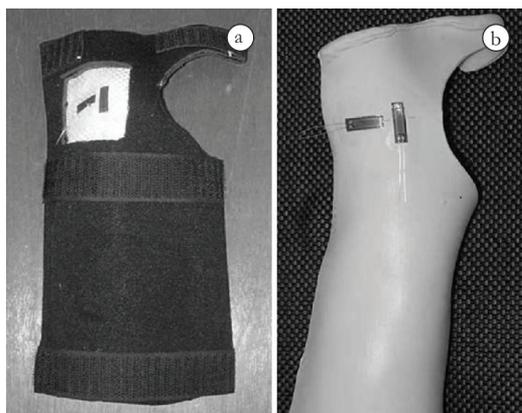


Figura 1. Órteses de extensão de punho: (a) material compósito; (b) material termomoldável.

como proposto por Jansen, Olson e Hasson (1997). Manteve-se a órtese fixada ao segmento corporal por meio de faixas de velcro posicionadas no dorso da mão, no punho e no terço proximal do antebraço.

Os voluntários foram convidados a participar de nova sessão para avaliação da função manual. A avaliação da função manual foi iniciada com os participantes submetendo-se ao Teste de Força de Preensão e ao Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor (J-T), nessa ordem, em três situações: sem o uso da órtese (SO), com o uso de órtese de compósito sanduíche (EX) e com uso de órtese de Ezeform® (EZ). A definição da sequência de teste – isto é, sem ou com uso da órtese – foi por sorteio.

Um dinamômetro Jamar® foi empregado para medir a força de preensão manual. Para tanto, o indivíduo permaneceu sentado, mantendo o ombro aduzido, o cotovelo fletido em 90° e o antebraço e o punho em posições neutras. Todos os participantes foram instruídos a, sem movimentos rápidos e bruscos, aplicar a força de forma suave. No presente estudo considerou-se como aceitável a extensão do punho até, no máximo, 30° durante a execução da força máxima, como preconizado pela ASHT (AMERICAN..., 1992) e pela SBTM (SOCIEDADE..., 2005). Em atendimento à recomendação da ASHT (AMERICAN..., 1992), considerou-se a segunda posição de pega do dinamômetro. Essa posição também foi utilizada por Fernandes et al. (2011) no estudo de correlação de força de preensão e variáveis antropométricas. Foram realizadas três medições, registradas em kgf, sendo considerado o resultado final a média aritmética das medidas encontradas. Segundo a ASHT (AMERICAN..., 1992), o resultado obtido pode ser comparado com a extremidade contralateral ou mediante comparação longitudinal dos valores específicos de cada um dos participantes. Neste estudo, cada participante constituiu sua própria referência.

O Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor (J-T) é padronizado (STERN, 1992; HACKEL et al., 1992) e compõe-se de sete subtestes funcionalmente orientados, a saber: (1) escrever, (2) virar cartas, (3) pegar objetos pequenos, (4) alimentar-se, (5) empilhar blocos, (6) pegar objetos grandes e leves e (7) pegar objetos grandes e pesados. Segundo Jebsen et al. (1969) e Stern, Sines e Teague (1994), esses subtestes são utilizados para estimular atividades funcionais, manuais e unilaterais. Foi escolhido por permitir obter uma medida objetiva de tarefas padronizadas e avaliar a função da mão comumente usada em atividades de vida diárias (AVDs) (CARLSON;

TROMBLY, 1983; JEBSEN et al., 1969; STERN; SINES; TEAGUE, 1994).

Durante a realização do J-T, cada participante permaneceu sentado em uma cadeira de, aproximadamente, 46 cm de altura, de frente para uma mesa de 80 cm de altura, em uma sala bem iluminada. Os sete subtestes foram propostos aos participantes sempre na mesma sequência (JEBSEN et al., 1969) e realizados apenas com a mão dominante.

