

Adriana Maria Valladão Novais Rodrigues

**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**

Belo Horizonte

2007

Adriana Maria Valladão Novais Rodrigues

**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**

Tese apresentada ao Curso de Doutorado da
Faculdade de Engenharia da Universidade Federal
de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção
do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Projetos Mecânicos

Orientador: Prof. Antônio Ferreira Ávila

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2007

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Vera e José, pelo amor e incentivo constantes.

À minha tia Maria Eliana Novais, pelo exemplo de mestra.

Ao Prof. Antônio Ferreira Ávila pela orientação e por acreditar no potencial do meu trabalho.

Aos alunos Gabriela e Marcelo, que muito me auxiliaram neste trabalho.

À Maria Elisa de Souza e Silva, amiga de todas as horas.

À Terezinha, membro fundamental da AET, que com sua perspicácia sempre nos mostra um novo caminho.

Ao Prof. Ricardo Oréfice que gentilmente cedeu a Máquina de Ensaio do Laboratório de Compósitos da Escola de Engenharia.

Aos colegas do Departamento que se mantêm firmes na expectativa do meu retorno.

Ao CNPq pela concessão de auxílio para o desenvolvimento do projeto, sem o qual seria impossível sua realização.

*Ao começar meus estudos,
me agradou tanto o passo inicial,
a simples conscientização dos fatos,
as formas, o poder de movimento,
o mais pequeno inseto ou animal,
os sentidos, o dom de ver, o amor
- passo inicial, torno a dizer,
me assustou tanto,
que não foi fácil, para mim, passar
e não foi fácil seguir adiante,
pois eu teria querido ficar ali
flanando o tempo todo,
cantando aquilo
em cânticos extasiados.*

Walt Whitman

RESUMO

Este estudo teve como objetivo principal o desenvolvimento de um material alternativo, de alto desempenho e baixo custo, para a confecção de órteses. Para tanto, foi elaborado um compósito tipo sanduíche invertido, constituído de duas camadas externas de Neoprene® (2,5 mm) envolvendo um núcleo laminado, composto de fibra de vidro com tecidura plana (0°/90°) e gramatura de 200 g, embebida em resina/endurecedor na proporção 75/25. Esse material foi testado em laboratório, por meio do ensaio de flexão, e em uso, por indivíduos durante a realização de tarefas específicas. Os resultados foram comparados com os observados, nas mesmas circunstâncias, em órteses feitas com Ezeform®, material disponível no mercado para essa finalidade. O compósito desenvolvido apresentou características melhores que às do termomoldável e apresentou menor deformação em uso. A órtese de imobilização do punho em extensão tem influência na força de preensão manual e no tempo gasto para realização dos testes, porém sem implicar na impossibilidade de sua execução. A órtese atingiu o objetivo de estabilização do punho e redução da ativação dos músculos extensores do antebraço, importante papel no tratamento de problemas como tendinite dos extensores do punho.

Palavras-chave: compósito, órtese, função manual, características mecânicas.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Órtese para membro superior.....	12
Figura 2 - Órtese para membro inferior.....	12
Figura 3 - Órtese espinhal.....	13
Figura 4 - Órtese dinâmica.....	14
Figura 5 - Órtese estática.....	14
Figura 6 - Órtese drop-out.....	15
Figura 7 - Órtese articulada.....	15
Figura 8 - Órtese estática progressiva.....	16
Figura 9 - Órtese estática seriada.....	17
Figura 10 - Órtese de coaptação.....	19
Figura 11 – Sistema de força de três pontos.....	20
Figura 12 – Equilíbrio do sistema de força de três pontos.....	21
Figura 13 – Órtese Unidirecional.....	22
Figura 14 – Órtese Multidirecional.....	23
Figura 15 - Classificação dos materiais compósitos.....	30

Figura 16 – Compósito particulado.....	31
Figura 17 – Compósito fibroso.....	32
Figura 18 – Compósito laminado.....	34
Figura 19 – Compósito tipo sanduíche.....	35
Figura 20 – Núcleos da estrutura sanduíche.....	36
Figura 21 – Estrutura esquelética da mão.....	38
Figura 22 – Arcos da mão.....	39
Figura 23 – Arcos da mão e preensão.....	40
Figura 24 – Mecanismo extensor.....	41
Figura 25 – Ligamento retinacular.....	42
Figura 26 – Movimento de pinça.....	45
Figura 27 – Inclinação palmar distal do rádio.....	46
Figura 28 - Estrutura do compósito tipo sanduíche invertido.....	65
Figura 29 - Dimensões dos corpos de prova para o Ensaio de Flexão.....	69
Figura 30 - Ensaio de flexão	70
Figura 31 – Máquina de Ensaio Universal Modelo DL3000.....	71

Figura 32 - Órtese de imobilização de punho em extensão.....	76
Figura 33 - Posicionamento dos extensômetros na órtese experimental e na órtese de Ezeform®.....	77
Figura 34 - Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.....	78
Figura 35 - Dinamômetro Jamar®.....	82
Figura 36 - Posicionamento para realização do Teste de Força de Preensão Manual.....	83
Figura 37 - Coleta de dados, mediante utilização do eletromiógrafo MP100WSW, durante a realização do Subteste 6.....	88
Figura 38 - Posicionamento dos eletrodos de superfície e do eletrodo terra.....	90
Figura 39 - CIVM dos músculos flexores do antebraço.....	91
Gráfico 1 - Valores médios de dispersão do módulo de elasticidade (em MPa) em cada condição experimental testada.....	95
Gráfico 2 - Valores médios de dispersão da tensão máxima de flexão (em MPa) em cada condição experimental testada.....	99
Gráfico 3 - Valores médios de dispersão da deformação (em mm/mm) em cada condição experimental testada.....	102
Gráfico 4 - Distribuição das condições experimentais levando-se em conta o módulo de elasticidade e a deformação.....	105

Gráfico 5 - Distribuição das condições experimentais levando-se em conta a tensão à flexão e a deformação.....	106
Gráfico 6 - Distribuição das condições experimentais levando-se em conta a tensão à flexão e o módulo de elasticidade.....	106
Gráfico 7 - Tipo de deformação observada durante o Teste de Força de Preensão com a órtese de Ezeform® (voluntário 1)	109
Gráfico 8 - Tipo de deformação observada durante o subtteste virar cartas com a órtese experimental (voluntário 11)	110
Gráfico 9 – Valores médios da força de preensão sem e com uso de órteses.....	118
Gráfico 10 – Valores médios do tempo gasto na realização de cada subtteste que compõe o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.....	123
Gráfico 11 - Médias da quantidade de ativação dos músculos flexores durante a realização do Teste de Força de Preensão.....	130
Gráfico 12 - Médias da quantidade de ativação dos músculos flexores durante a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.....	131
Gráfico 13 - Médias da quantidade de ativação dos músculos extensores durante a realização do Teste de Força de Preensão.....	131
GRÁFICO 14 - Médias da quantidade de ativação dos músculos extensores durante a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.....	132

Quadro 1 - Fatores e níveis.....	66
Quadro 2 - Condições experimentais.....	68
Quadro 3 - Condições experimentais testadas por meio do Ensaio de Flexão.....	95

LISTA DE TABELAS

1 – Índices de média e desvio padrão do módulo de elasticidade em cada condição experimental testada.....	96
2 - Teste de Kruskal-Wallis relativo ao módulo de elasticidade.....	96
3 - Teste de Dunn para o módulo de elasticidade.....	97
4 - Índices de média e desvio padrão da tensão máxima de flexão verificada em cada condição experimental testada.....	99
5 - Teste de Kruskal-Wallis relativo à tensão máxima de flexão.....	100
6 - Teste de Dunn para a tensão máxima de flexão.....	100
7 - Índices de média e desvio padrão da deformação verificada em cada condição experimental testada.....	102
8 - Teste de Kruskal-Wallis relativo à deformação.....	103
9 - Teste de Dunn para a deformação.....	103
10 – Índices de média e desvio padrão da deformação nos materiais durante a realização dos testes específicos.....	112
11 - Resultado do teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para a deformação em uso.....	114
12 – Valores médios e desvio padrão da variável força de prensão.....	118
13 - Valor p do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon obtidos na comparação entre a força de prensão sem uso de órtese e com uso de ambas as órteses.....	119

14 – Índices de média e desvio padrão do tempo gasto para a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor.....	124
15 – Valor p do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon na comparação entre tempos gastos sem uso de órtese e com uso de ambas as órteses.....	125
16 – Resultados do teste Postos Sinalizados de Wilcoxon na comparação dos dados obtidos com uso da órtese de Ezeform® e da órtese experimental.....	125
17- Valores médios e desvio padrão da quantidade de ativação dos músculos flexores avaliada para cada variável de análise.....	129
18 – Valores médios da quantidade de ativação dos músculos extensores avaliada para cada variável de análise.....	130
19 - Resultados do Teste de Wilcoxon (valor p) para a ação dos músculos do antebraço.....	134

LISTA DE ABREVIATURAS

ASHT	- American Society of Hand Therapists
AVD	- Atividades de Vida Diária
CIVM	- Contração Isométrica Voluntária Máxima
CMC	- Carpometacarpo
CNPq	- Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
DMT	- Dimetilmetacrilato
EEFFTO	- Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional
EMG	- Eletromiografia
IBGE	- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IFD	- Interfalangeana distal
IFP	- Interfalangeana proximal
MCP	- Metacarpofalangeana
PCL	- Policaprolactone
POP	- Plaster of Paris
RMS	- Root Mean Square
SBTM	- Sociedade Brasileira de Terapeutas de Mão
SUS	- Sistema Único de Saúde
TPI	- Transpoliisopreno
UFMG	- Universidade Federal de Minas Gerais

Sumário

1	INTRODUÇÃO	1
2	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	9
2.1	Órtese.....	9
2.1.1	Definições.....	9
2.1.2	Histórico.....	10
2.1.3	Classificação das órteses.....	11
2.1.4	Princípios mecânicos que regem a confecção e a utilização de órteses.....	18
2.1.5	Materiais para confecção de órteses.....	24
2.2	Compósito tipo sanduíche.....	28
2.3	Biomecânica da preensão.....	37
2.4	O uso de órtese e o uso funcional da mão.....	50
2.5	O uso de órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço.....	56
3	OBJETIVOS DO ESTUDO	62
4	HIPÓTESES DO ESTUDO	63
5	METODOLOGIA	64
5.1	Desenvolvimento do compósito do tipo sanduíche para confecção de órteses e sua caracterização mecânica.....	64

5.1.1	Amostra.....	65
5.1.2	Procedimentos.....	70
5.1.3	Análise Estatística.....	72
5.2	Avaliação do comportamento em uso do compósito do tipo sanduíche...73	
5.2.1	Amostra.....	73
5.2.2	Procedimentos.....	75
5.2.3	Análise Estatística.....	84
5.3	A órtese e o uso funcional da mão.....	84
5.3.1	Amostra.....	85
5.3.2	Procedimentos.....	85
5.3.3	Análise estatística.....	86
5.4	O uso da órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço.....	86
5.4.1	Amostra.....	86
5.4.2	Procedimentos.....	86
5.4.3	Análise Estatística.....	92
6	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	94
6.1	Desenvolvimento do compósito do tipo sanduíche para confecção de órteses e sua caracterização mecânica.....	94
6.2	Avaliação do comportamento em uso do compósito do tipo sanduíche.....	108
6.3	A órtese e o uso funcional da mão.....	117
6.4	O uso da órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço.....	128

7	CONCLUSÃO.....	139
	REFERÊNCIAS.....	144
	ANEXOS.....	151

1 INTRODUÇÃO

A Tecnologia de Assistência tem sido usada não só como uma alternativa de intervenção no sentido de aumentar a habilidade funcional de pacientes em atividades de autocuidado, trabalho e lazer (Cook et al, 1995), mas também como suporte para a vida e a participação na comunidade (Hammel et al, 2002). Instrumentos auxiliares para a alimentação e a higiene, sistemas de comunicação suplementar e alternativa, acessórios para computador, modificações no ambiente, órteses e próteses e equipamentos auxiliares para a mobilidade são exemplos de tecnologia de assistência utilizados na prática clínica (Hammel et al, 2002). O uso de todo e qualquer item, equipamento, produto ou sistema desse tipo propicia à pessoa portadora de deficiência uma vida mais independente, produtiva, agradável e bem-sucedida. (Cook et al, 1995; Neistadt, M.E., Crepeau, E.B., 2002).

Entre os diversos tipos de dispositivos ou aparelhos produzidos pela Tecnologia de Assistência, a órtese (FIG. 1) destaca-se como um recurso importante no processo de reabilitação e é amplamente empregado na prática da Terapia Ocupacional. Aplicado externamente ao segmento corporal, esse equipamento é usado para, por meio da aplicação de forças externas direcionadas, manipular uma estrutura anatômica específica e, desse modo, resolver ou minorar problemas resultantes de lesões, doenças, defeitos congênitos ou processos de envelhecimento (Taylor et al, 2003).

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 acessório de auto-ajuda, entre outros (Trombly, 2005; Fess, 2002). Assim sendo, o modelo e a fabricação das órteses utilizadas em diferentes processos de reabilitação podem variar de simples a complexos (Fess, 1995), bem como o material empregado na sua confecção deve atender às exigências da complexidade de cada um desses dispositivos.

Atualmente, no mercado, há uma grande variedade de novos materiais, todos passíveis de ser utilizados na confecção de órteses. Entre eles, destacam-se os termomoldáveis de alta e de baixa temperatura, o *plaster of Paris* (POP), alguns metais, o Neoprene®, a fibra de vidro, o couro e o elastômero. Apesar dessa diversidade, é importante registrar que não existe um material específico que possa ser empregado na confecção de qualquer tipo de órtese. Portanto, para obter sucesso na confecção de um determinado tipo de órtese, o Terapeuta Ocupacional deve associar o conhecimento da real necessidade do seu cliente, bem como de princípios mecânicos, de desenho e de fabricação de equipamentos ao entendimento das características, ou qualidades, que definem cada tipo de material disponível (Rodrigues A M V N, 2002). É com base nesse conjunto de informações que ele vai selecionar um determinado material, em que a combinação das propriedades mecânicas que o caracterizam se ponha a serviço das condições impostas pelo dispositivo a ser construído para uso de um paciente específico (Stanley, 1992; Byron, 1995; Hogan et al, 1998; Lau, 1998).

Inseridos no mercado na década de 1960, os termomoldáveis de baixa temperatura fazem parte do principal grupo de materiais mais utilizados, atualmente, na fabricação de órteses (Shimeld et al, 1982; Breger-Lee et al, 1992; Breger-Lee, 1995; Stern, 1998). A opção por esse tipo de material justifica-se por ser ele de fácil manipulação, pois se aquece rapidamente com calor úmido, a uma temperatura de

72 C, e pode ser moldado diretamente sobre o segmento corporal do paciente, o que possibilita a consecução da forma desejada e a oferta das propriedades mecânicas adequadas às condições específicas da órtese a ser confeccionada (Nagata et al, 1991; Breger-Lee, 1995; Trombly, 2005; Stern, 1998).

O aparecimento desses materiais, sem dúvida, facilitou enormemente o processo de confecção de órteses. No Brasil, no entanto, sua utilização ainda enfrenta algumas restrições. A primeira delas diz respeito à dificuldade de aquisição do material, pois, como são importados, os revendedores, no país, além de optar por oferecer ao consumidor um número reduzido de variedades, também costumam, dado o alto custo de importação dos termomoldáveis, disponibilizar, preferentemente, aqueles mais baratos. Assim sendo, embora a variedade de material termomoldável seja ampla, essa disponibilidade está restrita, no país, aos materiais de menor custo. No entanto, apesar desse acesso a materiais mais baratos, o custo repassado ao consumidor ainda é considerado alto, o que impõe uma outra restrição ao seu uso, que não pode ser ignorada. Apenas como exemplo, uma placa de material termomoldável medindo 3,2 mm x 45,7 cm x 60,9 cm custa, aproximadamente, R\$ 368,00 (trezentos e sessenta e oito reais)¹, um valor bem elevado, sobretudo se forem considerados, entre outros fatores, o tipo de patologia do cliente e a quantidade de órteses que pode ser confeccionada por placa.

A população brasileira, em sua grande maioria, justamente aquela em que, de modo geral, se inserem as pessoas que têm indicação para o uso de órteses, apresenta condição socioeconômica média/baixa e precisa recorrer ao SUS, ou a instituições clínicas credenciadas a convênios de saúde, para poder tratar de sua saúde. No Brasil, segundo dados do IBGE (www.assistiva.org.br), os portadores de

¹ Preço informado, na época, na *Hand Shop*, estabelecimento comercial especializado, situado em Belo Horizonte/MG.

necessidades especiais correspondem a 24,6 milhões – ou seja, 16% do total – da sua população. Embora nem todos precisem do uso de equipamentos criados pela Tecnologia de Assistência, acredita-se, ainda sim, que uma parcela importante dessa população possa ser beneficiada pela aplicação e pela disseminação de algum tipo de tecnologia (Tomaszewski e Balbinot, 2007). Em Belo Horizonte, no período de novembro de 1999 a junho de 2004, o SUS disponibilizou recursos no valor de R\$ 26.402.655,91 (vinte e seis milhões, quatrocentos e dois mil, seiscentos e cinqüenta e cinco reais e noventa e um centavos) – em média, R\$ 5.280.531,18 (cinco milhões, duzentos e oitenta mil, quinhentos e trinta e um reais e dezoito centavos) por ano – para a realização dos procedimentos “prótese/órtese” (PBH/SMSA/SAI-SUS). Em 2005, foram gastos, em Belo Horizonte, recursos no valor de R\$ 6.853.177,59 (seis milhões, oitocentos e cinqüenta e três mil, cento e setenta e sete reais e cinqüenta e nove centavos) para o atendimento de 482.155 (quatrocentos e oitenta e dois mil, cento e cinqüenta e cinco) procedimentos de “prótese/órtese” (DATA/SUS). Baseando-se apenas no número de procedimentos autorizados nesse ano e supondo-se que ele corresponda ao total de pessoas atendidas, pode-se inferir que 19% da população belo-horizontina tiveram de usar algum dispositivo de assistência.

Deve-se registrar que os recursos autorizados pelo SUS são destinados ao pagamento de alguns tipos de órteses e não abrangem todo e qualquer tipo de dispositivo. A par disso, convém ressaltar que a grande maioria dos planos de saúde não paga pelo procedimento “confecção de órteses”, quaisquer que sejam elas. Esse fato implica que, muitas vezes, como num círculo vicioso, os pacientes têm de retomar a primeira opção – qual seja, a de arcar com as despesas da confecção da(s) próprias(s) órtese(s).

Outra questão a ser enfatizada é a que diz respeito ao tipo de material disponível no mercado brasileiro em relação às características das órteses a serem confeccionadas. Como a oferta está restrita a dois ou três tipos de material termomoldável, dado o custo imposto pela importação do produto, nem sempre eles apresentam as melhores características mecânicas necessárias à especificidade de cada órtese. Esse fato contribui significativamente para uma incompatibilidade entre material e produto final, o que implica redução na durabilidade do dispositivo, bem como dificuldade para atingir os objetivos esperados, e, conseqüentemente, ônus para o cliente e/ou para o SUS.

Diante dos problemas mencionados anteriormente parece natural a procura por um material alternativo que atenda às seguintes premissas: alto desempenho, versatilidade, baixo custo e fácil manipulação. Segundo Daniel e Ishai (1994), os materiais compósitos pertencem à classe dos materiais de alto desempenho. Mais ainda, estes autores mencionam que dependendo da escolha do tipo de material compósito o processo produtivo é bastante simples e existe a possibilidade de produção de peças das mais diversas geometrias. Outro fato mencionado por Daniel e Ishai (1994) é que a seleção dos materiais constituintes dos compósitos pode fazer com que o custo destes materiais não seja elevado. Como os compósitos são materiais com potencial para atender às premissas mencionadas, torna-se natural a sua escolha como material para este estudo.

Como este estudo utilizará a órtese de punho e o carregamento que mais influencia na deformação do dispositivo é a flexão, optou-se pelo compósito tipo sanduíche. A utilização da estrutura tipo sanduíche na confecção de órteses tem-se mostrado vantajosa, já que permite uma elevada resistência à flexão, com baixo peso. A hipótese, neste estudo, é a de que um compósito com estrutura sanduíche **invertida** – ou seja, que se constitua de um núcleo laminado envolvido por duas camadas externas de borracha – poderá oferecer características mecânicas que, além de adequadas à confecção de órteses, se

associem a conforto, segurança e custo reduzido. A estrutura invertida permite pressupor que a face responsável pela matriz de rigidez do compósito passe a ser o núcleo composto por fibras com arranjos unidirecionais e não mais as faces externas do compósito, ainda que estas também contribuam para tanto. Como as fibras unidirecionais oferecem propriedades anisotrópicas – particularmente boa resistência e rigidez paralela às suas fibras –, acredita-se que esse tipo de fibra se revele mais adequado a suportar as tensões sofridas por uma órtese, enquanto em uso. Pretende-se, portanto, avaliar: a distribuição de tensões ao longo da estrutura do compósito tipo sanduíche quando submetido à carga de flexão; a qualidade mecânica do compósito sanduíche em comparação com a do material termomoldável disponível no mercado (padrão ouro); e, finalmente, a distribuição de tensões ao longo da estrutura da órtese confeccionada com o compósito tipo sanduíche, enquanto em uso pelo cliente, mas durante a realização de tarefas específicas.

Além das dificuldades concernentes a diferentes materiais indicados, ou não, para a confecção de órteses, muitos também 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 indicado 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 et al, 1997; Bulthaupt et al, 1999). Há, porém, divergências quanto à posição ótima para a imobilização do punho, tendo-se em vista favorecer a função e a força de preensão manual.

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 et al, 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 (Hazelton, apud Carlson, 1996) ou posição neutra (0°) (Pryce, apud Carlson, 1996). Em face dessas várias possibilidades, no presente estudo, levando-se em consideração o novo material desenvolvido, pretende-se, também, avaliar o efeito do uso de órtese de imobilização do punho na função manual e na força de preensão.

Outra questão freqüentemente discutida é a influência do uso de órtese na função manual, que diz respeito ao grau de ativação dos músculos extensores e flexores do antebraço durante a realização de tarefas do cotidiano. Considera-se o punho uma articulação estratégica na cadeia cinética que regula a eficácia dos movimentos digitais da função da mão (Schultz-Johnson, 1996). É a posição do punho que mantém a unidade musculotendínea extrínseca em tensão crítica e é a partir da definição do arco de movimento do punho que a mão pode demonstrar seu conjunto de movimentos funcionais (Schultz-Johnson, 1996). Na execução dos movimentos funcionais da mão, os músculos do punho são responsáveis por proporcionar estabilidade a essa articulação, por aumentar a força de preensão e, ainda, por posicionar os dedos (Carlson et al, 1983).

Para se manter a estabilidade do punho, fazem-se necessárias tanto a coativação quanto a ativação individual dos flexores e extensores do punho (Matsushita et al, 1995). Os extensores do punho têm, especificamente, o duplo papel de, ao mesmo tempo, inibir e estabilizar forças durante o movimento de preensão (Bober et al, 1982; Johansson et al, 2004). No caso específico das tendinites de extensores do punho, a premissa básica para a indicação de órteses de imobilização do punho em extensão é a

necessidade de, durante as atividades funcionais, se proporcionar repouso aos músculos extensores do punho. Nesse caso, a hipótese é a de que a imobilização do punho em extensão, mediante uso de órtese, vá diminuir a atividade dos músculos extensores durante a realização das tarefas cotidianas. E isso ocorre porque o uso desse dispositivo substitui a ação primária dos extensores – a de extensão do punho – e mantém a musculatura encurtada. A proposta é, pois, a de verificar se, de fato, o uso de órtese de imobilização do punho em extensão permite a redução da ativação dos músculos extensores.

Neste capítulo foram estabelecidas as razões para o desenvolvimento do estudo e as hipóteses a serem averiguadas. No capítulo 2 é apresentada uma revisão da literatura sobre os temas pertinentes a este estudo, enfatizando a caracterização de órteses e compósitos. A metodologia utilizada durante este trabalho será descrita no capítulo 3, enquanto que no capítulo 4, os resultados são apresentados e analisados. Finalmente, no capítulo 5 são apresentadas as conclusões do trabalho e em seguida as referências bibliográficas utilizadas.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Órtese

2.1.1 Definições

Os termos órtese, *splint* e *brace* são empregados, muitas vezes, como sinônimos pelos profissionais de reabilitação (Fess, 2002). *Splint* é o nome que se dá a um material, rígido ou flexível, usado para proteger, imobilizar ou restringir determinado movimento em certa região. Termo arcaico que designa braço ou armadura, *brace* é um dispositivo que oferece suporte a estruturas móveis. Por sua vez, o termo órtese origina-se da palavra grega *orthosi*, ('correto', 'vertical'), nomeia um equipamento desenhado para corrigir alterações (Fess, 2002). Apesar, porém, das sutis diferenças, esses três termos enfocam a questão da imobilização, suporte ou restrição. Neste trabalho, órtese será o termo utilizado como referência.

Segundo Taylor et al (2003), a órtese é um equipamento a ser aplicado externamente ao corpo humano para, mediante a aplicação de forças externas de maneira controlada, manipular estruturas anatômicas específicas a fim de se atingir um objetivo determinado. Essencialmente, considera-se que o uso desse dispositivo busca, principalmente, possibilitar uma função (Fess, 2002); proteger o segmento corporal e possibilitar a cicatrização de estruturas (Fess, 1995; Redford et al, 1995; Taylor et al, 2003); prevenir ou

corrigir deformidades (Fess, 1995; Redford et al, 1995; Hunter et al, 2002, Taylor et al, 2003) ou, ainda, servir de base para acessórios de auto-ajuda (Fess, 1995; Fess, 2002).

2.1.2 Histórico

O uso de órtese no tratamento de indivíduos não é uma proposta nova (Rodrigues, 2002). Desde o início dos tempos, encontram-se indícios do emprego desses dispositivos pela população mundial. Acredita-se que muitos desses indícios, relacionados com os desconfortos físicos em geral, evocam uma resposta instintiva do indivíduo para imobilizar um determinado segmento corporal doloroso, lançando mão do uso de apoios ou dispositivos externos (Fess, 2002).

No período de 460 a 477 a.C., as órteses – confeccionadas de bambu, madeira, metal, tecido ou couro – eram, usadas primariamente, no tratamento de fraturas. Na época medieval (1000 dC), introduziu-se a utilização de substâncias à base de farinha, ovo e vegetais para auxiliar na construção e na fixação de órteses (Fess, 2002). Com o passar dos anos, esses dispositivos vão se desenvolver em vários sentidos – introduzem-se novos materiais na sua confecção, diversificam-se as seqüelas atendidas e, conseqüentemente, os tipos de órteses utilizadas, ampliam-se os objetivos a serem atingidos (Fess, 2002).

Desse modo, o uso de tais dispositivos passa a ser indicado no tratamento não só de fraturas, mas também de seqüelas de combate (1750), da poliomielite (1900), da infecção cicatricial (1924), das

lesões da mão no pós-guerra (1940), de lesões da mão relacionadas ao trabalho (1970) e outras (Fess,2002). Essas novas possibilidades de uso exigiram a busca de novos tipos de material e a construção de diferentes tipos de dispositivos para fins diversos. Se, no início, elas eram indicadas para suporte de um segmento corporal, o foco principal da indicação de órteses passou a ser a manutenção de equilíbrio entre os músculos e o encorajamento da função, o que tornou a reabilitação mais sofisticada e as atividades vocacionais mais enfatizadas (Fess, 2002).

2.1.3 Classificação das órteses

A reabilitação ortótica, torna-se, assim, uma combinação de ciência e arte que envolve prescrição, projeto, fabricação, inspecção e treinamento de uso desses dispositivos para possibilitar uma determinada função. A definição do tipo e a fabricação sob medida da órtese a ser utilizada são aspectos importantes no que concerne ao oferecimento de um cuidado ótimo para pessoas que apresentam déficits funcionais (Coppard, 2001).

Os diferentes tipos de órteses existentes podem ser classificados, considerando-se a localização anatômica recomendada, as características mecânicas definidas, a fonte de força a ser usada ou, ainda, o material a ser utilizado. De acordo com a localização anatômica, Redford et al (1995) classifica-as em três grandes grupos: órteses para membros superiores (FIG. 1), órteses para membros inferiores (FIG. 2) e órteses espinhais (FIG. 3). Cada um destes grupos é constituído por vários tipos de dispositivos relacionados às diferentes articulações pertinentes.



FIGURA 1 – Órtese para membro superior



FIGURA 2 – Órtese para membro inferior
Fonte: Catalogue Orfit, 1996?, p.4



FIGURA 3 – Órtese espinhal
Fonte: <http://www.fisionet.com.br>

Segundo Stanley (1992), de acordo com sua função básica, as órteses podem ser classificadas em seis tipos: estática, dinâmica, *drop-out*, articulada, estática progressiva e estática seriada. As órteses de mobilização apresentam partes móveis que possibilitam a mobilização de articulações primárias ou secundárias, para controle ou restauração do movimento. Também conhecidas como dinâmicas, essas órteses, como se mostra na FIG. 4, apresentam auto-ajustes resistentes ou componentes elásticos que geram uma força de mobilização em determinado segmento corporal, o que vai resultar num movimento passivo de determinada articulação ou de sucessivas articulações. Durante o uso desse tipo de dispositivo, a força de tração, que não pode ser graduada, deve ser constante e, para ela ser eficaz, a forquilha deve estar posicionada de modo que a tração exercida respeite o princípio mecânico de força rotacionária ótima (Stanley, 1992).



FIGURA 4 – Órtese dinâmica

As órteses restritivas ou estáticas, como se pode observar na FIG. 5, não apresentam partes móveis, a fim de limitar a movimentação de determinada articulação (Coppard, 2001). Assim sendo, são usados para repouso ou suporte rígido de um segmento corporal, visando-se a diminuir progressivamente as contraturas ou a alinhar determinada articulação após procedimentos cirúrgicos mantendo os tecidos em uma posição livre de estresse para atingir uma cicatrização ótima e mínimo atrito (Schultz-Johnson, 1996).



FIGURA 5 – Órtese estática

As órteses *drop-out* (FIG. 6), embora bloqueiem o movimento de uma articulação em determinada direção, permitem o movimento em outra (Stanley, 1992). As órteses articuladas são constituídas de dois componentes estáticos que, conectados entre si, permitem movimento em um único plano, segundo um arco de movimento específico (FIG. 7) (Stanley, 1992).

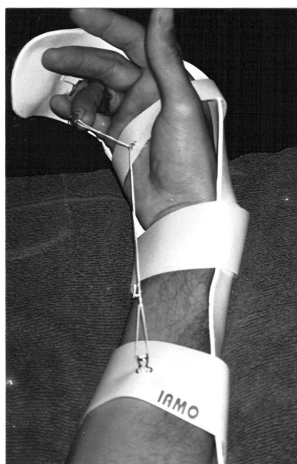


FIGURA 6 – Órtese drop-out

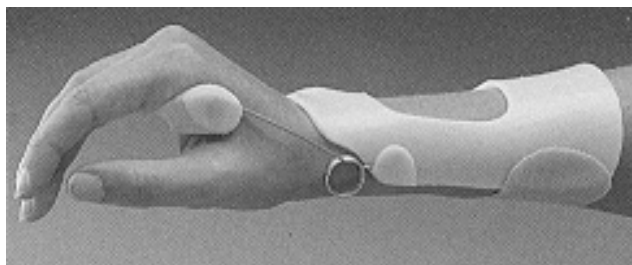


FIGURA 7 – Órtese articulada
Fonte: Catalogue Orfit, 1996?, p.4

A órtese estática progressiva envolve o uso de componentes inelásticos, que permitem a alteração progressiva da amplitude de movimento de uma articulação, sem se alterar a estrutura da órtese (FIG. 8). Seu desenho é semelhante ao da órtese dinâmica, pois apresenta base de suporte e dispositivo para aplicação de força externa. A aplicação do torque à articulação a ser mobilizada envolve, no entanto, o uso de componentes de força inelásticos para possibilitar mudança progressiva da posição articular. Assim sendo, pode-se alterar a amplitude de movimento, sem se interferir na estrutura da órtese (Colditz, 2002). Nesse dispositivo ortótico, introduz-se o conceito de estresse controlado pelo próprio paciente, mediante aplicação do torque graduado pelo componente inelástico, que deve ser ajustado com o grau de tolerância do usuário (Schultz-Johnson, 2002).

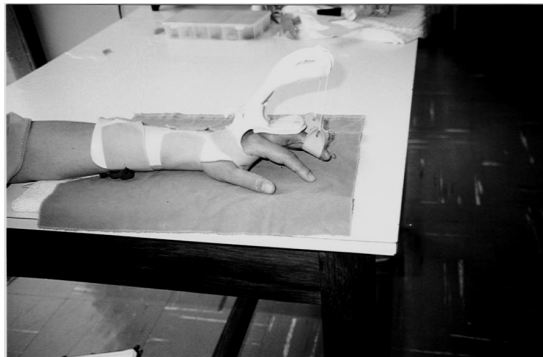


FIGURA 8 – Órtese estática progressiva

A órtese seriada (FIG. 9) é confeccionada com o objetivo de acomodar o aumento de mobilidade articular em função do remodelamento constante do dispositivo. A modelagem inicial faz-se com o tecido em sua capacidade máxima de alongamento, de forma que a força resultante de sua aplicação favoreça o crescimento tecidual. Portanto, para o tecido acomodar ao estresse aplicado, seu uso deve ser prolongado e, frequentemente, começa pela colocação da órtese após a sessão de terapia e durante o sono. Quando a acomodação tecidual é alcançada, uma nova órtese é fabricada ou, então, a

órtese existente é aquecida e remodelada, a fim de se manter o tecido em um novo padrão de alongamento (Colditz, 2002).



