

Confecção de um dispositivo ortótico dinâmico de baixo custo para indivíduos com sequelas medulares de C6 e C7: nova forma de assistência no desempenho das atividades de vida diária

Making a low cost dynamic orthotic device for individuals with C6 and C7 spinal cord sequelae: a new form of assistance in the performance of activities of daily living

Izabela Oliveira da Silva¹, Lorena Henriete Araújo Dias²,
Maria Vitória Oliveira da Silva³, Jorge Lopes Rodrigues Junior⁴

<http://dx.doi.org/10.11606/issn.2238-6149.v31i1-3p38-45>

Silva IO, Dias LHA, Silva MVO, Rodrigues Junior JL. Confecção de um dispositivo ortótico dinâmico de baixo custo para indivíduos com sequelas medulares de C6 e C7: nova forma de assistência no desempenho das atividades de vida diária. Rev Ter Ocup Univ São Paulo. 2020 jan.-dez.;31(1-3):38-45.

RESUMO: A lesão medular apresenta variadas etiologias, atingem principalmente indivíduos do sexo masculino na faixa etária de alta produtividade, ocasionando danos de grau motores, psicológico e sociais. Dessa forma, as Tecnologias Assistivas contribuem para uma execução satisfatória das ocupações e autocuidado. Dentre elas, as órteses, agindo como auxílio ao método de reabilitação, pois contribuem e colaboram na utilização funcional do segmento lesado. O estudo objetivou a confecção de um dispositivo ortótico dinâmico para assistência de indivíduos com sequelas medulares em altura de cervical 6 e 7. A pesquisa tem caráter exploratório do tipo qualitativo, sendo realizada no laboratório de uma universidade pública da região norte. O processo de fabricação ocorreu em 5 fases, resultando em um protótipo de baixo custo resistente a força aplicada, testado em polímeros de policloreto de vinila e fibra sintética de carbono com resina epóxi. Priorizou-se o designer para o dispositivo, seguindo os critérios anatômicos e biomecânicos de movimentação da mão, e assim facilitando suas pressões e pinças. Ponderou-se que a função do dispositivo é diretamente favorecida pela variabilidade dos materiais, e seu acionamento é dado pela tenodese quando ativo e pela mola quando passivo.

DESCRIPTORIOS: Traumatismos da medula espinhal; Equipamentos de autoajuda; Aparelhos ortopédicos; Terapia ocupacional.

Silva IO, Dias LHA, Silva MVO, Rodrigues Junior JL. Making a low cost dynamic orthotic device for individuals with C6 and C7 spinal cord sequelae: a new form of assistance in the performance of activities of daily living. Rev Ter Ocup Univ São Paulo. 2020 Jan-Dec;31(1-3):38-45.

ABSTRACT: Spinal cord injury has a variety of etiologies, affecting mainly male individuals in the high productivity age group, causing motor, psychological and social damage. In this way, Assistive Technologies to a satisfactory execution of occupations and self-care. Among them, the orthoses, acting as an aid to the rehabilitation method, as they contribute and collaborate in the functional use of the injured segment. The study aimed at making a dynamic orthotic device to assist individuals with spinal cord height at necks 6 and 7. The research has an exploratory character of a qualitative type, being carried out in the laboratory of a public university in the northern region. The manufacturing process took place in 5 phases, resulting in a lowcost prototype resistant to applied force, tested in polymers of polyvinyl chloride and synthetic carbon fiber with epoxy resin. The designer was prioritized for the device, following the anatomical and biomechanical criteria of hand movement, and thus facilitating its pressures and clamps. It was considered that the functions of the device is directly favored by the variability of the materials, and its activation is given by the tenodesis when active and the spring when passive.

KEY WORDS: Spinal cord injuries; Self-help devices; Orthotic devices; Occupational therapy.

Este estudo advém do Programa Institucional de Bolsas de Iniciação em Desenvolvimento Tecnológico e Inovação (PIBITI), intitulado “Terapia Ocupacional e Tecnologia Assistiva: desenvolvimento de uma órtese dinâmica para o auxílio das atividades de vida diária à pacientes tetraplégicos e tetraparéticos”. Trabalho Apresentado no “VIII Seminário de Integração Científica da Universidade do Estado do Pará” em Belém, 06/12/2019. Trabalho Publicado no 8º Seminário de Integração Científica da Universidade do Estado do Pará, Belém\PA, 2020. Anais eletrônicos. Belém: Uepa.

1. Terapeuta Ocupacional, graduada pela Universidade do Estado do Pará. Belém, Pará. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4315-6825>.

