

Influência da órtese estática de punho na atividade muscular e amplitude de movimento de ombro e cotovelo durante uma tarefa funcional: estudo biomecânico

Influence of static wrist orthosis on muscle activity and shoulder and elbow range of motion during a functional task: a biomechanical study

Influencia de la ortesis estática de puño en la actividad muscular y la amplitud de movimiento de hombro y codo durante una tarea funcional: el estudio biomecánico

André David Gomes¹, Flávia Pessoni Faleiros Macedo Ricci², Ana Carolina Zampar¹, Paulo Roberto Pereira Santiago², Marisa de Cássia Registro Fonseca^{1,2}

RESUMO | As órteses são recursos terapêuticos indicados para proteger, corrigir deformidades ou auxiliar em certas funções; porém, seu uso pode acarretar compensações proximais no ombro. O objetivo deste estudo é avaliar a influência da órtese estática dorsal do punho, em 30° de extensão na biomecânica do ombro e cotovelo, em 25 voluntários assintomáticos durante uma tarefa funcional. Os dados da amplitude de movimento e ativação muscular foram adquiridos de forma sincronizada e simultânea durante parte do teste funcional Elui, que simula alimentação, dividida em alcance, deslocamento e liberação, de uma jarra, nas condições sem e com órtese. Para possibilitar a comparação entre os diferentes sujeitos e músculos, os dados foram analisados pela integral do sinal EMG de cada músculo e, para análise cinemática, foram construídos sistemas de coordenadas de marcadores pré-definidos. Os sinais captados foram filtrados e processados por um *software* personalizado, e utilizou-se o teste t para amostras pareadas – *software* SPSS, $p < 0,05$. Notou-se um aumento significativo da ativação dos músculos deltoide anterior e peitoral maior na fase de alcance, e trapézio superior, deltoide anterior e posterior na fase de liberação com a órtese. A cinemática mostrou aumento significativo na amplitude de movimento na abdução do ombro, flexão do cotovelo e pronação do antebraço na fase de deslocamento, e dos movimentos extensão do ombro e flexão do cotovelo na fase de liberação. Nossos achados sugerem que o uso da órtese estática do punho durante a execução de uma tarefa

pode acarretar compensações, com predomínio da ativação dos músculos mais proximais do membro superior.

Descritores | Atividades Cotidianas; Eletromiografia; Fenômenos Biomecânicos; Extremidade Superior; Aparelhos Ortopédicos.

ABSTRACT | Orthoses are therapeutic resources that are appropriate to protect and remedy deformities or to help in the performance of certain functions; however, its use may lead to proximal compensations in the shoulder. Thus, this study aims to evaluate the influence of dorsal static 30° extension orthoses on the shoulder and elbow biomechanics in 25 asymptomatic individuals during a functional task. The range of motion and muscle activation was collected by simultaneous and synchronized analysis during the Elui functional test related to feeding, under the conditions with and without the orthosis. In order to allow a comparison of the different subjects and muscles, the data were analyzed by EMG signal of each muscle and, for kinematic analysis, pre-defined marker coordinate systems were constructed. The captured signals were filtered and processed by custom software, and the t-test for paired samples, SPSS® software, $p < 0,05$, was used. We found significant increase in activation of the anterior deltoid and pectoralis major muscle in the reach phase and upper trapezius, anterior and posterior deltoid in the release phase with the orthosis. The kinematic analysis showed a significant increase in the range of motion of shoulder abduction

Estudo desenvolvido na Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

¹Graduação em Fisioterapia pela Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

²Programa de Pós-Graduação em Reabilitação e Desempenho Funcional da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (USP) – Ribeirão Preto (SP), Brasil.

Endereço para correspondência: Marisa de Cássia Registro Fonseca – Rua Alberto Coselli, 445 – Ribeirão Preto (SP), Brasil – CEP: 14096-210 – E-mail: marisa@fmrp.usp.br – Fonte de financiamento: Bolsa de Iniciação Científica Fapesp Protocolo nº 2015/09728-2 – Conflito de interesse: Nada a declarar – Apresentação: 4 out. 2016 – Aceito para publicação: 19 dez. 2017 – Aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP – USP) sob o parecer nº 777.193.

movements, elbow flexion and pronation in the displacement phase and shoulder extension and elbow flexion movements in the release phase. Our findings suggest that the use of static wrist orthosis while performing a task can lead to compensations, with predominant activation of more proximal muscles of the upper limb.

Keywords | Activities of Daily Living; Electromyography; Biomechanical Phenomena; Upper Extremity; Orthotic Devices.

RESUMEN | Las ortesis son recursos terapéuticos indicados para proteger, corregir deformidades o auxiliar en ciertas funciones; sin embargo, su uso puede acarrear compensaciones proximales en el hombro. El objetivo de este estudio, entonces, es evaluar la influencia de la ortesis estática dorsal del puño, en 30° de extensión en la biomecánica del hombro y codo, en 25 voluntarios asintomáticos durante una tarea funcional. Los datos de la amplitud de movimiento y de la activación muscular han sido adquiridos de manera sincronizada y simultánea durante parte de la prueba funcional Elui, que simula la alimentación, dividida en alcance, desplazamiento y liberación, de un jarrón, en las condiciones sin y con ortesis. Para posibilitar la