FIGURA 9 – Órtese estática seriada

Embora essas classificações ainda sejam utilizadas pelos terapeutas, a Sociedade Americana de Terapeutas da Mão (ASHT) vem adotando, mais recentemente, uma nova classificação, que categoriza as órteses de maneira mais lógica, organizada e prática, cuja terminologia é mais adequada e eficiente (Neistadt et al, 2002; Fess, 2002; Hunter et al, 2002). Nessa classificação, uniformizaram-se as categorias de órteses para membros superiores e para membros inferiores, nomeando-os de acordo com seu propósito funcional (Hunter et al, 2002; Fess, 2002). Nesse novo sistema, as órteses são categorizadas considerando-se (1) a localização anatômica, (2) a direção cinemática, (3) o objetivo principal e a (4) inclusão de articulações secundárias.

A **localização anatômica** define a principal articulação ou os segmentos afetados pela órtese. A **direção cinemática** determina em que direção - flexão, extensão, rotação - as articulações envolvidas devem ser movidas. O **objetivo principal** implica mobilização - aumento ou encorajamento do movimento -, imobilização – evitação do movimento - ou restrição – oferta de movimento parcial, restringindo direção e grau de movimento. A **inclusão de articulações** secundárias, ou seja, não principais, diz respeito ao número dessas articulações incluídas na órtese, o que a define como tipo 0 - não envolve articulações secundárias -, tipo 1 – envolve uma articulação secundária - ou tipo 2 – envolve duas ou mais articulações secundárias (Hunter et al, 2002). A combinação desses quatro princípios define a órtese sem que o terapeuta se perca em uma multiplicidade de opções de modelos específicos.

Independentemente de sua classificação, o sucesso de uma órtese está diretamente relacionado aos princípios da mecânica que devem ser aplicados diretamente ao projeto e à confecção da órtese para que o potencial total da reabilitação seja alcançado (Fess, 1995). A adequada manipulação desses conceitos aumenta a eficiência da órtese, possibilita o conforto e a função do usuário, além de contribuir para a durabilidade, bem como para a redução não só do custo final, mas também do índice de frustração do cliente (Giurintano, 1995; Trombly, 2005).

2.1.4 Princípios mecânicos que regem a confecção e a utilização de órteses

Mecanicamente, as órteses atuam de duas formas básicas: como um sistema de coaptação ou como um sistema de forças de três pontos. Um pequeno número de órteses especializadas compõe o grupo

das órteses de coaptação. Com estrutura circunferencial, as órteses de coaptação apresentam um sistema de forças circunferenciais direcionadas para um ponto central (FIG.10), o que permite, concomitantemente, movimento e proteção de estruturas cicatriciais. Segundo Van Lede (2002), a órtese de coaptação consiste em um circuito fechado, usualmente de material elástico leve, que envolve uma ou mais articulações em posição flexionada. Esse tipo de órtese é classificada, usualmente, como não articular (Fess, 1995).



FIGURA 10 – Órtese de coaptação

Fonte: [http:// www.fisionet.com.br](http://www.fisionet.com.br)

Contudo, para controlar ou afetar o movimento articular, a maioria das órteses usadas na clínica utiliza o sistema de forças de três pontos (FIG. 11), que se organiza em um consistente padrão linear de forças paralelas e opostas, em que uma força central (e) é direcionada em oposição a uma força distal (f) e a uma outra proximal (r) (Fess, 1995).

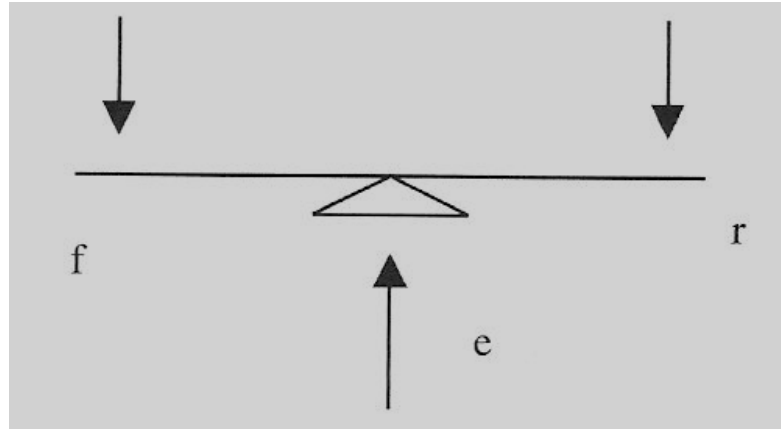


FIGURA 11 – Sistema de força de três pontos
 Fonte: Cavalcanti e Galvão, 2007, p.442

Esse tipo de órtese baseia-se no sistema de alavanca de primeira classe (FIG. 12) que incorpora força (F), resistências (R), eixo (E) de rotação e braços de movimento, em que $E = F + R$. O equilíbrio desse sistema é definido segundo a fórmula $f \times d_f = r \times d_r$, em que f é a força aplicada, d_f é o braço de movimento desta força, r é a força de resistência e d_r é o braço de movimento da resistência. Na confecção de uma órtese desse tipo, o terapeuta deve buscar sempre o equilíbrio entre os dois braços de força e as forças aplicadas, ou seja, construir um sistema com vantagem mecânica adequada, um sistema de forças favorável (Fess, 1995).

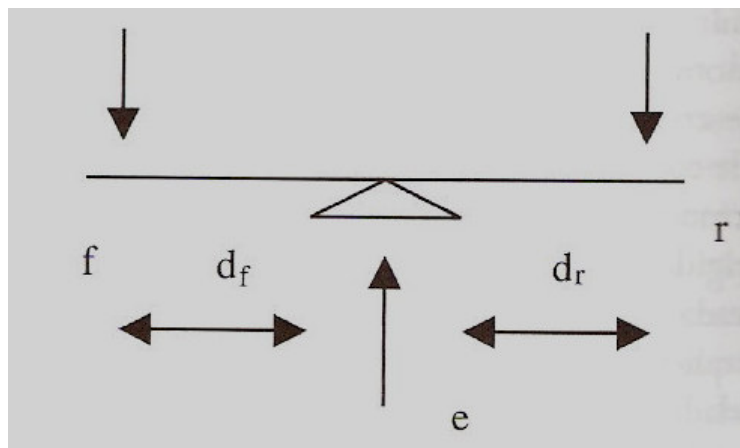


FIGURA 12 – Equilíbrio do sistema de força de três pontos
 Fonte: Cavalcanti e Galvão, 2007, p.442

O uso do princípio da vantagem mecânica interfere diretamente na durabilidade e no conforto do aparelho ortótico. A vantagem mecânica (VM) define-se como a relação entre o comprimento do braço de força (BF) e o comprimento do braço de resistência (BR), isto é, $VM = BF/BR$. Assim sendo, quanto maior o BR, menor a vantagem mecânica e, conseqüentemente, quanto maior a VM menor a força a ser aplicada sobre o segmento corporal, o que vai implicar menor pressão sobre a região e maior conforto para o usuário (Cavalcanti e Galvão, 2007).

Em termos cinemáticos, de acordo com a direção da força aplicada para alterar, ou afetar o movimento articular, as órteses que utilizam o sistema de três pontos classificam-se em unidirecionais ou multidirecionais. O primeiro subgrupo abrange aquelas órteses que proporcionam o movimento articular na mesma direção, independentemente de o segmento longitudinal abranger uma ou mais articulações (FIG. 13). Quando, ao longo do segmento longitudinal, as articulações são movidas na mesma direção cinemática – em direção, por exemplo, à flexão ou à extensão -, a força atua sobre a articulação em

apenas um plano e, portanto, é unidirecional. Se, ao contrário, as articulações de uma mesma cadeia longitudinal têm mais de uma direção de tração, elas são consideradas multidirecionais. Em geral, as órteses com múltiplas direções cinemáticas, como a que é mostrada na FIG. 14, estabilizam alguma articulação (proximal) e, ao mesmo tempo, afetam, ou controlam, o movimento em outras (Fess, 1995).



FIGURA 13 – Órtese Unidirecional
Fonte: Cavalcanti e Galvão, 2007, p.441

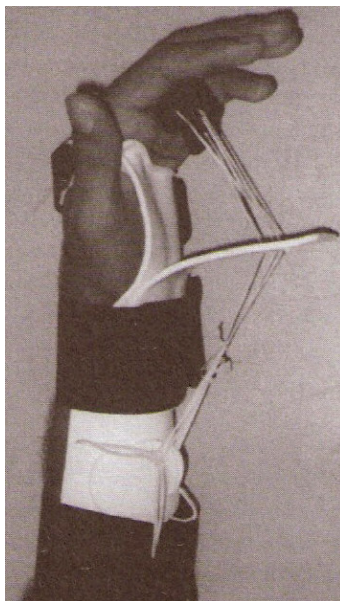


FIGURA 14 – Órtese Multidirecional
Fonte: Cavalcanti e Galvão, 2007, p.442

Esse sistema de forças aplicado a um segmento corporal implica a ação de forças externas ao tecido mole, gerando forças internas ou tensões em resposta (Fess, 1987; Fess, 1995). Há três tipos de estresse: tração, compressão e cisalhamento. O estresse de tração ocorre quando duas forças opostas atuam sobre um mesmo objeto; o estresse de compressão ocorre quando duas forças atuam sobre um objeto na mesma direção; e o estresse de cisalhamento, quando duas forças paralelas e opostas atuam sobre diferentes faces de um mesmo objeto (Fess, 1995). Durante o uso das órteses, esse três tipos de estresse ocorrem em combinação ou não. Para o sucesso do dispositivo, o importante é reconhecer como e quando esses tipos de estresse ocorrem, bem como como evitá-los ou como aplicá-los a fim de evitar qualquer dano no tecido mole subjacente. A utilização dos princípios descritos permite que o terapeuta evite, entre outros problemas, pontos de pressão, lesões do tecido mole, rupturas de estruturas e necrose (Cavalcanti e Galvão, 2007).

2.1.5 Materiais para confecção de órteses

Para produzir uma órtese que seja bem tolerada, durável e visualmente aceitável, é indispensável levar em consideração os princípios mecânicos necessários, estabilizar a superfície das articulações envolvidas, proporcionar fixação segura, utilizar material e equipamento apropriados e seguros, empregar o tipo de aquecimento e de temperatura apropriados para o tipo de material escolhido, dar acabamento adequado e proporcionar a ventilação necessária (Fess, 1987; Van Lede, 2002). Com relação ao material a ser utilizado na confecção de órteses, tem sido contínua, na reabilitação ortótica, a busca de novos e melhores materiais. Isto se deve ao fato de que, no processo de reabilitação, a escolha e a fabricação de determinado modelo de órteses variam de simples a complexas (Fess, 1995) e o material a ser utilizado na sua confecção deve ser compatível com o nível de sua complexidade.

Durante o século XX, verificaram-se grandes avanços na tecnologia de materiais para órtese. Foi sem precedentes a rápida transição ocorrida dos materiais à base de fibras naturais - como madeira e tecido -, para metal e plástico e, eventualmente, para uma grande linha de materiais à base de plásticos mais sofisticados (Fess, 2002). É interessante notar que estes avanços não decorreram de pesquisas voltadas, especificamente, para a área de reabilitação ortótica, mas de estudos para o desenvolvimento de produtos e tecnologias necessários às indústrias bélica e aeronáutica (Fess, 2002).

Até a década de 1950, as órteses eram fabricadas, mais frequentemente, de madeira, aço, ferro, alumínio ou *plaster of Paris* (POP) – material vulgarmente conhecido como atadura gessada. Trabalhar com esses tipos de material era difícil, exigia grande disponibilidade de tempo e o produto final era, na

maioria das vezes, pesado e volumoso para se usar (Breger-Lee et al, 1991). Esses inconvenientes levaram a uma busca contínua de novos materiais que associassem características de resistência e, ao mesmo tempo, possibilitassem a construção de um produto que melhor atendessem às necessidades estéticas e de conforto para o usuário.

Em 1960, o aparecimento de termomoldáveis de alta temperatura como - o Royalite® e o Plexiglas™, entre outros - significou uma considerável melhoria. No entanto, para se aquecer esse tipo de material, requeria-se, então, uma temperatura de 225 C e, para se fabricar a órtese, fazia-se necessário um molde positivo. Apesar de todo o esforço despendido nesse processo, porém o contorno do produto final continuava inapropriado e o acabamento das bordas tinha que ser feito com lixas de papel ou metal (Breger-Lee, 1991; Hogan et al, 1998; Lau, 1998).

Embora menos utilizados atualmente, os termomoldáveis de alta temperatura continuam disponíveis no mercado nas formas de lâminas ou placas de várias espessuras, e em dois tipos: (1) o rígido - como o Royalite®, o Kidex® e o Plexiglas™ - (2) e o flexível - como o Plastizote®, o AliPlast®, o Nickelplast® e Evazote® (Tromby, 2005). Para se tornarem flexíveis, os termomoldáveis de alta temperatura rígidos devem ser aquecidos a uma temperatura que varia entre de 135 C a 158 C e ainda requerem a utilização de um molde positivo para fabricação da órtese. Esse tipo de material é mais utilizado na fabricação de órteses para pacientes com significativa espasticidade ou quando a órtese deve ser utilizada por tempo prolongado (Trombly, 2005). Já os termomoldáveis de alta temperatura flexíveis necessitam de um aquecimento que varia de 102 C a 158 C e, desde que haja uma barreira térmica -, por exemplo, uma malha de algodão -, podem ser aplicados diretamente sobre o corpo do paciente

para moldagem. Esse tipo de termomoldáveis são mais aplicados em órteses de proteção (Trombly, 2005).

Atualmente, os terapeutas dispõem de uma grande variedade de materiais disponíveis no mercado - plásticos de alta temperatura, *plaster of Paris* (POP), lâminas de metal/aramé, Neoprene®, plásticos de baixa temperatura, fibra de vidro, couro, elastômero, tecidos e outros. No entanto, ainda que o terapeuta disponha dessa gama de opções, não se conhece, até o presente, um material que possa ser utilizado para qualquer tipo de órtese. Para se atingir sucesso na confecção de um dispositivo, o ideal consiste em se definir, primeiro, o material mais apropriado ao tipo de órtese que está adequada à real necessidade do cliente (Byron, 1995; Stanley, 1992; Lau, 1998) e, para tanto, o conhecimento das características ou qualidades que definem os materiais é fundamental (Rodrigues, 2002). Deve-se selecionar um material com base na combinação das suas propriedades mecânicas a serviço das condições necessárias ao componente (Hogan et al, 1998).

Considerando-se essa interação de fatores, os termomoldáveis de baixa temperatura, embora disponíveis apenas desde 1964, fazem parte, hoje, do principal grupo de material utilizado na confecção de órteses (Shimeld et al, 1982; Breger-Lee et al, 1992; Breger-Lee, 1995; Stern et al, 1998). Esse tipo de material é de fácil utilização, pois, por se aquecer rapidamente em água a uma temperatura de 72 C, pode ser moldado diretamente sobre o corpo do paciente, sem necessidade de adição de componentes, e adquire a forma desejada e oferecendo propriedades mecânicas adequadas (Nagata et al, 1991; Breger-Lee, 1995; Stern et al, 1998; Trombly, 2005).

Os termomoldáveis de baixa temperatura, por possuírem, diferentes propriedades, influenciam as características de manuseio - como conformabilidade e rigidez - e, conseqüentemente, podem prover diferentes construções, ajustes e vantagens estéticas (Lau, 1998). Com a variedade de escolhas à sua disposição atualmente (Vieira et al, 2006), o terapeuta pode fabricar órteses usando um material termomoldável de baixa temperatura com características de moldabilidade, durabilidade e espessura adaptáveis às necessidades particulares de cada indivíduo (Breger-Lee et al, 1991; Hogan et al, 1998).

Breger-Lee (1995) menciona que, os termomoldáveis de baixa temperatura, de acordo com sua matriz, podem ser classificados em quatro grupos: elásticos; plásticos; de borracha e misto (plásticos/e de borracha). Os principais desses grupos e, também os mais utilizados na prática clínica, são os plásticos e de borracha (Breger-Lee, 1991; Breger-Lee, 1995; Hogan et al, 1998). O grupo dos plásticos tem como matriz o policaprolactone (PCL) e apresentam quantidades variadas de sua base associada com estabilizadores e modificadores - resinas e elastômeros -, que permitem melhor efeito na memória, na qualidade da moldabilidade, na durabilidade e na rigidez. Materiais à base de PCL possibilitam maior detalhamento anatômico, sem necessidade de excessiva manipulação ou força (Neistadt et al, 2002; Trombly, 2005). O grupo dos materiais de borracha tem como base o transpoliisopreno (TPI), combinado com quantidades variadas de *fillers* e é conformado em placas de espessuras variadas - 1/8 ou 1/6 polegadas (Trombly, 2005). Termomoldáveis à base de borracha tendem a ser mais resistentes ao alongamento e à impressão das digitais (Coppard, 2001). Nesse grupo, destacam-se como os mais usados pelos terapeutas membros da Sociedade Americana de Terapeutas de Mão, o Ezeform® e o Polyform®. No grupo dos plásticos, destacam-se o Aquaplast® e o Polyflex II® (Breger-Lee, 1995). No Brasil, o Ezeform® e o Aquaplast® também são os mais utilizados na prática clínica (Rodrigues, 2002).

Considerando-se a composição dos termomoldáveis, é possível definir-se, mesmo que preliminarmente, a sua aplicação clínica. Segundo Stanley (1992), o termomoldável com uma alta base de plástico deve ser o material de escolha quando o projeto da órtese exige íntima conformidade com a mão. Se, porém, a órtese requer constante remodelamento, o termomoldável com matriz borracha é o desejável. Para uma órtese de coaptação, o material a ser utilizado deve dispor de uma flexibilidade tal que permita ao paciente colocar e retirar o dispositivo com facilidade. Neste caso, o termomoldável indicado não pode fraturar-se por fadiga em decorrência de repetidas aplicações da órtese.

2.2 *Compósito tipo sanduíche*

O desenvolvimento de materiais compósitos vem buscando uma associação de dois materiais com o objetivo de oferecer uma combinação de propriedades que não poderiam ser alcançadas se fossem utilizados isoladamente (Askeland, 1994). Nesse sentido, pesquisadores têm combinado vários tipos de metais, cerâmicas e polímeros para produzir um terceiro material mais eficiente, uma nova geração de materiais extraordinários. Muitos compósitos têm sido criados para promover combinações de diferentes características mecânicas - como rigidez, dureza e resistência à temperatura ambiente e a altas temperaturas (Callister, 1991), baixo peso, resistência à corrosão e condutividade (Askeland, 1994).

Compósito define-se, pois, como um material multifásico (duas ou mais fases) (Callister, 1991), cujo desempenho e cujas propriedades são projetados para serem superiores aos de seus constituintes considerados isoladamente (Daniel e Ishai, 1994). Segundo Tenek et al (1997), esse tipo de material

resulta da associação de dois ou mais componentes orgânicos ou inorgânicos, em que um deles é utilizado como matriz e o(s) outro(s) como fibra. Dependendo das interações químicas ou de outros efeitos decorrentes do processo, algumas vezes, um componente adicional, denominado interface, pode se inserir entre a fibra e a matriz (Ribeiro apud Bueno, 2002).

O componente utilizado como matriz, geralmente, menos rígido e menos resistente que o componente usado como fibra, tem como principais funções unir as fibras de reforço, separar as fibras individuais, para impedir a abrasão entre elas, bem como para transferir e distribuir as cargas aplicadas (Ribeiro apud Bueno, 2002). Para se evitar a separação interfacial entre os componentes de um compósito e para, conseqüentemente, se transferirem e distribuírem as cargas externas aplicadas, a ligação entre as fibras e a matriz deve ser suficientemente forte (Ribeiro, 2000). Segundo Smith (1998), as resinas de poliéster e epóxi são as mais utilizadas como matriz para obtenção de plásticos reforçados por fibras. As resinas poliésteres apresentam boa resistência química, facilidade de trabalho, boa estabilidade dimensional, temperatura de serviço em torno de 120 C, associado a um custo mais baixo (Bueno, 2002). As resinas epóxi embora tenham um custo superior ao da resina poliéster, apresentam ótima resistência à tração e alongamento médio, boa estabilidade dimensional, boa resistência química e a abrasão, baixa contração após a cura e boa adesão (Bueno, 2002).

Com relação ao componente usado como fibra, também chamado como reforço, sua característica mais comum é a alta resistência mecânica e rigidez (Ferrante, 1996). Os principais tipos de fibra sintética usados são as fibras de vidro, as de aramida e as de carbono. As fibras de vidro são, em comparação às outras, o reforço mais usado e o mais barato (Smith, 1998).

Segundo Daniel e Ishai (1994), os materiais compósitos podem ser classificados, dependendo do tipo, geometria e orientação do reforço, em três grandes grupos: particulado, fibroso e estruturado, como mostra a FIG. 15. Os materiais compósitos também podem ser classificados de acordo com a matriz usada em: polimérico, cerâmico, metálico ou carbono.

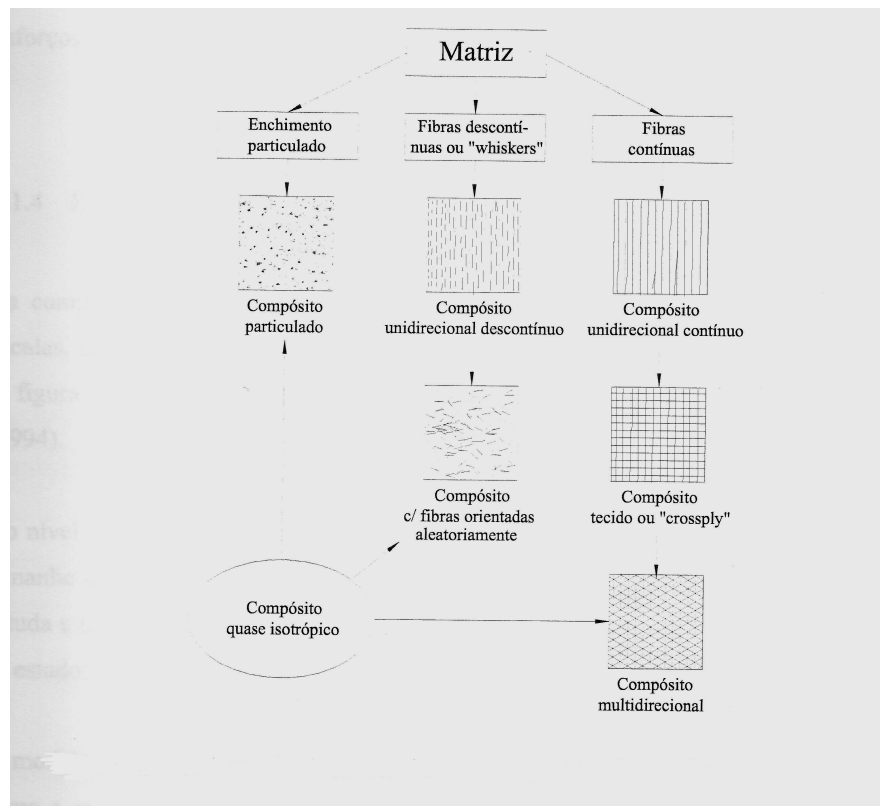


FIGURA 15 – Classificação dos materiais compósitos
 Fonte: Daniel e Ishai, 1994, p. 19

O compósito particulado, como mostra a FIG. 16, são materiais quase homogêneos e quase isotrópicos que se compõe de partículas de diferentes tamanhos e formas dispersas aleatoriamente na matriz. As

partículas podem ser não metálicas em matriz não metálica; metálicas em matriz não metálica; metálicas em matriz metálica e não metálicas em matriz metálica (Daniel e Ishai, 1994).

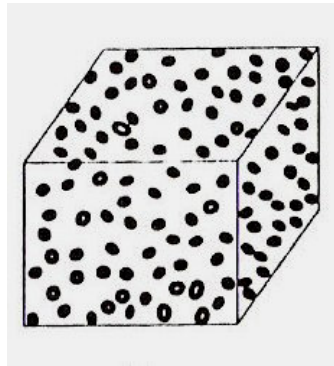


FIGURA 16 – Compósito particulado
Fonte: Ferrante, 1996, p.280

Os compósitos fibrosos podem sofrer influência do comprimento, da orientação e da concentração das fibras, como mostrado a FIG. 17. As características mecânicas do compósito fibroso dependem, portanto, não somente das propriedades das fibras, mas também do grau com que a carga aplicada é transmitida pela matriz às fibras. Considerando-se o comprimento das fibras, para uma efetiva resistência e comprovada rigidez do material compósito, impõem-se um comprimento crítico. Este comprimento se deve ao fato de que a área de contato tem influência na adesão matriz/fibra (Daniel e Ishai, 1994). Outra questão associada ao comprimento crítico está relacionada à condição de micro-flambagem das fibras como mostra Daniel e Ishai (1994). Este comprimento é dependente do diâmetro da fibra, da sua tensão máxima e da resistência de conexão fibra-matriz (Callister, 1991).

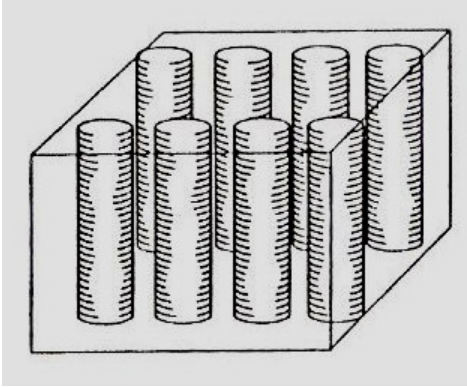


FIGURA 17 – Compósito fibroso
Fonte: Ferrante, 1996, p. 280.

Os compósitos fibrosos podem ter fibras contínuas (comprimento maior que o comprimento crítico) e as fibras descontínuas (comprimento menor que o crítico) (Callister, 1991). Com relação à orientação, dois extremos são possíveis: alinhamento em uma única direção paralelo ao eixo longitudinal das fibras e um alinhamento totalmente aleatório. As fibras contínuas são geralmente alinhadas, enquanto as descontínuas podem ser alinhadas, aleatoriamente orientadas ou parcialmente orientadas. Segundo Callister (1991), a melhor propriedade do compósito é obtida quando a distribuição das fibras é uniforme. A geometria e orientação das fibras afetam a anisotropia do sistema e por consequência a distribuição dos campos de tensão e deformações (Bueno, 2002). Fibras curtas, randomicamente orientadas têm um pequeno raio, fibra de vidro, são facilmente introduzidas na matriz oferecendo comportamento relativamente isotrópico ao compósito. Fibras longas, ou contínuas, com arranjos unidirecionais produzem propriedades anisotrópicas, com particularmente boa resistência e rigidez paralela para as fibras (Askeland, 1994).

Os compósitos de fibras contínuas são reforçados por longas fibras contínuas e, do ponto de vista de rigidez e resistência mecânica, são mais eficientes. De acordo com a orientação das fibras, o compósito pode ser unidirecional - fibras paralelas, bidirecional – ângulo de 90° entre si ou multidirecional – fibras dispostas em várias direções. Para compósitos multidirecionais, considerando a distribuição das fibras e certo número de direções, o compósito pode ser aceito como quase isotrópico (Daniel e Ishai, 1994). Os compósitos de fibras curtas ou descontínuos possuem como parte do reforço fibras curtas ou “whiskers”. Estas fibras podem estar alinhadas ou dispersas de maneira aleatórias, oferecendo uma tendência ao material de anisotropia ou quase isotropia, respectivamente (Daniel e Ishai, 1994).

A estrutura do compósito depende não só das propriedades de seus constituintes, mas também do projeto geométrico dos vários elementos estruturais (Callister, 1991). E as duas estruturas mais comuns desse tipo de material são a laminada e a sanduíche (Callister, 1991). Esta última tem especial interesse neste estudo. O compósito laminado, como mostra a FIG 18, é constituído por camadas alternadas de materiais diferentes - metais, vidros, tecidos ou papéis impregnados com polímeros e outros (Ferrante, 1996). Segundo Callister (1991), esse mesmo material compõe-se de lâminas bidimensionais ou painéis que têm uma direção de alta resistência preferida, como a que se observa na madeira e em plásticos com fibras reforçadas contínuas e alinhadas. O compósito laminado tem relativamente alta tensão em um número de direções em dois planos bidimensionais (Callister, 1991).

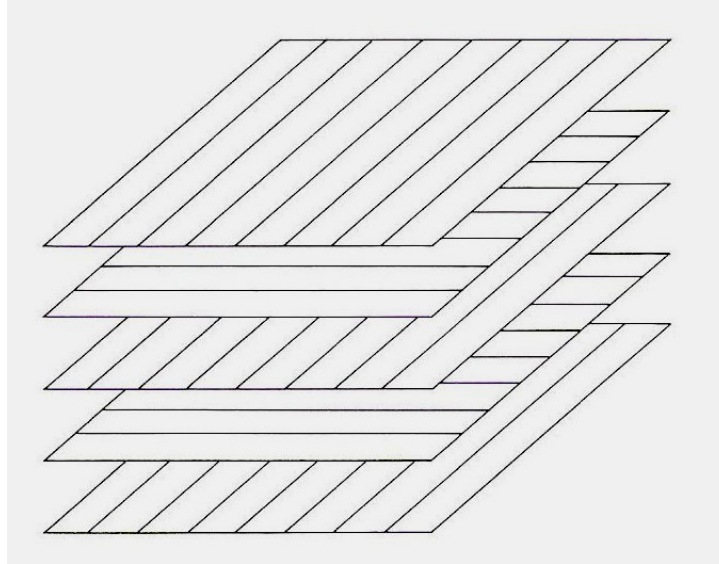


FIGURA 18 – Compósito laminado
Fonte: Callister, 1991, p. 553

A estrutura sanduíche é relativamente nova, embora alguns autores relatem que seu conceito data de 1849. Esse tipo de estrutura sanduíche começou a ser usado nos Estados Unidos, durante a Segunda Guerra Mundial, pela utilização de materiais com faces de plástico reforçado envolvendo um centro de baixa densidade para a construção de fuselagens de avião (Vinson, 1999). Dessa época até os dias de hoje, muitos estudos vêm sendo realizados sobre otimização de tal estrutura no que diz respeito ao peso de uma dada geometria e suas possibilidades de carregamento, comparação com outras configurações alternativas, busca de melhor material para face e centro tendo-se em vista minimizar seu peso estrutural, entre outros (Vinson, 1999). O desenvolvimento de pesquisas voltadas para esta nova tecnologia fundamenta-se na premissa de que tal tipo de material apresente características superiores às que constituem seus componentes (Tenek et al, 1997), que lhe agrega a grande vantagem de otimizar as propriedades de resistência, rigidez, fadiga e resistência ao calor, entre outras, a que se soma o reduzido peso (Tenek et al, 1997; Vinson, 1999).

Nos últimos anos, estrutura sanduíche tem sido aplicada em muitas estruturas de Engenharia devido à resistência favorável ao percentual de peso quando em comparação com materiais monolíticos. Além das características mecânicas vantajosas, a excepcional capacidade térmica e de isolamento acústico revelam-na como candidata ideal para ser incorporada a várias configurações de projetos aeroespaciais (Shiah et al, 2004). Esse tipo de estrutura, empregada, inicialmente, na indústria da aviação, teve sua utilização ampliada para a fabricação de mísseis, aeronaves espaciais e produtos específicos da indústria naval, bem como de esquis de neve e aquáticos, caiaques, canoas, mesas de piscina e outros (Vinson, 1999).

A estrutura tipo sanduíche caracteriza-se por duas faces externas, usualmente idênticas – de alumínio, aço, plástico de fibra reforçado, titânio e outros materiais -, que envolvem alguns componentes, ou núcleo, que podem variar em espessura, densidade e rigidez - borracha sintética, cimento inorgânico, balsa e outros -, como mostrado na FIG. 19 (Vinson, 1999). Deve-se ressaltar, porém, que o centro dessa estrutura é muito fraco, se comparado com a face do material, e, por isso, não contribui significativamente para a matriz de rigidez, e sua espessura se mantém constante (Vinson, 1999).

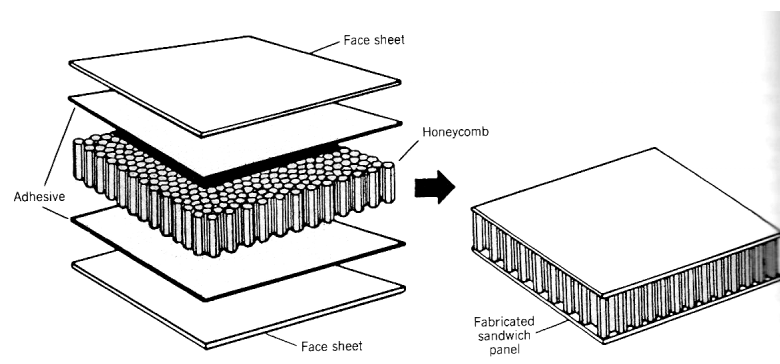


FIGURA 19 – Compósito tipo sanduíche
Fonte: Callister, 1991, p.554

O material do núcleo, caracterizado por baixa densidade e baixo módulo de elasticidade (Shiah et al, 2004), tem por funções separar as faces externas e resistir a deformações perpendiculares sobre a face plana, proporcionando certo grau de rigidez de cisalhamento ao longo dos planos que são perpendiculares às faces (Callister, 1991). O núcleo da estrutura sanduíche pode ser constituído de qualquer material ou arquitetura, mas, em geral é feito de espuma, colméia, teia, corrugado ou trelicado, como mostra a FIG. 20. O desenvolvimento de novos núcleos tem sido de interesse primário dos pesquisadores. Em todos os casos, o carregamento primário, tensões no plano e flexão são suportados pelas faces, enquanto o interior resiste a cargas de cisalhamento transverso (Vinson, 1999).