E-mail: izabelaoliveira15071997@gmail.com

2. Acadêmica do Curso de Terapia Ocupacional da Universidade do Estado do Pará. Belém, Pará. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3593-1764>.

E-mail: lorenah.dias@gmail.com

3. Acadêmica do Curso de Terapia Ocupacional da Universidade do Estado do Pará. Belém, Pará. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0334-2431>.

E-mail: m_vitt@outlook.com.br

4. Docente do Curso de Terapia Ocupacional da Universidade do Estado do Pará. Belém, Pará. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-2821-8178>.

E-mail: jorgeto_004@yahoo.com.br

Endereço para correspondência: Maria Vitória Oliveira da Silva. Avenida Engenheiro Fernando Guilhon, 407. Bairro Jurunas. Belém, PA.

E-mail: m_vitt@outlook.com.br

INTRODUÇÃO

A lesão medular (LM) caracteriza-se como uma das mais graves lesões traumáticas que comprometem a função medular espinal, em decorrência da interrupção do trajeto das vias sensoriais e motoras de acordo com o local da lesão, além das repercussões psíquicas e sociais ao indivíduo¹. A LM acomete, predominantemente indivíduos do sexo masculino em idade produtiva aliado aos fatores de violência urbana e acidentes automobilísticos. Ocasionalmente danos que variam de uma concussão transitória a uma transecção completa da medula, refletindo assim em incapacidades físicas e emocionais no indivíduo lesado²³.

No Brasil, há recorrência de traumas que resultam no comprometimento medular, refletindo na funcionalidade do ser humano e consequentemente na perda da autonomia e independência. Estatisticamente, o país não apresenta dados comprobatórios em relação à incidência e prevalência de Lesão Medular², no entanto, no estado do Pará, somente nos anos de 2009 a 2010, houve 47.445 acidentes de trânsito, dentre eles 23.850 foram vítimas não fatais, apresentando lesões corporais⁶.

A medula espinal está dividida em segmentos e raízes nervosas que emergem do nível de cada segmento designado por algarismos, por tanto são 8 cervicais, 12 torácicas, 5 lombares e 1 sacral. No sulco lateral anterior e posterior da medula, estão os filamentos radiculares que formam as raízes posteriores (sensitivas) e anteriores (motoras) dos nervos espinais. Posteriormente, essas raízes se ligam para originar os nervos espinais, deste modo, os músculos inervados por um par de raízes motoras formam um miótomo, enquanto que as localidades da pele inervadas por um par de raízes sensitivas formam um dermatomo¹⁶. O dermatomo é nomeado de acordo com a raiz que o inerva, como por exemplo, dermatomo de C5¹⁷. As raízes nervosas de C6 possibilitam a extensão de punho, esse movimento é gerador da “preensão por tenodese”, e essa se caracteriza pela flexão dos dedos em decorrência da extensão do punho, portanto com o uso de equipamentos adaptados a essa função ocasiona-se facilitação e promoção da independência na alimentação, higiene pessoal e vestuário. Assim como também, outra funcionalidade é o controle de tronco parcial que gera melhora do equilíbrio em sedestação e habilidade para atuar ativamente em transferências. Por sua vez, as raízes nervosas de C7, possuem movimentação semelhante às de C6, no entanto, acrescenta-se o movimento de extensão dos cotovelos realizado pelo músculo tríceps, o que proporciona maior autonomia e independência na realização de transferências e atenuação da pressão sobre a lombar, bem como ao realizar o banho, alimentação,

cuidados com a higiene pessoal, vestuário e dirigir carro adaptado às suas necessidades^{16,17}.

Dessa forma, os profissionais da saúde buscam formas para atenuar o quadro clínico ocasionado pela LM, dentre eles destacam-se os terapeutas ocupacionais. O Terapeuta Ocupacional é habilitado para o tratamento de LM em virtude do comprometido nas ocupações humanas, papéis ocupacionais e a satisfação na realização destas, sendo assim, objetiva promover o engajamento social, participação nos diversos contextos e atividades, estimulando a saúde, bem estar, participação e envolvimento em ocupações, podendo também habilitar e reabilitar o indivíduo com incapacidades^{1,5}.