Para assegurar acurácia ao teste e consistência aos procedimentos dos participantes, antes de cada sessão, instruções gerais foram feitas pelo avaliador, a fim de dirimir quaisquer dúvidas. O voluntário recebeu as orientações de, ao comando do avaliador, dar início ao teste imediatamente e de realizar a tarefa tão rapidamente quanto possível, buscando executá-la o mais proximamente possível do modo como desempenha o mesmo tipo de atividade no dia a dia. Em caso de erro, por exemplo, deixar cair uma peça, distrair-se ou confundir-se, promovia-se a devida correção e o procedimento era imediatamente repetido (JEBSEN et al., 1969). O tempo necessário para realizar cada subteste foi cronometrado. Os tempos registrados, com os valores obtidos por cada participante em cada uma das condições de teste, foram comparados.

2.3 Análise estatística

Realizou-se a análise inferencial com base na média dos resultados da força de preensão e do tempo gasto para realização dos subtestes do JT sem e com as órteses de compósito e de Ezeform[®]. Os resultados obtidos sem uso de órtese foram comparados aos

obtidos com uso da órtese de compósito e da órtese de Ezeform[®], cujos resultados também foram comparados entre si. Todas as observações feitas tiveram sua significância avaliada estatisticamente. O Teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para verificar a distribuição normal dos dados e o Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para avaliar a significância dos dados obtidos na comparação dos grupos. Em todas as análises empregou-se o *software* estatístico SPSS for Windows versão 13.0, 2004, e considerou-se um nível de significância alpha igual a 0,05.

3 Resultados

A Tabela 1 apresenta os resultados da análise inferencial feita para a medida da força de preensão nas três condições experimentais e a Tabela 2 apresenta o resultado obtido por meio do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para essa mesma variável.

Os resultados indicaram que o uso da órtese, de compósito sanduíche ou de Ezeform[®], reduziu a força de preensão dos participantes. A diferença entre o valor da força de preensão obtido com a mão livre e com qualquer das órteses testadas foi significativa ($p = 0,001$). A força de preensão sem o uso de órtese foi 33,7% maior que a obtida com uso da órtese de Ezeform[®] e 30,7% maior que a obtida com o uso da órtese de compósito sanduíche.

Com relação ao tempo gasto na realização das tarefas que compõem o JT, a Tabela 3 apresenta a média do tempo gasto na realização de cada subteste, obtido com e sem o uso das órteses, e a Tabela 4 apresenta o resultado obtido por meio do

Tabela 1. Valores médios e desvio padrão da variável força de preensão.

| Condição | Força de preensão (em kg) | | |
|--|---------------------------|-------|---------------|
| | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 30,87 | 8,24 |
| Com uso da órtese de Ezeform [®] (EZ) | 26 | 20,46 | 5,76 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 21,39 | 11,22 |

Tabela 2. Valor p do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon obtidos na força de preensão sem uso de órtese e com uso de ambas as órteses.

| Condições | Força de preensão (em kg) | |
|---|---------------------------|---------|
| | Diferença média | Valor p |
| Sem uso de órtese × Com uso da órtese de Ezeform [®] | 10,41 | 0,001* |
| Sem uso de órtese × Com uso da órtese experimental | 9,48 | 0,001* |
| Órtese de Ezeform [®] × Órtese experimental | -0,93 | 0,827 |

*Diferença considerada significativa.

Tabela 3. Índices médios e desvio padrão do tempo gasto para a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.

| Escrever (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
|---|----------|--------------|----------------------|
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 12,36 | 2,67 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 15,01 | 3,45 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 14,45 | 3,51 |
| Virar cartas (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 6,56 | 1,87 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 10,05 | 2,97 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 9,14 | 2,72 |
| Pegar objetos pequenos (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 7,33 | 1,55 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 10,51 | 2,31 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 9,76 | 2,03 |
| Alimentar-se (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 8,13 | 1,76 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 11,39 | 2,76 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 10,11 | 2,02 |
| Empilhar blocos (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 4,77 | 1,25 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 6,67 | 2,09 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 6,2 | 1,63 |
| Pegar objetos leves (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 4,96 | 1,24 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 6,85 | 2 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 6,05 | 1,58 |
| Pegar objetos pesados (em segundos) | n | Média | Desvio padrão |
| Sem uso de órtese (SO) | 26 | 5,39 | 1,31 |
| Com uso da órtese de Ezeform® (EZ) | 26 | 7,2 | 2,21 |
| Com uso da órtese experimental (EX) | 26 | 6,57 | 1,95 |

Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para essa mesma variável.