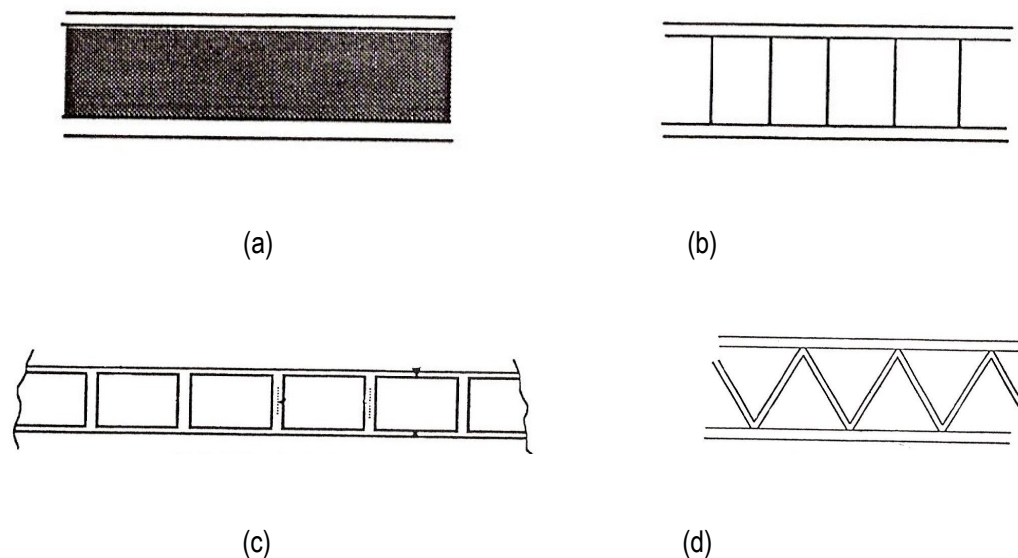


FIGURA 20 – Núcleos da estrutura sanduíche

- a) Espuma
- b) Colméia
- c) Teia
- d) Trelicado

Fonte: Vinson, 1999, p.2

Para as camadas externas, os materiais comumente usados são compósitos laminados e metais (Shiah et al, 2004). Segundo Shiah et al (2004), para as faces externas, existe uma tendência a adotar fibras compósitos como lâminas para materiais, guiado por sua alta rigidez tanto quanto por sua capacidade de cura com muitos núcleos. A superfície suporta quase toda a carga de flexão e tensões no plano e o núcleo ajuda a estabilizar a superfície e define a rigidez flexural e o cisalhamento fora do plano e o comportamento compressivo. O desempenho global da estrutura sanduíche depende das propriedades dos materiais constituintes (superfície, adesivo e núcleo), dimensões geométricas e tipo de carregamento.

Vinson (1999) conclui que a utilização das estruturas tipo sanduíche é vantajosa, já que o tipo de construção utilizada permite uma elevada resistência à flexão com baixo peso. Mais ainda, a estrutura sanduíche resulta em reduzida deformação lateral, aumenta a resistência à torção e aumenta a frequência natural quando comparada a outras estruturas.

2.3 *Biomecânica da preensão*

A mão apresenta uma estrutura esquelética própria para a função de preensão. Todos os padrões de uso da mão normal são baseados na mobilidade e na estabilidade do seu sistema de arcos da mão, ambas necessárias para a transmissão efetiva da força através da estrutura esquelética associada. Essa estrutura é constituída de uma unidade fixa e uma unidade móvel, como mostradas na FIG. 21 (Caetano, J; 1990; Bowers et al, 1992).



Figura 21 – Estrutura esquelética da mão

Fonte: <http://www.vivatranquilo.com.br/saude/anatomia/imagens/ossos>

A unidade fixa, composta pelos ossos distais do carpo, que formam o arco transversal proximal (FIG. 22), apresenta perfeito ajuste entre as superfícies articulares, que é reforçado por um grande número de ligamentos, bastante resistentes, dispostos em várias direções de maneira a oferecer maior congruência e estabilidade ao segmento. A fileira distal do carpo está firmemente unida ao 2º e ao 3º metacarpianos e age com uma unidade funcional proporcionando estabilidade para o movimento das unidades móveis e definindo, assim, o plano de movimento da mão. Dessa forma, quando ocorre a flexão do 3º metacarpiano, a fileira distal do carpo também se flexiona e essa relação é mantida para a direção e a magnitude de movimento (Caetano, J; 1990; Bowers et al, 1992; Berger, 1996).

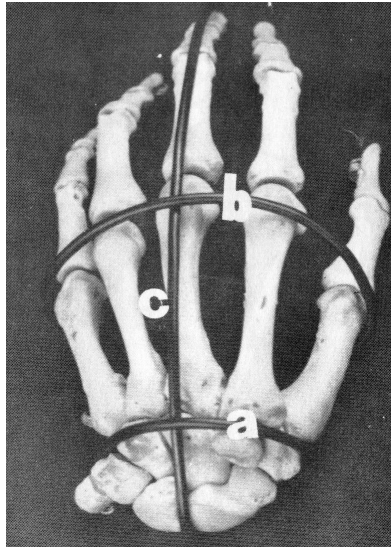


FIGURA 22 – Arcos da mão

a) Arco transversal proximal

b) Arco transversal distal

c) Arco longitudinal

Fonte: Caetano, 1990, p.25

A unidade móvel da mão é composta pelos arcos transversal distal e longitudinal (FIG.22). O primeiro é constituído pela cabeça dos metacarpianos e, durante a preensão, apresenta uma mobilidade que aumenta ou diminui de acordo com a forma e tamanho dos objetos. Na flexão dos dedos ocorre um aumento do arco transversal distal, o que faz com que as extremidades digitais se voltem para a base da região tenar. O arco longitudinal, por sua vez, apresenta um componente carpometacarpo fixo e um componente móvel para cada dedo e relaciona-se ao equilíbrio entre os músculos extrínsecos e intrínsecos que atuam sobre a metacarpofalangeana (MCP) (Caetano, 1990). Essas duas unidades - a fixa e a móvel - estão diretamente relacionadas aos movimentos digitais necessários ao movimento de preensão, como mostra a FIG. 23. Então, enquanto o movimento de extensão digital é preparatório

para a preensão e ocorre durante o movimento de alcance, a flexão digital está diretamente relacionada com a preensão e à manipulação de objetos (Caetano, J; 1990).

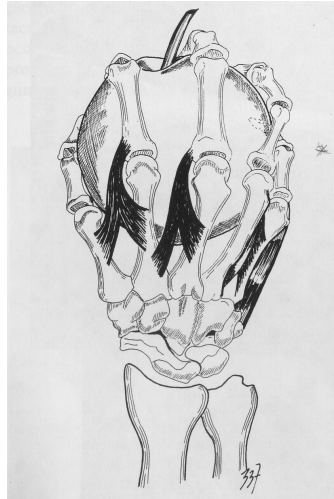


FIGURA 23 – Arcos da mão e preensão
Fonte: Caetano, 1990, p. 37

A extensão digital envolve um complexo mecanismo de transferências, passivas e ativas, de forças entre as articulações. O movimento de extensão digital tem início com a extensão da MCP, que ocorre a partir da contração dos músculos extensores extrínsecos, que atuam diretamente sobre essa articulação. Como os extensores extrínsecos se inserem nas cintas sagitais do núcleo de força da MCP, a contração deles traciona, proximalmente, as cintas sagitais, limitando o deslizamento proximal dos extensores e acionando os músculos interósseos, também inseridos no núcleo de força (Caetano, 1990). A ação combinada dos interósseos bloqueia a hiperextensão da MCP e transmite a força de extensão para a articulação interfalangeana proximal (IFP) pela da banda central do mecanismo extensor (FIG. 24) (Caetano, J; 1990; Bowers et al, 1992). A tensão na banda central do mecanismo

extensor, além de gerar a extensão da IFP, provoca a migração dorso-medial das bandas laterais do mecanismo extensor. Essa migração reduz o comprimento das bandas laterais e geram tensão no ligamento retinacular oblíquo ocasionando a extensão da articulação interfalangeana distal (IFD). A placa volar da IFP tem um papel importante na contenção da hiperextensão desta articulação sendo a mais resistente, quando comparada com as outras articulações digitais. Nessa articulação, a placa volar é suficientemente frouxa para permitir um maior contato da polpa digital com o objeto apreendido (Caetano, 1990). Quando os dedos estão em extensão os ligamentos colaterais da articulação MCP estão frouxos e permitem o movimento de lateralidade dos dedos – o de adução e o de abdução-, também necessários para estes se adequarem à forma do objeto. Ressalte-se que os ligamentos colaterais do segundo e do terceiro dedos são mais resistentes de modo a possibilitar uma maior estabilidade na pinça lateral (Caetano, 1990).

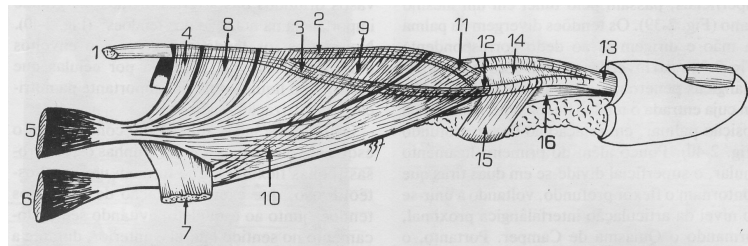


FIGURA 24 – Mecanismo extensor

Fonte: Caetano, 1990, p.33

A flexão digital, tal como a extensão digital, também é um mecanismo complexo de transmissão de forças, passiva e ativa, entre as articulações envolvidas. Embora a flexão digital tenha início com a ativação do músculo flexor profundo dos dedos que se insere na IFD, esta é a última articulação a se fletir no movimento de preensão para permitir maior contato da mão com o objeto. Nesse sentido, tal movimento é contido pela tensão do ligamento retinacular oblíquo (FIG. 25), que passa dorsalmente ao

eixo da IFD e ventralmente ao eixo da IFP, transferindo a força de flexão para a articulação IFP (Caetano,1990).

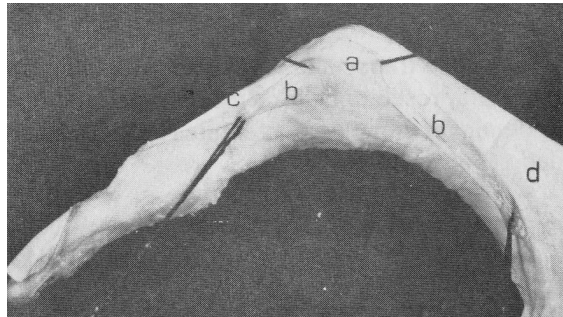


FIGURA 25 – Ligamento retinacular

Fonte: Caetano, 1990, p.39

O início da flexão ativa da IFP coloca em tensão os músculos interósseos e lumbricais, que passam ventralmente ao eixo da MCP, dando origem à flexão desta articulação. Com a flexão da MCP, os extensores deslizam distalmente, as fibras transversas da aponeurose interóssea posicionam-se sobre o dorso da primeira falange e a contração dos interósseos completa a flexão desta articulação. Os interósseos também têm importante papel na rotação axial digital, para adaptar os dedos ao contorno e forma dos objetos, de modo a permitir que a superfície palmar faça o melhor contato possível com o objeto a ser apreendido possibilitando máximo efeito dos flexores extrínsecos. Durante a flexão da MCP, os lumbricais atuam apenas por resistência elástica, provocada por forças em sentido contrário, no início da flexão, estabilizando a MCP. A flexão das articulações IFP e MCP reduz a tensão no ligamento retinacular oblíquo fazendo com que a IFD se mova para flexão (Caetano, 1990; Bowers et al, 1992).

Na flexão digital, é desejável que um determinado grau de frouxidão da placa volar e dos ligamentos colaterais permita os movimentos intra-articulares, que são fundamentais para proporcionar maior congruência e estabilidade às articulações (Bowers et al, 1992). A IFP apresenta os ligamentos colaterais menos oblíquos com relação à MCP, que oferecem maior tensão e proporcionam congruência perfeita durante o movimento de flexão digital. Ressalte-se que a estabilidade da articulação IFD depende quase totalmente dos ligamentos que a envolvem, pois o único músculo com inserção nessa articulação é o flexor profundo e as bandas laterais do mecanismo extensor (Lehmkuhl et al; 1987; Caetano, 1990).

Na biomecânica dos movimentos digitais, observa-se que o mecanismo extensor tem papel importante na flexão digital, pois a excursão dos extensores extrínsecos poderia bloqueá-la já que é insuficiente a partir de determinado limite (Caetano, 1990). No entanto a migração dorsolateral das bandas laterais do mecanismo extensor, pela ação do ligamento retinacular transverso, provoca um alongamento relativo de 3 mm a 4 mm do sistema extensor e permite a flexão completa dos dedos. Além disso, é o mecanismo extensor que transmite força aos intrínsecos para atuarem nas articulações digitais (Bowers et al, 1992).

Segundo Li et al (2001), o feixe extensor situado ao redor da MCP recebe fibras tendinosas dos lumbricais e dos interósseos e, portanto, a tensão transmitida ao mecanismo extensor, por meio dos intrínsecos, produz a extensão das interfalangeanas. A banda central insere-se na falange média, onde a tensão dos músculos intrínsecos permite a extensão da IFP. As bandas laterais atravessam a região dorsal da IFP e unem-se, sobre o dorso da falange média, formando um terminal extensor e, inserem-se na falange distal. Os lumbricais, por sua vez, inserem-se proximalmente ao flexor profundo dos

dedos e distalmente ao mecanismo extensor. Portanto sua atividade aumenta a tensão passiva do tendão flexor profundo dos dedos.

No movimento digital, outra questão a ser considerada é a do movimento contra-resistência associado ao ponto de aplicação de força externa e da contribuição dos músculos na produção de força flexora. De acordo com Li et al (2000), o deslocamento do ponto de aplicação da força de distal para proximal muda a relativa contribuição de extrínsecos e intrínsecos na produção de força. O mesmo autor demonstrou que, quando a localização da força de aplicação está distalmente à IFP, os efeitos do mecanismo extensor sobre os flexores são relativamente pequenos; e que, quando ao contrário, a força externa é aplicada proximalmente à IFP, o mecanismo extensor tem grande influência na produção de força de todos os flexores.

Colditz (2000) mostrou que, sem a associação dos movimentos digitais e sem a participação do polegar - o dedo de maior mobilidade da mão e o mais importante para a função - o movimento de preensão da mão não ocorre adequadamente. Durante esse movimento, o polegar adapta-se ao tipo de objeto a ser apreendido, o que modifica seu posicionamento e movimento. Na preensão de força, o polegar está aduzido e reforça a pressão dos outros dedos. Na preensão de precisão, o polegar está abduzido, e é posicionado para opor-se à polpa digital dos dedos (Hollister et al, 1995), porém precisa estar em posição neutra quando se estende para grandes preensões, porque, assim, a polpa estará direcionada para a superfície do objeto. Na pinça, os abdutores e adutores são mantidos em equilíbrio para estabilizar a articulação e oferecer maior poder à flexão da CMC.



FIGURA 26 – Movimento de pinça

Segundo Schultz-Johnson (1996), o punho é a chave para o equilíbrio normal da mão. Esta é a articulação estratégica na cadeia cinética que regula a eficácia tanto dos movimentos digitais quanto da função da mão. Os movimentos de preensão, extensão, abdução e flexão dos dedos estão diretamente relacionados ao movimento da articulação do punho. As articulações envolvidas nos movimento do punho são a radiocárpica, a radioulnar distal e a médiocárpica. Esta última tem importante papel nos movimentos do punho, tanto na flexo-extensão quanto na adução e na abdução, e é a que mais contribui para os movimentos de flexo-extensão e de desvio radial (Caetano, 1990; Berger, 1996). A fileira proximal do carpo tem um único padrão de movimento, responsável em grande parte pela grande amplitude de movimento e pela estabilidade encontrada no punho (Bowers et al, 1992; Berger, 1996). Para Caetano (1990) e Berger (1996) a articulação radiocárpica apresenta uma inclinação palmar da superfície distal do rádio que varia de 10 a 15° e uma inclinação ulnar que varia de 15 a 25°, como mostra a FIG. 27. Esta configuração associada a um conjunto de ligamentos, faz-se necessária para se obter maior congruência e estabilidade dorsorradial e anteromedial.

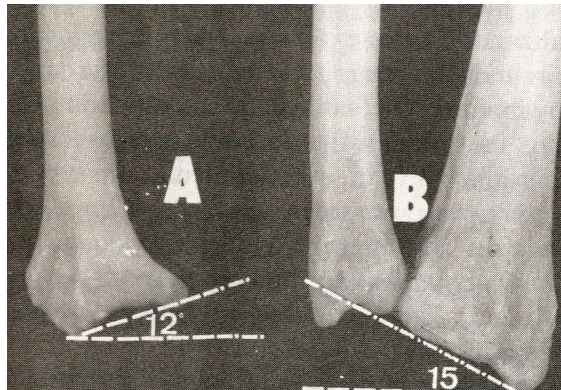


FIGURA 27 – Inclinação palmar distal do rádio
Fonte: Caetano, 1990, p.10

Os ligamentos do punho formam uma rede complexa de fascículos de colágeno, que recobre os ossos do carpo, e suas funções englobam restringir o movimento intraarticular – deslizamentos –, orientar o movimento e proporcionar *input* neural aferente, informando o *status* mecânico da articulação. São estruturas tipicamente visco-elásticas, que, dependendo de sua localização e composição, suportam um determinado grau de força. Quando o punho está em posição neutra, todos os ligamentos do punho apresentam tensão, cuja força mínima de é 1N a 2N (Berger, 1996).

Além da sua regular estabilização ligamentar e estrutural, o punho pode, também, ser estabilizado ou mobilizado pelos músculos que atuam sobre ele. Segundo Schultz-Johnson (1996), a posição do punho mantém sua unidade musculotendínea extrínseca em uma tensão crítica e somente pelo estabelecimento do arco funcional do movimento dela a mão pode demonstrar seu repertório total de movimentos funcionais. Durante a preensão, os músculos do punho são responsáveis por proporcionar estabilidade para as mãos, aumentar a força de preensão e posicionar os dedos (Carlson et al, 1983).

Para prevenir a flexão do punho que ocorre simultaneamente à flexão dos dedos, os extensores do punho proporcionam estabilidade contra a força dos flexores dos dedos (Carlson et al, 1983). Além disso, os extensores extrínsecos dos dedos, por insuficiência passiva, e os flexores extrínsecos, por insuficiência ativa, exercem uma ação contensora e, assim, impedem a flexão simultânea das articulações do punho e dos dedos. O inverso pode ser observado na extensão simultânea das articulações do punho e dedos (Lehmkuhl, 1987). A ação desses músculos depende da pronação do antebraço. Na supinação, o extensor ulnar do carpo move-se no sentido radial atuando como sinergista na extensão do punho; e o flexor radial do carpo desliza ulnarmente e age sinergicamente na flexão. Na pronação, o extensor ulnar do carpo move-se no sentido ulnar, para além da cabeça da ulna, atuando como estabilizador do punho, desse modo evitando o desvio radial; e o flexor radial do carpo passa a ser estabilizador lateral (Caetano, 1990).

De acordo com Randonjic e Long, apud Carlson (1983), que estudaram, no adulto normal, a atividade eletromiográfica dos músculos do punho durante o movimento dos dedos, a função dos músculos do punho é a de manter a articulação numa posição dinamicamente estável contra qualquer tipo de distúrbio – entre outros, a ação da gravidade, a aplicação de carga externa ou a ativação dos músculos dos dedos. Segundo Gowitzke e Milner, apud Carlson (1996), no momento de sua ativação, o comprimento do músculo afeta marcadamente sua habilidade de desenvolver tensão. Nesse caso, os extensores do punho são usados para aumentar a força de preensão mediante o pré-alongamento dos flexores dos dedos.

Qualquer alteração na posição de uma das articulações proximais pode ter um efeito na força de preensão. Como a posição do punho é diretamente influenciada pelo tamanho do objeto a ser

apreendido, no ato da apreensão, pode ocorrer, conseqüentemente, uma alteração na força de preensão - por exemplo, quanto maior for o objeto, menor será a extensão do punho (Patterson et al, 1995; Cole et al, 1997; Li et al, 2002). A definição sobre qual é o melhor posicionamento do punho para se favorecer a força de preensão não é unânime na literatura. Hazelton, apud Carlson (1996), demonstra que o menor percentual de força de preensão foi obtido com o punho a 45 ° de flexão e que o maior percentual de força foi obtido com o punho a 21° de desvio ulnar. Pryce, apud Carlson (1996), relata que a posição neutra do punho em ambos os planos de movimento produzem a maior força de preensão. Para Hoffer, apud Li et al (2002), a força de preensão diminui com o punho em desvios ulnar e radial máximos. Fernandez apud Li et al (2002) relata que com a postura desviada a força de preensão se reduz mais de 33%. Segundo Li et al (2002), para uma função de preensão adequada da mão, a posição ótima do punho é aquela em que o punho apresenta 20° de extensão e 5° de desvio ulnar do punho. Outros autores sugerem que o punho está numa posição ótima com 35° de extensão e 7° de desvio ulnar ou, ainda, 15° de extensão e 0° de desvio ulnar (Li et al, 2002).

Com o punho em extensão, segundo Carlson (1996), os flexores dos dedos são alongados e colocados na posição mais favorável de seu comprimento/tensão. Em extremos de movimentos, a vantagem mecânica dos tendões é reduzida, o que diminui sua força. Embora ainda existam divergências com relação à melhor posição do punho que mais favorece a força de preensão, observa-se, em geral, que, com, aproximadamente de 30° a 35° de extensão, ocorre aumento da força de preensão. Quando, porém, o punho está em flexão, os flexores dos dedos apresentam-se em desvantagem mecânica. Na realidade, além de favorecer a força de preensão e de proporcionar estabilidade às mãos, o punho também deve posicionar os dedos para favorecer a função de preensão. O punho e os dedos devem, portanto, apresentar tanto uma interação sinérgica importante quanto uma necessária independência.

Outra questão a ser considerada é o percentual de distribuição de força entre os dedos. Normalmente, o percentual de força é variável, sendo maior no segundo e o terceiro dedos. Esse padrão de distribuição de forças é afetado por mudanças na posição do punho. Sabe-se que cada dedo é influenciado por um desvio específico. Assim, o segundo dedo tem sua força aumentada em decorrência do desvio radial; o terceiro é influenciado por qualquer movimento do punho; o quarto é alterado pelo movimento de flexão/extensão. O quinto dedo é o único que não é influenciado pela mudança na posição do punho. Com a alteração do punho em flexo/extensão, a força de preensão apresenta maior variação que quando em desvio ulnar e radial. Essa alteração na força está relacionada com à alteração do comprimento/tensão dos elementos contráteis dos músculos, à contensão ocasionada pela tensão dos agonistas e pelo aumento da força de fricção no túnel, que gera diminuição da força de flexão (Li et al, 2000 e 2001).

Segundo Cole et al (1997), o percentual de aumento na força de preensão depende da velocidade e direção do movimento do punho. Ele é maior para movimentos rápidos e para movimentos de flexão do punho. Há padrões característicos de aumento da força de preensão e de atividade dos músculos da mão que dependem, em parte, da direção do movimento do punho.

2.4 O uso de órtese e o uso funcional da mão

Frequentemente, os Terapeutas Ocupacionais confeccionam dispositivos temporários, que suportam a articulação do punho em posição funcional durante as atividades de trabalho, de autocuidado e de lazer (Carlson et al, 1983; Stern, 1991). Um dos dispositivos prescritos mais comuns é a **órtese estática em extensão do punho**. Em geral, o objetivo desse tipo de órtese estática funcional é o de proteger o punho e, simultaneamente, permitir o uso do segmento imobilizado. Ou seja, esse dispositivo, enquanto suporta o punho em extensão, mantendo a curvatura do arco transversal distal, permite não só a flexão e a extensão dos dedos, mas também os movimentos do polegar durante as tarefas funcionais (Stern, 1991).

Manufaturadas, uma a uma, ou fabricadas comercialmente, as órteses estáticas de extensão do punho, podem ser indicadas no tratamento de diferentes problemas - lesão ou inflamação do tecido mole na região do punho, dor, instabilidade ligamentar, síndrome do Túnel do Carpo², artrite reumatóide³, (Stern et al, 1994), fratura, infecções, rigidez articular (Taylor et al, 2003) e outros. No caso de fraturas, lesão do tecido mole ou instabilidade ligamentar, essas órteses são utilizadas para proteger determinadas estruturas durante o período necessário para a cicatrização, quando funcionam como uma plataforma estável para repouso da articulação do punho permitindo movimentos protegidos (Taylor et al, 2003). No caso de pacientes com síndrome do Túnel do Carpo, a imobilização é muito usada para controlar a posição do punho durante a execução das atividades evitando posturas extremas de flexão e extensão

² A síndrome do Túnel do Carpo caracteriza-se por um aumento da pressão no túnel do carpo, que ocasiona a compressão do nervo mediano no nível do punho, com sintomas que, classicamente, incluem dormência e formigamento do polegar, do segundo e do terceiro dedos e de metade do quarto dedo, dor e irradiação para o antebraço, fraqueza e diminuição da destreza (Courts, 1995).

³ A artrite reumatóide é uma doença sistêmica que afeta tanto as articulações quanto a pele, os ossos, os músculos, o sistema nervoso e o sistema imunológico (Henderson et al, 2002). Seus sintomas são: dor poliarticular simétrica e inflamação persistentes, rigidez matinal, desconforto físico e fadiga (Trombly, 2005).

e, conseqüentemente, reduzindo a pressão no túnel carpiano (Taylor et al, 2003). Para pacientes com artrite reumatóide, as órteses são recomendadas na tentativa de se fazer repousarem as articulações lesadas, para redução do processo inflamatório e apoio no uso funcional da mão. Nessas circunstâncias, o uso de órteses estáticas de extensão do punho é, muitas vezes, indicado como parte de um tratamento conservador, sobretudo quando o punho é especialmente afetado pela doença. Elas são usadas, então, para estabilizar o punho e protegê-lo de traumas externos, reduzir a dor e promover o uso da mão através do posicionamento anatômico durante a realização de atividades (Stern et al, 1996, Stern, 1996).

Embora as órteses de extensão de punho sejam indicadas no tratamento dessas várias patologias, muitas têm sido as questões quanto a influência desses dispositivos no uso funcional da mão. Uma destas questões está relacionada com a posição ótima para imobilização do punho. De acordo com Taylor et al (2003), os benefícios específicos da posição intrínseco plus⁴ para a mão e, em particular para os tecidos moles, são bem entendidos no que diz respeito à imobilização para cicatrização dos tecidos. No entanto, a definição do melhor posicionamento do punho de modo a favorecer a função e a força de preensão não é unânime na literatura. Segundo Li et al (2002), a posição ótima da articulação do punho para a função adequada da mão é com 20° de extensão e 5° de desvio ulnar. Outros autores sugerem que o punho estará numa posição ótima para função com 35° de extensão e 7° de desvio ulnar ou 15° de extensão e 0° de desvio ulnar (Li et al, 2002). Com relação à posição do punho e a força de preensão, Hazelton, apud Carlson (1996), demonstrou em seu estudo que o menor percentual de força de preensão foi obtido com o punho a 45 ° de flexão e a maior força foi obtida com o punho a 21° de desvio ulnar. Pryce, apud Carlson (1996), relata que a posição neutra do punho em ambos os planos de movimento produzem a maior força de preensão. Segundo Hoffer, apud Li et al (2002), a

⁴ Extensão de punho de 30° a 40°; metacarpofalangeana em 70° a 90° e interfalangeanas semifletidas.

força de preensão diminui com o punho em desvio ulnar e radial máximos. Fernandez, apud Li et al (2002) relata que com a postura desviada a força de preensão é reduzida acima de 33%.

Outra questão muito freqüente na literatura é a que concerne ao uso da órtese associado à possibilidade de aumento da força de preensão, como ocorre no tratamento de algumas patologias específicas – por exemplo, a artrite reumatóide (Stern et al, 1996). Nesses casos, Stern et al (1996) sugerem que a estabilização do punho oferece um alinhamento da articulação, direcionando a ação dos músculos extrínsecos especificamente sobre os dedos, reduzindo a dor e, por via de consequência, aumentando, ou melhorando, a força de preensão dos indivíduos (Stern et al, 1996). Ainda com relação à força de preensão e o uso da órtese, esses autores consideram que os pacientes precisam de tempo para se ajustar ao uso do dispositivo e sugerem que, em decorrência da necessidade desse período de ajustamento, a força de preensão vai aumentar em resposta à acomodação ao longo do tempo (Stern et al, 1996).

Também é comum a discussão do efeito do uso de órteses sobre a função manual, ou seja, a forma como diferentes órteses afetam o uso da mão. Nessa perspectiva, novos grupos diagnósticos têm sido adicionados aos da população que, tradicionalmente, faz uso de órteses (Stern, 1991). “A função é afetada pelo uso das órteses de punho?” “De que forma?” “A alteração da função depende do tipo de órtese utilizada (curtas ou longas, rígidas ou flexíveis, dorsais ou volares, pré-fabricadas ou individualizadas)?” Essa são as perguntas mais investigadas. Um outro aspecto relacionado ao uso funcional da mão é o tempo necessário para a realização das tarefas cotidianas com o uso da órtese. Carlson et al (1983) sugerem que o tempo gasto no desempenho da tarefa é maior sob condição de imobilização que com o punho livre. Sugerem, ainda, que as atividades que exigem o uso de grandes

arcos de movimento na condição livre serão mais afetadas e, portanto, exigirão maior tempo para sua realização.

Quanto à tentativa de responder a essas questões, destacam-se alguns estudos. Carlson et al (1983) desenvolveram uma pesquisa com o objetivo de determinar, durante a realização de tarefas manuais do cotidiano, o padrão normal do movimento do punho e, ainda, em que momento a imobilização do movimento do punho começa a interferir nas funções da mão. Nesse estudo propuseram-se a medir os efeitos da imobilização do punho em sujeitos com a função da extremidade superior normal, utilizando o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor como contorno. O tempo requerido para o desempenho do teste foi, então, medido com o punho livre e com o punho imobilizado e os resultados comparados entre si. Os resultados revelaram uma grande variabilidade entre os sujeitos no que diz respeito ao grau de movimento do punho, mas não quanto ao percentual de tempo requerido. Observou-se um aumento significativo no tempo de execução das tarefas em todos os subtestes realizados com o punho imobilizado, quando comparado com o gasto com o punho sob condição livre. Embora a condição imobilizada tenha resultado em um significativo aumento do tempo, a diferença observada aumentou menos que 2 segundos para qualquer das atividades realizadas. Para os autores, é difícil, na prática, classificar esse aumento no tempo como uma desvantagem séria em termos da realização das atividades do cotidiano. Por outro lado, todas as atividades desenvolvidas requereram menos que 10 segundos para seu desempenho sob condição livre. No entanto, se o aumento de tempo comprovado for aplicado a tarefas que requerem um tempo mais longo para sua realização – preparar uma refeição, por exemplo – os resultados podem implicar grande impacto no desempenho das pessoas no seu dia-a-dia. Se for adicionado a todas as tarefas realizadas ao longo do dia, também o tempo menor de aumento poderá resultar em um grande impacto. Nesse mesmo estudo, os autores não observaram correlação entre o grau de movimento e a mudança no tempo nas duas condições estabelecidas para

qualquer dos subtestes. A média dos graus usados pelos sujeitos, durante cada atividade, indicou que a maior amplitude de movimento foi usada para pegar pequenos objetos – 45° –, virar cartas – 40° –, pegar objetos leves – 36° – e pegar objetos pesados – 30°. Os subtestes de empilhar blocos, escrever e alimentar-se – respectivamente, 14°, 16° e 22° – revelaram um percentual de amplitude de movimento menor. Os autores observaram um padrão de movimento somente quanto à atividade de escrever, em que todos os sujeitos, com exceção de apenas um deles, usaram exclusivamente a extensão de punho. Eles observaram, ainda, que a estabilidade do punho foi aumentada com o uso da órtese (Carlson et al, 1983).

Em 1991, Stern desenvolveu um estudo sobre a influência de diferentes estilos de órtese sobre a função manual. Órteses diversas foram testadas em mãos dominantes de 20 pacientes, com idade entre 18 anos e 33 anos, sem déficit na extremidade superior, utilizando-se o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor como contexto e o dinamômetro Jamar para medir a força de preensão. O autor observou que a mão livre foi muito mais rápida em todos os subtestes propostos, embora em dois deles – os que requerem pegar e largar objetos grandes – não tenha havido redução significativa no tempo para qualquer das órteses estudadas. A mão livre proporcionou maior força de preensão – 31 kg – que com qualquer das órteses testadas – 26 kg, 26 kg e 24 kg – (Stern, 1991).

Stern et al (1996) investigaram o efeito de três tipos de órteses comerciais na força de preensão e na função manual de pessoas com artrite reumatóide. O estudo desenvolvido revelou que a força na mão livre, sem a órtese, – 21,33 kg – diferiu significativamente da comprovada com a mão imobilizada, com órtese, – 19,36 kg. Não foram, porém, observados efeitos atribuídos ao tipo de órtese usada, isto é, a força de preensão da mão imobilizada foi significativamente menor que com a mão livre, mas a

diferença entre as três órteses testadas não foi significativa. Os autores sugerem que, embora seja estatisticamente significativa, a redução na força de preensão pode não ser clinicamente importante.

Outra questão avaliada por eles foi a da adaptação do indivíduo ao dispositivo que, necessariamente, iria possibilitar-lhe aumento na força de preensão. Os dados obtidos indicaram que a força de preensão com a órtese se alterou da sessão inicial até a final no caso de apenas uma das órteses avaliadas. Essa observação sugere que um pequeno período de ajuste no uso dessa órtese pode permitir total expressão da força do paciente, enquanto a utilização das outras órteses implicou continuidade na redução da força de preensão. No entanto o efeito do uso prolongado de órteses sobre a força de preensão manual ainda é desconhecido e, portanto, o tema merece novos estudos.