comparación entre los distintos individuos y músculos, los datos han sido analizados por la integral de la señal EMG de cada músculo y, para el análisis cinemático, han sido construidos sistemas de coordenadas de marcadores predefinidos. Las señales captadas han sido filtradas y procesadas por un software personalizado, y se ha utilizado la prueba t para muestras pareadas – software SPS®, p<0,05. Se ha visto un incremento significativo de la activación de los músculos deltoide anterior y pectoral más grande en la etapa de alcance, y trapecio superior, deltoide anterior y posterior en la etapa de liberación con la ortosis. La cinemática ha mostrado incremento significativo en la amplitud de movimiento en la abducción del hombro, flexión del codo y pronación del antebrazo en la etapa de desplazamiento, y de los movimientos extensión del hombro y flexión del codo en la etapa de liberación. En nuestros hallazgos se sugieren que el uso de la ortosis estática del puño durante la ejecución de una tarea puede acarrear compensaciones, con predominio de la activación de los músculos más proximales del miembro superior.

Palabras clave | Actividades Cotidianas; Electromiografía; Fenómenos Biomecánicos; Extremidad Superior; Aparatos Ortopédicos.

INTRODUÇÃO

O membro superior é um segmento importante para o contato com o meio externo, sendo o sistema sensório-motor articular e os aferentes sensitivos periféricos essenciais para a adequada destreza nos movimentos, permitindo assim a realização das diversas atividades de vida diária (AVD)¹⁻³ como apreensão e manipulação de objetos, alimentação ou vestuário, dependendo diretamente da adequada estabilidade do punho⁴, representada principalmente pela ação sinérgica dos músculos extensores e flexores do punho e dedos^{5,6}. Durante a realização de uma tarefa funcional com os dedos, os estabilizadores do punho, cotovelo e ombro participam impedindo que ocorram movimentos compensatórios, estando, portanto, intimamente relacionados⁷.

Estudos biomecânicos por meio da eletromiografia de superfície e da cinemática têm sido utilizados para avaliações objetivas e quantitativas do membro superior^{8,9}. A eletromiografia avalia a atividade muscular do sistema musculoesquelético, e a análise cinemática, o movimento realizado sem levar em consideração as suas causas¹⁰.

Órteses são dispositivos terapêuticos indicados para estabilizar ou imobilizar, prevenir ou corrigir deformidade articular, proteger e auxiliar o processo cicatricial ou facilitar a função, podendo ter mais que

um objetivo^{11,12}. As órteses são recursos terapêuticos e, como tais, devem ser indicadas e prescritas com base em princípios anátomo-fisiológicos relacionados à doença ou disfunção, após avaliação individualizada dentro de um processo de reabilitação do paciente que apresente deficiência funcional ou algica específica. Podem ser pré-fabricadas ou confeccionadas sob medida, de diversos materiais termoplásticos de alta ou baixa temperatura, envolvendo um segmento ou uma ou mais articulações: volar, dorsal ou semicircular^{13,14}. Estudos demonstraram que seu uso durante as tarefas funcionais pode levar a alterações na qualidade e padrão do movimento em todo o membro superior, com compensações em termos de sobrecarga na musculatura proximal, quando comparado ao mesmo movimento sem o dispositivo¹⁵⁻¹⁸, aumentando o risco de lesões proximais compensatórias no ombro¹⁹. Foi demonstrado também que as órteses estáticas de punho em extensão inibem a ativação dos extensores do punho durante tarefas de apreensão dos dedos, desta maneira podendo ser indicadas em casos algicos específicos¹⁷. Porém não existem estudos que tenham realizado a análise simultânea das alterações na cinemática articular e da atividade eletromiográfica no membro superior em pessoas em uso de órtese de punho. Tais achados podem ajudar os profissionais da reabilitação a antecipar seus efeitos e orientar adequadamente os

pacientes que tenham indicação do uso desses dispositivos durante a realização de tarefas funcionais. Sendo assim, o objetivo deste estudo foi analisar e comparar a atividade eletromiográfica e a cinemática simultânea do ombro e cotovelo durante a realização de uma tarefa funcional com e sem o uso de órtese estática dorsal em extensão do punho.

METODOLOGIA

Este estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, sob Parecer nº 777.193. Todos os sujeitos que participaram do estudo assinaram um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido. O cálculo amostral foi realizado por meio do *software GraphPad StatMate*, utilizando-se o desvio padrão dos valores (μV) de atividade eletromiográfica do músculo extensor radial do carpo durante a realização de uma tarefa de preensão. Os dados foram obtidos em um estudo piloto realizado com 16 participantes. Para uma amostra com poder de 90%, colaboraram 25 voluntários.

Participantes

Foram convidados a participar do estudo 25 sujeitos saudáveis, de 18 a 35 anos, de ambos os sexos, com dominância à direita confirmada pelo inventário de dominância lateral de Edimburgo²⁰. Indivíduos com história prévia de trauma ou disfunções musculoesqueléticas em membros superiores, bem como aqueles com déficit cognitivo diagnosticado não foram incluídos.

Eletromiografia de superfície

O eletromiógrafo da marca *Delsys (Trigno Wireless System)* ajustado com uma frequência de aquisição de 2000Hz foi utilizado como instrumento de captação da ativação dos músculos estudados. O local da pele de colocação dos sensores de cada sensor passou por uma depilação e limpeza com álcool 70%. A fixação se deu por meio de adesivos dupla face fornecidos pelo próprio fabricante do equipamento. O posicionamento dos sensores seguiu as recomendações do projeto *Seniam (Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles)*, de forma que as barras paralelas dos sensores ficassem alinhadas perpendicularmente às fibras musculares.