O avanço das pesquisas nas áreas de saúde e tecnologia permite o desenvolvimento de produtos, equipamentos e dispositivos que facilitem a funcionalidade de pacientes com disfunção física potencializando o processo de reabilitação. Dentre eles, citam-se as Tecnologias Assistivas (TA), que consistem em um arcabouço de instrumentos, sistemas, itens, que tem por direcionamento o aumento ou restauração da função humana, ou seja, a que possam permitir maior independência para pessoas como deficiência ou incapacidades, afim de melhorar e atingir um desempenho satisfatório nas atividades cotidianas e ocupações humanas¹⁴.

A órtese é um dos principais recursos de TA que agem como adjunto ao tratamento, é definida como “qualquer material permanente ou transitório que auxilie as funções de um membro, órgão ou tecido, cuja colocação ou remoção não requeiram a realização de ato cirúrgico”. Apresenta funções como; manutenção ou promoção de amplitude de movimento nas articulações, aumento na funcionalidade de determinado membro ou segmento, além de proporcionar a prevenção e correção de deformidades, oferecer repouso articular, redução da dor e potencializar cicatrização. Além dos benefícios físicos, esse dispositivo pode contribuir no ganho de independência e funcionalidade, proporcionando ao indivíduo usuário um grau de satisfação na realização de demandas cotidianas, visando a melhora da qualidade de vida¹².

Dentre os tipos de órteses existentes, se enfatiza as órteses mecânicas que podem ser classificadas em: estática, estática seriada-progressiva e a dinâmica. As órteses dinâmicas são utilizadas para aplicar força suave e intermitente sobre o membro e utilizam de partes móveis para permitir, controlar ou restaurar o movimento. Objetivam alongar os tecidos para permitir a movimentação em diversas direções, reduzem o risco de rigidez articular e auxiliam os músculos fracos ou paralisados, além de apoiar o membro afetado para encorajar o movimento da musculatura, permitir a função distal e possibilitar o desempenho ocupacional²⁰.

Nesse sentido, o objetivo do artigo é apresentar os processos de desenvolvimento, análise descritiva anatômica

e funcional de uma órtese dinâmica para indivíduos com sequelas medulares em altura de cervical 6 e 7 (C6 e C7) para assistência no desempenho das atividades de vida diária (AVD), além de ratificar a importância da Tecnologia Assistiva para profissão da Terapia Ocupacional.

MÉTODOS

Este estudo foi estruturado em caráter exploratório, qualitativo, realizado em um Laboratório de Tecnologia Assistiva de uma universidade da região norte e desenvolveu-se o protótipo intitulado: Órtese dinâmica para lesão medular a nível C6 e C7.

Por se tratar de um experimento piloto de desenvolvimento, todos os testes foram realizados nos pesquisadores, não necessitando de aprovação ao Comitê de Ética em Pesquisa.

A fabricação consistiu em 5 fases: avaliação das medidas anatômicas e desenho em papel A4, protótipo em papelão, desenho/corte e moldagem no policloreto de vinila (PVC), construção do protótipo em chapa galvanizada, desenvolvimento da órtese final em fibra de carbono e resina epóxi.

Para avaliação inicial, baseou-se na Escala de Avaliação da Força Muscular, a qual foi adotada pelas pesquisadoras força muscular de 3+ ao realizar extensão de punho, esta correspondente a realização do movimento contra a gravidade, sem resistência adicional. Utilizou-se também o goniômetro para mensurar as angulações existentes na articulação do punho. A análise anatômica e biomecânica ocorreu de maneira descritiva após a conclusão de cada estágio de confecção²⁴.

RESULTADOS

Etapas de desenvolvimento

Há poucos estudos relacionados à eficiência e funcionalidade de órteses constituídas por matérias alternativas na realização de tarefas manuais¹⁹. Baseado nisso, pensou-se na confecção de um modelo de dispositivo de baixo custo resistente a força aplicada, testada em polímeros de policloreto de vinila (PVC) e fibra sintética de carbono com resina epóxi, objetivando desenvolver designer agradável e conservar funcionalidade semelhante à de uma órtese de punho-mão ativada pelo punho (OPMAP) confeccionada em metal.

A órtese dinâmica de punho-mão ativada pelo punho é indicada para paciente com lesão medular a nível C6 e C7, necessitando de força muscular grau 3+ ao realizar

extensão da articulação do punho⁷. Essa órtese possui como artifício de acionamento um movimento natural do punho que denomina-se efeito tenodese.

Avaliação inicial e desenho em papel a4

A avaliação inicial tem como principal critério de inclusão verificar a realização da extensão do punho, conseqüentemente a realização da tenodese e força muscular de grau 3+, assim como a presença de padrões de espasticidade, algias e edema.