O efeito de cinco tipos de órteses estáticas de extensão de punho pré-fabricadas sobre a função da mão foi pesquisado por Stern et al (1994). Nesse estudo, os autores, além de avaliar o efeito dos dispositivos sobre a força de preensão e a destreza da mão de 23 mulheres, com idade média de 26,3 anos, sem alterações ou incapacidades físicas, utilizando o Teste Funcional da Mão de Jebsen Taylor, investigaram a experiência dos sujeitos, no dia-a-dia, com o uso da órtese. Das cinco órteses testadas, quatro exigiram, para realização das tarefas propostas, um tempo similar ao obtido com a mão livre. Segundo os autores, esses achados reforçam a tendência clínica de uso de órteses comerciais em situações em que esses dispositivos se fazem necessários muito mais como um assistente para a estabilização do punho que como um meio de imobilização. A reduzida diferença significativa entre os tempos gastos na realização dos subtestes, para as diferentes órteses, é uma forma de auxiliar os terapeutas na seleção do tipo de órtese a ser indicada no tratamento de determinada patologia. Para eles, ao que parece, a diferença entre o projeto, o material empregado e o

sistema de fixação das órteses pode contribuir significativamente para reduzir o tempo na realização das tarefas cotidianas.

Pode-se concluir que, sobre essa área, há poucos estudos publicados e poucos são os pesquisadores que a ela se dedicam, bem como que a maioria destes se volta para a avaliação do uso de órteses por indivíduos sem déficits na extremidade superior. Diante das grandes diferenças encontradas na clínica, contudo, parece ser fundamental que novas pesquisas sejam desenvolvidas sobre esse assunto e que estas incluam outros tipos de órtese, contextos variados, materiais diferenciados e patologias diversas.

2.5 O uso de órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço

Segurar um objeto, utilizar ferramentas e equipamentos, levar um copo à boca e escrever são algumas das atividades realizadas, diariamente, pelas pessoas, em geral. A postura e os movimentos – em especial os de preensão – a serem avaliados, nesse caso, poderão variar de acordo com a natureza da tarefa e com as ferramentas ou objetos utilizados. Ainda que haja vários tipos de preensão, essa variedade pode ser reduzida a dois grandes grupos: a **preensão de força** e a **preensão de precisão** (Lehmkuhl et al, 1987). A preensão de força, aquela que se faz necessária quando se deve fazer uso de força máxima, envolve a manutenção de um objeto entre os dedos parcialmente fletidos e a palma da mão, enquanto o polegar aplica a contra-resistência. A preensão de precisão é aquela de que faz-se uso quando o objeto deve ser seguro entre as superfícies flexoras de um ou mais dedos com o polegar em oposição, o que requer refinamento e precisão do toque (Lehmkuhl et al, 1987).

A função da mão está diretamente relacionada à sua integridade anatômica e à perfeição e harmonia de outras articulações do membro superior, sobretudo a do punho. Esta articulação exerce um papel importante no posicionamento e estabilidade da mão para a execução da preensão (Caetano, 1990; Berger, 1996; Cole et al, 1997), por sua vez, essencial para a realização da maioria das atividades do cotidiano (Hägg et al, 1997; Johansson et al, 2004). A base dessa função é dada pela flexão dos dedos, que é ativada pela ação de seus músculos flexores extrínsecos e intrínsecos e se associa à estabilização da articulação do punho (Hägg et al, 1997; Johansson et al, 2004).

Segundo Schultz-Johnson (1996), o punho, por se constituir uma articulação estratégica na cadeia cinética que regula a eficácia dos movimentos digitais e a função da mão, é a chave do equilíbrio normal dessa parte do membro superior. Os movimentos de preensão, extensão, abdução e flexão dos dedos estão diretamente relacionados ao movimento de articulação do punho. Além da estabilização ligamentar e estrutural, o punho é estabilizado ou mobilizado, também, pelos músculos que atuam sobre ele – flexores e extensores do punho, extensores e flexores extrínsecos dos dedos. Segundo Schultz-Johnson (1996), a posição do punho mantém a unidade músculo-tendínea extrínseca em uma tensão crítica e, somente com o estabelecimento do arco funcional do movimento do punho, a mão pode demonstrar seu conjunto de movimentos funcionais. Durante a preensão, os músculos do punho são responsáveis por proporcionar estabilidade para as mãos, aumentar a força de preensão e posicionar os dedos (Carlson et al, 1983).

Segundo Matsushita et al (1995), para se manter a estabilidade do punho, impõem-se a co-ativação e a ativação individual dos flexores e extensores do punho. Os músculos extensores do punho proporcionam estabilidade contra a força dos flexores dos dedos, pois previnem a flexão do punho, que

ocorre simultaneamente à flexão dos dedos durante a preensão (Carlson et al 1983; Snijders et al, 1987; Johansson et al, 1998). A par disso, os extensores extrínsecos dos dedos, por insuficiência passiva, e os flexores extrínsecos, por insuficiência ativa, têm ação contensora e impedem a flexão simultânea das articulações do punho e dedos. O inverso pode ser observado na extensão simultânea das articulações do punho e dos dedos (Lehmkuhl et al, 1987). Esse mecanismo sugere que os extensores do punho têm o papel duplo de impedir a flexão do punho e, ao mesmo tempo, de estabilizar as forças durante o movimento de preensão (Bober et al, 1982; Johansson et al, 2004).

Os Terapeutas Ocupacionais trabalham, muitas vezes, com pessoas que apresentam diferentes condições de saúde – artrite reumatóide, osteoartrite, síndrome do Túnel do Carpo (Bulthaupt et al, 1999), tendinites dos flexores e extensores do punho, fraqueza dos músculos do punho, síndromes de *overuse* (Callinan, 1999) –, que afetam o movimento e a posição do punho e, conseqüentemente, a função manual (Bulthaupt et al, 1999). Muitas dessas condições são tratadas com órteses de punho (Bulthaupt et al, 1999), cujo objetivo é o de proporcionar proteção, com base na restrição do movimento, para ajudar na cicatrização de tecidos ou estruturas fracas (Callinan, 1999), e permitir a função manual necessária à realização de atividades do cotidiano (Jansen et al, 1997; Bulthaupt et al, 1999).

No caso específico das tendinites de extensores do punho, a premissa básica para a indicação de órteses protetoras é a de proporcionar repouso aos extensores do punho durante as atividades funcionais. Nesse caso, a imobilização do punho em extensão por meio do uso da órtese do punho vai diminuir a atividade dos extensores durante a realização das tarefas cotidianas, pois o dispositivo substitui a ação primária dos extensores – a de extensão do punho – e mantém a musculatura

encurtada. No entanto, como anteriormente afirmado, não há consenso, na literatura, sobre essa questão.

Jansen et al (1997) compararam três tipos de órtese de punho – a volar, a dorsal e a semicircular – usadas por 13 indivíduos, sem histórico de problemas dos membros superiores, na realização de tarefas específicas, e observaram que apenas a órtese semicircular reduziu a atividade muscular dos extensores do antebraço durante a execução das tarefas propostas. Os outros dois tipos não implicaram qualquer efeito na musculatura extensora. Para os autores, a imobilização do punho em extensão, pelo uso de órtese, proporciona diminuição da atividade muscular dos extensores durante a realização de atividades funcionais, porque a ação primária desses músculos – a de estender o punho e mantê-lo em posição encurtada – é realizada pelo dispositivo utilizado. A órtese de extensão de punho limita o alongamento passivo dos extensores, diminuindo, por via de consequência, a atividade muscular durante a prática de atividades funcionais (Jansen et al, 1997).

O estudo de Jansen et al (1997) é corroborado por Roy et al (1991). Estes autores relatam que a fadiga nos músculos extensores de punho se reduz quando se utiliza uma luva de proteção da mão e da articulação do punho. O uso da luva implica que a ação dos músculos, nesse caso, é reduzida no lado extensor e aumentada no lado flexor. Essa redução da fadiga extensora é interpretada pelos mesmos autores como resultado da estabilização passiva do punho proporcionada pela luva, o que sugere que a estabilização ativa pelos extensores do punho não é necessária na mesma proporção.

Bulthaupt et al (1999) examinaram o efeito de dois tipos de órteses – uma curta e uma longa – em 17 mulheres, entre 22 anos e 40 anos, sem quaisquer problemas nos membros superiores, durante a realização da atividade de pegar um objeto, girá-lo (pronação) e recolocá-lo na posição inicial. Segundo os autores, a atividade muscular dos flexores e extensores do punho, quando comparada à da mão livre, foi aumentada com o uso de ambos os dispositivos. A órtese longa recrutou significativamente mais atividade muscular dos extensores que a curta. Com relação ao aumento da atividade dos músculos flexores do antebraço, deve-se considerar que as órteses de imobilização do punho em extensão são desenhadas para limitar o movimento da articulação do punho. Nesse caso, para a realização da preensão necessária à função manual, os flexores do punho devem ter sua ação aumentada em decorrência do esforço necessário para vencer a restrição imposta pela órtese. Segundo Bulthaupt et al (1999), uma órtese mais restritiva exige maior tensão dos músculos como reação ao dispositivo usado, para possibilitar o movimento mais próximo do padrão normal.

Por outro lado, Burtner et al (2003), no estudo que desenvolveram, compararam a ativação dos músculos da extremidade superior em indivíduos portadores de artrite reumatóide, realizando atividades com uso de órtese estática e dinâmica de punho e sem uso dela, e observaram que o tipo de órtese utilizado não alterou a ação de qualquer dos músculos da extremidade superior. Considerando que não se observou alteração na ação dos músculos envolvidos nas tarefas propostas, os autores sugerem que a ativação muscular depende mais da tarefa realizada que do tipo de órtese usada.

Johansson et al (2004) compararam o efeito de dois tipos de órtese de punho – uma totalmente rígida e outra disponível no mercado – na ação dos flexores e extensores do antebraço de 12 voluntários, sem problemas no membro superior, durante a realização de tarefas padronizadas, e observaram que a

órtese comercial não tem qualquer efeito sobre a ação dos flexores ou extensores. Por outro lado, observaram também que o uso da órtese rígida implicou aumento da ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço. A hipótese de que a órtese de punho diminui a carga sobre o músculo extensor do punho não encontrou suporte neste estudo.

A comprovação de que a estabilização passiva do punho reduz a carga extensora dos músculos do antebraço é importante para a definição da indicação, ou não, do uso de órteses no processo de reabilitação de várias desordens musculoesqueléticas. Em outras palavras, pode-se, com uma simples órtese, prevenir uma flexão do punho ou, entre outras condições de estresse da musculatura, obter a redução de processos inflamatórios dos extensores de punho (Johansson et al, 2004). Não há na literatura, no entanto, consenso sobre essa questão. Os vários estudos pesquisados apontam sobretudo diferenças metodológicas – entre outras, tipo de tarefa realizada, tipo de órtese utilizado, tipo de sujeito estudado e, conseqüentemente, diferentes resultados. Essas diferenças ressaltam a necessidade de novos estudos na área e de busca de evidências científicas da real adequação do uso, ou não, da órtese na reabilitação de tais desordens.

3 OBJETIVOS DO ESTUDO

- Avaliar a distribuição de tensões ao longo da estrutura do compósito tipo sanduíche quando submetido à carga de flexão em comparação com a distribuição de tensões ao longo do material termomoldável (padrão ouro).
- Avaliar a distribuição de tensões ao longo da estrutura da órtese confeccionada com o compósito tipo sanduíche, enquanto em uso pelo cliente durante a realização de tarefas específicas, em comparação com a distribuição de tensões ao longo do material termomoldável (padrão ouro).
- Avaliar o efeito do uso de órtese de imobilização do punho na função manual e na força de preensão.
- Avaliar o efeito do uso de órtese de imobilização do punho na ativação dos músculos extensores e flexores do antebraço.

4 HIPÓTESES DO ESTUDO

H1 – O compósito com estrutura sanduíche invertida – ou seja, que se constitua de um núcleo laminado envolvido por duas camadas externas de borracha -, oferecerá características mecânicas que, além de adequadas à confecção de órteses, se associam a conforto, segurança e custo reduzido.

H2 – O compósito com fibras unidirecionais em seu núcleo terá característica mecânica significativamente superior à do compósito com fibras de tecidura plana.

H3 – A força de preensão será significativamente menor quando em uso de órtese de imobilização do punho em extensão quando comparada com a condição livre.

H4 – O tempo necessário para a realização das tarefas será significativamente maior quando em uso de órtese de imobilização do punho em extensão quando comparada com a condição livre.

H5 – A força de preensão será significativamente maior quando em uso de órtese de compósito quando comparada com o uso de órtese de termomoldável.

H6 – O tempo necessário para a realização das tarefas será significativamente menor quando em uso de órtese de compósito quando comparada com o uso de órtese de termomoldável.

H7 – A imobilização do punho em extensão, mediante o uso de órtese irá diminuir significativamente a atividade dos músculos extensores do antebraço durante a realização das tarefas específicas.

H8 - A imobilização do punho em extensão, mediante o uso de órtese de compósito irá diminuir mais a atividade dos músculos extensores do antebraço durante a realização das tarefas específicas quando comparada com o uso de órtese de termomoldável.

5 METODOLOGIA

O presente estudo divide-se em quatro etapas. A primeira destina-se ao desenvolvimento do compósito, tipo sanduíche, para a confecção de órteses e à sua caracterização mecânica em comparação com um padrão-ouro. A segunda compreende a análise do comportamento do compósito desenvolvido durante a realização de tarefas específicas, bem como a comparação estabelecida, nas mesmas condições, entre ele e o Ezeform®. Na terceira, avalia-se a função manual sem e com o uso de órtese. Na quarta e última etapa, discute-se a influência da órtese na ação dos músculos flexores e extensores do antebraço. A descrição detalhada da metodologia utilizada em cada uma dessas etapas é descrita nos itens subseqüentes.

5.1 Desenvolvimento do compósito do tipo sanduíche para confecção de órteses e sua caracterização mecânica

Foi realizado um estudo experimental para a determinação da configuração do material compósito que permitisse características mecânicas semelhantes às encontradas nos materiais termomoldáveis de baixa temperatura disponíveis no mercado. Buscava-se, assim, definir a melhor composição para que o compósito, tipo sanduíche, se mostrasse robusto às condições de uso de órteses, isto é, menos sensível às variáveis que envolvem a realização de tarefas do cotidiano. Uma órtese deve proporcionar estabilidade e movimento controlado de um segmento corporal e, para tanto, o material utilizado na sua confecção deve ser compatível com a exigência de sua complexidade no que diz respeito a rigidez, resistência, estética aceitável e conforto (Fess, 1995).

5.1.1 Amostra

A estrutura sanduíche tradicional é composta, em sua camada externa, que envolve um núcleo de baixa densidade, por laminados – fibra e resina. Para este estudo, desenvolveu-se um compósito com uma estrutura sanduíche invertida – ou seja, laminado como núcleo e espuma como camada externa. Foi desenvolvido um conjunto de oito condições experimentais do compósito com essa estrutura, que, em seguida, foram comparadas com a do Ezeform® (padrão-ouro). Cada condição experimental era composta por duas camadas externas de Neoprene®, que envolviam um tecido de fibra de vidro impregnado com resina autopolimerizante, como mostra a FIG. 28.

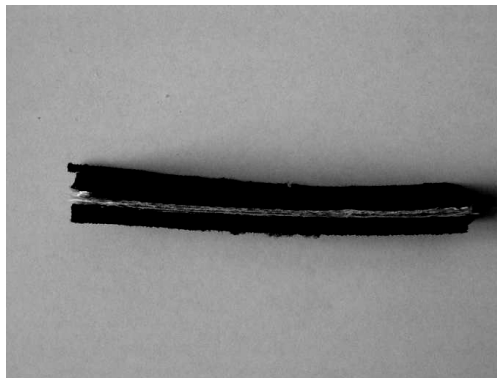


FIGURA 28 – Estrutura do compósito tipo sanduíche invertido

No desenvolvimento de cada condição experimental, foram considerados três fatores – Neoprene®, fibra de vidro e resina –, cada um deles em dois níveis diferentes, como mostrado no QUADRO 1. Assim, cada uma dessas condições caracterizou-se por diferentes gramaturas – 244g/m² e 200g/m² –, bem como por diferentes teciduras do tecido de fibra de vidro – unidirecional e plana –, diferentes

espessuras do Neoprene® – 1,5mm e 2,5mm – e diferentes relações entre a quantidade de fibra e de resina/endurecedor – 75/25 e 80/20. Registre-se que a escolha dos diferentes níveis de cada fator se deveu ao fato de se pretender avaliar a influência de cada um deles na rigidez do conjunto.

QUADRO 1

Fatores e níveis

Fatores	Níveis	
Neoprene®	1.5mm	2.5mm
Fibra de vidro	244g/m ²	200g/m ²
Resina	Unidirecional 75% de fibra e 25% de resina/endurecedor	Plana 80% de fibra e 20% de resina/endurecedor

Neoprene® é o nome que se dá à combinação de uma fatia de borracha expandida sob alta pressão e temperatura, que, quando laminada, é revestida com tecido dos dois lados ou de apenas um deles. Suas principais características são a flexibilidade, a elasticidade, a resistência e a proteção térmica (Neoprene Brasil, ?). Neste estudo, utilizou-se o Neoplex⁵, que é revestido de poliéster. O emprego desse material como face externa permite uma deformação elástica suficiente para que as órteses se ajustem às necessidades dos pacientes, sem ocasionarem perda de rigidez do dispositivo. Com isso, evita-se ou minimiza-se o aparecimento de pontos de pressão, o que proporciona conforto aos usuários e melhor acabamento das órteses. Além disso, durante a moldagem, o Neoprene® funciona como proteção, impedindo um possível aquecimento da pele do antebraço e da mão dos clientes, em decorrência de reação química da resina, ligeiramente superior a 70 C conforme especificado pelo

⁵ Marca registrada da Neoprene Brasil Ltda.

fabricante. Foram esses os fatores que determinaram a opção pelo uso de uma estrutura tipo sanduíche.

Tendo-se em vista a necessidade de se utilizar uma resina de cura rápida, já que o tempo gasto na moldagem da órtese não deve ser excessivo, utilizou-se a resina VIP FLASH®⁶, composta por monômero de metilmetacrilato, dimetilmetacrilato (DMT) e inibidor. O cálculo do percentual de resina/endurecedor foi feito, então, com base no peso da fibra de vidro e as diferentes proporções da resina foram estabelecidas em ensaios preliminares, realizados no Laboratório de Compósito do Departamento de Engenharia Mecânica, na Escola de Engenharia da Universidade Federal de Minas Gerais. A definição da quantidade de fibra e de resina baseou-se na “regra da mistura”, cujo pressuposto é o fato de que, somando-se a quantidade de fibra, multiplicada pelo seu módulo de elasticidade, à quantidade de resina, também multiplicada pelo seu módulo de elasticidade, se obtém o módulo de elasticidade equivalente do compósito, que deve ser semelhante ao do Ezeform®.

Para cada uma das oito condições experimentais estabelecidas, foram confeccionados 10 corpos de prova, o que resultou numa amostra constituída de 80 espécimes. O tamanho da amostra foi calculado considerando-se o que recomenda a Norma ASTM D790 – 03 (ASTM, 2003) – ou seja, o uso de cinco corpos de prova para a realização dos testes que objetivam a caracterização mecânica de qualquer material. Como margem de segurança, utilizou-se, no presente estudo, o dobro desse número. No QUADRO 2, descrevem-se as oito condições experimentais analisadas.

⁶ VIPI – Indústria, Comércio, Exportação e Importação de Produtos Odontológicos Ltda.

QUADRO 2

Condições experimentais

Fatores	Neoprene		Fibra de Vidro		Fibra/Endurecedor	
	1.5mm	2.5mm	244g/m ²	200g/m ²	75/25	80/20
Níveis	Cinza	Preto	Unidir.	Plana		
Condições						
EX1	x		x		x	
EX2		x	x		x	
EX3		x	x			X
EX4	x			x	x	
EX5		x		x		X
EX6	x		x			X
EX7	x			x		X
EX8		x		x	x	

Como mostra a FIG. 29, as dimensões dos corpos de prova também obedeceram às recomendações da Norma D790-03 (ASTM, 2003) – a saber, 3,2 mm de espessura; 51,2 mm de comprimento entre suportes; e 12,7 mm de largura. Para melhor fixação à máquina de ensaio, aumentou-se o comprimento do corpo de prova em, aproximadamente, 6,4 mm em cada lateral. As mesmas condições foram consideradas na confecção dos corpos de prova do Ezeform® (padrão-ouro). O processo de fabricação do material e dos corpos de prova foi desenvolvido no já referido Laboratório de Compósito.

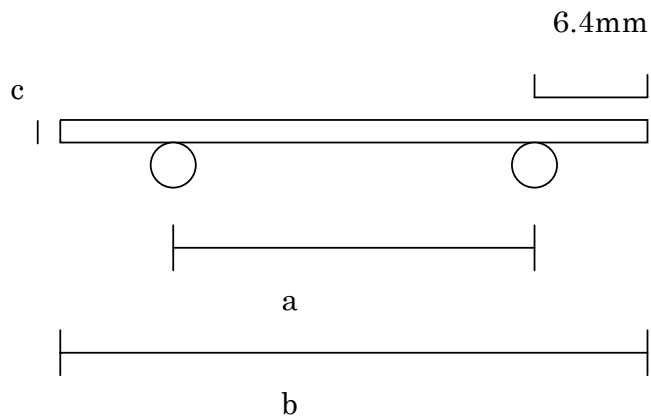


FIGURA 29 – Dimensões dos corpos de prova para o Ensaio de Flexão:
 a) comprimento entre os eixos = 51,2 mm;
 b) comprimento total = 64 mm;
 c) espessura = 3,2 mm; e
 d) largura = 12,7 mm.

Para se estabelecer comparação com o material experimental desenvolvido, como informado anteriormente, utilizou-se como padrão-ouro o Ezeform®, geralmente empregado na confecção de órteses, que é um material termomoldável de baixa temperatura, cuja base é o transpolisoprene (TPI), e faz parte do grupo borracha. Aquecido rapidamente em água a uma temperatura de, aproximadamente, 72 C, esse material pode ser moldado diretamente sobre o segmento corporal do paciente, sem necessidade de barreira térmica, e, por se resfriar rapidamente, adquirindo a conformação desejada (Breger-Lee, 1995; Trombly, 2005).

5.1.2 Procedimentos

O Ensaio de Flexão foi utilizado para determinação das propriedades mecânicas tanto do novo material compósito quanto do Ezeform®. Procurava-se, assim, determinar a resposta do material às influências mecânicas externas, que se manifestam por sua capacidade de desenvolver deformações reversíveis, irreversíveis e de resistir a fraturas. Esse Ensaio caracteriza-se por um sistema de carga em três pontos. A carga é aplicada sobre uma viga biapoiada (FIG. 30), onde uma força de tensão age sobre o material em oposição ao ponto de equilíbrio (ponto central), ocasionando a flexão do material.

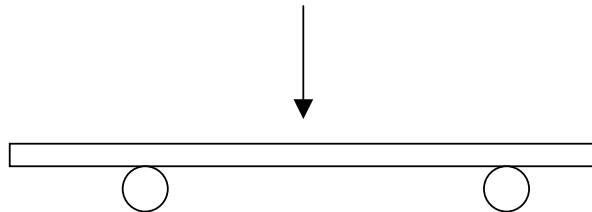


FIGURA 30 - Ensaio de flexão

A metodologia de ensaio de flexão de três pontos descrita na norma ASTM D790 foi aplicada tanto aos corpos de prova experimentais quanto ao padrão ouro. Note que, segundo Ávila e Bueno (2004), a norma a ser utilizada para ensaios de flexão de estruturas tipo sanduíche é a ASTM C 393. No entanto, como o compósito apresenta estrutura sanduíche invertida, onde toda a rigidez se concentra no laminado, optou-se pela norma ASTM D 790.

Para a realização do ensaio, os pontos de carga foram arredondados, a fim de se evitar indentação excessiva ou, mesmo, falhas devido à concentração de tensão nesses locais. O equipamento utilizado foi uma Máquina de Ensaio Universal Modelo DL3000, NO: 7273, NS: 035, marca EMIC-Dcame (FIG. 31), cedida pelo Laboratório de Polímeros do Departamento de Engenharia Metalúrgica da Escola de Engenharia da UFMG. Esse equipamento utiliza uma célula de carga com capacidade para 2kN, com incerteza de $\pm (0,10 + F/13000)$ N.



FIGURA 31 - Máquina de Ensaio Universal Modelo DL3000

Cada corpo de prova – tanto o experimental quanto o de Ezeform® – foi submetido ao Ensaio de Flexão até sua superfície externa ser rompida ou atingir uma deformação máxima de 5% (ASTM, 2003). O teste foi realizado a uma temperatura de $23\text{ C} \pm 2\text{ C}$, com umidade relativa do ar de $50\% \pm 5\%$ e com velocidade programada, visando-se a manter a taxa de deformação de $0,01\text{ mm/mm/min}$. O

tempo máximo de duração dos ensaios foi de 6 min, o que implicava a interrupção do teste ao se atingir esse tempo, independentemente de a ruptura do corpo de prova ter ocorrido ou não.

Foram utilizados como variáveis de análise: (1) o módulo de elasticidade à flexão (E_f = rigidez à flexão), (2) a tensão máxima de flexão (σ_f = limite de resistência à flexão) e (3) a deformação à flexão (ASTM, 2003) , obtidos por meio do Ensaio de Flexão.

5.1.3 *Análise Estatística*

Com base nos dados referentes ao módulo de elasticidade, à tensão máxima de flexão e à deformação à flexão, realizou-se a análise descritiva das oito condições experimentais e da do Ezeform® (padrão-ouro). Todas as observações feitas, então, tiveram sua significância testada estatisticamente. Considerando-se o tamanho reduzido das amostras, testou-se, inicialmente, a distribuição dos dados, pelo Teste de Shapiro-Wilk, para se verificar o comportamento normal ou não de todas as variáveis. O resultado obtido em cada condição experimental foi comparado com aquele obtido, por meio do Teste de Kruskal-Wallis, com o padrão-ouro. O Teste de Dunn foi utilizado, então, para se compararem os grupos dois a dois e, desse modo, se identificarem diferenças significativas entre eles. Em todas essas análises, considerou-se um nível de significância $\alpha = 0,05$.

Para a realização das análises descritivas, foi utilizado o *software* estatístico SPSS *for Windows*, versão 13.0, 2004 e, para a do Teste de Kruskal-Wallis e a do Teste de Dunn, o *software GraphPad*

Prism 4 for Windows, versão 4.03, 2005. O valor p exato do Teste de Kruskal-Wallis foi obtido no SPSS.

5.2 Avaliação do comportamento em uso do compósito do tipo sanduíche

Embora a análise do comportamento mecânico do compósito com estrutura tipo sanduíche pelo Ensaio de Flexão oferecesse informações relevantes sobre sua resistência, era fundamental avaliar esse material também em uso. Realizou-se, então, um estudo *quase-experimental*⁷, a fim de se avaliar o comportamento da órtese confeccionada com o compósito tipo sanduíche quando em uso, por indivíduos, no desenvolvimento de tarefas específicas, e compará-lo com o comportamento da órtese de Ezeform®, observado na mesma situação.

5.2.1 Amostra

Não foram encontrados, na literatura, estudos sobre o comportamento mecânico de materiais para confecção de órtese que pudessem subsidiar o cálculo da amostra a ser utilizada. Considerando-se que um dos objetivos do presente estudo era analisar o grau de ativação muscular dos flexores e extensores do antebraço sem e com o uso de órtese, tendo como contexto um teste funcional, o cálculo do tamanho da amostra baseou-se em efeito semelhante documentado, na literatura, por Johansson et al (2004). Avaliando o efeito do uso de órtese de punho em um grupo de adultos sem alteração nos

⁷ “Experimentos que têm tratamentos, medidas dos resultados e unidades experimentais, mas não usam alocação aleatória para criar as comparações nas quais os efeitos dos tratamentos são avaliados” (sic) (Pereira, 1995).

membros superiores, durante a realização de algumas tarefas específicas e do Teste de Força de Preensão, esses autores detectaram redução da força de preensão, aumento da ativação dos extensores do antebraço e nenhuma alteração na ativação dos flexores do mesmo órgão. Com base nos resultados desse estudo, bem como considerando-se uma análise não-direcional, com nível de significância $\alpha = 0,05$, 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 acrescentaram 30% como margem de segurança.

Participaram deste estudo 26 adultos, voluntários, sem alteração dos membros superiores, de ambos os sexos e selecionados de forma não-aleatória. Os critérios de inclusão, nesse caso, foram: idade igual ou superior a 20 anos, ausência de distúrbios neuromusculoesqueléticos nos membros superiores, ausência de dor na região do punho nas últimas duas semanas. Foram, portanto, excluídos adultos com déficits motores dos membros superiores ou dores constantes nas últimas duas semanas, bem como aqueles em uso regular de qualquer tipo de medicamento.

Todos os participantes, antes de sua inclusão no grupo a ser estudado, foram devidamente informados sobre os objetivos pretendidos e os procedimentos que seriam praticados e, em seguida, solicitados a assinar Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (**ANEXO A**).

5.2.2 Procedimentos

O estudo desenvolvido foi do tipo quase-experimental, previamente aprovado pelas Câmaras do Departamento de Terapia Ocupacional da EEEFTO/UFMG e do Departamento de Engenharia Mecânica da EE/UFMG (**ANEXOS B e C**), bem como pelo Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG (Parecer ETIC nº 017/05, **ANEXO D**). Os procedimentos foram regularmente realizados no Laboratório de Tecnologia Assistiva do Departamento de Terapia Ocupacional da EEEFTO/UFMG, pela pesquisadora responsável pelo presente estudo, com o auxílio de uma aluna, voluntária, do curso de Terapia Ocupacional da UFMG, ambas previamente treinadas nos procedimentos de coleta de dados.

Cada participante foi submetido a duas avaliações – a primeira, para entrevista inicial e confecção das órteses sob medida; a segunda, para avaliação do comportamento em uso das órteses. Cada uma dessas avaliações 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 na primeira fase do estudo; outra com o Ezeform® (padrão-ouro).

O dispositivo testado foi uma órtese de imobilização do punho em extensão, como mostra a FIG. 32. A escolha desse tipo de órtese deveu-se ao fato de ela ser freqüentemente prescrita no tratamento de diversas seqüelas de desordens do sistema neuromusculoesquelético – entre outras, mão hemiparética (Carmick, 1997), síndrome do Túnel do Carpo (Courts, 1995; Feuerstein et al, 1999), quadriplegia (Krajnik et al, 1992) e artrite reumatóide (Stern et al, 1996).



FIGURA 32 – Órtese de imobilização de punho em extensão

Todas as órteses foram confeccionadas com o punho posicionado em um ângulo de 15° de extensão, de forma que todas demais articulações do membro superior permanecessem livres. Essa escolha teve como base os estudos de Stern et al (1996); Callinan (1999) e Bulthaup et al (1999) que preconizaram a utilização de tal ângulo para se avaliar a eficácia, no longo prazo, do uso da órtese de punho em pacientes com diversas desordens do sistema neuromusculoesquelético. Além disso, como menciona Jansen et al (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 e 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 impedirem os movimentos do polegar e dos demais dedos durante a realização dos testes. Como proposto por Jansen et al (1997), o comprimento da órtese considerado foi o correspondente ao dobro, em centímetros, da distância da prega palmar distal até a prega proximal do punho, medida em direção ao antebraço. 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.

Após a confecção das órteses, extensômetros foram fixados à estrutura do compósito e do Ezeform®, para avaliação das deformações sofridas pela órtese durante o uso. Como se pode observar na FIG. 33, dois extensômetros foram posicionados – um, na direção longitudinal; outro na direção transversal (Slaminko, 1996) – foram firmemente fixados ao material, utilizando-se adesivo à base de cianoacrilato – Super Bonder® –, na superfície próxima à articulação do punho, onde, em geral, o equipamento é submetido a um esforço maior.

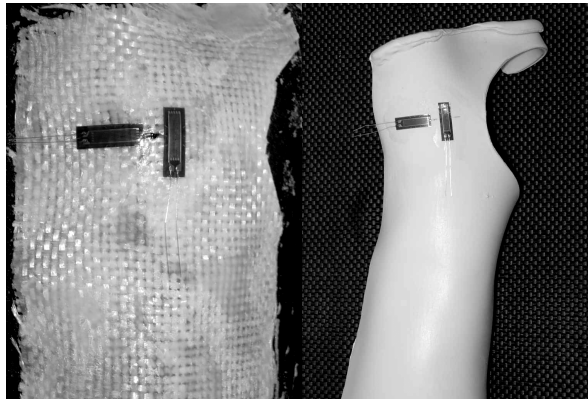


FIGURA 33 – Posicionamento dos extensômetros na órtese experimental e na órtese de Ezeform®

Utilizaram-se, no caso, extensômetros KFG-10-120-C1-11, da Kyowa, com as seguintes características: (1) resistência igual a 120Ω ; (2) nível de excitação de 5 V; (3) densidade de potência de $0,31 \text{ kW/m}^2$ a $1,20 \text{ kW/m}^2$; (4) tamanho de 5 mm e 10 mm; e (5) placa de suporte adequada não só a manter a geometria do extensômetro durante o teste, mas também a isolá-lo eletricamente do material em teste. Por meio desses sensores superficiais, foi possível medir os deslocamentos causados no material quando da realização de tarefas específicas e, ainda, calcular as deformações (Aloisi et al, 1998; Tuttle, 1996).