Análise cinemática

Para a análise cinemática utilizou-se um sistema de captação de imagens 3D (*Nexus, Vicon Motion Systems Ltd*) composto por oito câmeras infravermelho, que captaram o movimento por meio do rastreamento de sete marcadores reflexivos passivos, os quais foram fixados na pele por fita dupla face (Figura 1). O protocolo de posicionamento dos marcadores foi definido a partir de um estudo piloto prévio e a localização dos marcadores em tronco, ombro e cotovelo foi baseada em um protocolo pré-estabelecido pelo próprio *software*. Para garantir o adequado rastreamento dos marcadores durante a execução do movimento, as câmeras do sistema de captação foram dispostas ao redor de todo o campo de coleta. Dessa forma, todos os marcadores foram rastreados independentemente dos utensílios utilizados para a execução do teste funcional dinâmico do membro superior, ou da mudança do seu posicionamento nos diferentes planos de movimentos, durante a tarefa analisada.

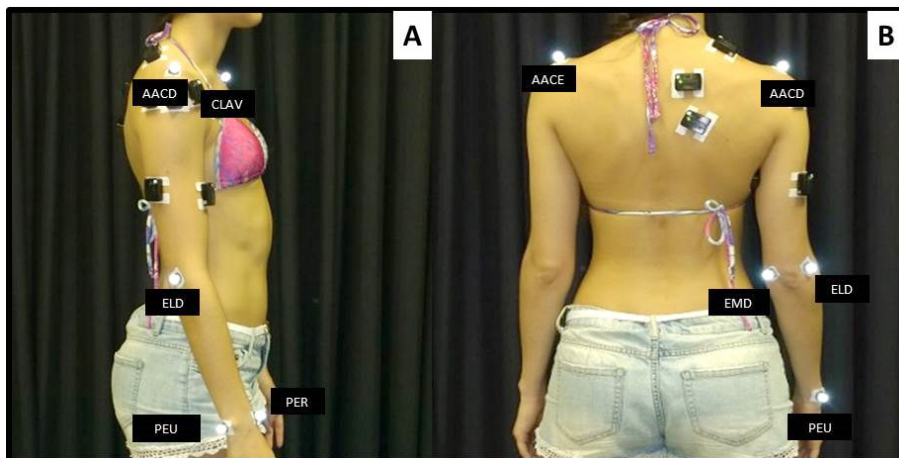


Figura 1. Posicionamento dos marcadores reflexivos

A: vista lateral; B: vista posterior; CLAV: incisura jugular do esterno; AACE: Articulação acrômio-clavicular esquerda; AACD: Articulação acrômio-clavicular direita; ELD: Epicôndilo lateral direito; EMD: Epicôndilo medial direito; PEU: Linha média do antebraço na direção do processo estilóide da ulna; PER: Linha média do antebraço na direção do processo estilóide do rádio.

A partir da análise cinemática foi possível obter as amplitudes de movimento articular de flexão, extensão, abdução e rotação interna do ombro, flexão, extensão do cotovelo, pronação e supinação.

Processamento dos sinais

O sistema *Trigno Wireless* permite uma integração com o *Vicon Motion Capture System*, de forma que tanto os dados eletromiográficos como os cinemáticos foram adquiridos de forma sincronizada e simultânea por meio do *software Vicon Nexus*. Após um pré-processamento realizado no mesmo *software* para adequar o formato dos dados exportados, o processamento dos sinais foi realizado *off-line* em programas personalizados no *software Matlab (The MathWorks)*.





O sinal bruto passou por um filtro de *Butterworth* de quarta ordem do tipo passa-banda com frequência de corte entre 10 e 500Hz. Para obter os envelopes lineares (iEMG), o sinal filtrado foi retificado e, na sequência, novamente filtrado por um *Butterworth* de 4ª do tipo passa-baixa de 15Hz. Assim, o iEMG correspondeu integral média de cada músculo dentro da janela de análise de interesse, possibilitando as posteriores comparações^{21,22}.

Para análise cinemática, os dados foram filtrados por meio da aplicação de um filtro *Butterworth* de 4ª ordem do tipo passa-baixa com frequência de corte de 5Hz. Posteriormente, construíram-se sistemas de coordenadas locais do tronco, braço e antebraço a partir dos sete marcadores pré-definidos e seguindo as recomendações da Sociedade Internacional de Biomecânica²³. Para a obtenção dos ângulos articulares foi

utilizada a convenção dos ângulos de Euler. Os movimentos foram descritos do segmento distal em relação ao segmento proximal seguindo a sequência de rotação Y-X-Y.