Este estudo aponta um aumento do tempo para a realização das tarefas que variou entre 1,81 e 3,49 segundos para a órtese de Ezeform® e de 1,09 a 2,57 segundos para a órtese de compósito. Os resultados apontaram diferenças significativas ($p = 0,001$) na comparação entre os resultados obtidos com o J-T sem e com o uso de órteses. Na comparação dos tempos gastos na realização dos testes com a órtese de Ezeform® e a órtese de compósito não se observaram diferenças significativas, exceto para os subtestes alimentar-se ($p = 0,01$), pegar objetos leves ($p = 0,01$) e pegar objetos pesados ($p = 0,01$).

4 Discussão

Com relação à medida de força de preensão, a literatura registra os dados normativos relativos à força de preensão levando em consideração a mão

dominante, a idade e o sexo dos indivíduos. Segundo Mathiowetz et al. (1985) e Fernandes et al. (2011), a força média de preensão está geralmente entre 23 e 27 kgf para mulheres e em 45 kgf para os homens, enquanto que a SBTM (SOCIEDADE..., 2005) indica média de 44,2 kgf para homens e 31,6 kgf para mulheres. Considerando que a amostra deste estudo foi composta, em sua maioria, por mulheres (73,1%), ao se comparar a força média de preensão obtida com a mão livre (30,87 kgf) por essa população com os dados normativos observa-se que a média encontrada, neste estudo, está ligeiramente abaixo (2,3%) da média feminina proposta pela SBTM (SOCIEDADE..., 2005) e 14,3% acima da média proposta por Mathiowetz et al. (1985).

A redução da força de preensão com o uso de órtese também foi observada em outros estudos encontrados na literatura. A redução da força de preensão encontrada neste estudo foi semelhante à observada por Stern (1991) para a mão livre de

Tabela 4. Valor p do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon obtidos na comparação entre tempos gastos sem uso de órtese e com uso de ambas as órteses.

| Sem uso de órtese × Com uso da órtese de Ezeform® | Diferença média | Valor p |
|--|-----------------|---------|
| Força de preensão (em kg) | 10,41 | 0,001* |
| Escrever (em segundos) | -2,65 | 0,001* |
| Virar cartas (em segundos) | -3,49 | 0,001* |
| Pegar objetos pequenos (em segundos) | -3,18 | 0,001* |
| Alimentar-se (em segundos) | -3,27 | 0,001* |
| Empilhar blocos (em segundos) | -1,9 | 0,001* |
| Pegar objetos leves (em segundos) | -1,89 | 0,001* |
| Pegar objetos pesados (em segundos) | -1,81 | 0,001* |
| Sem uso de órtese × Com uso da órtese experimental | Diferença média | Valor p |
| Força de preensão (em kg) | 9,48 | 0,001* |
| Escrever (em segundos) | -2,09 | 0,001* |
| Virar cartas (em segundos) | -2,57 | 0,001* |
| Pegar objetos pequenos (em segundos) | -2,43 | 0,001* |
| Alimentar-se (em segundos) | -1,99 | 0,001* |
| Empilhar blocos (em segundos) | -1,43 | 0,001* |
| Pegar objetos leves (em segundos) | -1,09 | 0,001* |
| Pegar objetos pesados (em segundos) | -1,18 | 0,001* |
| Órtese de Ezeform® × Órtese experimental | Diferença média | Valor p |
| Força de preensão (em kg) | -0,93 | 0,827 |
| Escrever (em segundos) | 0,56 | 0,159 |
| Virar cartas (em segundos) | 0,92 | 0,179 |
| Pegar objetos pequenos (em segundos) | 0,75 | 0,067 |
| Alimentar-se (em segundos) | 1,28 | 0,01* |
| Empilhar blocos (em segundos) | 0,47 | 0,141 |
| Pegar objetos leves (em segundos) | 0,8 | 0,01* |
| Pegar objetos pesados (em segundos) | 0,63 | 0,01* |