Uma vez instalados os sensores, cada um dos voluntários foi convidado a participar de nova sessão, em que foi submetido a avaliações da força de preensão, empregando-se o Dinamômetro Jamar® e da função manual, por meio do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor) com o uso da órtese experimental e da órtese de Ezeform®. Nesta etapa do estudo, os testes foram aplicados apenas como um contexto, ou situação funcional para se avaliarem deformações ocorridas no material.

Tendo-se em vista a variedade de tamanho dos objetos usados, bem como os diferentes tipos de preensão e de manipulação a serem avaliados, o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor (FIG. 34), que é padronizado e largamente empregado pelos Terapeutas Ocupacionais (Stern, 1992; Hackel et al, 1992), é o que permite obter uma medida objetiva de tarefas padronizadas e avaliar a função da mão comumente usada em atividades de vida diárias (AVDs), segundo Jebsen et al, 1969, Carlson et al, 1983; e Stern et al, 1994.



FIGURA 34 – Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor

Esse teste 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 et al (1994), esses subtestes são utilizados para se estimularem atividades funcionais, manuais e unilaterais.

No Subteste 1, avalia-se o indivíduo escrevendo uma sentença em papel branco, fixado em uma prancheta, com caneta de tinta preta. A sentença, constituída de 24 letras e considerada de terceiro grau de dificuldade de leitura⁸, é escrita em uma ficha, que é mantida, inicialmente, virada para baixo. O teste tem início quando, a um comando do avaliador, essa ficha é virada para cima.

No Subteste 2, avalia-se o indivíduo virando cartas de baralho. Para tanto, cinco cartas, com o naipe virado para baixo, são empilhadas no centro da mesa de teste, à frente do voluntário. A um comando do avaliador, o indivíduo pega uma carta pelo extremo contralateral à mão utilizada, desvira-a e coloca-a sobre a mesa com o naipe voltado para cima, sem qualquer exigência de acurácia nessa colocação.

No Subteste 3, o indivíduo é testado pegando pequenos objetos. Para tanto, no centro da mesa de teste, coloca-se um recipiente vazio e, ao lado dele, são posicionados, nesta ordem, duas moedas, duas tampinhas de garrafa e, por último, portanto mais longe, dois cliques. A um comando do avaliador, o indivíduo pega os objetos, um a um, começando pelos cliques, e coloca-os no recipiente à sua frente.

⁸ Isto é, aquela apropriada para leitura de pessoas com escolaridade Nível Superior.

No Subteste 4, testa-se o indivíduo pegando grãos de feijão com uma colher de chá. Nesse caso, um recipiente vazio é colocado no centro da mesa de teste e, próximo à borda desta, cinco grãos de feijão são posicionados, juntamente com uma colher de chá, diante do voluntário. A um comando do avaliador, o indivíduo, usando a colher de chá, apanha os grãos, um a um, e coloca-os no recipiente vazio. A tarefa é realizada, com a mão esquerda, da esquerda para direita e, com a mão direita, da direita para a esquerda.

No Subteste 5, avalia-se o indivíduo empilhando blocos. Inicialmente, quatro blocos de cor vermelha são posicionados à frente do voluntário, distribuídos, igualmente, à direita e à esquerda do centro da mesa de teste. A um comando do avaliador, o indivíduo pega os blocos, um a um, e coloca-os um sobre o outro, próximo à borda da mesa.

No Subteste 6, testa-se o indivíduo pegando objetos grandes – de, aproximadamente , 7,5 cm de diâmetro –, mas leves. Para isso, cinco objetos com essas características são posicionados sobre a mesa de teste. A um comando do avaliador, o voluntário apanha esses objetos, um a um, e transporta-os para o outro lado da borda da mesa, começando pelo lado contralateral à mão que está sendo avaliada.

No Subteste 7, testa-se o indivíduo pegando objetos grandes e pesados – ou seja, de, aproximadamente, 7,5 cm de diâmetro e 600 g de peso. Nesse caso, cinco objetos com essas características são posicionados sobre a mesa de teste, primeiro, à direita e, depois, à esquerda do voluntário. A um comando do avaliador, o indivíduo apanha esses objetos, um a um, e transporta-os

para o outro lado da borda da mesa, começando pelo lado contralateral à mão que está sendo avaliada.

Todos esses subtestes foram projetados para serem administrados a cada sujeito sempre e precisamente da mesma maneira. Durante a realização deles, cada participante permanecia 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 seqüência (Jebsen, 1969) e realizados apenas com a mão dominante.

Para se assegurarem acurácia ao teste e consistência aos procedimentos dos participantes, antes de cada sessão, instruções gerais eram-lhes dadas pelo avaliador, a fim de se dirimirem quaisquer dúvidas. Nessa oportunidade, o voluntário recebia as orientações no sentido de, ao comando do avaliador, dar início ao teste imediatamente e de realizar a tarefa tão rapidamente quanto possível, buscando executá-la, o mais próximo possível, do modo como desempenha o mesmo tipo de atividade no dia-a-dia. Em caso de erro – deixar cair uma peça, distrair-se, confundir-se e outros –, promovia-se a devida correção e o procedimento era imediatamente repetido (Carlson et al., 1983).

O Dinamômetro Jamar® (FIG. 35), empregado para medir-se a força de preensão manual, é dotado de sistema hidráulico e considerado um instrumento de avaliação válido e confiável para esse fim (ASHT, 1992; Massy-Westropp et al, 2004; SBTM, 2005). Quando calibrado adequadamente, esse instrumento garante grande acurácia e confiabilidade, cujo coeficiente de correlação é de + 0.9994 (ASHT, 1992; Massy-Westropp et al, 2004).



FIGURA 35 – Dinamômetro Jamar®

Para realização do Teste de Força de Preensão, o indivíduo permanecia sentado confortavelmente, mantendo o ombro aduzido, o cotovelo fletido em 90° e o antebraço e o punho em posição neutra, como se mostra na FIG. 36. Todos os participantes eram instruídos a, sem movimentos rápidos e bruscos, aplicar a força de forma suave. Há, no entanto, controvérsias quanto à postura do punho durante a prática desse teste. 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 (1992) e pela SBTM (2005). Em atendimento a recomendação da ASHT (1992), considerou-se, então, a segunda posição de pega do dinamômetro.



FIGURA 36 – Posicionamento para realização do Teste de Força de Preensão Manual

Os testes de Força de Preensão Manual e o Teste Funcional da Mão de Jepsen-Taylor foram realizados pelos participantes utilizando, também, ambas as órteses – a experimental e a de Ezeform®. A seqüência de situações para aplicação dos testes – isto é, sem órtese, com a órtese experimental e com a de Ezeform® – foi decidida por sorteio. Durante a realização dos testes, os extensômetros eram diretamente conectados a um microcomputador, dotado do programa Labview versão 5.1, específico para a coleta de medidas de deformações internas de materiais. O extensômetro fixado na direção longitudinal (vertical) era conectado ao canal 9 do sistema de aquisição de dados e o extensômetro fixado na direção transversal (horizontal), ao canal 11. Além de registrar o valor da deformação dos materiais em uso, o programa utilizado também indicava o tipo e a direção da deformação observada – ou seja, se é positiva (tração) ou se é negativa (compressão).

5.2.3 *Análise Estatística*

As informações sobre deformações verificadas no material experimental e no Ezeform®, durante o uso das órteses, obtidas por meio dos extensômetros vertical e horizontal, foram tratadas de forma inferencial. Durante a realização de cada um dos testes, considerando-se que as deformações ocorridas poderiam ser positivas (tração) ou negativas (compressão), esses dados foram analisados visando-se a obter-se o desvio em relação a zero, para posterior comparação com os resultados concernentes ao Ezeform®. Para se avaliar se a distribuição dos dados era normal, utilizou-se o Teste de Shapiro-Wilk e, para se testar a hipótese de o material compósito tipo sanduíche (75/25 200 preto) apresentar deformações semelhantes às verificadas no Ezeform®, aplicou-se o Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon, considerando-se um nível de significância de 5%. Todas as análises foram realizadas utilizando-se o *software* estatístico SPSS for Windows, versão 13.0, 2004.

5.3 *A órtese e o uso funcional da mão*

Nesta etapa da pesquisa, realizou-se um estudo *quase-experimental* com o objetivo de se avaliar o uso funcional da mão, sem o uso de órteses e com o uso delas.

5.3.1 *Amostra*

Participaram desse estudo os mesmos 26 adultos voluntários, sem alterações neuromusculoesqueléticas nos membros superiores, como descrito no item 3.2.1.

5.3.2 *Procedimentos*

O uso funcional da mão, sem e com órtese, foi avaliado por meio da aplicação do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor e da medição direta da força de preensão manual pelo uso do Dinamômetro Jamar®. Registre-se, novamente, que esses testes foram considerados, durante a Fase 2 deste estudo, apenas como situação funcional para se avaliarem deformações ocorridas no material em teste. Assim, nessa fase, enquanto se realizavam os testes, fez-se também a medida do uso funcional da mão. Registre-se, igualmente, que a descrição dos instrumentos e a forma de execução dos testes utilizados, por já constarem do item 5.2.2, não serão repetidas nesta seção.

A média das três medidas realizadas – sem uso de órtese, com o uso da órtese experimental e com o uso da órtese de Ezeform® – para avaliação da força de preensão manual foi registrada em quilogramas força (kgf), considerando-se o sistema internacional de medidas. Segundo a ASHT (1992), os resultados assim obtidos podem ser comparados diretamente com a extremidade contralateral ou mediante comparação longitudinal dos valores específicos de cada um dos participantes da pesquisa. No presente estudo, cada participante constituiu sua própria referência.

Para medir-se o uso funcional da mão – sem órtese, com a órtese experimental e com a de Ezeform® –, o tempo necessário para se completar cada subteste que compõe o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor foi medido usando-se um cronômetro⁹. Qualquer aumento do tempo para se completar um subteste em comparação com a condição livre ou com os dados normativos foi interpretado como indicativo de diminuição do uso funcional da mão ou como incapacidade pessoal (Hackel et al, 1992). O tempo gasto na realização de cada subteste pode ser comparado com os valores normativos do próprio teste ou com os valores obtidos, particularmente, pelo próprio participante. Os valores normativos do teste foram estabelecidos para crianças com idade de 6-7 anos, 8-9 anos e 10-11 anos, bem como entre 12 anos e 14 anos e entre 15 anos e 19 anos. Os valores normativos para adultos foram estabelecidos para idades entre 20 anos e 59 anos e entre 60 anos e 94 anos (Hackel et al, 1992). Nesse caso, o teste é de fácil administração e requer, aproximadamente, 15 minutos para sua realização.

5.3.3 *Análise Estatística*

A análise inferencial foi realizada com base na medida do tempo para execução dos testes sem órtese e com cada uma das órteses em teste – a experimental e a de Ezeform®. Os resultados obtidos sem uso de órtese foram, então, comparados aos alcançados com o uso, isoladamente, de ambas as órteses especificadas. Todas as observações feitas de forma descritiva tiveram sua significância testada estatisticamente. O Teste de Shapiro-Wilk foi usado para se testar se a distribuição dos dados era normal. Considerando-se que, em alguns casos, não se obteve a normalidade das diferenças, aplicou-se, em seguida, o Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon, visando-se a estabelecer

⁹No caso, o Digital Readout Stopwatch 7528.

comparação entre os grupos. Em todas as análises desenvolvidas, utilizando-se o *software* estatístico SPSS for Windows, versão 13.0, 2004, considerou-se um nível de significância $\alpha = 0,05$.

5.4 Uso da órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço

Nesta etapa da pesquisa, desenvolveu-se um estudo *quase-experimental* objetivando-se avaliar a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço, sem e com uso de órtese.

5.4.1 Amostra

Os mesmos 26 adultos voluntários, sem alterações neuromusculoesqueléticas nos membros superiores, como informado no item 3.2.1, participaram desse estudo.

5.4.2 Procedimentos

O nível de ativação dos dois grupos musculares – o flexor e o extensor – do antebraço foi monitorado por meio de um eletromiógrafo MP100WSW (Biopac Systems, Inc. Goleta, USA) (FIG. 37), cuja capacidade para detectar frequências de coleta é de até 1.000 Hz, com impedância de entrada de $1G\Omega$, filtro *high-pass* para eliminação dos ruídos de 10 Hz, filtro *low-pass* de 500 Hz e capacidade de

rejeição do modo comum de $2M\Omega$. Eletrodos ativos de superfície – Ag/AgCl –, com diâmetro de 11,4 mm, foram usados para capturar os dados eletromiográficos dos músculos flexores e extensores do antebraço. Um eletrodo de referência – o eletrodo terra,– do mesmo fabricante do eletromiógrafo, foi fixado ao acrômio do lado não-dominante, a fim de evitar desconfortos aos participantes e possíveis queixas de dor durante a execução dos movimentos.



FIGURA 37 – Coleta de dados, mediante utilização do eletromiógrafo MP100WSW, durante a realização do Subteste 6

Inicialmente, os participantes foram orientados a retirar qualquer vestimenta que pudesse dificultar a colocação dos eletrodos e a sentar-se em uma cadeira para o preparo da pele e a localização da região de maior captação da contração muscular, segundo os procedimentos descritos por Cram et al (1998). Isso feito, foi-lhes solicitado contrair os grupos musculares a serem analisados, mediante movimentos de flexão e de extensão do punho, e, por meio de palpação, definiu-se, em cada um dos voluntários, o ponto de maior volume muscular (Cram et al, 1998; Soderberg e Knustson, 2000).

Para se garantirem a validade e a precisão dos sinais eletromiográficos, antes da colocação dos eletrodos, fez-se, previamente, uma tricotomia local, usando-se material descartável, a que se seguiu uma limpeza da superfície cutânea, por fricção da pele com gaze estéril embebida com álcool (Cram et al, 1998). Do mesmo modo, os eletrodos foram limpos com gaze estéril e álcool, antes de serem afixados à pele.

Após devidamente preparados, os eletrodos de detecção eram posicionados sobre a musculatura desejada, identificada anteriormente, como já informado, mediante palpação do ventre muscular e acompanhando a orientação das fibras musculares (Hägg et al, 1997; Cram et al, 1998). A posição de cada eletrodo era, então, marcada com caneta própria, para facilitar-se sua recolocação, caso, por algum motivo, fossem deslocados do lugar predeterminado. Para o grupo muscular flexor, os eletrodos eram posicionados na região ventral do antebraço e, para o grupo muscular extensor, na região dorsal do antebraço – em ambos os casos, aproximadamente, a 3 cm abaixo da cabeça do rádio (Jansen et al, 1997).

Em seguida, todos os eletrodos eram fixados à pele com fita adesiva dupla face e esparadrapo hipoalergênico, para sua melhor aderência, a fim de se facilitar a captação adequada dos sinais eletromiográficos, como se pode verificar na FIG. 38. Após a colocação e fixação dos eletrodos, utilizou-se a contração muscular resistida, manualmente, da extensão e da flexão do punho, para se verificar não só a ausência de interferência nos sinais correspondentes, mas também a captação e a qualidade deles para todos os grupos musculares a serem analisados. Em seguida, a fixação dos eletrodos foi reforçada, em toda a sua extensão, com uma segunda camada de esparadrapo. Para garantir-se a consistência dos procedimentos, os mesmos eletrodos eram utilizados em cada um dos

grupos musculares estudados e, também, sistematicamente colocados pelo mesmo avaliador. As especificações concernentes à coleta dos dados eletromiográficos foram determinadas segundo os procedimentos descritos por Fonseca et al. (2004).



FIGURA 38 – Posicionamento dos eletrodos de superfície e do eletrodo terra

Para se possibilitar a comparação dos dados eletromiográficos (EMG) intra e intersujeitos, faz-se necessária uma normalização deles – deve-se referenciar o dado EMG, associando-o a algum outro padrão. Neste estudo, utilizou-se a porcentagem da contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do grupo muscular de interesse. Em detrimento dos demais métodos de normalização, Knutson et al (1994) sugerem o uso da CIVM, por ser mais confiável e informar melhor sobre a intensidade de contração muscular. Ao se utilizar a CIVM como valor-padrão de referência, os sinais EMG obtidos durante a prática de determinada atividade são considerados em termos de porcentagem da atividade muscular máxima.

Os dados eletromiográficos de cada grupo muscular analisado, referenciados em CIVM, foram coletados com o indivíduo posicionado e estabilizado (FIG. 39). O protocolo para o referenciamento em CIVM foi explicado a todos os participantes e, não havendo dúvidas a esse respeito, a CIVM de cada um dos grupos musculares investigados foi realizada por seis segundos, sob comando de estímulos verbais do avaliador, para que a contração fosse a mais intensa possível. Para cada movimento, executou-se o mesmo procedimento três vezes, com intervalos de um minuto (Cram et al, 1998; Fonseca et al, 2004).



FIGURA 39 – CIVM dos músculos flexores do antebraço

A avaliação das atividades musculares flexora e extensora do antebraço, sem e com uso de órtese, foi iniciada com os participantes submetendo-se ao Teste de Força de Preensão e ao Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor, nessa ordem. A definição da seqüência de teste – isto é, sem ou com uso da órtese – foi definida por sorteio. Nas duas situações, porém, a atividade muscular foi monitorada durante 30 segundos, tempo considerado necessário para a realização de cada um dos testes.

Os valores da EMG em *root mean square* (RMS) foram normalizados pela maior *root mean square* (RMS) observada, durante a realização do teste da CIVM, em cada grupo muscular. Utilizando-se a *root mean square*, quantificam-se esses sinais, elevando-se todos os dados ao quadrado e, posteriormente, extraindo-se a raiz quadrada da média dos valores resultantes desse cálculo (Basmajian et al, 1985). O valor da RMS corresponde, portanto, à média estimada da potência de um sinal EMG, que varia com o tempo (Hillstrom et al, 1995).

O processamento dos dados eletromiográficos foi realizado utilizando-se o *software* Acqknowledge e, também, rotinas computacionais desenvolvidas no programa MatLab exclusivamente para atender aos objetivos do presente estudo. Considerando-se o volume de informações a serem tratadas, o uso de rotinas computacionais tornou-se o método que assegurou a reprodutibilidade dos resultados (DiFabio, 1987; Alencar et al, 2006; Anjos et al, 2006).

5.4.3 *Análise Estatística*

Realizou-se a análise inferencial com base na medida do percentual de ativação das musculaturas flexora e extensora do antebraço durante a realização dos testes sem e com as órteses experimental e de Ezeform®. Os resultados obtidos sem uso de órtese foram comparados aos obtidos com uso da órtese experimental e da órtese de Ezeform®, cujos resultados, por sua vez, também foram comparados entre si. Todas as observações feitas tiveram sua significância avaliada estatisticamente. O Teste de Shapiro-Wilk foi utilizado para se verificar a distribuição normal dos dados. Considerando-se que não se obteve a normalidade das diferenças em alguns casos, recorreu-se ao Teste de Postos

Sinalizados de Wilcoxon para avaliar-se a significância dos dados obtidos na comparação dos grupos. Em todas essas análises, realizadas empregando-se o *software* estatístico SPSS *for Windows*, versão 13.0, 2004, considerou-se um nível de significância $\alpha = 0,05$.

6 RESULTADOS E DISCUSSÃO

6.1 Desenvolvimento do compósito do tipo sanduíche para confecção de órteses e sua caracterização mecânica

Nesta etapa do estudo foi realizada a caracterização mecânica do compósito, em laboratório, utilizando-se o Ensaio de Flexão de três pontos. Foram desenvolvidas diferentes condições experimentais do compósito sanduíche (QUADRO 3) que foram avaliadas quanto ao módulo de elasticidade à flexão (rigidez), à tensão de flexão (limite de resistência à flexão) e à deformação e, esses resultados, foram comparados aos obtidos com o Ezeform® (padrão-ouro). Buscou-se, nesse momento, verificar se o compósito sanduíche teria características semelhantes às do padrão-ouro e definir a melhor condição experimental do compósito que seria avaliada em uso.

No GRAF. 1 e na TAB. 1, apresenta-se o valor médio do módulo de elasticidade à flexão obtido em cada condição experimental avaliada. Em algumas delas, reduziu-se o número (n) de corpos de prova utilizados, considerando-se a necessidade de se excluírem aqueles que apresentaram valores muito discrepantes.

QUADRO 3

Condições experimentais testadas por meio do Ensaio de Flexão

Condição experimental	Características ¹⁰
PO (padrão-ouro)	Ezeform®
EX1	75/25 Uni Cinza
EX2	75/25 Uni Preto
EX3	80/20 Uni Preto
EX4	75/25 200 Cinza
EX5	80/20 200 Preto
EX6	80/20 Uni Cinza
EX7	80/20 200 Cinza
EX8	75/25 200 Preto

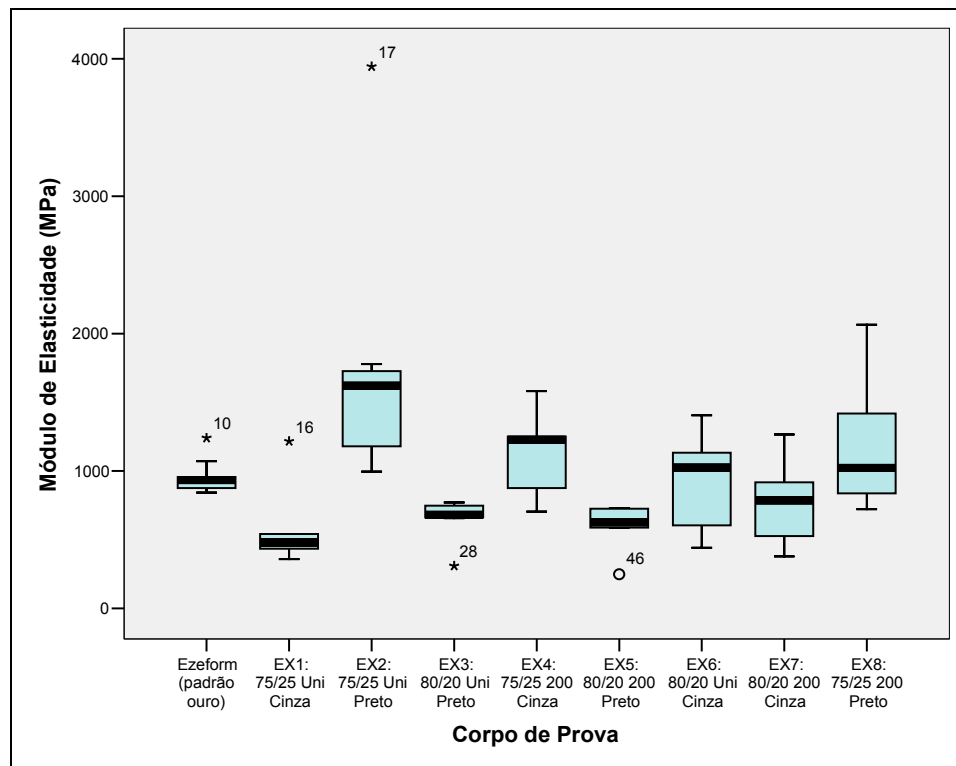


GRÁFICO 1 – Valores médios de dispersão do módulo de elasticidade (em MPa) em cada condição experimental testada

¹⁰ Neste QUADRO e em tabelas que a ele se seguem, nesta seção, as características apontadas têm os mesmos significados/valores, quais sejam:

75/25 = 75% de fibra e 25% de resina;

80/20 = 80% de fibra e 20% de resina;

Uni = 244g/m² e 87% das fibras na direção longitudinal;

200 = 200g/m² e tecidura plana (0°/90°).

TABELA 1

Índices de média e desvio padrão do módulo de elasticidade em cada condição experimental testada

Módulo de elasticidade (em MPa)				
Condição	Características	n	Média	Desvio padrão
PO	Ezeform®	10	955,3	119,0
EX1	75/25 Uni Cinza	6	585,5	316,1
EX2	75/25 Uni Preto	8	1749,3	931,9
EX3	80/20 Uni Preto	7	655,1	158,8
EX4	75/25 200 Cinza	9	1118,9	274,3
EX5	80/20 200 Preto	6	591,2	177,6
EX6	80/20 Uni Cinza	8	921,6	340,6
EX7	80/20 200 Cinza	9	757,0	286,7
EX8	75/25 200 Preto	7	1188,6	528,9

Os resultados relacionados na TAB. 1 tiveram sua significância testada estatisticamente. A realização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, apontou que alguns dos dados obtidos não apresentaram uma distribuição normal. Em face dessa comprovação, recorreu-se ao Teste de Kruskal-Wallis, para se compararem os resultados obtidos nas diversas condições experimentais e com o padrão-ouro, buscando-se, ainda, identificar as diferenças significativas existentes entre os resultados desses grupos por meio do Teste de Dunn.

Os resultados da utilização do Teste de Kruskal-Wallis apontaram uma diferença significativa ($p = 0,001$) entre os valores do módulo de elasticidade à flexão obtidos nas nove condições testadas, com um nível de significância de 5%, como se pode comprovar na TAB. 2. Os resultados da utilização do Teste de Dunn para a variável módulo de elasticidade são apresentados na TAB. 3.

TABELA 2

Teste de Kruskal-Wallis relativo ao módulo de elasticidade

Variável de análise	Qui-quadrado	gl	Valor p
Módulo de elasticidade (em MPa)	35,379	8	0,0001

TABELA 3

Teste de Dunn para o módulo de elasticidade

Variável de análise	Comparação	Diferença médio	posto	Valor p
Módulo de elasticidade	EZ x EX1	25,00		> 0,05
	EZ x EX2	-20,50		> 0,05
	EZ x EX3	20,86		> 0,05
	EZ x EX4	-7,67		> 0,05
	EZ x EX5	24,50		> 0,05
	EZ x EX6	2,75		> 0,05
	EZ x EX7	13,11		> 0,05
	EZ x EX8	-5,00		> 0,05

Sobre a rigidez à flexão, os dados obtidos no ensaio de flexão demonstraram diferença entre as oito condições do compósito e o padrão-ouro. Embora os resultados encontrados a partir do ensaio de flexão, com relação à rigidez tenham demonstrado que das oito condições experimentais, as condições EX2 (75/25 Uni Preto), EX4 (75/25 200 Cinza) e EX8 (75/25 200 Preto) apresentaram módulo de elasticidade superior ao do padrão-ouro e, as condições EX1 (75/25 Uni Cinza), EX3 (80/20 Uni Preto), EX5 (80/20 200 Preto), EX6 (80/20 Uni Cinza) e EX7 (80/20 200 Cinza) apresentaram rigidez média inferior à do padrão-ouro, o Teste de Dunn permitiu comprovar que nenhuma das comparações do módulo de elasticidade à flexão das condições experimentais com o padrão-ouro foi significativa. Portanto, não se observou, pelos resultados obtidos, diferença significativa entre a rigidez do padrão-ouro quando comparada às demais condições experimentais do compósito ($p > 0,05$). Este resultado indica que a rigidez de qualquer das oito condições experimentais foi semelhante àquela encontrada no padrão-ouro.

Este estudo tinha como pressuposto que as condições experimentais que continham, em seu núcleo, fibras com tecidura unidirecional, apresentariam melhor resultado com relação à rigidez à flexão

(Hipótese 2), pois, os arranjos unidirecionais dispõem de maior quantidade de fibras dispostas perpendicularmente à aplicação da força durante o ensaio de flexão, oferecendo boa resistência e rigidez especialmente paralela às fibras. Sob esse aspecto, não foi observado consenso quanto à gramatura e tecidura da fibra. Apenas em uma das condições experimentais (EX2) com valor médio do módulo de elasticidade à flexão, próximo ao observado no padrão ouro possuía, em sua estrutura, fibra de vidro com tecidura unidirecional. Observou-se, ainda, que das condições experimentais com valor médio do módulo de elasticidade menor que o padrão ouro, três delas – EX1, EX3 e EX6 - dispunham, em seu núcleo, de fibra com tecidura unidirecional. Considerando que apenas uma das condições experimentais com maior valor médio do módulo de elasticidade continha fibra com tecidura unidirecional e que três das condições com menor valor médio do módulo de elasticidade continham este mesmo tipo de fibra, a premissa de que o compósito que dispunha de fibra com tecidura unidirecional ofereceria melhor resultado com relação à rigidez, não pôde ser verificada. Por outro lado, observou-se que as três condições experimentais que apresentaram valor médio de rigidez maior que a do Ezeform®, apresentaram proporção resina/endurecedor de 75/25. Pode-se dizer que no compósito proposto, o núcleo (laminado) com resina autopolimerizante na proporção 75/25 suportou a carga imposta e definiu a rigidez à flexão do material.

Outro fato importante a ser discutido quando da análise dos dados sobre a rigidez à flexão do material, diz respeito à camada externa do compósito. Observou-se que duas (EX4 - 1118,9 MPa e EX8 - 1188,6 MPa), das três condições experimentais com módulo de elasticidade de valor maior que o do Ezeform®, apresentavam proporção resina/endurecedor e tipo de fibra idênticos. Essas duas condições diferiam entre si apenas na espessura do Neoprene® utilizado. Como o Neoprene® foi utilizado na estrutura do compósito apenas para oferecer conforto e segurança ao participante, esperava-se que não houvesse diferença entre os resultados de rigidez apresentados por essas

condições. Diante destes resultados, acredita-se que o Neoprene® também auxiliou, de alguma forma, na rigidez do compósito.

Na TAB. 4 e no GRAF. 2 , apresenta-se o valor médio da tensão máxima de flexão em cada condição testada.

TABELA 4

Índices de média e desvio padrão da tensão máxima de flexão verificada em cada condição experimental testada

Tensão máxima de flexão (em MPa)				
Condição	Características	n	Média	Desvio Padrão
PO	Ezeform®	10	17,39	0,77
EX1	75/25 Uni Cinza	6	3,06	2,94
EX2	75/25 Uni Preto	8	6,41	3,69
EX3	80/20 Uni Preto	7	22,25	9,40
EX4	75/25 200 Cinza	9	9,78	3,43
EX5	80/20 200 Preto	6	22,63	7,11
EX6	80/20 Uni Cinza	8	14,36	5,40
EX7	80/20 200 Cinza	9	17,18	4,79
EX8	75/25 200 Preto	7	16,64	9,68

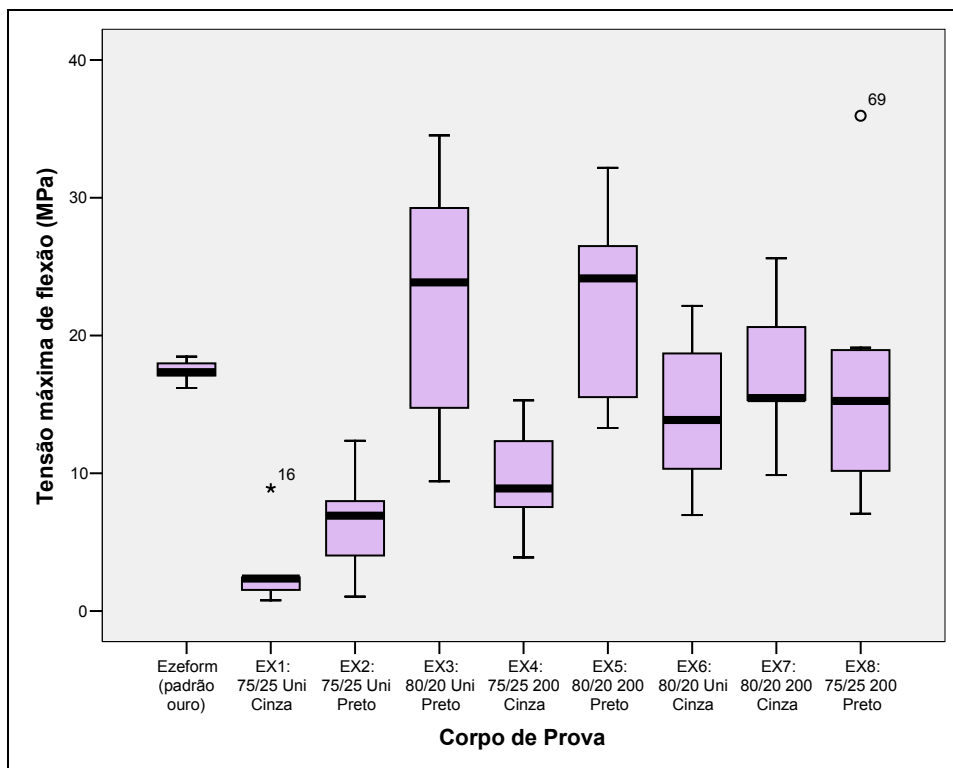


GRÁFICO 2 – Valores médios de dispersão da tensão máxima de flexão (em MPa) verificada em cada condição experimental testada

Todos os resultados relacionados na TAB. 4 tiveram sua significância testada estatisticamente. A realização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, apontou que alguns dos dados obtidos não apresentaram uma distribuição normal. Em face dessa comprovação, recorreu-se ao Teste de Kruskal-Wallis, para se compararem os resultados obtidos nas diversas condições experimentais e com o padrão-ouro, buscando-se, ainda, identificar as diferenças significativas existentes entre os resultados desses grupos por meio do Teste de Dunn.

Os resultados da utilização do Teste de Kruskal-Wallis apontaram uma diferença significativa ($p = 0,001$) entre os valores de tensão máxima de flexão obtidos nas nove condições testadas, com um

nível de significância de 5%, como se pode comprovar na TAB. 5. Os resultados da utilização do Teste de Dunn para as três variáveis são apresentados na TAB. 6.

TABELA 5
Teste de Kruskal-Wallis relativo à tensão máxima de flexão

Variável de análise	Qui-quadrado	gl	Valor p
Tensão máxima de flexão (em MPa)	42,475	8	0,0001

TABELA 6
Teste de Dunn para a tensão máxima de flexão

Variável de análise	Comparação	Diferença médio	posto	Valor p
Tensão máxima de flexão				< 0,01*
	EZ x EX1	41,97		
	EZ x EX2	37,30		< 0,01*
	EZ x EX3	-1,84		> 0,05
	EZ x EX4	27,19		> 0,05
	EZ x EX5	-5,78		> 0,05
	EZ x EX6	13,68		> 0,05
	EZ x EX7	4,58		> 0,05
	EZ x EX8	9,73		> 0,05

* Valor p significativo.