Tarefa

Foi selecionada uma tarefa funcional que simula atividade de vida diária relacionada à alimentação pertencente ao Teste Funcional do Membro Superior Elui – teste Elui²⁴. Esse é um teste funcional confiável de fácil aplicação e que permite testar a funcionalidade da mão e membro superior, sendo anotado o tempo em segundos para a realização de cada uma das sete tarefas, de maneira independente. A tarefa “despejar água” foi a escolhida, pois envolve preensão de dedos com estabilização do punho em extensão, associado ao deslocamento de uma carga, que consiste em deslocar uma jarra com um litro de água de um ponto da mesa e despejar o seu conteúdo em outra jarra, distante da primeira. Para realização da tarefa, o voluntário foi posicionado sentado, com a mão a ser testada sobre a mesa no lugar indicado e a outra mão permaneceu o tempo todo sobre a coxa esquerda. Após o comando “vai”, executou a sequência de movimentos composta por: pegar a jarra de plástico cheia, dar a volta na mesa, voltar e derramar a água na outra jarra, e por fim colocar a jarra vazia no local em que estava antes de começar a tarefa (Figura 2). Além dos marcadores posicionados no voluntário, também foram postos três marcadores na primeira jarra, a fim de rastrear seu deslocamento durante a execução da tarefa e com isso subdividi-la em etapas denominadas alcance, deslocamento e liberação da jarra para o processamento dos dados.

FASE 1	ALCANCE			
IMAGEM				
PRINCIPAIS ATIVIDADES	<ul style="list-style-type: none"> -Fase livre de carga -Flexão, adução e rotação externa de ombro -Extensão e supinação de cotovelo -Extensão e desvio ulnar de punho -Preensão para segurar a jarra 			

(continua)

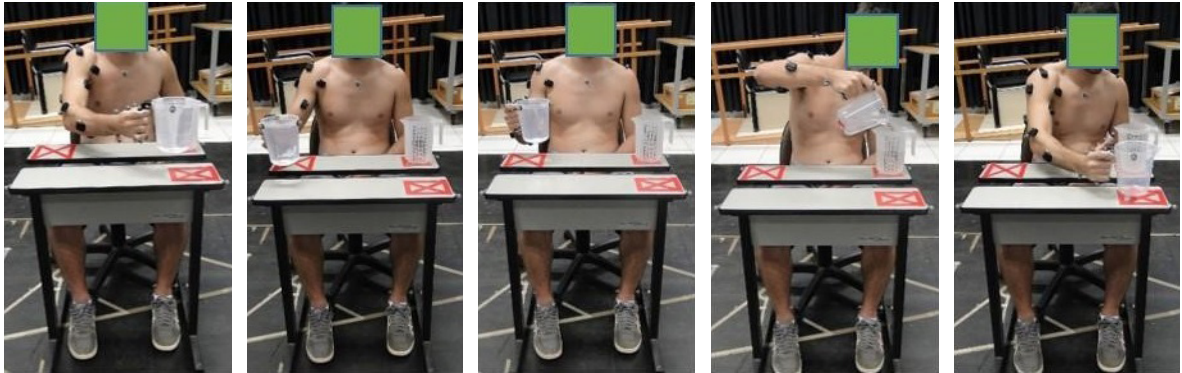

FASE 2	DESLOCAMENTO				
<p>IMAGEM</p>					
<p>PRINCIPAIS ATIVIDADES</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Fase com sustentação de carga (1L, que é o equivalente a 1kg) -Abdução e extensão de ombro (volta na mesa), seguidas de adução e rotação interna (despejar a água) -Flexão de cotovelo (volta na mesa), pronação (despejar a água) e extensão com supinação (posicionar a jarra de volta) -Extensão de punho e desvio radial mantidos -Despejar a água na jarra vazia 				
FASE 3	LIBERAÇÃO				
<p>IMAGEM</p>					
<p>PRINCIPAIS ATIVIDADES</p>	<ul style="list-style-type: none"> -Fase livre de carga -Extensão, abdução e rotação interna de ombro -Flexão e pronação de cotovelo -Punho em posição neutra de flexo-extensão e desvio ulnar -Retorno da mão à posição inicial 				

Figura 2. Posição inicial e as fases da execução da tarefa do teste Elui “Despejar água”: alcance, deslocamento e liberação

Órtese

A órtese dorsal do punho (Figura 3) da marca *Taylor*, 3,2mm, foi confeccionada em material termoplástico de baixa temperatura para moldagem e adaptada individualmente para cada voluntário por meio de três tiras de velcro ajustáveis, sendo a primeira na face volar da mão e as outras duas no antebraço. Os voluntários foram avaliados durante a realização da tarefa funcional em duas condições em ordem aleatória, com intervalo de 2 minutos: sem órtese e com órtese dorsal do punho em 30° de extensão. Tal angulação foi definida em estudos eletromiográficos prévios^{25,26}, como a de maior inibição muscular dos extensores do punho, porém permitindo a preensão dos dedos. A opção de confecção na face dorsal da mão e antebraço objetivou liberar a face palmar da mão para facilitar a preensão dos dedos durante a tarefa funcional.



Figura 3. Órtese estática em 30° de extensão do punho dorsal em termoplástico

Análise dos dados

O processamento dos dados, bem como o desenvolvimento dos gráficos foram realizados *off-line* em programas personalizados no *software Matlab (The MathWorks)*. Tanto a atividade muscular como as amplitudes de movimento foram comparadas entre as diferentes condições. Para a cinemática foi analisada a média dos valores máximos de cada movimento dentro de cada fase. Para análise dos dados eletromiográficos utilizou-se a média do valor da integral (iEMG) a partir do envoltório linear de cada músculo em cada fase e em cada condição. Para análise estatística, foi aplicado o teste t para amostras pareadas, após confirmação da normalidade dos dados pelo teste de *Shapiro-Wilk*, por meio do *software SPSS*. O nível de significância adotado foi $p < 0,05$.