*Diferença considerada significativa.

indivíduos sem problemas neuromusculares (31 kgf), porém não há concordância com relação à força obtida com o uso de órtese (aproximadamente 25 kgf). Neste estudo, o valor da força de preensão obtido com o uso de órtese, experimental ou de Ezeform®, apresentou-se mais compatível com a força de preensão observada em indivíduos com artrite reumatóide com mão livre (21,33 kgf) e com a mão imobilizada (19,36 kgf). Note-se, porém, que a diferença observada entre a força de preensão com a mão livre e com a imobilização para indivíduos com artrite reumatóide é muito menor (9%) do que a diferença observada neste estudo (30%). Em indivíduos sem qualquer alteração do membro superior, como foi o caso dos participantes deste estudo, a órtese foi o fator que interferiu diretamente no resultado da força de preensão, enquanto que a menor diferença para a artrite reumatóide está relacionada com o próprio processo da doença, que causa deterioração dos tecidos moles e articulares,

com conseqüente implicação na força, mesmo na condição livre.

A redução de força também pode ser associada a outros fatores, como o ângulo utilizado para a imobilização da articulação do punho e o material utilizado na confecção da órtese. Com relação ao ângulo de imobilização do punho, neste estudo as órteses foram moldadas para manter o punho imobilizado em um ângulo de 15° de extensão, conforme proposto por Jansen, Olson e Hasson (1997). Segundo este autor, essa angulação é considerada ótima para permitir a realização das atividades diárias, de trabalho e lazer sem, no entanto, levar em consideração a medida da força de preensão.

Quanto ao melhor posicionamento do punho de modo a favorecer a força de preensão, não se encontra uma definição na literatura, porém pode-se perceber que a extensão da articulação do punho é condição essencial para isso. De acordo com Carlson e Trombly (1983), com um ângulo de 30 a 35° de

extensão da articulação ocorre um aumento da força de preensão. O que explica por, nessa angulação, os flexores dos dedos estarem alongados e colocados na posição mais favorável de seu comprimento-tensão. Em extremos de movimentos, a vantagem mecânica dos tendões flexores dos dedos é reduzida, diminuindo sua força. Dessa forma, o posicionamento do punho em 15° de extensão, como utilizado neste estudo, pode ter implicado em alongamento insuficiente dos flexores dos dedos, não os colocando na posição mais propícia de seu comprimento-tensão, prejudicando a força de preensão e contribuindo para a redução observada. No estudo de Van Petten e Ávila (2010) foi observado que o uso de órtese com ângulo de imobilização do punho a 15° de extensão interfere na ativação elétrica de flexores e extensores do punho e, conseqüentemente, na força de preensão. Assim, sugere-se que o ângulo de imobilização do punho, para favorecer a força de preensão manual, seja superior a 15° de extensão.

Neste estudo, o uso da órtese experimental implicou em menor redução da força de preensão, embora não estatisticamente significativa, em relação à órtese de termomoldável. Esse fato pode indicar que a órtese experimental ofereceu maior acomodação do dispositivo ao segmento corporal e maior conforto ao paciente, facilitando a pega do dinamômetro. Pode-se supor que o material utilizado para a confecção da órtese é um fator contribuinte para a redução da força de preensão. É importante ressaltar que, embora a redução na força de preensão com o uso de órtese seja estatisticamente significativa, ela pode não ser clinicamente importante. Cabe avaliar se a redução da força de preensão observada significaria grande redução da função no cotidiano.