Com relação à tensão máxima de flexão, pôde-se verificar uma diferença entre as oito condições do compósito e o padrão-ouro. Embora os resultados obtidos indiquem que as condições EX3 (80/20 Uni Preto) e EX5 (80/20 200 Preto) foram as que apresentaram tensão máxima de flexão média, acima da observada no padrão-ouro e que as demais condições revelaram limite de resistência à flexão abaixo à obtida com uso do Ezeform®, as diferenças foram significativas apenas entre os valores obtidos nas condições EX1 ($p < 0,01$, $d = 7,7$) e EX2 ($p < 0,01$, $d = 4,39$). Isto significa que, as condições experimentais EX1 e EX2 apresentaram limite de resistência à flexão significativamente menor do que o Ezeform®, portanto um comportamento mecânico, neste aspecto, inferior ao observado no Ezeform®. Nas demais condições experimentais, não se verificaram diferenças significativas ($p > 0,05$)

quando em comparação com o Ezeform®, o que sugere que estas condições apresentaram limite de resistência à flexão semelhante à do padrão-ouro.

Nota-se que as condições EX2 e EX4 que apresentaram módulo de elasticidade superior ao do Ezeform®, porém não estatisticamente significativo ($p > 0,05$), exibiram limite de resistência à flexão menor do que o Ezeform®, sendo estatisticamente significativa ($p < 0,01$) para a condição EX2. Esperava-se que as condições que apresentassem os maiores valores do limite de resistência à flexão fossem as mesmas que apresentassem maior módulo de elasticidade. No entanto, esta concordância não foi observada. Os possíveis fatores que levaram à este resultado são diferenças nas secções transversais dos corpos de prova. Isto pode ter ocorrido devido ao tipo de equipamento utilizado para corte ou durante a distribuição da resina autopolimerizante no processo de confecção do compósito. O processo ainda é dependente do operador, o que pode possibilitar diferenças na sua distribuição.

No que diz respeito à deformação do material, todas as condições experimentais testadas apresentaram deformação média inferior à do padrão-ouro, como apresentado na TAB. 7 e no GRÁF. 3.

TABELA 7

Índices médios e desvio padrão da deformação verificada em cada condição experimental testada

Deformação (em mm/mm)				
Condição	Características	n	Média	Desvio padrão
PO	Ezeform®	10	0,0353	0,0004
EX1	75/25 Uni Cinza	6	0,0320	0,0049
EX2	75/25 Uni Preto	8	0,0228	0,0021
EX3	80/20 Uni Preto	7	0,0233	0,0021
EX4	75/25 200 Cinza	9	0,0225	0,0000
EX5	80/20 200 Preto	6	0,0235	0,0023
EX6	80/20 Uni Cinza	8	0,0243	0,0026
EX7	80/20 200 Cinza	9	0,0250	0,0030
EX8	75/25 200 Preto	7	0,0209	0,0027

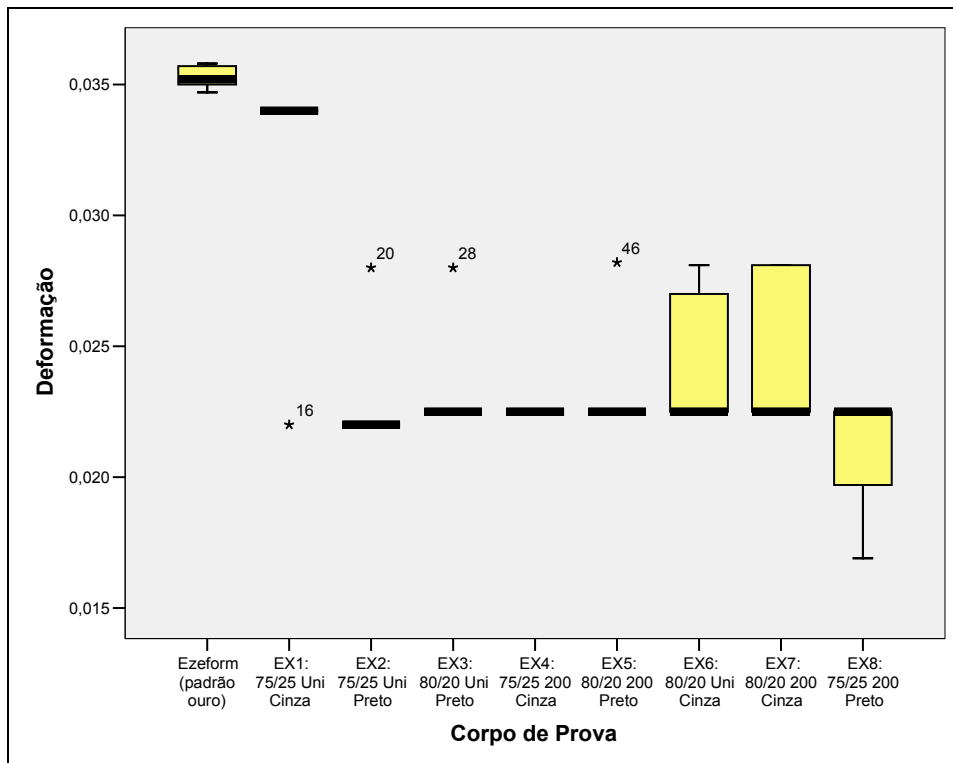


GRÁFICO 3 – Valores médios de dispersão da deformação (em mm/mm) em cada condição experimental testada

Todos os resultados relacionados na TAB. 7 tiveram sua significância testada estatisticamente. A realização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, apontou que alguns dos dados obtidos não apresentaram uma distribuição normal. Em face dessa comprovação, recorreu-se ao Teste de Kruskal-Wallis, para se compararem os resultados obtidos nas diversas condições experimentais e com o padrão-ouro, buscando-se, ainda, identificar as diferenças significativas existentes entre os resultados desses grupos por meio do Teste de Dunn.

Os resultados da utilização do Teste de Kruskal-Wallis apontaram uma diferença significativa ($p = 0,001$) entre os valores de deformação obtidos nas nove condições testadas, com um nível de

significância de 5%, como se pode comprovar na TAB. 8. Os resultados da utilização do Teste de Dunn para as três variáveis são apresentados na TAB. 9.

TABELA 8
Teste de Kruskal-Wallis relativo à deformação

Variável de análise	Qui-quadrado	gl	Valor p
Deformação (em mm/mm)	47,343	8	0,0001

TABELA 9
Teste de Dunn para a deformação

Variável de análise	Comparação	Diferença médio	posto	Valor p
Deformação	EZ x EX1	16,08		> 0,05 < 0,001*
	EZ x EX2	53,88		< 0,01*
	EZ x EX3	34,71		< 0,001*
	EZ x EX4	37,50		< 0,001*
	EZ x EX5	33,00		< 0,05*
	EZ x EX6	29,38		< 0,05*
	EZ x EX7	27,06		> 0,05
	EZ x EX8	45,07		< 0,001*

* Valor p significativo.

No que concerne especificamente à deformação, o Teste de Dunn apontou diferenças significativas entre o padrão-ouro e as condições experimentais testadas, exceto quanto à EX1 ($p > 0,05$) e à EX7 ($p > 0,05$). Isto indica que o comportamento do compósito nas condições EX1 e EX7 foi semelhante ao do Ezeform®, enquanto que em todas as outras condições o comportamento do compósito foi melhor que o observado no padrão-ouro. Ressalta-se que, em todas as condições experimentais, a deformação foi inferior à do Ezeform®, sendo que a menor delas foi observada na condição EX8 (75/25 200 Preto).

A condição EX8 (75/25 200 Preto) foi a que menos deformou durante o ensaio de flexão ($p < 0,001$, $d = 8,4$) e a maior deformação ocorreu na condição EX1 (75/25 Uni Cinza, $p > 0,05$, $d = 1,13$) seguida da condição EX7 (80/20 200 Cinza, $p > 0,05$, $d = 5,15$). Estes dados sugerem que as condições EX8 e

EX1 são, respectivamente, os limites inferior e superior de deformação do compósito. Ou seja, a primeira apresenta deformação 'melhor' do que a do Ezeform® e a segunda, deformação 'mais próxima' do Ezeform®. Nota-se que a condição EX8, que apresentou menor deformação (0,0209 mm/mm), foi uma das que apresentou rigidez à flexão superior à do Ezeform®, embora não estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Esta concordância também foi observada na condição experimental EX2. Este era um comportamento previsto, pois a deformação está diretamente relacionada ao módulo de elasticidade à flexão do material.

Com base nos dados obtidos isoladamente, por meio do ensaio de flexão, sobre a rigidez à flexão, limite de resistência à flexão e deformação das diversas condições experimentais comparadas com o Ezeform®, pode-se indicar que, no geral, o compósito apresentou características mecânicas semelhantes às do Ezeform® podendo-se optar por qualquer das condições para testar suas características em uso. Porém, buscou-se definir a melhor composição do compósito tipo sanduíche para que o mesmo fosse robusto às condições de uso das órteses, isto é, a órtese confeccionada com o compósito seria menos sensível às variáveis que permeiam a realização das tarefas do cotidiano. Assim, optou-se, para teste em uso, pela condição experimental que apresentasse as melhores características em seu conjunto: maior módulo de elasticidade, maior tensão à flexão e menor deformação. Nos GRÁF. 4, 5 e 6, apresenta-se a distribuição das condições experimentais testadas, levando-se em conta os três fatores testados.

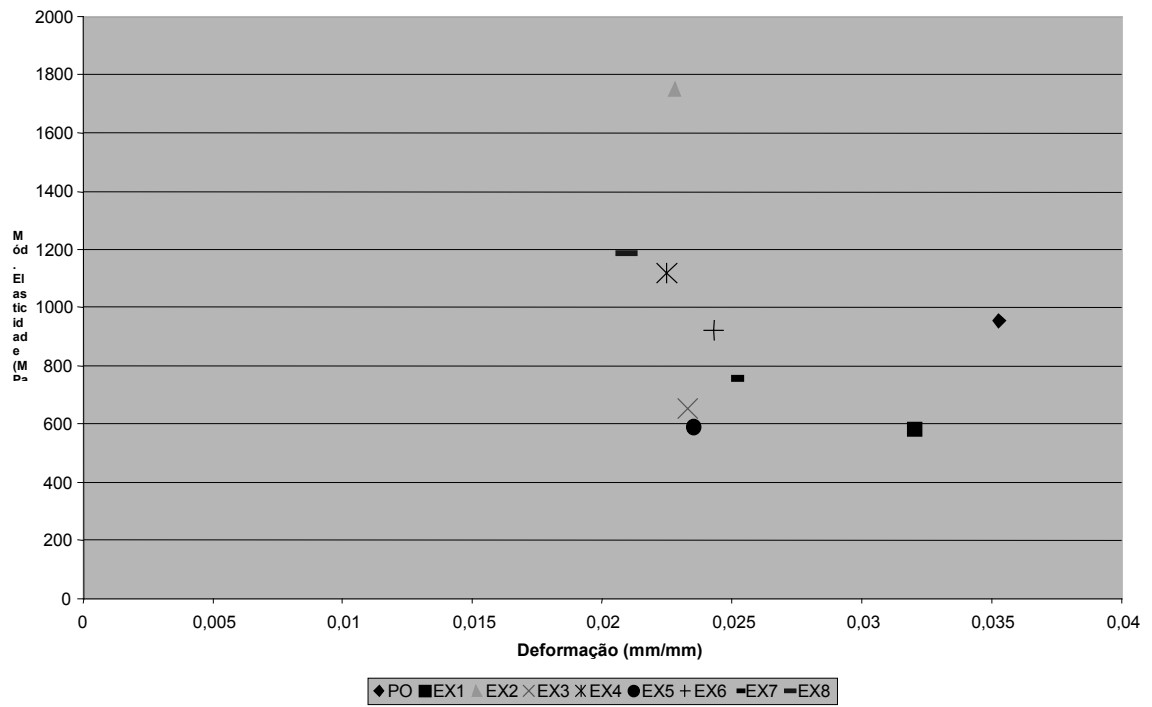


GRAFICO 4 – Distribuição das condições experimentais levando-se em conta o módulo de elasticidade e a deformação

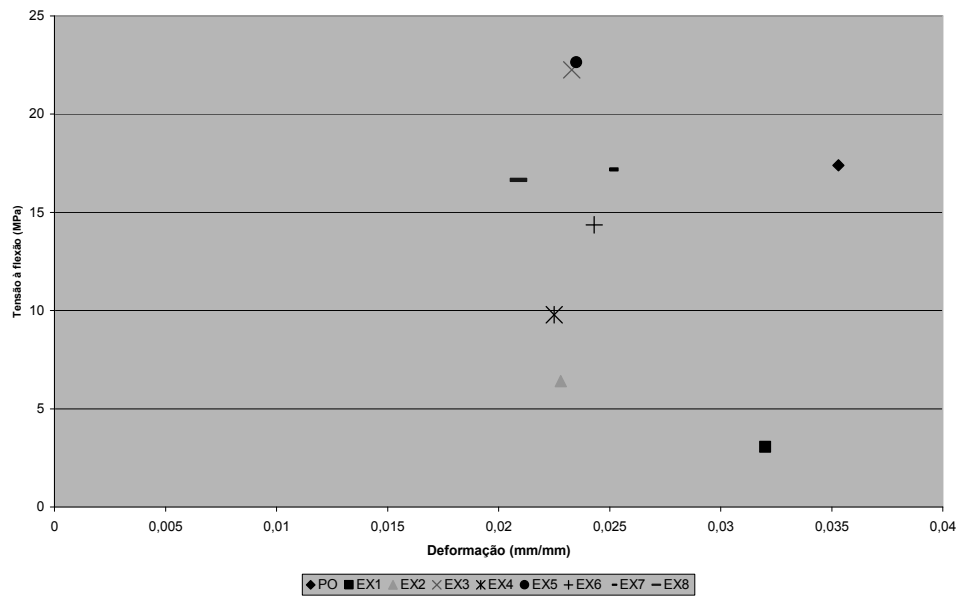


GRAFICO 5 – Distribuição das condições experimentais levando-se em conta a tensão à flexão e a deformação

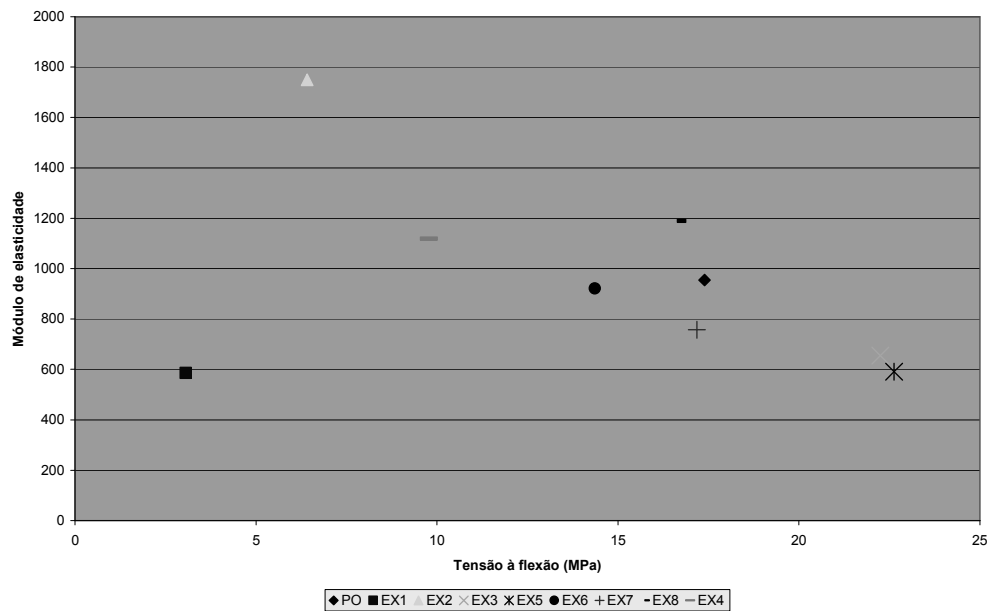


GRAFICO 6 – Distribuição das condições experimentais levando-se em conta a tensão à flexão e o módulo de elasticidade à flexão.

Nestes termos, as condições EX2 (75/25 Uni Preto), EX4 (75/25 Uni Cinza) e EX8 (75/25 200 Preto) apresentaram-se como as melhores opções. Comparando-se estas três condições com o padrão ouro, a EX8 apresentou rigidez semelhante à do padrão-ouro (1188,6 MPa, $p > 0,05$, $d = 0,67$), deformação significativamente menor que a do Ezeform® (0,0209, $p < 0,001$, $d = 8,4$) e limite de resistência à flexão semelhante à do padrão-ouro (16,64 MPa, $p > 0,05$, $d = 0,12$), a EX4 apresentou rigidez semelhante à do padrão-ouro (1118,9 MPa, $p > 0,05$, $d = 0,78$), deformação significativamente menor que a do Ezeform® (0,0225, $p < 0,001$, $d = 42,6$) e limite de resistência à flexão semelhante à do padrão-ouro (9,78 MPa, $p > 0,05$, $d = 3,15$), enquanto que a EX2 também apresentou rigidez semelhante à do padrão-ouro (1749,3 MPa, $p > 0,05$, $d = 1,27$), deformação significativamente menor que a do Ezeform® (0,0228, $p < 0,001$, $d = 8,92$), porém o limite de resistência à flexão foi significativamente menor que a do padrão-ouro (6,41 MPa, $p < 0,01$, $d = 4,39$).

Nota-se que, com relação à rigidez e deformação, as três condições apresentaram comportamento mecânico semelhante ($p > 0,05$), porém a condição EX2 apresentou tensão à flexão significativamente menor que a do padrão-ouro e semelhante às das condições EX4 ($p > 0,05$, $d = 0,95$) e EX8 ($p > 0,05$, $d = 1,44$). Esse comportamento sugere que as condições EX4 e EX8 são as que deveriam ser testadas em uso. No entanto, outras questões também foram consideradas na escolha da melhor condição: a necessidade de oferecer maior conforto e segurança para o paciente no contato do dispositivo com a pele e o fato de que quando em uso durante a realização das tarefas do cotidiano pelo indivíduo, o dispositivo ortótico é submetido a tensões tanto no sentido longitudinal quanto transversal, sendo o primeiro em maior grau.

Com relação ao suporte das tensões nos dois sentidos, é importante lembrar que esperava-se que as condições que continham, em seu núcleo, fibra unidirecional apresentariam o melhor comportamento mecânico, fato que não ocorreu, sugerindo que a fibra de tecidura plana talvez tenha melhor resposta em uso. Assim, poderia-se optar tanto pela condição EX4 quanto pela EX8, que além de apresentarem um comportamento mecânico mais semelhante ao do Ezeform® quando comparadas à EX2, conta com o núcleo de fibra com tecidura plana (mesma quantidade de fibras distribuídas nas duas direções - 0°/90°), o que proporciona uma configuração quase isotrópica, com distribuição de tensões equilibradas nos dois sentidos. Levando-se em conta a questão do conforto optou-se pela condição EX8 uma vez que sua camada externa foi composta por Neoprene® com espessura de 2,5 mm oferecendo maior conforto e segurança para o paciente quando da moldagem do dispositivo, evitando a possibilidade de queimaduras devido ao aquecimento térmico ocasionado pela resina.

6.2 Avaliação do comportamento em uso do compósito do tipo sanduíche

Definida a condição experimental EX8 (75/25 200 Preto) a ser testada, nessa fase do estudo, buscou-se identificar a deformação ocorrida na órtese confeccionada com o compósito sanduíche, quando em uso por indivíduos, no desenvolvimento de tarefas específicas comparando-a com o comportamento observado no Ezeform®. A avaliação do compósito em uso permitiu a detecção do tipo de deformação observada nos sentidos longitudinal e transversal, e da quantidade de deformação ocorrida nos dispositivos, durante a realização do Teste Funcional da Mão de Jepsen-Taylor e da medida da força de prensão (Jamar®).

Os resultados indicaram que, durante a realização dos testes, em ambas as órteses, a deformação observada no sentido longitudinal foi predominantemente negativa, ou seja, de compressão e, no sentido transversal, observou-se que a deformação alternou entre compressão (negativa) e tração (positiva). Os GRAF. 7 e 8 apresentam, a título de exemplo, as deformações nos sentidos longitudinal e transversal durante a realização do teste de força de preensão com a órtese de Ezeform® e durante a realização do subteste virar cartas com a órtese experimental.

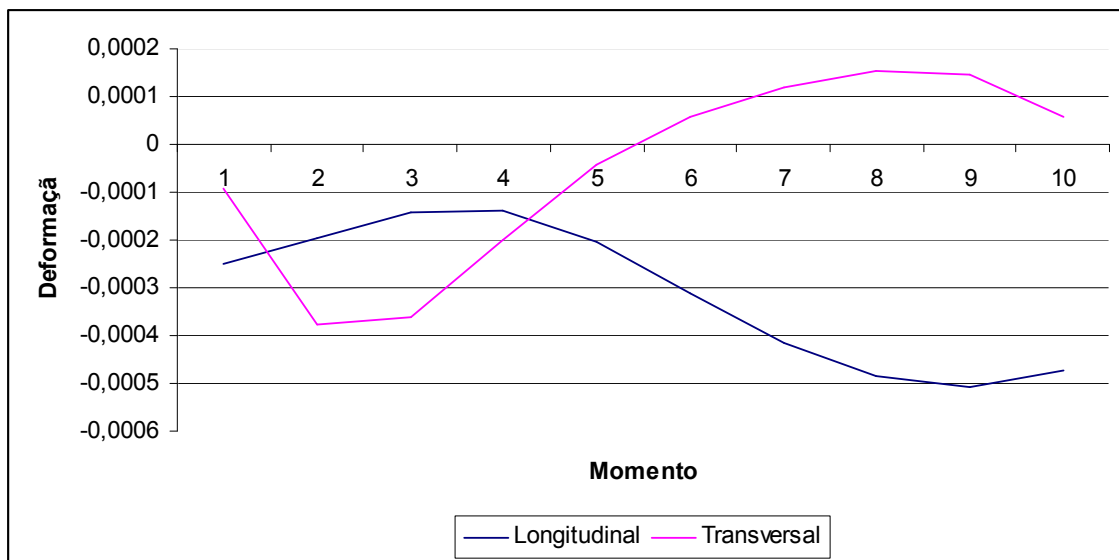


GRÁFICO 7 – Tipo de deformação observada durante o Teste de Força de Preensão com a órtese de Ezeform® (voluntário 1)

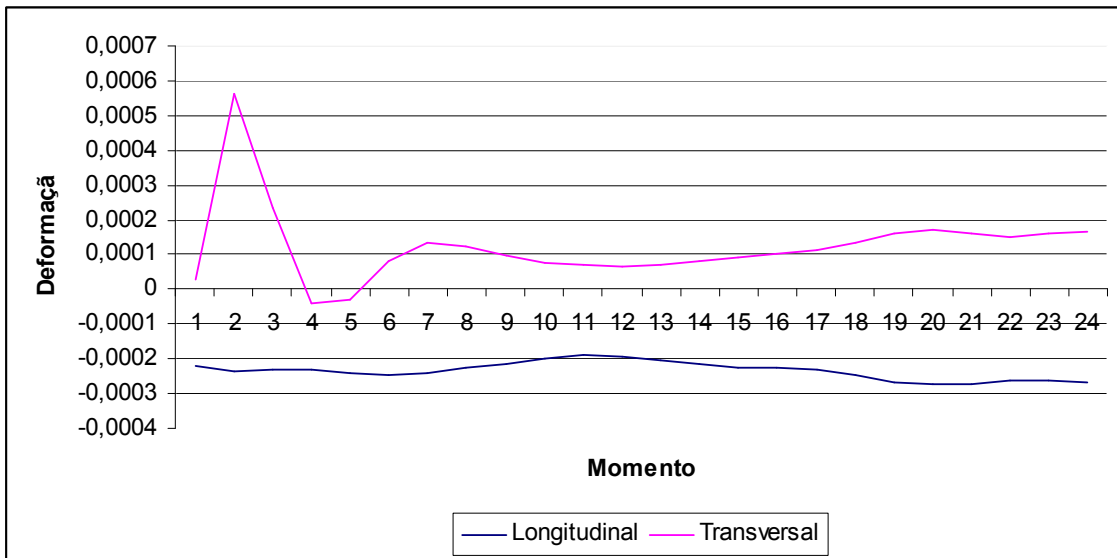


GRÁFICO 8 – Tipo de deformação observada durante o subtteste virar cartas com a órtese experimental (voluntário 11)

A deformação de compressão no sentido longitudinal se justifica pelo tipo de movimento utilizado para a realização das tarefas. Todas as atividades exigiam flexão de dedos que por sua vez implicavam em um torque flexor na articulação do punho que gerava uma tensão sobre o dispositivo no sentido de flexão (Carlson et al, 1983; Johansson et al, 2004). No sentido transversal, a alternância da deformação pode estar relacionada ao grau de amplitude dos arcos da mão.

Durante a apreensão, o arco transversal distal, composto pela cabeça dos metacarpianos, apresenta uma mobilidade que aumenta ou diminui de acordo com a forma e tamanho dos objetos. Para a execução de atividades como - pegar objetos pequenos -, exige-se movimentos de flexão do punho, flexão dos dedos com oposição, que acarretam um aumento do arco transversal distal fazendo com que as extremidades digitais se voltem para a base da região tenar e, conseqüentemente, gerando deformação do material da órtese no sentido compressivo. Por outro lado, para soltar esses objetos, o

movimento contrário à flexão é exigido o que acaba reduzindo o grau dos arcos da mão e, conseqüentemente, deformação no sentido inverso (tração). Como exemplo pode-se citar atividades como - pegar objetos leves ou pesados -, que exigem tanto extensão quanto flexão dos dedos. Esta alternância de movimento implicará na redução e aumento dos arcos da mão com conseqüente, alternância da deformação nos sentidos de tração e compressão.

Com base nestes achados pode-se supor que haja uma associação entre o tipo de movimento realizado em determinada atividade e o tipo de deformação ocorrida no material. Clinicamente pode-se pensar que dependendo do tipo de atividade que o paciente realiza no seu dia-a-dia, o terapeuta poderá prever os campos de tensões e deformações à qual o dispositivo será submetido e o provável tipo de deformação sofrida. Esse conhecimento permitirá que o terapeuta escolha o material que apresente características mais compatíveis com as condições às quais o material será submetido.

Para comparação, entre as órteses de Ezeform® e experimental, da deformação do material em uso, os dados foram normalizados de maneira a se trabalhar com o desvio em relação a zero. A normalização dos dados foi necessária para possibilitar o tratamento dos dados referentes à deformação obtida no sentido transversal, que variaram entre negativo (compressão) e positivo (tração). Assim, todo o resultado da análise estatística descrita a seguir teve como base a deformação ocorrida nos dois sentidos, transversal e longitudinal, considerando o desvio em relação a zero, como mostrado na TAB. 10.

TABELA 10

Índices de média e desvio padrão da deformação nos materiais durante a realização dos testes específicos

Variável	Órtese	n	Longitudinal		Transversal	
			Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão
Escrita	Experimental	26	0,002834	0,000959	0,001225	0,000614
	Ezeform®	26	0,004745	0,012146	0,002196	0,001397
Virar cartas	Experimental	26	0,0032	0,000968	0,001562	0,000685
	Ezeform®	26	0,00611	0,020202	0,001945	0,001277
Pegar Obj. pequenos	Experimental	26	0,003006	0,000978	0,001289	0,00063
	Ezeform®	26	0,004658	0,012378	0,002218	0,001879
Alimentação	Experimental	26	0,002835	0,000887	0,001383	0,000769
	Ezeform®	26	0,004957	0,014538	0,002245	0,001409
Empilhar blocos	Experimental	26	0,002323	0,000811	0,001093	0,000592
	Ezeform®	26	0,003388	0,01036	0,00155	0,000941
Pegar obj. leves	Experimental	26	0,002367	0,000826	0,001028	0,000477
	Ezeform®	26	0,003874	0,011253	0,001381	0,000772
Pegar obj. pesados	Experimental	26	0,002476	0,000845	0,001082	0,000536
	Ezeform®	26	0,004069	0,011219	0,00151	0,00093
Força Preensão	Experimental	26	0,001219	0,000948	0,000978	0,000287
	Ezeform®	26	0,003234	0,007963	0,001388	0,001063

Os resultados apresentados na TAB. 10 indicam que o valor médio da deformação ocorrida no sentido longitudinal, em qualquer das órteses, durante a realização de todos os testes, foi maior que o valor médio observado no sentido transversal. No sentido longitudinal, as atividades que geraram maior valor médio de deformação, na órtese experimental, foram virar cartas (0,0032), seguida de alimentar-se (0,002835), pegar objetos pequenos (0,003006) e escrever (0,002834). Para a órtese de Ezeform®, o maior valor médio de deformação também foi observado nas atividades de virar cartas (0,0061), seguida de alimentar-se (0,004957), escrever (0,004745) e pegar objetos pequenos (0,004658). No sentido transversal, as atividades que geraram maior valor médio de deformação na órtese experimental foram virar cartas (0,001562), seguida de alimentar-se (0,001383), pegar objetos pequenos (0,001289) e escrever (0,001225). Para a órtese de Ezeform®, o maior valor médio de deformação foi observado na atividade de alimentar-se (0,002245), seguida de pegar objetos pequenos (0,002218), escrever (0,002196) e virar cartas (0,001945). Nota-se que as atividades que geraram maior valor médio de deformação nas órteses, nos dois sentidos, são coincidentes. De certa forma,

este era um comportamento esperado, pois os mesmos movimentos que geram deformação no sentido longitudinal são os que proporcionam maior alteração dos arcos da mão.

As atividades que geraram menor valor médio de deformação, no sentido longitudinal, foram o teste de força de preensão e empilhar blocos, tanto para a órtese experimental (0,001219 e 0,002323) quanto para a órtese de Ezeform® (0,003234 e 0,003388). No sentido transversal, foram o teste de força de preensão e a atividade de pegar objetos leves, tanto para a órtese experimental (0,000978 e 0,001028) quanto para a órtese de Ezeform® (0,001388 e 0,001381). Neste caso, observa-se coincidência apenas para a realização do teste de força de preensão. Embora tenha havido coincidência apenas para esta atividade, é importante ressaltar que no caso de empilhar blocos a deformação é de 0,001093, muito próxima da deformação da atividade de pegar objetos leves.

Esperava-se que as atividades que exigissem maior ou menor arco de movimento da articulação do punho gerassem, no sentido longitudinal, respectivamente, maior e menor deformação no material. Segundo Carlson et al (1983), no Teste Funcional da Mão de Jepsen-Taylor, os subtestes que exigem um maior arco de movimento do punho para a sua execução são pegar objetos pequenos (45°), virar cartas (40°), pegar objetos leves (36°) e pesados (30°) e, os que usam um menor arco de movimento são os subtestes de empilhar blocos, escrever e alimentação (14°, 16°, 22°, respectivamente). Os resultados deste estudo não demonstraram esta relação. Na realidade, observou-se que atividades que exigiam menor amplitude de movimento da articulação do punho apresentavam maior deformação e vice-versa.

Deve-se apontar que as atividades que geraram maior valor médio de deformação exigiam flexão de punho associada à considerável flexão dos dedos com oponência como, por exemplo, para a atividade de virar cartas e pegar objetos pequenos. Estes resultados parecem indicar que a quantidade de deformação está relacionada muito mais à exigência de flexão dos dedos com oponência do polegar, necessários à realização de cada uma das tarefas, do que com o grau de amplitude de movimento do punho. Como estas tarefas exigem grande amplitude de flexão dos dedos, ao que parece, este movimento intensifica o torque flexor sobre a articulação do punho sendo importante responsável pelo aumento na deformação do material.

O Teste de Normalidade de Shapiro-Wilk indicou que alguns dados não seguiram uma distribuição normal, assim a comparação entre a deformação na órtese experimental e de Ezeform® foi realizada por meio do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon, como mostra a TAB. 11.

TABELA 11
Resultado do teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para a deformação em uso

Variável	Valor p	
	Extensômetro Longitudinal	Extensômetro Transversal
Alimentação	0,043*	0,002*
Empilhar blocos	0,004*	0,006*
Escrita	0,107	0,0004*
Virar cartas	0,021*	0,309
Pegar obj. leves	0,025*	0,007*
Pegar Obj. pequenos	0,046*	0,015*
Pegar obj. pesados	0,039*	0,022*
Força Preensão	0,040*	0,051*

*diferença estatisticamente significativa

Observou-se que em todas as tarefas realizadas, a deformação no sentido longitudinal foi maior na órtese de Ezeform® em comparação àquela obtida com a órtese experimental. A partir do teste de

Wilcoxon, pode-se verificar que, no sentido longitudinal, houve diferença estatisticamente significativa na deformação durante a realização de todas as tarefas, exceto para a atividade de escrita ($p = 0,107$, $d = 0,22$). A deformação no sentido longitudinal da órtese de Ezeform®, durante a realização dos testes de força de preensão e virar cartas foi maior do que a deformação encontrada na órtese experimental, com um tamanho de efeito de, respectivamente, 1,23 e 1,37. Para os subtestes de empilhar blocos ($d = 0,14$) e pegar objetos pequenos ($d = 0,021$), a deformação no sentido longitudinal na órtese de Ezeform® foi maior que a encontrada na órtese experimental.