A partir disso, o membro superior distal do pesquisador foi conduzido a uma superfície plana, e sobre uma folha de papel A4 colocou-se o membro em pronação realizando o contorno da mão até o terço proximal no antebraço e posteriormente, o desenho da órtese sobre o contorno: calha do antebraço, peça das Interfalangeanas e barra de transferência lateral, disponíveis para melhor visualização na Figura 1.



Fonte: Arquivo dos Autores.

Figura 1 – Desenho da mão e dos componentes da órtese

Protótipo inicial de papelão

Nessa etapa, as peças foram redesenhadas em papel mais resistente (Figura 2) e depois recortadas, o material citado foi selecionado para facilitar a visualização funcional e identificação de erros primários de análise anatômica e biomecânica.



Fonte: Arquivo dos Autores.

Figura 2 – Molde da órtese em papelão



Fonte: Arquivo dos Autores

Figura 4 – Molde da órtese em chapa galvanizada

Confeção em policloreto de vinila

Após os testes de resistência ao material da fase anterior, as peças foram redesenhadas em uma placa plana de PVC 150mm em medida 60x40cm, recortadas através da utilização do objeto serra tico-tico, moldadas por meio da exposição a temperatura de 100°C e considerando padrões anatômicos.

A fase de modelagem requer análise biomecânica, verificando a medida ideal de largura e comprimento da barra de transferência lateral responsável por auxiliar o polegar na realização do movimento de extensão atrelado a extensão das metacarpo falangeanas, promovendo a abertura e fechamento palmar, facilitando a preensão dessa região em objetos maiores. Podendo ser analisado na Figura 3.



Fonte: Arquivo dos Autores.

Figura 3 – Molde da órtese em PVC

Confeção em chapa de ferro galvanizado

Posterior ao teste da peça anterior no membro do pesquisador e verificação de ajustes para tornar o dispositivo funcional dentro dos aspectos residuais da lesão. Foi necessária a confecção das peças em chapa de ferro galvanizado como meio de realização da última etapa, conservando todas as medidas (Figura 4).

Confeção com fibra de carbono e resina epóxi

A resina epóxi é uma resina termorrígida popular, composta por um grupo de polímeros que possuem facilidade em reagir com variados agentes de cura. Essas reações resultam em experimentos de baixo peso molecular e melhor aproveitamento das propriedades em estruturas tridimensionais, bem como podem ser melhoradas a partir do grupo diversificado de oligômeros epóxi acrilado que apresentam maior reatividade, baixo custo, elevada viscosidade, menor peso molecular. Resultando em excelente resistência química e ao amarelamento do produto, mais brilho e dureza¹¹.

As fibras de carbono são polímeros de alta resistência que possuem como principal finalidade reforçar materiais, apresentando módulos excelentes de elasticidade, tração/compressão, não se corroem ao serem expostas a temperatura ambiente, baixo peso, melhora a funcionalidade do produto, alta condutividade térmica e baixa condutividade a eletricidade¹³.

A última etapa do protótipo se deu através da confecção em fibra de carbono e resina epóxi a partir do molde em chapa galvanizada. A fibra de carbono se configura como um material resistente e com peso menor quando comparado ao PVC, conserva a energia do membro e minimiza os riscos de danificar as peças com possíveis quedas ou pela pressão ocasionada por sua utilização que podem comprometer a funcionalidade do dispositivo.

DISCUSSÃO

Órteses dinâmicas

As órteses dinâmicas de punho-mão ativadas pelo punho são indicadas para indivíduos com lesão medulares em altura de cervical 6 e 7 (C6 e C7) a partir da utilização

do princípio de tenodese. Esse tipo de órtese apresenta articulação flexora que transfere força de extensão do punho para os dedos na realização da preensão. A extensão ativa do punho age como uma ligação mecânica que transfere força para flexionar do dedo indicador ao médio contra o polegar e a flexão do punho auxiliada pela gravidade auxilia na abertura da mão para a soltura. A alavanca ativada pelo punho na realização da extensão controla a dimensão da abertura e a posição resultante da preensão de modo a permitir a preensão de vários tamanhos de objetos e diferenças forças de pinça²⁰.

Materiais utilizados

Os polímeros são moléculas grandes formadas a partir da conexão de partículas menores, são classificados em: naturais, artificiais e sintéticos. Os naturais são advindos da natureza, os artificiais são os que sofreram modificação química e os sintéticos são desenvolvidos em laboratório. Os sintéticos apresentam cadeias longas que se entrelaçam e se unem em ligações, influenciando na resistência mecânica, térmica e elétrica, estabilidade a substâncias químicas e permeabilidade⁴.