Com relação ao uso funcional da mão, este estudo aponta para um aumento do tempo gasto para a realização das tarefas. O aumento do tempo para a realização do teste J-T também foi detectado em outros estudos. Jebsen et al. (1969) apresentaram em seu estudo a média de tempo utilizado por indivíduos (mão dominante) sem alteração do membro superior, de diferentes idades, na realização dos diferentes subtestes, e os resultados desse estudo não são coincidentes com os aqui observados. Neste estudo, os resultados encontrados com a mão livre foram superiores ao padrão proposto por Jansen, Olson e Hasson (1997). Considerando que os procedimentos para a realização dos testes foram os mesmos, sugere-se que essa diferença esteja relacionada com o tipo de população investigada e com a amostra em termos de gênero.

Carlson e Trombly (1983) observaram um aumento menor que dois segundos, considerado

estatisticamente significativo, no tempo de execução das tarefas, em todos os subtestes, com o punho imobilizado em relação à condição livre. Nota-se uma diferença entre os resultados deste estudo e os apontados por Carlson e Trombly (1983). Essa diferença pode estar relacionada ao ângulo de imobilização do punho. Além disso, esses autores ofereceram tempo de treinamento e familiarização com o teste, o que não ocorreu aqui. Pode-se ainda considerar que embora o participante não tenha sido treinado, como ele realizava o teste três vezes consecutivas, na terceira execução poder-se-ia esperar que o tempo para a realização das tarefas fosse menor e mais próximo daquele obtido com a mão livre. No entanto, essa situação foi observada em apenas 11 dos 26 participantes. Portanto, os resultados deste estudo não são conclusivos sobre esse aspecto.

Os resultados também sugerem uma associação entre o aumento do tempo de execução e o tipo de atividade. Nota-se que o maior aumento de tempo ocorreu em atividades que exigiam maior manipulação dos objetos e pinça-fina, como virar cartas, pegar objetos pequenos e simular a alimentação. Como essas atividades exigem maior flexão de punho e dedos, a órtese funcionou como um obstáculo ao movimento, sendo necessária a utilização de outros movimentos e grupos musculares, ou seja, movimentos compensatórios para a execução da tarefa e, conseqüentemente, aumento de tempo para a sua realização.

Com relação ao tempo para realização das tarefas, o material utilizado para confecção da órtese também foi um fator contribuinte. Observou-se que com o uso da órtese experimental o aumento do tempo para a realização das tarefas foi menor do que com o uso da órtese de Ezeform[®]. Essa diferença foi significativa ($p = 0,01$) apenas para as atividades de alimentação, pegar objetos leves e pesados. Ao que parece, a órtese de compósito exige menos movimentos compensatórios. Além disso, o peso do dispositivo também pode ter desempenhado um papel importante, pois ele pesava 43% menos que a órtese de Ezeform[®], minimizando a exigência mecânica das estruturas envolvidas na movimentação do membro superior.

É difícil avaliar se o aumento do tempo de execução das tarefas com o uso de órtese de punho traduz-se em grande desvantagem na realização de atividades do cotidiano. Pode-se supor que se esse aumento do tempo aplicar-se a tarefas que necessitam de longos períodos para sua realização ou se esse pequeno aumento de tempo for adicionado a todas as tarefas durante o dia, o desempenho da pessoa no cotidiano sofrerá um grande impacto. Entretanto,

deve-se ponderar que, na maioria das vezes, esses dispositivos são de uso temporário. Dessa forma, ainda que representassem um prejuízo para a função manual, como previsto por Carlson e Trombly (1983), esse seria momentâneo, podendo a função manual ser retomada após sua retirada, como demonstra o estudo de Garros, Gagliardi e Guzzo (2010), que observaram melhora na função manual de pacientes com mão espástica após tratamento com órteses.

5 Conclusão

Os achados deste estudo indicam que o uso de órtese interfere na função manual e na força de preensão no que se relaciona ao tempo para a realização das tarefas e à redução da força de preensão. Contudo, essa alteração pode não impede a sua execução. Deve-se, porém, questionar o impacto dessa alteração em atividades que, para serem realizadas, exigem tempo mais prolongado ou grande percentual de força de preensão.