RESULTADOS

O tempo de execução da tarefa “despejar água” do teste Elui²⁴ na condição sem órtese foi em média de $13,3 \pm 2,4$ segundos. A fase de alcance correspondeu a 11,31%, a fase de deslocamento a 77,43%, e a fase de

liberação a 11,23% do ciclo total da tarefa. Na condição com órtese, o tempo médio de execução da tarefa foi $14,6 \pm 3,1$ s, sendo que a fase de alcance correspondeu a 11,95%, a fase de deslocamento 77,15%, e a fase de liberação 10,89% do ciclo total da tarefa. Não houve diferença significativa em relação às condições com e sem órtese.

Na fase de alcance houve diferença considerável do valor médio da integral de ativação do músculo deltoide anterior (DA) ($87,93 \pm 17,22 \mu V$) na condição sem órtese, em relação ao DA ($99,23 \pm 27,00 \mu V$) na condição com órtese, e do músculo peitoral maior (PM) ($74,88 \pm 14,63 \mu V$) na condição sem órtese em relação ao PM ($85,27 \pm 25,44 \mu V$) na condição com órtese. Durante a análise da fase de deslocamento não houve diferenças significantes para nenhum dos músculos analisados. Na fase de liberação foram constatadas diferenças significantes para ativação dos músculos trapézio superior (TS) ($65,08 \pm 27,47 \mu V$) na condição sem órtese, quando comparado ao mesmo músculo na condição com órtese TS ($77,75 \pm 26,68 \mu V$), DA ($55,72 \pm 22,05 \mu V$) na condição sem órtese com relação à DA ($66,85 \pm 21,21 \mu V$) com órtese e Deltoide Posterior (DP) ($55,89 \pm 19,01 \mu V$) na condição sem órtese com relação à DP ($71,67 \pm 19,01 \mu V$) na condição com órtese (Gráfico 1).

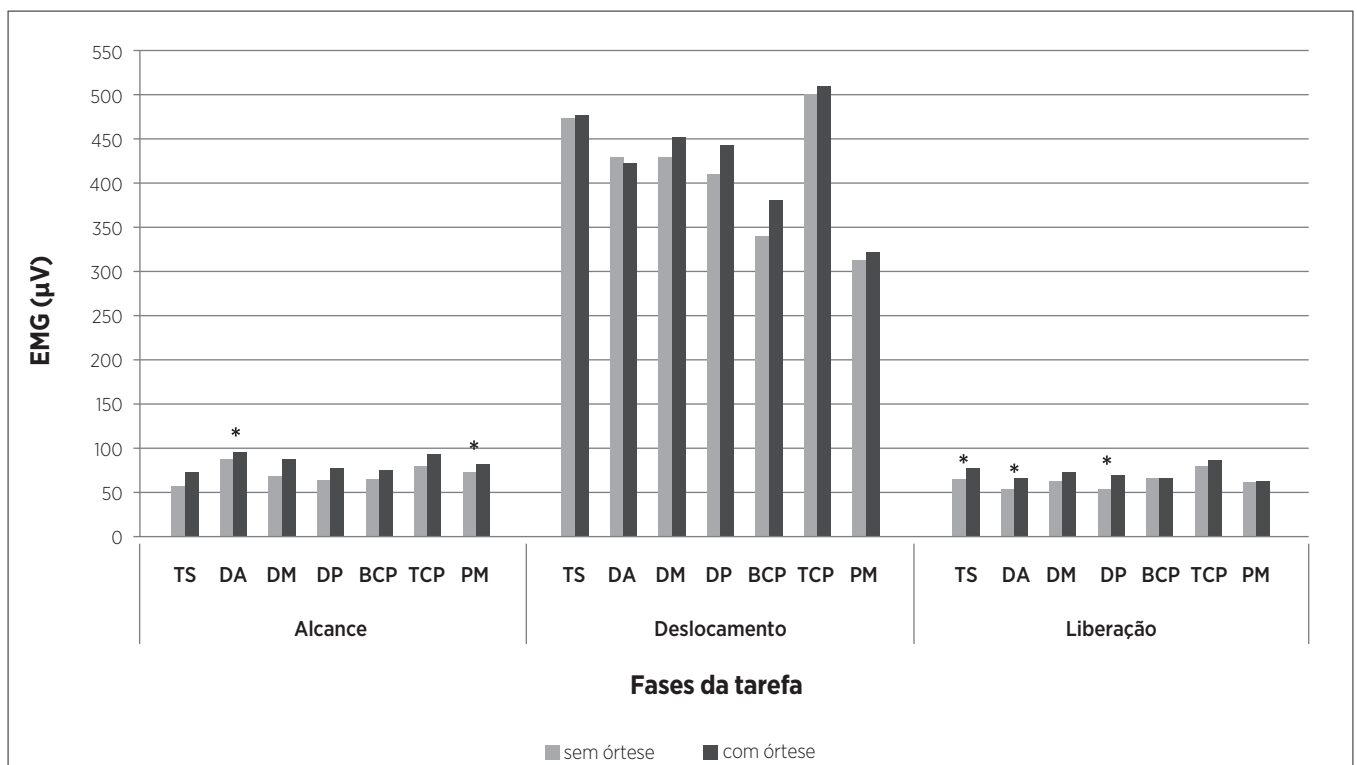


Gráfico 1. Média da integral de iemg de cada músculo, em cada fase, nas duas condições, com e sem órtese

*músculos com diferença significativa entre as condições ($p \leq 0,05$). TS: trapézio superior; DA: deltoide anterior; DM: deltoide médio; DP: deltoide posterior; BCP: bíceps braquial; TCP: tríceps braquial; PM: peitoral maior.