De acordo com o comportamento mecânico, os polímeros classificam-se em elastômeros, fibras, plásticos rígidos ou plásticos flexíveis. Quanto ao comportamento durante o aquecimento, os plásticos se classificam em termoplásticos e termorrígidos. Os termoplásticos, como o polietileno e PVC, apresentam capacidade de transformação física reversível, possuindo capacidade de amolecer quando aquecido, facilitando assim o processo de modelagem. Nesse sentido, os termorrígidos são produtos mais rígidos, infusíveis, insolúveis e não-recicláveis, devido o processo de produção contar com etapas precisas e ligações fortes, caracterizam-se pela alta resistência a deformação⁴.

Além dessas intervenções com o plástico, os aditivos também são recursos utilizados, nesse sentido as resinas plásticas podem ser adicionadas com outras substâncias gerando novas propriedades e, alterando suas estruturas químicas e físicas, ampliando assim suas possibilidades de utilização⁴.

Análise anatômica da mão e punho

A Mão e o membro superior apresentam diversas funções para o ser humano, uma delas é pela capacidade de tatear, alocar e utilizar uma variabilidade de objetos, para tanto conhecer as estruturas anatômicas e biomecânicas da mão é essencial para o tratamento. O punho e a mão apresentam estruturas responsáveis por movimentos indispensáveis para a execução das tarefas do cotidiano⁸.

Em relação ao esqueleto, o conjunto punho-mão divide-se nos seguintes grupos de ossos: rádio e ulna, ossos do carpo e falanges e metacarpos⁸. Na parte anterior da mão é possível encontrar assemelhanças hipotênar e ténar, e os bordos ulnar e radial, e na região dorsal, torna-se melhor visível a existência de 3 (três) arcos da mão (longitudinal, transversal proximal e distal) que são formados pela junção de ossos e músculos gerando as concavidades ou fossas côncavas que permitem a pega de diversos objetos¹⁷.

As pregas de flexão da mão indicam os movimentos das articulações, sendo elas prega do punho, ténar, palmar proximal e distal, dígito-palmar e as Inter falangeanas proximais e distais. As pregas da mão auxiliam o terapeuta a definir os limites da órtese, liberando ou bloqueando as articulações que pretendem movimentar. As proeminências ósseas também auxiliam na prescrição das órteses, pois podem ser pontos fáceis de pressão advindo do apoio do dispositivo, podendo ocasionar lesões na pele, isquemia e dor⁹.

As posições de repouso e preensora da mão devem ser preservadas durante as imobilizações ou posicionamento dinâmicos, respeitando-se a posição de estabilização do punho em torno de 30° de extensão de punho, as articulações metacarpo falangeanas em flexão e as Inter falangeanas em extensão ou leve flexão, o polegar em abdução palmar de 45° e a polpa do polegar alinhada com as polpas do indicador e dedo médio. Os alinhamentos do III metacarpo com os ossos do antebraço permitem visualizar desvios, e assim, minimizam o desencadeamento de dor ou desequilíbrio ligamentar durante a terapia⁹.

O efeito de tenodese é uma importante ação sinérgica dos flexores e extensores do punho, que desencadeiam movimentações nos dedos, ou seja, durante o movimento de extensão do punho é possível observar flexão dos dedos, enquanto quando ocorre o movimento contrário no punho (flexão) os dedos movimentam-se para extensão, sendo está causada pela ausência de alteração no comprimento dos músculos longos durante a flexão ou extensão do punho. As unidades tendinosas-musculares extrínsecas dos dedos têm comprimento fixo de resistência, e cruzam múltiplas articulações antes de se inserirem nas falanges, podendo afetar a posição de várias articulações sem que seja necessária nenhuma contração ou alteração de comprimento dos músculos¹⁸.

Na mão com lesão nervosa, a tenodese é com frequência utilizada por equipamentos de tecnologia assistiva para possibilitar essa função. O paciente com lesão medular C6 e C7 que tem o extensor de punho não afetado, obtém função considerável com o dispositivo para tenodese, pois o efeito que se tem sobre o comprimento do tendão ditará, em parte, a posição do punho otimizando as forças direcionadas para os dedos¹⁸.