Outra conclusão relevante deste estudo diz respeito à influência do tipo de material usado na confecção da órtese sobre a função manual e a força de preensão. Ressalta-se que se comparada com a órtese de Ezeform[®], a órtese de material compósito foi a que menos interferiu nesses aspectos. Portanto, a escolha do tipo de material para a confecção da órtese constitui fator fundamental no dia a dia do terapeuta.

Referências

AMERICAN SOCIETY OF HAND THERAPISTS - ASHT. *Clinical assessment recommendations*. Chicago: ASHT, 1992.

BREGER-LEE, D. E. Objective and subjective observations of low-temperature thermoplastic materials. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, v. 8, n. 2, p. 138-143, 1995.

BULTHAUP, S.; CIPRIANI III, D. J.; THOMAS, J. J. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 53, n. 5, p. 434-40, 1999. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.53.5.434>

CALLINAN, N. Clinical Interpretation of "an electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function". *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 53, n. 5, p. 441-44, 1999. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.53.5.441>

CARLSON, J. D.; TROMBLY, C. A. The effect of wrist immobilization on performance of Jebsen hand function test. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 37, n. 3, p. 167-75, 1983. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.37.3.167>

CARMICK, J. Use of neuromuscular electrical stimulation and a dorsal wrist to improve the hand function of child with spastic hemiparesis. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 77, n. 6, p. 661-71, 1997.

COHEN, J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2nd ed. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates Publishers, 1988.

COOK, A.; HUSSEY, S. *Assistive Technology: principles and practice*. Saint Louis: Mosby, 1995.

COURTS, R. B. Splinting for symptoms of Carpal Tunnel Syndrome during pregnancy. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, v. 8, n. 1, p. 31-34, 1995. [http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130\(12\)80154-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130(12)80154-2)

FERNANDES, L. F. R. M. et al. Correlações entre força de preensão manual e variáveis antropométricas da mão de jovens adultos. *Fisioterapia e Pesquisa*, São Paulo, v. 18, n. 2, p. 151-156, 2011. <http://10.1590/S1809-29502011000200009>

FESS, E. E. A history of splinting: a understand the present, view the past. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, n. 15, p. 97-132, 2002.

FESS, E. E. Splints: mechanics versus convention. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, v. 8, n. 2, p. 124-130, 1995. [http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130\(12\)80309-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130(12)80309-7)

FEUERSTEIN, M. et al. Clinical Management of Carpal Tunnel Syndrome: A 12-year review of outcomes. *American Journal of Industrial Medicine*, Malden, v. 35, n. 3, p. 232-245, 1999. [http://dx.doi.org/10.1002/\(SICI\)1097-0274\(199903\)35:3<232::AID-AJIM3>3.0.CO;2-G](http://dx.doi.org/10.1002/(SICI)1097-0274(199903)35:3<232::AID-AJIM3>3.0.CO;2-G)

GARROS, D. S. C.; GAGLIARDI, R. J.; GUZZO, R. A. R. Evaluation of performance and personal satisfaction of the patient with spastic hand after using a volar dorsal orthosis. *Arquivos de Neuropsiquiatria*, São Paulo, v. 68, n. 3, p. 385-389, 2010. <http://dx.doi.org/10.1590/S0004-282X2010000300011>

HACKEL, M. E. et al. Changes in hand function in the aging adult as determined by the Jebsen Test of hand function. *Physical Therapy*, Alexandria, v. 72, n. 5, p. 372-77, 1992.

HAMMEL, J.; LAI, J. S.; HELLER, T. The impact of assistive technology and environmental interventions on function and living situation status with people who are ageing with developmental disabilities. *Disability and Rehabilitation*, Ipswich, v. 24, n. 1-3, p. 93-105, 2002. <http://dx.doi.org/10.1080/09638280110063850>

JANSEN, C. W. S.; OLSON, S. L.; HASSON, S. M. The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface electromyography of wrist extensors in normal subjects. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, v. 10, n. 4, p. 283-89, 1997. [http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130\(97\)80043-9](http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130(97)80043-9)

JEBSEN, R. H. et al. An objective and standardized test of hand function. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Philadelphia, v. 50, n. 6, p. 311-319, 1969.