O mesmo comportamento observado no sentido longitudinal pôde ser detectado no sentido transversal. Isto é, a órtese de Ezeform® apresentou maior deformação em uso no sentido transversal do que a órtese de compósito. No sentido transversal, apenas a atividade de virar cartas não apresentou diferença estatisticamente significativa ($p = 0,309$) na comparação entre as órteses. No sentido transversal, a maior diferença na deformação entre as órteses foi observada nos subtestes de escrita (79%, $d = 0,88$) e pegar objetos pequenos (72%, $d = 0,66$). A menor diferença na deformação entre as órteses de Ezeform® e experimental foi observada no subteste de virar cartas (25%, $d = 0,37$). O teste de Wilcoxon indica que a órtese experimental apresentou rigidez em uso, melhor do que a órtese de Ezeform®, exceto durante os subtestes de escrita e virar cartas nos sentidos longitudinal e transversal, respectivamente. Este fato pode estar associado à escolha da condição experimental (EX8) que tinha, em seu núcleo, fibra de vidro com tecidura plana ($0^{\circ}/90^{\circ}$).

A literatura aponta que o compósito sofre influência do comprimento, orientação e concentração das fibras (Daniel e Ishai, 1994). De acordo com a orientação das fibras, o compósito pode ser unidirecional - fibras paralelas, bidirecional – ângulo de 90° entre si ou multidirecional – fibras dispostas em várias

direções. Para compósitos multidirecionais, considerando a distribuição das fibras e certo número de direções, o compósito pode ser aceito como quase isotrópico (Daniel e Ishai, 1994). Este parece ter sido o caso da condição experimental EX8. A presença de fibra de vidro com tecidura plana, em seu núcleo, possibilitou uma melhor distribuição das fibras nos dois sentidos proporcionando, assim, uma melhor distribuição dos campos de tensão e deformação nas duas orientações.

Neste estudo, observou-se ainda que a deformação do material em uso foi muito menor do que a deformação obtida por meio do Ensaio de Flexão. Estes achados também eram esperados, pois no ensaio de flexão o material foi testado no seu limite plástico, enquanto que, em uso, avalia-se o material no limite elástico. Para tanto, a carga aplicada sobre o material no ensaio de flexão foi muito superior à carga suportada pelo material durante a realização dos testes funcionais.

Ainda com relação às suas características, o compósito sanduíche desenvolvido cumpriu a expectativa quanto ao reduzido custo e peso, associado ao conforto. O compósito apresentou custo muito inferior ao do termomoldável testado. Levando-se em consideração apenas o custo da placa, sem incluir o custo dos acessórios e da mão de obra, uma órtese de imobilização do punho em extensão confeccionada de Ezeform® teve um custo de R\$50,00 (cinquenta reais). Já a órtese confeccionada com compósito tipo sanduíche custou R\$14,00 (quatorze reais), aproximadamente 2/3 mais barato que o material termomoldável. Esta redução no custo significaria uma economia de vários milhares de reais para o sistema de saúde do país e possibilitaria o atendimento de um maior número de pessoas que necessitassem do dispositivo.

Com relação ao peso final do dispositivo, a órtese de material termomoldável pesou 107,2 gramas, enquanto que a de compósito pesava 61 gramas. Nota-se que, assim como com relação ao custo, também há uma diferença considerável entre os pesos dos dois dispositivos. É importante registrar que, os participantes do estudo relataram maior conforto durante a execução das tarefas com a órtese experimental. O peso e o conforto oferecido pelo dispositivo são características fundamentais para uma maior aceitação, pelo paciente, da necessidade de uso do dispositivo no seu cotidiano.

Esta fase do estudo teve o intuito de desenvolver um material que fosse compatível com o uso de órtese, que associasse conforto e baixo custo e que fosse robusto às condições de uso no cotidiano. Os resultados encontrados indicaram que o compósito tipo sanduíche atingiu tal objetivo podendo apresentar-se como mais uma opção de material passível de ser utilizado na confecção de órteses. Novos estudos devem ser desenvolvidos para aperfeiçoar o material desenvolvido incluindo a possibilidade de reutilização, maior rigidez, conforto e higiene.

6.3 A órtese e o uso funcional da mão

Associado à caracterização mecânica do compósito, este estudo avaliou o efeito do uso de órtese na função manual e na ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço. Nesta etapa, avaliou-se o uso funcional da mão por meio do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor e, também, da medida da força de preensão manual, utilizando-se o Dinamômetro Jamar®, dos participantes sem o uso de órtese e com o uso de órteses – a experimental e a de Ezeform®.

Esta pesquisa foi desenvolvida com base numa amostra, como já informado, constituída de 26 adultos voluntários, dos quais 73,1% eram do sexo feminino e 26,9% do sexo masculino, com média de idade de 20,46 anos e média de peso de 62,93 kg. Desse total de participantes, 22 (vinte e dois) – ou 84,6% – eram destros e 4 (quatro) – ou 15,4% –, canhotos. Na TAB. 12 e GRAF 9, apresentam-se os resultados da análise inferencial feita, para a medida da força de preensão, nas três condições experimentais.

TABELA 12
Valores médios e desvio padrão da variável força de preensão

Força de preensão (em kg)			
Condição	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

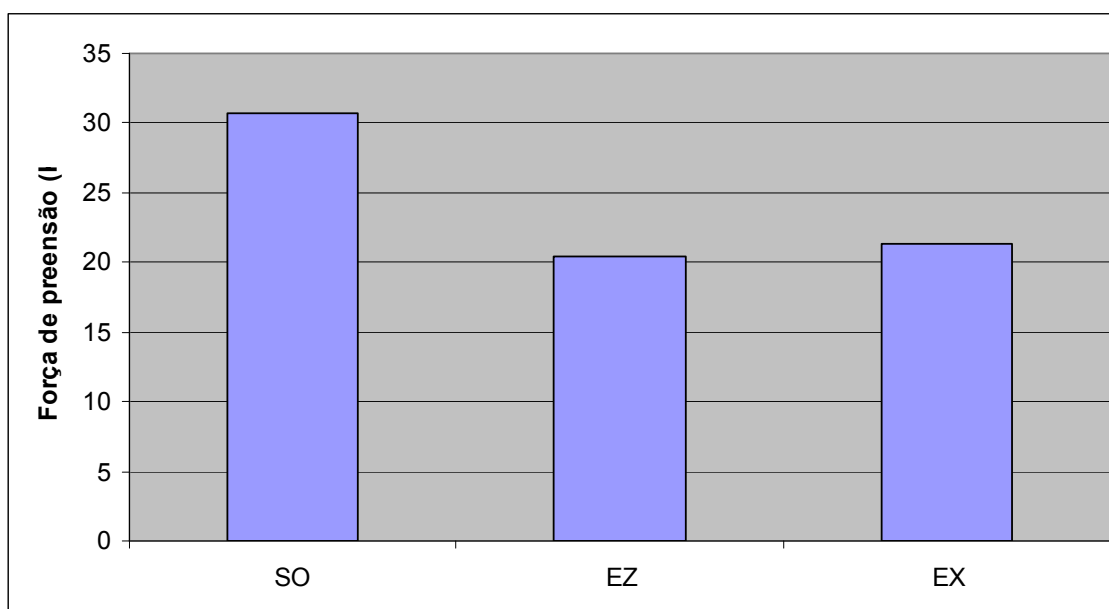


GRÁFICO 9 – Valores médios da força de preensão sem e com uso de órteses

A utilização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, indicou que os dados obtidos na comparação dos grupos não apresentavam uma distribuição normal. Fez-se necessário, portanto, utilizar-se o Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para testar-se a significância dos mesmos dados. Na TAB. 13, apresenta-se o resultado a que se chegou por meio do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon, com relação à força.

TABELA 13

Valor p do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon obtidos na comparação entre a força de preensão sem uso de órtese e com uso de ambas as órteses

Sem uso de órtese x com uso da órtese de Ezeform®	Diferença média	Valor p
Força de preensão (em kg)	10,41	0,001*
Sem uso de órtese x com uso da órtese experimental	Diferença média	Valor p
Força de preensão (em kg)	9,48	0,001*
Órtese de Ezeform® X órtese experimental	Diferença média	Valor p
Força de preensão (em kg)	-0,93	0,827

*Diferença considerada significativa

Os resultados indicaram que o uso de órtese, seja experimental ou de Ezeform®, reduziu a força de preensão dos participantes. A diferença entre o valor da força de preensão obtida com a mão livre e com qualquer das órteses testadas foi significativa ($p = 0,001$). Com a mão livre, a média da força de preensão foi de 30,87 kgf, enquanto que com o uso da órtese experimental e de Ezeform®, a média da força foi de 21,39 kgf e 20,46 kgf, respectivamente. A força de preensão sem uso de órtese foi, portanto, 33,7% maior que a obtida com uso da órtese de Ezeform® ($d = 0,35$) e 30,7% maior que a obtida com uso da órtese de material experimental ($d = 0,3$). Nota-se, uma maior redução da força, embora pequena, quando do uso da órtese de Ezeform® o que permite supor que a órtese de compósito interferiu menos na força de preensão dos participantes.

Com relação à medida direta da força de preensão manual, a literatura registra os dados normativos relativos à força de preensão levando em consideração a mão dominante, a idade e o sexo dos indivíduos. Pode-se citar, como exemplo, Mathiowetz et al (1985) que relata que a força média de preensão está geralmente entre 23 e 27 kgf para as mulheres e 45 kgf para os homens, enquanto que a Sociedade Brasileira de Terapeutas de Mão (2005) indica a 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 esta população, com os dados normativos, observa-se que a média encontrada, neste estudo, está 14,3% acima da média feminina proposta por Mathiowetz et al (1985) e 2% abaixo da média proposta pela SBTM.

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 ao observado por Stern (1991) para a mão livre de indivíduos sem problemas musculoesqueléticos (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 a força de preensão observada em indivíduos com artrite reumatóide com a 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 imobilização para indivíduos com artrite reumatóide é muito menor (9%) do que a diferença observada neste estudo (30%). A menor diferença para 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. 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.

Outros fatores associados à órtese também podem interferir na redução da força de preensão, tais como: o ângulo utilizado para imobilização da articulação do punho; o tipo de órtese, o comprimento do dispositivo, o uso de órtese pré-fabricada ou confeccionada para cada indivíduo e o material utilizado para sua confecção. Com relação ao ângulo de imobilização do punho, neste estudo, as órteses foram moldadas de maneira a manter o punho imobilizado em um ângulo de 15 graus de extensão. A escolha deste ângulo, conforme proposto por Jansen et al (1997) estava diretamente relacionada com a posição considerada ótima para que, quando em uso de órtese, os participantes fossem capazes de manter suas atividades diárias, trabalho e lazer sem, no entanto, levar em consideração uma medida da força de preensão.

Quanto ao melhor posicionamento do punho de modo a favorecer a força de preensão, não encontra-se uma definição na literatura, porém pode-se perceber que a extensão da articulação do punho é condição essencial para tal fim. Carlson (1996), por exemplo, aponta que, em geral, com aproximadamente 30° a 35° de extensão do punho, ocorre aumento da força de preensão. Ocorre que com o punho em extensão, os flexores dos dedos são 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. Desta forma, o posicionamento do punho em 15° de extensão como utilizado, neste estudo, pode ter implicado em um alongamento dos flexores dos dedos não suficiente para colocá-los na posição mais propícia de seu comprimento-tensão que favorecesse a força de preensão, contribuindo para a redução da força observada. Diante do exposto, o ângulo de imobilização do punho, para favorecer a força de preensão manual, deve ser superior, aos 15° de extensão, utilizados neste estudo.

Outro fator que deve ser considerado é o desenho da órtese testada. Teoricamente pode-se supor que condições patológicas idênticas, com articulações alvo idênticas, um único tipo de órtese é prescrito. No entanto, o contrário é o que se apresenta - condições patológicas idênticas, com articulações alvo

idênticas, podem prescindir de uma órtese diferente (Van Lede, 2002). Isto explicita o dilema entre o uso de órteses pré-fabricadas versus individualizadas e a implicação de diferentes modelos de órtese, embora com o mesmo objetivo na função manual. Acredita-se que as órteses pré-fabricadas, embora convenientes para uso, podem não ser, necessariamente, a melhor escolha, pois podem resultar na utilização de um dispositivo sem a adaptação necessária para acomodar as variações anatômicas de cada indivíduo. Comparando-se os resultados de Stern (1991) e os deste estudo, pode-se sugerir que as órteses confeccionadas especificamente para o cliente oferecem maior estabilização e imobilização do punho, fato esperado, e que gerou maior redução da força. Os diferentes modelos de órteses podem apresentar mecanismos de fixação distintos, podem envolver todo o segmento corporal (coaptação), podem ser dorsais ou ventrais e estas diferenças acabam interferindo na biomecânica do movimento necessário para a realização das atividades.

Outro aspecto a ser considerado é o tipo de material utilizado para confecção do dispositivo (compósito e termomoldável). Neste estudo, o uso da órtese experimental implicou em uma menor redução da força de prensão em relação à órtese de termomoldável, embora não estatisticamente significativa. Este fato sugere 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 tipo de material utilizado para a confecção de órtese é um fator contribuinte para a redução da força de prensão, devendo o terapeuta estar atento à sua escolha no momento de confecção de órteses.

É importante ressaltar que, embora a redução na força de prensão com o uso de órtese seja estatisticamente significativa, esta pode não ser clinicamente importante. Cabe avaliar se a redução da força de prensão observada significaria em uma grande redução da função no cotidiano. Embora esta

questão não tenha sido objeto de análise neste estudo, ao avaliarmos os dados referentes ao efeito do uso de órtese na função manual, descritos a seguir, a redução da força de preensão não foi significativa a ponto de impedir a realização das mesmas. É fato que o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor não apresenta atividades que exigem um alto grau de força de preensão para sua realização, portanto, pode-se questionar se para a realização de outras tarefas esta redução da força poderia gerar algum tipo de comprometimento.

Com relação ao tempo gasto para a realização das tarefas que compõem o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor, o GRÁF. 10 e a TAB. 14 apresentam a média de tempo gasto na realização de cada subtteste, obtido sem e com o uso de órteses.

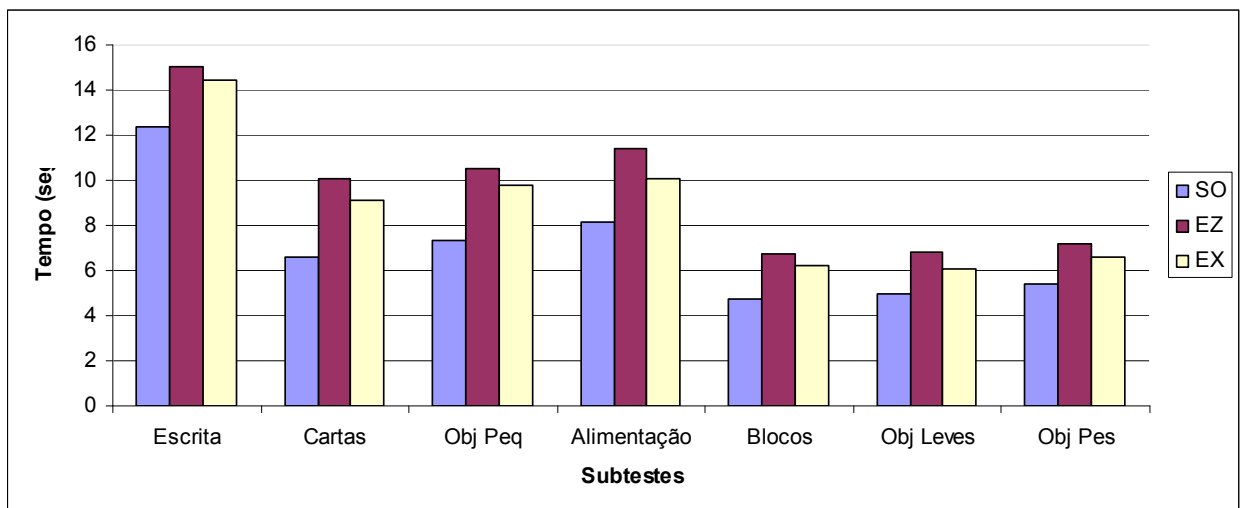


GRÁFICO 10 – Valores médios do tempo gasto na realização de cada subtteste que compõe o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor

TABELA 14

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

Escrever (em segundos)			
Condição	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)			
Condição	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)			
Condição	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)			
Condição	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)			
Condição	n	Média	Desvio padrão
Sem uso de órtese (SO)	26	4,77	1,25
Com a órtese de Ezeform® (EZ)	26	6,67	2,09
Com a órtese experimental (EX)	26	6,20	1,63
Pegar objetos leves (em segundos)			
Condição	n	Média	Desvio padrão
Sem uso de órtese (SO)	26	4,96	1,24
Com uso da órtese de Ezeform® (EZ)	26	6,85	2,00
Com uso da órtese experimental (EX)	26	6,05	1,58
Pegar objetos pesados (em segundos)			
Condição	n	Média	Desvio padrão
Sem uso de órtese (SO)	26	5,39	1,31
Com uso da órtese de Ezeform® (EZ)	26	7,20	2,21
Com uso da órtese experimental (EX)	26	6,57	1,95

A utilização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, indicou que os dados obtidos na comparação dos grupos não apresentavam uma distribuição normal. Fez-se necessário, portanto, utilizar-se o Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para testar-se a significância dos mesmos dados. Nas TAB. 15 e 16, apresentam-se o resultado a que se chegou por meio do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon.

TABELA 15

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 x com uso da órtese de Ezeform®	Diferença média	Valor p
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)	-1,90	0,001
Pegar objetos leves (em segundos)	-1,89	0,001
Pegar objetos pesados (em segundos)	-1,81	0,001
Sem uso de órtese x com uso da órtese experimental	Diferença média	Valor p
Escrita (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

TABELA 16

Resultados do Teste Postos Sinalizados de Wilcoxon na comparação dos dados obtidos com uso da órtese de Ezeform® e da órtese experimental

Órtese de Ezeform® X órtese experimental	Diferença média	Valor p
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)	0,80	0,01*
Pegar objetos pesados (em segundos)	0,63	0,01*

*Diferença considerada significativa

Este estudo aponta para um aumento do tempo para a realização das tarefas que variou entre 1,81 e 3,49 segundos para a órtese de Ezeform® e 1,09 e 2,57 para a órtese experimental. Os resultados obtidos mediante realização do Teste Postos Sinalizados de Wilcoxon apontaram diferenças significativas ($p = 0,001$), quando da comparação entre os resultados obtidos com o Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor sem e com o uso de órteses. Ao se compararem os tempos gastos na realização dos subtestes com uso da órtese de Ezeform® e da órtese experimental, não se observaram diferenças significativas, exceto no que concerne aos subtestes alimentar-se ($p = 0,01$), pegar objetos leves ($p = 0,01$) e pegar objetos pesados ($p = 0,01$).

No caso do subteste de alimentar-se, o tempo de realização da tarefa com uso da órtese de Ezeform® foi, em média, 1,28 segundos maior que o gasto com uso da órtese confeccionada com o material experimental ($p = 0,01$, $d = 0,53$). No caso dos subtestes de pegar objetos leves e de pegar objetos pesados, o tempo gasto na realização de cada uma das tarefas com a órtese de Ezeform®, quando em comparação com o observado com uso da órtese experimental, foi maior, em média, respectivamente, 0,80 segundos ($p = 0,01$, $d = 0,44$) e 0,63 segundos ($p = 0,01$, $d = 0,3$).

O aumento do tempo para a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor também foi detectado em outros estudos. Jebsen et al (1969) apresentou em seu estudo a média de tempo utilizada por indivíduos (mão dominante) sem alteração do membro superior, nas diferentes idades para a realização dos diferentes subtestes e os resultados deste estudo não são coincidentes com o aqui desenvolvido. Neste estudo, os resultados encontrados com a mão livre foram superiores ao padrão proposto por Jansen et al (1997). Considerando que os procedimentos para realização do teste foram os mesmos, pode-se supor que esta diferença esteja relacionada com o tipo de população investigada e com a amostra em termos de gênero.

Carlson et al (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 quando comparado à condição livre. Nota-se uma diferença entre os resultados deste estudo e os apontados por Carlson et al (1983). Essa diferença entre os resultados pode estar relacionada ao ângulo de imobilização do punho. Enquanto Carlson et al (1983) utilizou 30° de extensão de punho, este estudo utilizou 15° . Além disso, estes autores ofereceram tempo para treinamento e familiarização com o teste.

Deve-se registrar que, neste estudo, a definição da seqüência de realização dos testes pelos participantes, isto é, com a órtese experimental, com a órtese de Ezeform® ou sem a órtese, foi feita por meio de sorteio. Após o sorteio, o dispositivo ortótico era fixado ao segmento corporal do participante e, imediatamente, o participante iniciava a execução dos testes, sem tempo para treinamento. Portanto, para este estudo, a possível implicação do treinamento, não ocorreu. Pode-se ainda considerar que embora o participante não tenha sido treinado, como ele realizava os testes 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. Esta situação foi observada, apenas, com onze dos vinte e seis participantes. Portanto, os resultados deste estudo não são conclusivos sobre este aspecto.

Os resultados também sugerem uma associação entre o aumento do tempo e o tipo de atividade realizada. Nota-se que o maior aumento do tempo ocorreu em atividades que exigiam maior manipulação dos objetos e pinça-fina, como virar cartas, pegar objetos pequenos e simular a alimentação. Como estas atividades exigem maior flexão do punho e dedos, como descrito anteriormente, a órtese pode funcionar como um obstáculo ao movimento sendo necessário que o indivíduo utilize de outros movimentos e grupos musculares, ou seja, movimentos compensatórios para a execução da tarefa e conseqüentemente o aumento do tempo para a realização das mesmas.

Um fator que parece implicar na função manual é o tipo de material utilizado para a confecção do dispositivo ortótico. Observou-se que a órtese experimental exigiu menor aumento do tempo para a realização das tarefas do que com o uso da órtese de Ezeform®. Esta 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 das outras articulações e oferece maior grau de liberdade ao participante. Além disso, o peso do dispositivo também pode ter tido um papel importante nesta diferença. A órtese experimental pesava 43% menos que a órtese de Ezeform® reduzindo a exigência mecânica das estruturas envolvidas no movimento do membro superior.

Clinicamente este dado pode gerar questões sobre o quanto o aumento do tempo implicaria significativamente na função manual do cotidiano. É difícil avaliar se este aumento no tempo produzirá grande desvantagem para a realização das atividades do cotidiano. Assim como Carlson et al (1983) sugeriram, pode-se supor que se este aumento for aplicado para tarefas que necessitam um longo período de tempo para sua realização ou se este pequeno aumento de tempo for adicionado a todas as tarefas durante o dia, o desempenho da pessoa no cotidiano sofrerá um grande impacto. Deve-se ponderar que, na maioria das vezes, estes dispositivos são de uso temporário, portanto ainda que representassem um prejuízo para a função manual como previsto por Carlson et al (1983), este seria momentâneo, podendo a função manual ser retomada após sua retirada.

Os achados deste estudo relativos ao efeito do uso de órtese na função manual, confirmam a premissa de que o uso de órtese interfere na função, no que diz respeito ao tempo para a realização das tarefas, porém sem impedirem sua execução. Ressalta-se, porém, que, se comparada com a órtese de Ezeform®, a órtese experimental foi a que menos interferiu nos testes de alimentar-se, pegar objetos leves e pesados. Os dados apontam ainda que o material utilizado na confecção das órtese parece ser um fator contribuinte para facilitar ou não o desempenho da função.

6.4 *Uso da órtese e a ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço*

Além do efeito do uso de órtese na função manual, este estudo também avaliou o efeito do uso deste dispositivo na ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço. Nas TAB. 17 e 18, apresentam-se os resultados estatísticos da análise inferencial concernente à quantidade de ativação

dos músculos flexores e extensores do antebraço, normalizada pela CIVM, durante a realização dos testes, como anteriormente descrito. Os GRAF. 11 e 12 apresentam as médias de todas as variáveis relativas à quantidade de ativação dos músculos flexores do antebraço nas três condições experimentais. Os GRAF. 13 e 14 apresentam as médias de todas as variáveis relativas à quantidade de ativação dos músculos extensores do antebraço nas três condições experimentais.

TABELA 17

Valores médios e desvio padrão da quantidade de ativação dos músculos flexores avaliada para cada variável de análise

Ativação dos músculos flexores							
Subteste	n	Sem uso de órtese		Com uso da Órtese Experimental		Com uso da Órtese Ezeform®	
		Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Alimentar-se	26	0,084	0,044	0,433	0,171	0,423	0,164
Empilhar blocos	26	0,088	0,053	0,521	0,194	0,513	0,190
Virar cartas	26	0,190	0,117	0,486	0,200	0,480	0,190
Escrever	26	0,164	0,089	0,407	0,159	0,398	0,153
Pegar objetos pequenos	26	0,142	0,087	0,479	0,184	0,459	0,175
Pegar objetos leves	26	0,141	0,104	0,544	0,211	0,516	0,191
Pegar objetos pesados	26	0,161	0,104	0,540	0,208	0,521	0,198
Força de preensão	26	0,356	0,135	0,738	0,260	0,693	0,259

TABELA 18

Valores médios e desvio padrão da quantidade de ativação dos músculos extensores avaliada para cada variável de análise

Ação dos músculos extensores							
Subteste	n	Sem uso de órtese		Com uso da órtese experimental		Com uso da órtese de Ezeform®	
		Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão	Média	Desvio padrão
Alimentar-se	26	0,159	0,068	0,141	0,068	0,143	0,089
Empilhar bloco	26	0,165	0,071	0,138	0,070	0,131	0,059
Virar cartas	26	0,215	0,093	0,168	0,080	0,164	0,074
Escrever	26	0,211	0,092	0,184	0,110	0,190	0,116
Pegar objetos pequenos	26	0,207	0,096	0,152	0,077	0,146	0,071
Pegar objetos leves	26	0,202	0,089	0,135	0,063	0,132	0,063
Pegar objetos pesados	26	0,284	0,115	0,192	0,070	0,176	0,068
Força de preensão	26	0,731	0,265	0,602	0,178	0,534	0,179

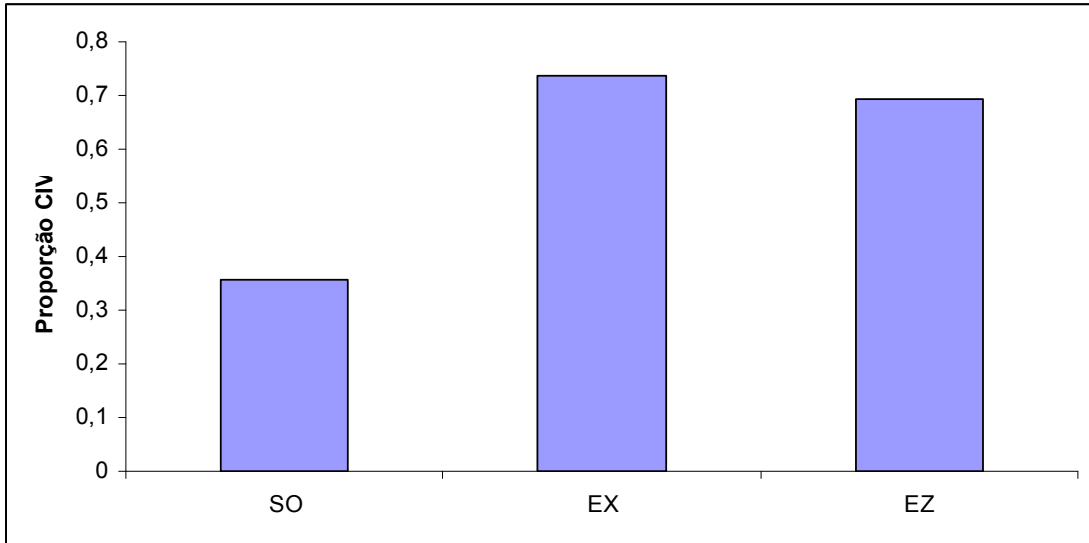


GRÁFICO 11 - Médias da quantidade de ativação dos músculos flexores durante a realização do Teste de Força de Preensão

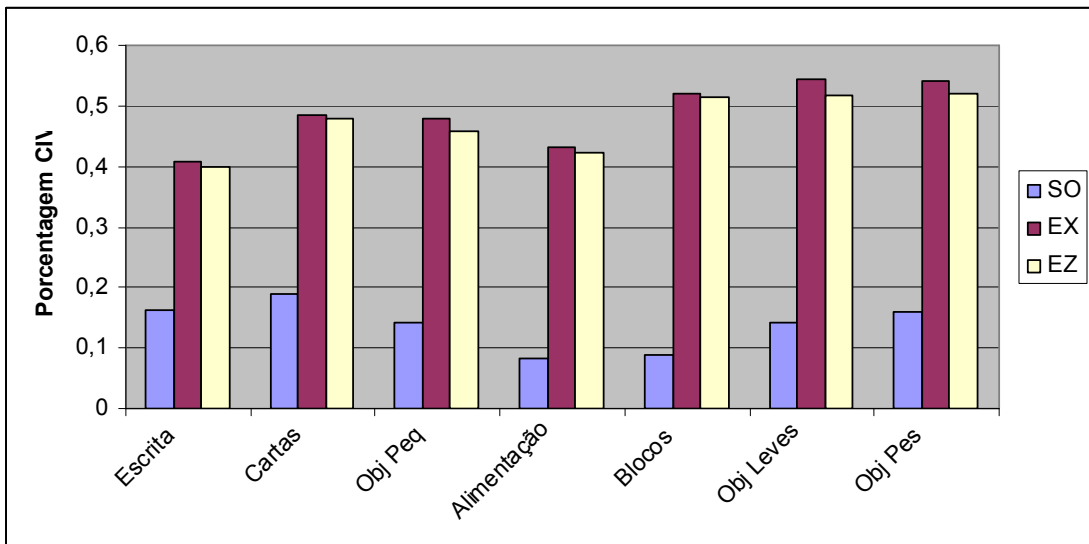


GRÁFICO 12 - Médias da quantidade de ativação dos músculos flexores durante a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor

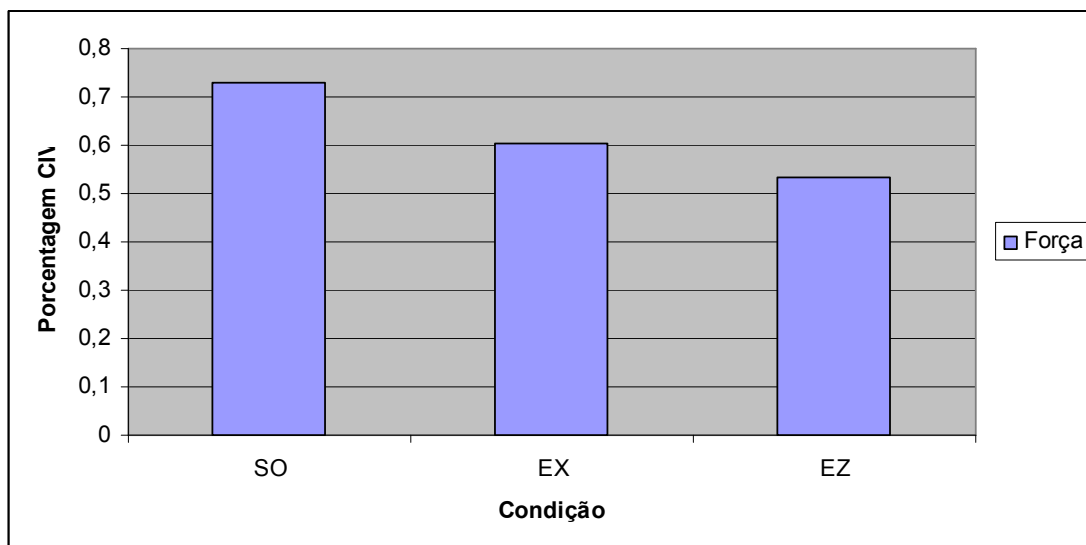


GRÁFICO 13 - Médias da quantidade de ativação dos músculos extensores durante a realização do Teste de Força de Preensão

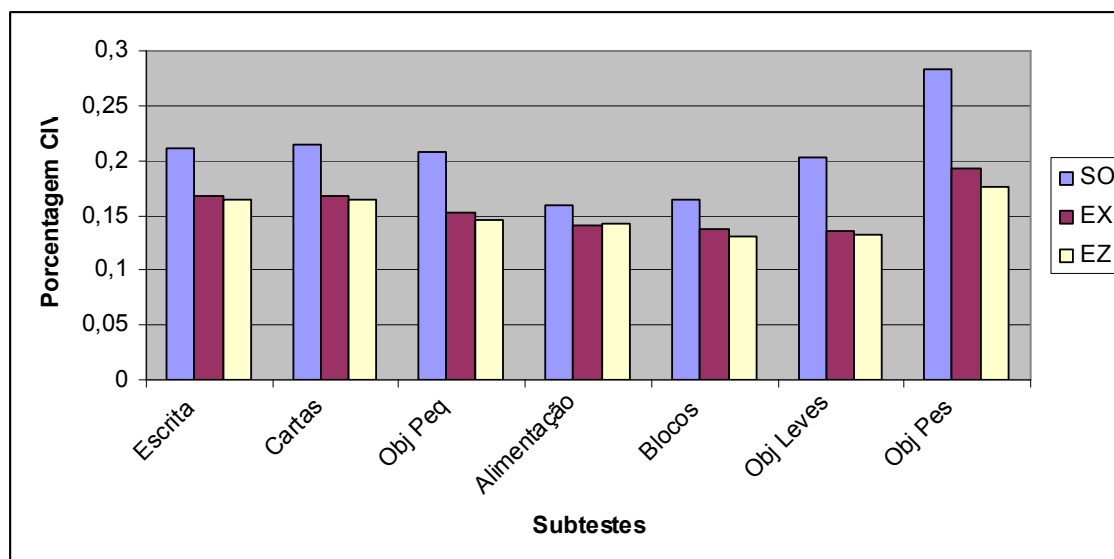


GRÁFICO 14 - Médias da quantidade de ativação dos músculos extensores durante a realização do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor

Os resultados apontaram que o uso de órtese interferiu na ativação elétrica dos músculos flexores e extensores do antebraço. Observou-se que o uso de órtese de imobilização do punho em extensão (15°), qualquer das testadas, gerou a diminuição da ação dos extensores e o aumento da ação dos flexores do antebraço durante a execução dos testes de força de preensão e de função manual. Com relação aos músculos flexores, nota-se que a ativação deles foi maior quando os indivíduos usaram a órtese experimental. O mesmo pode-se dizer quanto à redução da ativação dos extensores.