O punho possui o encargo de assistir a mão para que a mesma se coloque em posição adequada para a realização da preensão. É constituído por duas articulações, a radiocarpeana e médio-carpeana, que admitem os movimentos de pronação, supinação e rotação do antebraço longitudinalmente. A partir disso, é possível classificar movimentos de flexão e extensão do punho no plano sagital, adução ou desvio ulnar e abdução ou desvio radial no plano frontal, e a combinação desses movimentos resulta no circundação do punho⁹.

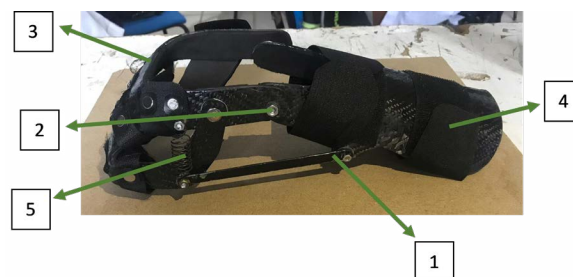
O posicionamento do punho é realizado por diferentes agrupamentos musculares, sendo necessário amparo de músculos flexores e extensores do antebraço, tendões flexores e extensores dos dedos, e esse posicionamento intervém diretamente na força dos músculos e ligamentos, visto que esta ação depende da dimensão funcional dos tecidos moles. A força de preensão manual eleva-se quando os músculos flexores e extensores dos dedos estão estendidos, possibilitando a posição neutra do punho. O movimento de pinça, por sua vez, é mais bem executado quando há uma leve flexão do punho, pois permiti maior extensão dos flexores dos dedos e com isso, maior transmissão de forças⁸.

ANÁLISE BIOMECÂNICA

A biomecânica é o estudo das estruturas e funções dos sistemas biológicos com o auxílio da mecânica, focano movimento humano objetivando compreender as forças atuantes em um sistema e manipulá-las de acordo com sua demanda, e estabelecer intervenções criteriosas quando necessário. Esse conceito é de suma importância na produção de tecnologias assistivas, pois durante a confecção destes dispositivos são levados em consideração os conhecimentos e componentes anatômicos, funcionais e biomecânicos, que baseiam-se nas leis da física, incorporando em seu funcionamento: forças, resistências, eixos de rotação e braços de movimento ou alavancas¹⁰.

Para esses dispositivos considera-se o estudo cinético sendo subdividido em linear, compreendendo as forças paralela, concorrente e resultante e angular, que é entendida no torque. O torque (T) por sua vez, é o produto de uma força que causa rotação sobre um eixo específico ($T=F \times d$), sendo F (força) e d (distância) perpendicular entre o eixo e a força²². No corpo humano pode ser visualizado onde há mudanças na amplitude de movimento articular, podendo variar por conta de fatores fisiológicos (quantidade e tipo de fibras, e número de unidades motoras) e biomecânicos (angulação da fibra, braço de força e de resistência). Portanto, para que o musculo produza T, é necessário que seja produzida uma F no plano perpendicular ao eixo de rotação e que F seja maior que zero ($F > 0$), provocando assim o aparecimento das alavancas¹⁰.

A alavanca é uma peça rígida que gira em torno de um ponto de apoio, e as forças atuam a uma certa distância do eixo. Essa peça, é constituída de: 1. Haste (H), barra de acionamento; 2. Eixo (E), o ponto de apoio móvel; 3. Braço de Resistência (BR), que consiste na distância dos pontos de eixo e a resistência; 4. Braço de Potência (BP), a distância perpendicular entre o eixo e a força¹⁵; 5. Tração Elástica (Mola), como é possível observar na Figura 5.



Fonte: Arquivo dos Autores.

Figura 5 – Ortese final em fibra de carbono

As alavancas variam de acordo com a posição do eixo e as forças de potência e resistência aplicadas durante sua extensão, classificando-se como: interfixa ou de primeira classe, inter-resistente ou de segunda classe, interpotente ou de terceira classe^{15,21}.

A órtese em questão é acionada a partir da movimentação da articulação do punho e a maioria dos movimentos ocorre por meio da articulação radio carpal, realizado em plano sagital, a flexão, extensão e hiperextensão. O dispositivo classifica-se como órtese dinâmica, possui como método de acionamento o movimento natural da tenodese, especialmente a extensão, sendo este a regressão da mão à posição funcional e são resultantes da contração dos músculos: extensor radial longo do carpo, extensor curto do carpo e extensor ulnar do carpo. Os demais músculos posteriores do punho podem auxiliar na extensão quando se encontram em flexão, e nesse grupo estão incluídos os músculos: extensor dos dedos, extensor longo do polegar, extensor do indicador e extensor do dedo mínimo¹⁰. Quando esse movimento ocorre é possível observar o aparecimento de uma alavanca interfixa que consiste na aplicação de forças na mesma direção e de lados opostos do eixo, ativando agonista e antagonistas²¹.