Na análise da cinemática foi verificada a média dos valores máximos de cada movimento dentro de cada fase. Durante a fase de alcance não foi encontrada nenhuma diferença expressiva nos movimentos analisados. Já na fase de deslocamento as diferenças significantes foram encontradas para os movimentos de abdução de ombro sem a órtese ($00,12 \pm 10,90^\circ$) em relação ao uso da órtese ($-4,46 \pm 10,69^\circ$), flexão de cotovelo sem a órtese ($110,58 \pm 7,94^\circ$) em relação

ao uso da órtese ($102,23 \pm 8,31^\circ$), e para pronação do cotovelo na condição sem órtese ($12,41 \pm 5,21^\circ$) em relação à condição com órtese ($10,33 \pm 5,68^\circ$). Já na fase de liberação houve uma diferença notável para os movimentos de extensão de ombro sem órtese ($2,79 \pm 16,68^\circ$) em relação à condição com órtese ($8,45 \pm 14,51^\circ$), e flexão de cotovelo na condição sem órtese ($98,11 \pm 8,70^\circ$) quando comparado à condição com órtese ($90,97 \pm 8,72^\circ$) (Tabela 1).

Tabela 1. Os movimentos analisados em cada fase da tarefa

Fase	Alcance				Deslocamento								Liberação			
	FO		EC		AO*		RIO		FC*		PC*		EO*		FC*	
	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD	Média	SD
Sem órtese	66,08	14,88	53,24	9,93	0,12	10,9	42,91	10,44	110,58	7,94	12,41	5,21	2,79	16,68	98,11	8,7
Com órtese 30°	65,09	14,62	52,05	33,85	-4,46	10,69	43,05	8,51	102,23	8,31	10,33	5,68	8,45	14,51	90,97	8,72

FO: flexão de ombro; EC: extensão de cotovelo; AO: abdução de ombro; RIO: rotação interna de ombro; FC: flexão de cotovelo; PC: pronação de cotovelo; EO: extensão de ombro. * Movimentos mostrados com diferença significativa estatística.

DISCUSSÃO

O objetivo deste estudo foi avaliar a influência da órtese estática do punho em 30° de extensão na biomecânica do ombro e cotovelo em indivíduos assintomáticos durante uma tarefa funcional. A hipótese para o prosseguimento deste estudo foi de que a órtese estática de punho padronizada poderia alterar a ativação dos músculos e a amplitude de movimento do membro superior. A escolha dessa órtese foi feita com base nos estudos de Jansen et al.²⁵ e Marcolino et al.²⁶, que analisaram sua influência em várias angulações do punho por meio da eletromiografia dos músculos extensores de punho e verificaram redução da ativação muscular extensora com o uso de órteses em 30° de extensão, durante a realização de uma tarefa funcional de prensão isométrica.

A estabilização distal do membro superior por meio de um dispositivo externo promove um rearranjo de toda cadeia articular e muscular proximal, de forma que a função global não seja prejudicada a custos da perda de movimentos mais finos e específicos. De acordo com os dados eletromiográficos observados neste estudo é possível supor que durante a fase de alcance houve maior interação dos músculos deltoide anterior e peitoral maior que seria explicada por uma provável compensação muscular proximal devido à restrição distal no punho pela órtese na execução da tarefa funcional. Ao contrário, Ricci et al.²² não observaram maior ativação de peitoral maior durante a mesma fase, quando analisados os padrões de movimentos e ativação muscular durante

a realização da mesma tarefa funcional, porém sem o uso de órteses.

A fase de deslocamento foi caracterizada principalmente pelo transporte da jarra com água e pelo deslocamento do braço no espaço. Pode-se também estabelecer uma relação de similaridade do padrão de ativação muscular na fase de deslocamento nas duas condições, já que não houve diferença significativa de ativação em nenhum dos músculos nessa fase quando comparadas as duas condições. Isso se deve pelo fato de que durante essa fase a estabilização do punho se dá não somente pela presença da órtese, mas também pelo sinergismo da musculatura de antebraço necessária para qualquer atividade de carregamento, permitindo uma contração isométrica e estável²⁷. Portanto, a fase de deslocamento é menos influenciada pela presença ou não da órtese, sendo uma provável justificativa para os dados encontrados.

A fase de liberação é composta predominantemente por movimentos assistidos pela gravidade, portanto necessitam de menor esforço muscular. O resultado obtido na fase de liberação mostra que a cocontração dos músculos deltoide anterior e posterior atuam para manter a estabilidade proximal do membro em detrimento da imobilização do punho. Yoo et al.²⁸ obtiveram resultados similares a este estudo por também demonstrarem aumento significativo de ativação do trapézio superior durante a execução de uma tarefa de montagem que exigia movimento de ombro no espaço, ao comparar a condição sem e com uso da órtese. Outro estudo²⁹ também demonstrou que durante uma tarefa laboral de manufatura,

na qual os voluntários deveriam mover objetos para dentro de uma caixa, houve aumento expressivo da ativação de trapézio superior, deltoide anterior e posterior. Por meio de análise eletromiográfica, Ferrigno et al.³⁰ descreveram que o uso da órtese estática de punho durante a execução de uma tarefa de digitação no teclado e manipulação do *mouse* no computador, a qual também influenciou no maior recrutamento do músculo trapézio superior, corroborando os achados deste estudo.