JOHANSSON, L.; BJÖRING, G.; HÄGG, G. M. The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Applied Ergonomics*, Chicago, v. 35, n. 2, p. 129-36,

2004. PMID:15105074. <http://dx.doi.org/10.1016/j.apergo.2003.11.004>
- KRAJNÍK, S. R.; BRIDLE, M. J. Hand splinting in quadriplegia: current practice. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 46, n. 2, p. 149-155, 1992. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.46.2.149>
- LI, Z. M.; ZATSIORSKY, V. M.; LATASH, M. L. The influence of wrist position on individual forces during forceful grip. *Journal of Hand Surgery*, Chicago, v. 27A, n. 5, p. 886-896, 2002. <http://dx.doi.org/10.1053/jhsu.2002.35078>
- MATHIOWETZ, V. et al. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Virginia, v. 66, n. 2, p. 69-74, 1985.
- PARDINI JUNIOR, A.; SOUZA, J. M. G. *Clínica Ortopédica – O cotovelo*. Belo Horizonte: Editora Médica e Científica Ltda, 2002. PMID:14647813 PMCID:PMC339563.
- RODRIGUES, A. M. V. N. *Desenvolvimento de compósito sanduíche para confecção de órteses e o efeito da órtese de compósito na função manual e na ativação dos músculos do antebraço*. 2007. 155 p. Tese (Doutorado em Engenharia Mecânica)-Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia, Belo Horizonte, 2007.
- SOCIEDADE BRASILEIRA DE TERAPEUTAS DA MÃO - SBTM. *Recomendações para avaliação do membro superior*. Joinville: SBTM, 2005.
- STERN, E. B. Wrist extensor orthoses: dexterity and grip strength across four styles. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 45, n. 1, p. 42-49, 1991. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.45.1.42>
- STERN, E. B. Stability of the Jebsen-Taylor Hand Function Test across three test sessions. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 46, n. 7, p. 647-649, 1992. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.46.7.647>
- STERN, E. B.; SINES, B.; TEAGUE, T. R. Commercial wrist extensor orthoses. Hand function, confort and interferences across five styles. *Journal of Hand Therapy*, New Jersey, v. 7, n. 4, p. 237-244, 1994. [http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130\(12\)80242-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0894-1130(12)80242-0)
- STERN, E. B. Grip strength and finger dexterity across five styles of commercial wrist orthoses. *American Journal of Occupational Therapy*, Bethesda, v. 50, n. 1, p. 32-38, 1996. <http://dx.doi.org/10.5014/ajot.50.1.32>
- STRUIJS, P. A. A. et al. Conservative Treatment of Lateral Epicondylitis. *American Journal of Sports Medicine*, Thousand Oaks, v. 32, n. 2, p. 462-69, 2004. <http://dx.doi.org/10.1177/0095399703258714>
- TROMBLY, C. A. *Terapia Ocupacional para disfunções físicas*. 5. ed. São Paulo: Santos Livraria Editora. 2005.
- VAN PETTEN, A. M. V. N.; ÁVILA, A. F. Efeito do uso da órtese de punho na ativação da musculatura flexora e extensora do punho. *Revista Brasileira de Otorrinolaringologia*, São Paulo, v. 45, n. 1, p. 73-80, 2010.

Contribuição dos Autores

Adriana Maria Valladão Novais Van Petten: concepção do texto manuscrito, organização de fontes e/ou análises, redação do texto, revisão. Antônio Ferreira Ávila: redação do texto, revisão. Cynthia Girundi da Silva e Lima: organização de fontes, análise e revisão do texto.

Notas

¹ Financiamento: Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) Processos nº 550256/2007-5 e 471585/2004-1.