No dispositivo, o funcionamento de abertura é considerado um movimento ativo, sendo realizado a partir do movimento de extensão do punho, em que os quirodáctilos encontram-se fixos em posição de semi flexão e o polegar encontra-se fixo em oponência. O sistema de fechamento

da órtese é dado de duas formas: a primeira é a soma da gravidade e do peso da mão; e a segunda acontece quando ocorre a tração elástica da mola, favorecendo o movimento de fechamento da mão.

Para que uma alavanca seja considerada eficiente é necessário que a mesma realize esforço para vencer a resistência, sendo assim, a vantagem mecânica (VM) se dará pela divisão das duas forças, $VM = \frac{BF}{BR}$, onde se $VR=1$ as forças encontram-se em equilíbrio, $VR>1$ a força de potência será menor para produção do torque e $VR<1$ a força de potência será maior para produção do torque¹⁵. Dessa feita, o princípio de alavancas aplica-se notoriamente em boa parte do corpo humano, sendo a de segunda classe mais rara e terceira classe mais comum, especialmente quando os membros desenvolvem ou estão em movimentação.

Na confecção de órteses é necessário que a borda distal não ultrapasse as pregas palmares, evitando formação de pontos de pressão, o dispositivo deve estar adaptado aos arcos e em posição funcional de mão e punho, além de obedecer ao conceito de dupla obliquidade, ou seja, a órtese deve ser mais longa e mais alta no lado radial da mão, e as articulações devem estar posicionadas e tracionadas em direção correta. No dispositivo, se considera a pressão (P) exercida sobre o segmento, onde P deve ser diretamente proporcional a força aplicada (F) e inversamente a superfície (S) na qual será distribuída ($P = \frac{F}{S}$). Portanto, devem-se usar tiras largas de fixação, bases e superfícies de apoio longas, aumentando também a área de aplicação do material³.

Outro ponto importante, diz sobre o equilíbrio das forças para estabilizar de forma segura o membro, destaca-se que para as trações, a angulação deve ser de 90° graus em relação ao segmento realizador do trabalho. A sustentação da mão dá-se pela transferência de peso no aumento da superfície de apoio do antebraço, utilizando o princípio de equilíbrio de gangorra, alterando o tamanho do braço de alavanca para compensação e manutenção de equilíbrio.

Sendo assim, as órteses que apoiam a mão e estabilizam punho, devem iniciar na palma da mão e alongar-se até dois terços do antebraço, e por fim, levam em consideração leis importantes da física, conceitos necessários de resistência de materiais, análise dos componentes anatômicos, funcionais e biomecânicos, a fim de garantir conforto, funcionalidade e prevenir desconfortos, algias e lesões⁹.

CONCLUSÃO

O presente trabalho demonstrou a possibilidade de criação de uma órtese dinâmica funcional de materiais alternativos com os padrões anatômicos e biomecânicos adequados permitindo que haja a popularização dos serviços na área de tecnologia assistiva.

Priorizou-se o designer para o dispositivo, seguindo os critérios anatômicos e biomecânicos de movimentação da mão, e assim facilitando suas pressões (palmar) e pinças (polpa a polpa). Ponderou-se que a função do dispositivo é diretamente favorecida pela variabilidade dos materiais, e seu acionamento é dado pela tenodese quando ativo e pela mola quando passivo. Além, de demonstrar um preço de mercado acessível, pois uma órtese com a mesma funcionalidade e material apresenta um valor de mercado alto. Desta forma, a órtese oferece aos clientes com lesão medular ao nível C6 e C7 um recurso funcional, resistente, baixo peso, facilitando o desempenho da preensão e transferência de objetos nas suas atividades e ocupações mais importantes.

Enfatiza-se a necessidade de pesquisas de órteses funcionais e de baixo custo, visto que esse artigo abordou apenas uma parte de um estudo maior dentro das Tecnologias Assistivas. Essa publicação, por sua vez, além de descrever as etapas de confecção de um dispositivo específico, demonstra a utilização de matérias diferenciadas na construção de dispositivos, enfoca em um público alvo e suas demandas individuais.

Participação dos autores: Jorge Lopes Rodrigues Júnior: orientação e execução da pesquisa. Izabela Oliveira da Silva, Lorena Henriete Araújo Dias e Maria Vitória Oliveira da Silva: desenvolvimento e execução da pesquisa.