Durante a fase de alcance os principais movimentos observados foram flexão de ombro e extensão de cotovelo, os quais não obtiveram diferença significativa quando comparados entre as duas condições. Nossos achados diferem de outro estudo envolvendo o uso de órtese estática para punho que comparou o efeito da imobilização vs. não imobilização na realização do movimento de flexão, abdução e rotação de ombro durante o movimento de alimentação no qual foi encontrada uma diferença considerável para os movimentos de flexão e abdução, levando a uma maior ativação muscular do ombro com o uso da órtese no movimento de alimentação³¹. Uma hipótese para tal diferença nos resultados pode ser devido ao tipo de tarefa selecionada, já que a tarefa funcional de carregamento da jarra se trata de uma atividade motora grossa quando comparada à tarefa de alimentação.

Shu e Mirka³² sugeriram, através de um estudo cinemático em uma tarefa ocupacional, aumento significativo na abdução do ombro e na postura de tronco quando a tarefa era executada com a utilização de órtese em posição neutra do punho, em relação à execução sem uso de órtese. Neste estudo, na fase de deslocamento, verificou-se a presença dos movimentos de abdução e rotação interna de ombro, flexão e pronação do cotovelo. O valor negativo obtido nos nossos resultados desse movimento confirmou que durante a fase de deslocamento não houve abdução do ombro em relação a seu ponto de partida. O uso da órtese de punho limitou principalmente os movimentos originados nas articulações próximas da imobilização. Portanto, devido à imobilização do punho com a órtese, as diferenças significantes também foram observadas para os movimentos de flexão e pronação de cotovelo, uma vez que, para executar a mesma tarefa, houve um uso de maior excursão de movimento.

Os movimentos predominantes na fase de liberação foram a extensão de ombro e flexão de cotovelo, que podem ser considerados o padrão inverso da fase de alcance. Para esses movimentos houve diferença notável quando realizados com e sem a órtese de punho, com grande variabilidade no padrão de movimento entre os voluntários.

Chang e Jung³³ propuseram que o uso de órtese volar de punho em atividades de desempenho e destreza diminuem significativamente a geração de força e o tempo de realização das atividades analisadas. Portanto os autores esclarecem a importância sobre o conhecimento teórico e uma boa avaliação para prescrição de órteses.

Como limitação do estudo está a participação de voluntários sem lesão no membro superior, em situação de simulação de atividades sem prévio treinamento. Novos estudos são necessários para verificar as alterações biomecânicas em situações clínicas e durante a realização de diferentes tarefas funcionais.

CONCLUSÃO

Este trabalho demonstrou que o uso da órtese de punho em 30° de extensão alterou a biomecânica do ombro e cotovelo na realização da tarefa escolhida, com destaque para maior ativação muscular dos músculos proximais do membro superior. Sugere-se a necessidade de uma adequada avaliação do paciente para indicar o uso da órtese, devido aos efeitos que esse dispositivo pode produzir em termos de compensações biomecânicas durante a execução de uma tarefa.

AGRADECIMENTOS

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo pelos equipamentos e Bolsa de Iniciação Científica fornecidos para este estudo.

REFERÊNCIAS

1. Hoozemans MJM, Dieen JH. Prediction of handgrip forces using surface EMG of forearm muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(4):358-66. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.09.001
2. Fonseca MCR, Ferreira AM, Hussein AM. Sistema sensorio-motor articular: revisão da literatura. *Fisioter Pesqui.* 2007;14(3):82-90.
3. Finneran A, O'Sullivan L. Effects of grip type and wrist posture on forearm EMG activity, endurance time and movement accuracy. *Int J Ind Ergon.* 2013;43(1):91-9. doi: 10.1016/j.ergon.2012.11.012
4. Weiss AC, Hastings H. Upper extremity function after wrist arthrodesis. *J Hand Surg.* 1995;20(5):813-7. doi: 10.1016/S0363-5023(05)80437-X
5. Kapandji AI. A mão. In: Kapandji AI. *Fisiologia articular: esquemas comentados de mecânica humana.* 5ª ed. São Paulo: Panamericana; 2000. p. 174-298.

6. Ferreira AM, Fonseca MCR, Tanaka DM, Barbosa RI, Marcolino AM, Elui VMC, et al. Should we think about wrist extensor after flexor tendon repair? *SAGE Open Med*. 2013;1:1-6. doi: 10.1177/2050312113494974
7. Safaee-Rad R, Shwedy E, Quanbury AO, Cooper JE. Normal functional range of motion of the upper limb joints during performance of three feeding tasks. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71(7):505-9.
8. Basmajian JV, de Luca CJ. *Muscle alive: their function revealed by electromyography*. 5^a ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
9. Cram J; Kasman G, Holtz J. *Introduction to surface electromyography*. Gaithersburg: Aspen; 1998.
10. Kamen G. *Biomechanics analysis techniques: a primer*. In: Robertson DGE, Caldwell GE, Hamill J, Kamen G. *Research methods in biomechanics*. 2^a ed. Champaign: Human Kinetics; 2014. p. 1-5.
11. McKee P, Morgan L. *Orthotics in rehabilitation: splinting the hand and body*. Philadelphia: F. A. Davis Company; 1998. Chapter 1, Objectives, design and terminology; p. 1-18.
12. Marcolino AM, Fonseca MCR, Barbosa RI, Elui VMC, Luzo CM. Órteses da mão e membro superior. In: Fonseca MCR, Marcolino AM, Barbosa RI, Elui VMC. *Órteses & próteses: indicação e tratamento*. Rio de Janeiro: Águia Dourada; 2015. p. 147-72.
13. Araujo PMP. Avaliação funcional. In: Freitas PP, editor. *Reabilitação da mão*. São Paulo: Atheneu; 2006. Capítulo 3.
14. McKee P. Foundations of orthotic intervention. In: Skirven TM, Osterman AL, Fedorczyk J, Amadio PC. *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. 6^a ed. Amsterdam: Elsevier; 2011. Chapter 122; p. 1565-80.
15. Fess EE; Gettle KS; Philips CA; Janson JR. *Hand and upper extremity splinting: principles and methods*. 3rd ed. Amsterdam: Elsevier; 2005.
16. King S, Thomas JJ, Rice MS. The immediate and short-term effects of a wrist extension orthosis on upper-extremity kinematics and range of shoulder motion. *Am J Occup Ther*. 2003;57:517-24. doi: 10.5014/ajot.57.5.517
17. van Petten AMVN, Avila AF. Efeito do uso de órtese de punho na ativação da musculatura flexora e extensora do punho. *Rev Bras Ortop*. 2010;45(1):72-8. doi: 10.1590/S0102-36162010000100013
18. Bulthaupt S, Cipriani DJ, Thomas JJ. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *Am J Occup Ther*. 1999;53(15):434-40. doi: 10.5014/ajot.53.5.434
19. Perez-Balke G, Buchholz B. Role of wrist immobilization in the work environment: ergonomics and carpal tunnel syndrome. *Work*. 1994;4(3):187-94. doi: 10.3233/wor-1994-4306
20. Oldfield RC. The assessment and analysis of handedness: the Edinburgh inventory. *Neuropsychologia*. 1971;9(1):97-113. doi: 10.1016/0028-3932(71)90067-4
21. Ervilha UF, Duarte M, Amadio AC. Estudo sobre procedimentos de normalização do sinal eletromiográfico durante o movimento humano. *Rev Bras Fisioter*. 1998;3(1):15-20.
22. Ricci FP, Santiago PR, Zampar AC, Pinola LN, Fonseca MCR. Upper extremity coordination strategies depending on task demand during a basic daily activity. *Gait Posture*. 2015;42(4):472-8. doi: 10.1016/j.gaitpost.2015.07.061
23. Wu G, van der Helm FCT, Veeger HEJ, Makhsous M, van Roy P, Anglin C, et al. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion: part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech*. 2005;38(5):981-92. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042
24. Elui VMC, Goia DN, Ricci PPFM, Fonseca MCR. Confiabilidade de um teste funcional de desempenho do membro superior: teste Elui. *Acta Fisiátr*. 2014;21(3):101-6. doi: 10.5935/0104-7795.20140021
25. Jansen CW, Olson SL, Hasson SM. The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface electromyography of the wrist extensors in normal subjects. *J Hand Ther*. 1997;10(4):283-9. doi: 10.1016/S0894-1130(97)80043-9
26. Marcolino AM, Fonseca MCR, Colombari F, Rodrigues EKS, Tamanini G, Barbosa RI. Influence of volar and dorsal static orthoses in different wrist positions on muscle activation and grip strength in healthy subjects. *Hand Ther*. 2014;19(4):114-25. doi: 10.1177/1758998314563722
27. Souza VK, Claudino AF, Kuriki HU, Marcolino AM, Fonseca MCR, Barbosa RI. Fadiga dos músculos extensores do punho diminui a força de preensão palmar. *Fisioter Pesqui*. 2017;24(1):100-6. doi: 10.1590/1809-2950/17328524012017
28. Yoo IG, Jung MY, Jeon HS, Lee J. Effects of wrist-extension orthosis on shoulder and scapular muscle activities during simulated assembly tasks. *Ind Health*. 2010;48(1):108-14. doi: 10.2486/indhealth.48.108
29. Mell AG, Friedman MA, Hughes RE, Carpenter JE. Shoulder muscle activity increases with wrist splint use during a simulated upper-extremity work task. *Am J Occup Ther*. 2006;60:320-26. doi: 10.5014/ajot.60.3.320
30. Ferrigno ISVF, Cliquet Junior A, Magna LA, Zoppi Filho A. Electromyography of the upper limbs during computer work: a comparison of 2 wrist orthoses in healthy adults. *Arch Phys Med Rehabil*. 2009;90(7):1152-8. doi: 10.1016/j.apmr.2009.01.016
31. May-Lisowski TL, King PM. Effect of wearing a static wrist orthosis on shoulder movement during feeding. *Am J Occup Ther*. 2008;62:438-45. doi: 10.5014/ajot.62.4.438
32. Shu Y; Mirka G A. A laboratory study of the effects of wrist splint orthoses on forearm muscle activity and upper extremity posture. *Hum Factors*. 2006;48(3):499-510. doi: 10.1518/001872006778606859
33. Chang M, Jung NH. Comparison of task performance, hand power, and dexterity with and without a cock-up splint. *J Phys Ther Sci*. 2013;25(11):1429-31. doi: 10.1589/jpts.25.1429