REFERÊNCIAS

1. Atkins, MS. Lesão Medular. In: Trombly CA., Radomski MV. Terapia Ocupacional para disfunções físicas. 6ª ed. São Paulo: Santos; 2013.
2. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde. Confeção e manutenção de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção: confecção e manutenção de próteses de membros inferiores, órteses
3. Callinan N. Confeção de órteses para a mão. In: Trombly CA, Radomski M. V. Terapia Ocupacional para disfunções físicas. São Paulo: Santos Editora; 2005. cap.15, p. 351-70.
4. Canevarolo Jr SV. Ciência dos Polímeros. São Paulo: Artliber Editora; 2002.
5. soropodálicas e adequação postural em cadeira de rodas. Brasília: Ministério da Saúde; 2013.

5. Cavalcanti A, Silva e Dutra FCM, Elui VMC, trad. Associação Americana de Terapia Ocupacional. Estrutura da prática da Terapia Ocupacional: domínio e processo. 3. ed. Rev Ter Ocup Univ São Paulo. 2015;(ed. esp):1-49. doi: <http://dx.doi.org/10.11606/issn.2238-6149.v26iespp1-49>.
6. Departamento de Trânsito do Estado do Pará. Acidentes no Pará: estatísticas do DETRAN. Belém, Pará; 2019. Disponível em: http://vias-seguras.com/os_acidentes/estatisticas/estatisticas_estaduais/estatisticas_de_acidentes_no_para/acidentes_no_para_estatisticas_do_detran. Acesso em 10 de ago 2018.
7. Deshaies LD. Órteses de membro superior. In: Trombly CA, Radomski MV. Terapia ocupacional para disfunções físicas. 6a ed. São Paulo: Santos; 2013.
8. Ferrari ALM. Influência do design de órteses de punho e mão no desconforto, transmissão de torque e Desempenho em Tarefas Manuais [dissertação]. Bauru: Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Arquitetura, Artes e Comunicação; 2019.
9. Ferrigno ISV. Terapia da mão: fundamentos para a prática clínica. São Paulo: Ed. Santos; 2008.
10. Hall SJ. Biomecânica básica. 7a ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2016.
11. Harper CA, Baker AM. Modern plastics handbook. New York: McGraw-Hill; 2000.
12. Ireño JM, Chen N, Zafani MD, Baleotti LR. O uso de órteses em crianças com paralisia cerebral: percepção dos cuidadores. Cad Bras Ter Ocup. 2019;27(1):35-44. doi: <https://doi.org/10.4322/2526-8910.ctoAO1612>.
13. Luo J. Lignin-Based Carbon Fiber. Lignin-based carbon fiber [thesis master]. Maine: The University of Maine; 2010. p.322.
14. Brasil. Ministério da Ciência Tecnologia e Inovação. Inovação em tecnologia assistiva [citado 21 jul. 2019]. Disponível em: http://www.finep.gov.br/pagina.asp?pag=programas_tecnologia%20assistiva.
15. Miranda E. Bases de anatomia e cinesiologia. Rio de Janeiro: Sprint; 2000.
16. Najour J. Coluna vertebral: conhecimentos básicos. 2a ed. São Paulo: ETCetera; 2004.
17. Netter FH. Atlas de anatomia. Rio de Janeiro: Elsevier; 2015.
18. Pedretti LW, Early MB. Terapia ocupacional: capacidades práticas para disfunções físicas. 5a ed. São Paulo: Roca; 2004.
19. Paterson AM, Bibb R, Campbell I, Bingham G. Comparing additive manufacturing technologies for customised wrist splints. Rapid Prototyping J. 2015;21(3):1-25. doi: <https://dspace.lboro.ac.uk/2134/17656>
20. Radomski MV, Trombly CA. Terapia ocupacional para disfunção física. São Paulo: Santos; 2013.
21. Rasch PJ. Cinesiologia e anatomia aplicada. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1983
22. Serway R, Jewett J. Princípios de física: mecânica clássica e relatividade. 2a ed. São Paulo: Cengage Learning; 2014.
23. Smeltzer SC, Bare BG. Brunner&Suddarth: tratado de enfermagem médico-cirúrgica. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2005.
24. Turci LR, et al. Terapia Ocupacional e tecnologia assistiva para o lesado medular. In: Encontro Latino-Americano de Iniciação Científica; 2007. v.11, p.1567-71.

Recebido em: 13.05.2020

Aceito em: 13.09.2020