Como se comprova nos GRAF. 11 e 12, as médias de todas as variáveis relativas à quantidade de ativação dos músculos flexores quando em uso da órtese experimental foram superiores a 40% dos valores utilizados na normalização em CIVM. O mesmo pode-se dizer considerando-se a avaliação quando em uso da órtese de Ezeform®. Por sua vez, as médias relativas à quantidade de ativação dos músculos flexores sem o uso de órtese variaram entre 8% – nos subtestes de alimentar-se e de empilhar blocos – e 35% – ao se testar o uso da força de preensão.

Como mostrado nos GRAF. 13 e 14, as médias de todas as variáveis relativas à quantidade de ativação dos músculos extensores quando em uso da órtese experimental foram inferiores a 20% dos valores utilizados na normalização em CIVM, exceto no que diz respeito à ativação quando se testa o uso da força de preensão, que foi igual a 60%. O mesmo pode-se dizer considerando-se a avaliação quando em uso da órtese de Ezeform® para os testes funcionais, mas quando se mede a força de preensão, a ativação foi de 53%. Sem uso de órtese, as médias relativas à quantidade de ativação dos

músculos extensores variaram entre 15% – no subteste de alimentar-se – e 73% – ao se testar a força de preensão. Note que, embora ocorra redução da ativação dos extensores durante a execução do teste de força de preensão, esta é menor do que a observada em todos os outros testes. Para a maior força de preensão, os extensores devem trabalhar para posicionar o punho no melhor ângulo de extensão para potencializar a ação dos flexores, assim como devem impedir a ação do torque flexor sobre o punho ocasionado pela flexão dos dedos. Ao que parece esse mecanismo continua a existir, mesmo com o uso de órtese.

A utilização do Teste de Shapiro-Wilk, considerando-se um nível de significância de 5%, apontou que os dados obtidos quando os grupos foram comparados não apresentaram uma distribuição normal. Impôs-se, portanto, a utilização do Teste de Postos Sinalizados de Wilcoxon para se testar a significância dos dados. Na TAB. 19, apresentam-se os resultados obtidos da aplicação desse teste.

TABELA 19
Resultados do Teste de Wilcoxon (valor p) para a ação dos músculos do antebraço

Subtestes	Ação dos músculos flexores			Ação dos músculos extensores		
	Sem uso de órtese (SO) X com uso da órtese experimental (EX)	Sem uso de órtese (SO) X com uso da órtese de Ezeform® (EZ)	Ezeform® x experimental	SO x experimental	SO x Ezeform®	Ezeform® x experimental
Alimentar-se	0,0008*	0,001*	0,104	0,010*	0,001*	0,395
Empilhar blocos	0,0008*	0,001*	0,304	0,001*	0,001*	0,360
Virar cartas	0,001*	0,001*	0,638	0,001*	0,001*	0,542
Escrever	0,001*	0,001*	0,306	0,006*	0,001*	0,929
Pegar objetos pequenos	0,001*	0,001*	0,031*	0,001*	0,001*	0,326
Pegar objetos leves	0,001*	0,001*	0,029*	0,001*	0,001*	0,306
Pegar objetos pesados	0,001*	0,001*	0,010*	0,001*	0,001*	0,011*

Força de preensão	0,001*	0,001*	0,015*	0,003*	0,001*	0,011*
----------------------	--------	--------	--------	--------	--------	--------

* Estatisticamente significativo

Como se pode observar, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os resultados do Teste Funcional da Mão de Jebsen-Taylor e Teste da Força de Preensão obtidos sem o uso de órtese e com o uso da órtese experimental – para a ação dos músculos tanto flexores quanto dos extensores (valor $p < 0,05$). O mesmo pode-se dizer ao se compararem os resultados obtidos sem uso da órtese e com uso da órtese de Ezeform® ($p < 0,05$), indicando-se, porém, que a quantidade de ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço, durante a realização dos testes, com e sem o uso de órteses, foi diferente.

Ao se comparar os resultados da ativação com o uso das diferentes órteses, nota-se que o aumento na ativação dos flexores com o uso da órtese experimental foi ligeiramente superior àquela obtida com o uso da órtese de Ezeform®, porém, esta diferença não foi considerada significativa, exceto para os subtestes de pegar objetos leves ($p = 0,029$) e pegar objetos pesados ($p = 0,01$) e para o teste de força de preensão ($p = 0,015$). Por sua vez, para o grupo muscular extensor do antebraço, observou-se que a redução na ação dos extensores com o uso da órtese de Ezeform® foi ligeiramente maior do que com a órtese experimental, porém esta diferença não foi considerada significativa, exceto para os subtestes pegar objetos pesados e força de preensão ($p = 0,011$).

Este estudo detectou, também, que as tarefas com maior ou menor percentual de ativação dos flexores foram coincidentes ao serem realizados com as duas órteses. Porém, o mesmo não ocorre quando comparamos as tarefas realizadas à mão livre e com as órteses. Sem o uso de órtese, as tarefas que

exigiram maior percentual de ativação dos músculos flexores foram virar cartas (19%), escrever (16%) e o teste de força de preensão (36%), enquanto que o menor percentual foi observado nas tarefas de alimentar-se (8%) e empilhar blocos (9%).

Para os músculos extensores do antebraço, o menor percentual de ativação, sem o uso de órtese, ocorreu durante a realização das tarefas de alimentar-se (16%) e empilhar blocos (16,5%) e o maior percentual de ativação ocorreu durante as tarefas de pegar objetos pesados (28%), escrita (21%) e o teste de força de preensão (73%). Neste caso, observou-se a similaridade entre o percentual de ativação dos extensores do antebraço à mão livre e com o uso de órtese.

Deve-se registrar ainda que os resultados obtidos neste estudo diferem parcialmente dos resultados encontrados na literatura que, em geral, relatam que o uso de órtese não altera (Burtner et al, 2003) ou aumenta a ação dos músculos extensores do antebraço (Bulthaup et al, 1999; Johansson et al, 2004). Apenas Jansen et al (1997) e Roy et al (1991) observaram redução da atividade dos extensores. Embora os resultados deste estudo sejam semelhantes aos descritos por estes autores, deve-se ressaltar que o tipo de órtese utilizado por estes autores difere das utilizadas neste estudo.

Estes resultados indicam importantes considerações para o uso de órtese na clínica. Sabe-se que os extensores do punho têm como função proporcionar estabilidade contra a força dos flexores dos dedos para prevenir a flexão do punho que ocorre simultaneamente à flexão dos dedos durante a preensão (Carlson et al 1983; Snijders et al, 1987; Johansson et al, 2004). Para manter essa estabilidade durante a preensão a coativação e ativação individual dos flexores e extensores do punho é fundamental

(Matsushita et al, 1995). Além disso, os extensores extrínsecos dos dedos, por insuficiência passiva, e os flexores extrínsecos, por insuficiência ativa, têm ação contensora e impedem a flexão simultânea das articulações do punho e dedos (Lehmkuhl et al, 1987). Este mecanismo sugere que os extensores do punho têm o duplo papel de inibir e estabilizar forças durante o movimento de preensão (Bober et al, 1982; Johansson et al, 2004).

Vários estudos têm buscado avaliar se o uso de órteses de punho pode gerar a estabilização passiva do punho reduzindo a carga extensora dos músculos do antebraço, resultado importante para a definição da indicação ou não do uso de órteses no processo de reabilitação de várias desordens musculoesqueléticas. Isto é, verificar se é possível obter, com uma simples órtese, a prevenção de flexão do punho, redução de processos inflamatórios dos extensores de punho, entre outras condições de estresse da musculatura (Johansson et al, 2004).

Este estudo indicou que o uso das órteses testadas atingiu este objetivo. Nota-se que, durante a realização dos testes, tanto a órtese de compósito quanto a órtese de Ezeform®, recrutaram significativamente menos atividade muscular dos extensores do antebraço do que com a mão livre. Estes achados indicam que a órtese substitui a ação primária dos músculos extensores do antebraço (extensão do punho) e mantém a musculatura encurtada diminuindo assim a atividades deste grupo muscular. Segundo Jansen et al (1997), a órtese de extensão de punho limita o alongamento passivo dos extensores diminuindo, conseqüentemente, a atividade muscular durante as atividades funcionais.

Com relação ao aumento da atividade dos músculos flexores durante a realização das tarefas com o uso de órtese, este estudo parece corroborar o descrito por Bulthaupt et al (1999) que considera que as órteses de imobilização do punho em extensão são desenhadas para limitar o movimento da articulação e, neste caso, para a realização da preensão, os flexores do antebraço necessitarão ter sua ação aumentada tendo em vista o esforço necessário para vencer a restrição imposta pela órtese. Em seu estudo Bulthaupt et al (1999) sugere ainda que uma órtese mais restritiva exige maior tensão dos músculos contra a órtese para possibilitar o movimento mais próximo do padrão normal. Sobre este aspecto, neste estudo pode-se considerar a órtese de Ezeform® como mais restritiva, tendo em vista sua rigidez (superior ao do compósito), o que implicaria em uma maior ativação dos flexores com o uso desta órtese. No entanto, este estudo indica uma maior exigência da ativação dos flexores, embora não significativa, com o uso da órtese experimental.

As divergências observadas entre os estudos pesquisados e o estudo em tela podem ser justificadas pelas diferenças metodológicas entre eles, tais como, o tipo de tarefa realizada, o tipo de órtese utilizado, ao tipo de sujeito estudado. Estas diferenças apontam para a necessidade de novos estudos na área, para a busca de evidência científica sobre a real adequação do uso da órtese ou não na reabilitação de tais desordens.

Diante dos resultados apresentados, pode-se concluir que, como se esperava, o uso da órtese interfere significativamente na ação dos músculos flexores e extensores do antebraço. Ressalta-se que o uso da órtese não só reduz a ativação dos músculos extensores do antebraço, mas também aumenta a ativação dos músculos flexores em atividades funcionais.

7 CONCLUSÃO

Este estudo teve como objetivo principal o desenvolvimento de um material alternativo, de alto desempenho e baixo custo, para a confecção de órteses. Para tanto, foi elaborado um compósito tipo sanduíche invertido, constituído de duas camadas externas de Neoprene® (2,5 mm) envolvendo um núcleo laminado, composto de fibra de vidro com tecidura plana (0°/90°) e gramatura de 200 g, embebida em resina/endurecedor na proporção 75/25. Esse material foi testado em laboratório, por meio do ensaio de flexão, e em uso, por indivíduos durante a realização de tarefas específicas. Os resultados foram comparados com os observados, nas mesmas circunstâncias, em órteses feitas com Ezeform®, material disponível no mercado para essa finalidade.

Os resultados deste estudo demonstraram que o compósito sanduíche invertido apresentou características semelhantes – se não melhores – às do Ezeform®, tanto em laboratório quanto em uso. Em laboratório, comprovou-se, ainda, que, na estrutura sanduíche invertida, o núcleo foi fator definidor da rigidez à flexão do material, no que foi auxiliado, em menor grau, pelas duas camadas externas. No entanto, quanto à indicação, inicialmente pretendida, da fibra unidirecional como a melhor opção para se oferecer maior rigidez ao compósito, este estudo não foi conclusivo.

Quando testado em uso, o compósito apresentou comportamento mecânico melhor que o do Ezeform®. A deformação, nos sentidos longitudinal e transversal, ocorrida em órteses confeccionadas com esse compósito foi significativamente menor que a observada, nas mesmas circunstâncias, em órteses confeccionadas com material termomoldável. Esse resultado era esperado com relação ao

sentido longitudinal, pois a deformação observada no compósito, durante o ensaio de flexão, foi sempre menor que a verificada no Ezeform®. No sentido transversal, porém, esse comportamento pode estar relacionado ao tipo de fibra utilizado para a composição do núcleo, tecidura plana (0°/90°), que possibilitou melhor distribuição das fibras nos dois sentidos, proporcionando uma adequada distribuição dos campos de tensão e deformação também nos dois sentidos.

Durante a realização dos testes, os dois tipos de órteses avaliados apresentaram deformações características de compressão (negativa), no sentido longitudinal, e deformações oscilantes entre compressão e tração (positiva), no sentido transversal. Do que se pode concluir que o tipo e a quantidade de deformação estão, sem dúvida, relacionados ao tipo de movimento necessário para a realização de tarefas, porém associam-se muito mais à exigência de flexão dos dedos e de oposição do polegar que ao grau de amplitude de movimento do punho. Esses achados sugerem que há associação entre o tipo de movimento executado durante a realização de determinada atividade e o tipo de deformação ocorrida na órtese usada quando da realização desta. Assim sendo, na clínica, a partir do conhecimento das atividades realizadas pelo paciente no seu dia-a-dia, o Terapeuta Ocupacional poderá prever o tipo de tensão a que o dispositivo será submetido, bem como o provável tipo de deformação que este sofrerá, e, conseqüentemente, optar por um material que apresente características mais compatíveis com essas condições.

Este estudo também demonstrou que o uso de órtese implica em alteração na função manual, na força de preensão e na ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço. Detectou-se redução da força de preensão manual, aumento do tempo necessário para a realização de tarefas, aumento da ativação dos músculos flexores e redução da ativação dos músculos extensores do antebraço. Quanto

à função manual e à força de preensão, o aumento do tempo necessário para a realização de tarefas e a redução da força observados não foram significativos a ponto de impedir a prática de tarefas. 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.

Quanto às implicações do uso de órtese na ativação da musculatura do antebraço, os achados indicam que o uso de órtese de imobilização do punho em extensão proporciona estabilização passiva do punho, reduzindo a carga extensora dos músculos do antebraço. Por outro lado, esse mesmo uso gera aumento da atividade dos músculos flexores do antebraço, o que indica que o dispositivo restringe o movimento e que essa musculatura precisa ser ativada em maior grau para vencer tal restrição. Esse é um resultado importante para a definição da indicação, ou não, do uso de órteses no processo de reabilitação de várias desordens – entre outras, a tendinite de flexores e extensores do punho e dos dedos –, bem como para a previsão do tempo de uso desses dispositivos.

Outra conclusão relevante deste estudo diz respeito à influência do tipo de material usado na confecção da órtese sobre a função manual, a força de preensão dos dedos e a ativação da musculatura do antebraço. Verificou-se que o uso da órtese experimental interferiu menos na força de preensão, na função manual e na ativação dos músculos flexores e extensores do antebraço. Novamente, ressalta-se que a escolha do tipo de material para a confecção da órtese constitui fator fundamental no dia-a-dia do Terapeuta Ocupacional.

Juntamente com a definição do melhor material a ser utilizado, de acordo com as necessidades do cliente quanto à patologia de que é portador e às atividades que ele pratica no cotidiano, também o peso, o custo e o conforto são fatores a ser considerados na confecção de órteses. O compósito tipo sanduíche testado apresentou características semelhantes, ou melhores, que o material termomoldável igualmente testado, características que, por sua vez, se associaram a peso reduzido e a baixo custo, igualmente desejáveis. O peso do dispositivo de compósito foi significativamente menor que o da órtese de Ezeform®, o que se comprovou, inclusive, em relatos dos participantes da pesquisa, ao afirmarem que o novo material oferecia maior conforto. Tal característica é fundamental quando se tem em vista a melhor aceitação, pelo cliente, do dispositivo no seu cotidiano.

O custo básico da órtese experimental, confeccionada com o compósito, correspondeu a 1/3 do valor da órtese de Ezeform®, ou seja, as peças confeccionadas foram 2/3 mais baratas. Essa característica é desejável, já que, como se sabe, a grande maioria da população brasileira não dispõe de recursos financeiros suficientes para arcar com o custo de um dispositivo confeccionado com material termomoldável. O custo reduzido desse material pode possibilitar maior acesso da população ao uso desse tipo de dispositivo, bem como permitir ao Sistema Único de Saúde (SUS) ampliar o atendimento, a um custo muito menor, à pessoas portadoras de necessidades musculoesqueléticas dos membros superiores.

Este estudo, além de ter apresentado importantes contribuições para a área de Tecnologia de Assistência, incita à realização de novos trabalhos sobre o assunto, que devem ser desenvolvidos com o objetivo de aperfeiçoar o compósito testado, resultante da associação de nanopartículas; testar o efeito do uso de órteses em indivíduos portadores de patologias musculoesqueléticas; avaliar se a

redução da força de apreensão e o aumento do tempo para a realização de atividades implicam transtornos reais no cotidiano dos pacientes; avaliar o comportamento do compósito na confecção de novos dispositivos – específicos para os membros inferiores e para outras articulações dos membros superiores. Tais estudos devem contribuir decisivamente para a comprovação de evidências científicas concernentes ao tema, imprescindíveis para o desenvolvimento de conhecimentos nessa área.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALENCAR, M.A.; DIAS, J.M.; KIRKWOOD, R.N. *Estudo da co-contracção muscular durante a fase de contato inicial da marcha em mulheres jovens e idosas*. 2006. f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

ALOISI, S.; GALIETTI, U.; PAPPALETTERE, C. Strain measurement in composite materials using embedded strain gauges. In: PRIOLO, P. *Experimental techniques and design in composite materials 3*. USA: Trans Tech Publications., 1996. p. 251-260.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM D 790 – 03 Standard test methods for flexural properties of reinforced plastics and electrical insulating materials. USA, 2003, 11 p.

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

ANJOS, M.T.S; FONSECA, S.T. *Análise das propriedades musculares entre indivíduos com e sem postura de protusão de ombros*. 2006. f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Reabilitação) – Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2006.

ASKELAND, D.R. Composite materials. In: _____. *The science and engineering of materials*. 2nd ed. Boston: PWS Publishing Company, 1994. cap.16, p. 527-572.

ÁVILA, A. F.; BUENO, P.O. Stress analysis on wavy-lap bonded joint for composites. *Intern J Adhesion & Adhesives*, v.24, p.407- 414, 2004.

BASMAJIAN, J.V.; DELUCA, C.J. *Muscle alive. Their function revealed by electromyography*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. p.97- 99.

BERGER, R.A. The anatomy and basic biomechanics of the wrist joint. *J Hand Ther*, p. 84-93, April-June, 1996.

BOBER, T. et al. Biomechanical analysis of human arm stabilization during force production. *J Biomech*, v.15, p.825-830, 1982.

BOWERS, W.H., TRIBUZI, S.M. Functional Anatomy. In: *Concepts of Hand Rehabilitation*. Philadelphia: F A Davis Company, 1992. p.3-34, 1992.

BREGER-LEE, D.E.; BUFORD, W.L. Update in splinting materials and methods. *Hand Clinics*, v.7, n. 3, p. 569-585, August, 1991.

BREGER-LEE, D.E.; BUFORD, W.L. Properties of thermoplastic splinting materials. *J Hand Ther*, p. 202-211, October-December, 1992.

BREGER-LEE, D.E. Objective and subjective observations of low-temperature thermoplastic materials. *J Hand Ther*, p. 138-143, April-June, 1995.

BUENO, Plínio de Oliveira. *Análise comparativa entre juntas "single-lap" e "wavy-lap" de compósitos unidas por adesivos*. 2002. 121 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2002.

BULTHAUP, S.; CIPRIANI III, D.J.; THOMAS, J.J. An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function. *Am J Occup Ther*, v. 53, n. 5, p.434-440, September-October, 1999.

BURTNER, P.A. et al. A comparison of static and dynamic wrist splints using electromyography in individuals with rheumatoid arthritis. *J Hand Ther*, v. 16, p.320-325, October-December, 2003.

BYRON, P. M. Splinting materials. *J Hand Ther*. p.38-40, January-March, 1995.

CAETANO, E.B. Anatomia funcional da mão. In: PARDINI, A. *Cirurgia de mão – lesões não traumáticas*. Rio de Janeiro: Ed. Médica e Científica, 1990. cap. 2, p. 9-57.

CALLINAN, N. Clinical Interpretation of "an electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function". *Am J Occup Ther*, v. 53, n. 5, p. 441-444, September/October, 1999.

CALLISTER JR, W.D. Composites. In: _____. *Materials science and engineering: an introduction*. 2nd ed. New York: John Wiley & Sons, Inc., 1991. cap.17, p. 528-561.

CARLSON, J.D.; TROMBLY, C.A. The effect of wrist immobilization on performance of Jebsen Hand Function Test. *Am J Occup Ther*, v.37,n.3, p.167-175, march, 1983.

CARMICK, J. Use of neuromuscular electrical stimulation and a dorsal wrist to improve the hand function of child with spastic hemiparesis. *Phys Ther*. v. 77, p.661-671, 1997.

CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. *Terapia Ocupacional – Fundamentação & Prática*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2007. 531p.

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

COLDITZ, J.C. The biomechanics of thumb carpometacarpal immobilization splint: design and fitting. *J Hand Ther.*, p. 228-237, July-September, 2000.

COLDITZ, J.C. Plaster of Paris: the forgotten hand splinting material. *J Hand Ther.*, USA. v.15, p. 144-157, April-June, 2002.

COLE, K.J.; WERREMEYER, M.M. Wrist affects precision grip force. *Amer Physiol Soc*, p. 271-280, 1997.

COOK, A.; HUSSEY, S. *Assistive Technology: principles and practice*. St. Louis: Mosby, 1995. 712p.

COPPARD, B.M.; LOHMAN, H. *Introduction to splinting*. 2nd ed. St.Louis: Mosby, 2001. p.

COURTS, R.B. Splinting for symptoms of Carpal Tunnel Syndrome during pregnancy. *J Hand Ther.* v.8, n.1, p.31-34, 1995.

CRAM, J.R.; KASMAN, G.S.; HOLTZ, J. *Introduction to surface electromyography.* Maryland: Aspen Publishers, 1998.

DANIEL, I.M.; ISHAI, O. *Engineering mechanics of composite materials.* New York: Oxford University Press, 1994. 395 p.

DIFABIO, R.P. Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity. *Phys Ther, Alexandria,* v.67, n.1, p.43-48, 1987.

FERRANTE, M. Compósitos. In: _____. *Seleção de materiais.* São Carlos: Editora da UFSCar, 1996. cap.8. p. 277-312.

FESS, E.E. *Hand Splinting: principles and methods.* 2nd ed. St.Louis: Mosby. 1987. 575 p.

FESS, E.E. Splints: mechanics versus convention. *J Hand Ther., USA.* p.124-130, April-June, 1995.

FESS, E.E. A history of splinting: a understand the present, view the past. *J Hand Ther,* v. 15, p.97-132, April-June, 2002.

FEUERSTEIN, M. et al. Clinical Management of Carpal Tunnel Syndrome: A 12-year review of outcomes. *Am J Industrial Med.* v. 35, p. 232-245, 1999.

FONSECA, S.T. et al. Analyses of dynamic co-contraction level in individuals with anterior cruciate ligament injury. *J Electromyography Kinesiology,* v. 14, p.239-247, 2004.

GIURINTANO, D.J. Basic biomechanics. *J Hand Ther,* April-June, p. 79-84, 1995.

HACKEL, M. E. et al. Changes in hand function in the aging adult as determined by the Jebsen Test of hand function. *Phys Ther,* v.72, n. 5, p.372-377, May, 1992.

HÄGG, G.M.; MILERAD, E. Forearm extensor and flexor muscle exertion during simulated gripping work – an electromyographic study. *Clin Biomech,* v.12, n. 1, p.39-43, 1997.

HAMMEL, J.; LAI, JIN-SHEI; 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.* v.24, p. 93-105, 2002.

HENDERSON, S.E.; MCMILLAN, I. R. Pain and function: occupational therapists' use of orthotics in rheumatoid arthritis. *British J Occup Ther.* v.65, n. 4, p. 165-174, 2002.

HILLSTROM, H.J., TRIOLO, R.J. EMG theory. In: R.L. Craick, CA. Oatis (Eds), St. Louis: Mosby Company, 1995. p. 271-292.

HOGAN, L.; UDITSKY, T. *Pediatric Splinting.* Texas: Therapy Skill Builders. 1998. 181 p.

HOLLISTER, A.; GIURINTANO, D.J. Thumb movements, motions and moments. *J Hand Ther,* p.106-114, April-June, 1995.

[http:// www.assistiva.org.br/Brasil](http://www.assistiva.org.br/Brasil). Acesso em: 02 de outubro de 2006.

<http://www.fisionet.com.br>. Acesso em: abril de 2007.

[http:// www.tabnet.datasus.gov.br](http://www.tabnet.datasus.gov.br). Acesso em: 02 de outubro de 2006.

[http:// vivatranquilo.com.br/saúde](http://vivatranquilo.com.br/saúde). Acesso em: abril de 2007.

HUNTER, J. et al. *Rehabilitation of the hand and upper extremity*. 5thed. St Louis: Mosby. 2002. 2109 p.

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. *J Hand Ther*, v.10, p.283-289, October-December, 1997.

JEBSEN, R.H. et al. An objective and standardized test of hand function. *Arch Phys Med Rehab*, p.311-319, June, 1969.

JOHANSON, M. E.; JAMES, M.A.; SKINNER, S.R. Forearm muscle activation during power grip and release. *J Hand Surgery, USA*. p. 938-944, v. 23A, 1998.

JOHANSSON, L.; BJÖRING, G.; HÄGG, G.M. The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Applied Ergonomics*, v.35, p.129-136, 2004.

KNUTSON, L.M. et al. A study of various normalization procedures for within day electromyography data. *J Electromyography and Kinesiology*, New York, v.4, n.1, p.47-59, 1994.

KRAJNIK, S.R.; BRIDLE, M.J. Hand splinting in quadriplegia: current practice. *Am J Occup Ther*. v. 46, n.2,p., 1992.

LAU, C. Comparison study of quickcast versus a traditional thermoplastic in fabrication of a resting hand splint. *J Hand Ther*. v.11,p.45-48, 1998.

LEHMKUHL, L.; SMITH, L. *Cinesiologia Clínica*. 4^a ed. São Paulo: Editora Manole Ltda., 1987, 466 p.

LI, Z.M. ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L. Contribution of extrinsic and intrinsic hand muscles to the moments in finger joints. *Clinical Biomechanics*. v.15, p.203-211, 2000.

LI, Z.M. ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L. The effect of finger extensor mechanism on flexor force during isometric tasks. *J Biomechanics*. v.34, p.1097-1102, 2001.

LI, Z.M. ZATSIORSKY, V.M., LATASH, M.L. The influence of wrist position on individual forces during forceful grip. *J Hand Surgery*. v.27A, p.886-896, 2002.

MASSY-WESTROPP, N et al. Measuring grip strength in normal adults: reference ranges and comparison of electronic and hydraulic instruments. *J Hand Surgery*, v. 29A, USA, p.514-519, 2004.

MATHIOWETZ, V. et al. Grip and pinch strength: normative data for adults. *Arch Phys Med Rehab*, v.66, p. 69-74, 1985.

MATSUSHITA, N. et al. Electromyogram analysis and electrical stimulation controlo f paralysed wrist and hand. *J Electromyography Kinesiol*, v.5, n.2, p.117-128, June, 1995.

NAGATA, H. et al. Orhtosis of ventilative plastics. *Prosthetics and Orthotics International*. v.15, p.175-177, 1991.

NEISTADT, M.; CREPEAU, E. *Terapia Ocupacional*. 9ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2002, 859 p.

PATTERSON, R.; VIEGAS, S. Biomechanics of the wrist. *J Hand Ther*, p.97-105, April-June, 1995.

PEREIRA, M.G. *Epidemiologia – Teoria e Prática*. 1ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1995, 596p.

REDFORD, J.; BASMAJIAN, J.; TRAUTMAN, P. Basis principles of orthotics and rehabilitation technology. In: _____. *Orthotics – clinical practice and rehabilitation technology*. New York: Churchill Livingstone Inc., 1995. 337p.

RIBEIRO, R.P. *Utilização de reforça de fibra de vidro em matriz epóxi no reparo de tensores de aeronaves com estrutura de madeira*, 2000. f., Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federa Ide Minas Gerais, Belo Horizonte, 2000.

RODRIGUES, Adriana Maria Valladão Novais. *Estudo de materiais e desenvolvimento de técnicas para serem utilizados no processo de confecção de órteses de membros superiores*. 2002. 106 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Escola de Engenharia, Universidade Federa Ide Minas Gerais, Belo Horizonte, 2002.

RODRIGUES, A.M.V.N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e prótese. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. *Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 2007. cap. 46. p. 435-450.

ROY, S.H. et al. Use of EMG spectral parameters to evaluate fatigue associated with pressure glove work. In: *Eletromyographical kinesiology*, Elsevier Science, ExerptaMedica, International Congress Series 9/9, Amsterdam, 1991. p. 283-286.

SCHULTZ-JOHNSON, K. Splinting the wrist: mobilization and protection. *J Hand Ther, USA*, p. 165-175, April-June, 1996.

SCHULTZ-JOHNSON, K. Static progressive splinting. *J Hand Ther, USA*, v. 15, p. 163-178, 2002.

SHIAH, Y.C. et al. Experimental characterization of an integrated sandwich composite using 3D woven fabrics as core material. *J Thermoplastic Composite Materials*, v.17, p.229-243, May, 2004.

SHIMELD, A.; CAMPBELL, G.; ERNEST, M. An interdisciplinary methodology for comparative evaluation of splinting materials. *Can J Occup Ther*. v.49, n.3, 1982, p. 79-83.

SLAMINKO, R. Strain gages on composites – gage selection criteria and temperature compensation. In: _____. *Manual on experimental methods for mechanical testing of composites*. USA: Trans Tech Publications, 1996, cap.5. p. 35-40.

SMITH, W.F. *Princípios de ciência e engenharia de materiais*. 3ª ed., Lisboa: MacGraw-Hill, 1998. 892p.

SNIJDERS, C.J. et al. Provocation of epicondylalgia lateralis (tennis elbow) by power grip or pinching. *Med Sci Sports Exerc*, v.19, n. 5, p.518-523, 1987.

SODERBERG, G.L.; KNUTSON, L.M. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*, v. 80, n. 5, p. 485-498, May, 2000.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE TERAPEUTAS DA MÃO. Recomendações para avaliação do membro superior. Joinville: SBTM, 2005, 134 p.

SPLINTS IN PHYSICAL REHABILITATION: Thermoplastic precuts dynamic splinting components accessories. Wijnegem, [s.n.], 1996 (?), 15 p., Catálogo geral, Orfit Industries.

STANLEY, B.G.; TRIBUZY, S.M. *Concepts in hand rehabilitation*. Philadelphia: F A Davis Company, 1992. p.

STERN, E.B. Wrist extensor orthoses: dexterity and grip strength across four styles. *Am J Occup Ther*, v.45, n.1, p. 42-49, January,1991.

STERN, E.B. Stability of the Jebsen-Taylor Hand Function Test across three test sessions. *Am J Occup Ther*, v.46, n.7, p. 647-649, July,1992.

STERN, E.B.; SINES, B.; TEAGUE, T.R. Commercial wrist extensor orthoses. *J Hand Ther*, v.7, USA, p. 237-244, October-December,1994.

STERN, E.B. Grip strength and finger dexterity across five styles of commercial wrist orthoses. *Am J Occup Ther*, v.50, n.1, p. 32-38, January,1996.

STERN, E.B.; et al. Immediate and short-term effects three commercial wrist extensor orthoses on grip strength and function in patients with rheumatoid arthritis. *Arthritis Care and Research*, v.9, n.1, p. 42-50, February,1996.

STERN, E.B. et al. Neoprene splinting: dermatological issues. *Am J Occup Ther*, v.52, n.7, p. 573-578, July-August,1998.

TAYLOR, E.; HANNA, J.; BELCHER, H.J.C.R. Splinting of hand and wrist. *Current Orthopaedics*, v.17, p.465-474, 2003.

TENEK, L.T.; ARGYRIS, J. Composites. In: _____. *Finite element analysis for composite structures*. Boston: Kluwer Academic Publishers, 1997. cap.4, p. 37-46.

TOMASZEWSKI, J.; BALBINOT, A. Eletromiografia, acelerômetro, eletrogoniômetro e tecnologia OpenGL para controle de próteses experimentais. In: ENCONTRO NACIONAL DE BIOMECÂNICA, 2., 2007, Évora. *Anais...* Lisboa: IST Press, 2007. p. 381-386.

TROMBLY, C.A. *Terapia Ocupacional para disfunções físicas*. 5ª ed. São Paulo: Santos Livraria Editora. 2005.1157 p.

TUTTLE, M.E. Fundamental strain-gage technology. In: _____. *Manual on experimental methods for mechanical testing of composites. USA: Trans Tech Publications, 1996, cap 4. p. 25-34.*

VAN LEDE, P. Minimalistic Splint Design: a rationale told in a personal style. *J Hand Ther*, v.15, p. 192-201, April-June, 2002.

VIEIRA, G. et al. Evaluation of the mechanical properties of plaster bandages used for orthosis manufacture, marketed by three different manufacturers. *Acta Ortop Brasileria*, v.14, n. 3, 9 p. 2006.

VINSON, J.R. *The behavior of sandwich structure of isotropic and composite materials*. Pennsylvania: Technomic Publishing Company, 1999. p. 378.

ANEXO A



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-mail: dto@eef.ufmg.br - Fone: 3499-4790.

TERMO DE CONSENTIMENTO PARA PARTICIPAÇÃO NO ESTUDO

Título do estudo: “Material alternativo de baixo custo e alto desempenho para confecção de órteses”

Prezado senhor (a),

Agradecemos pelo interesse nesse estudo. O objetivo deste estudo é buscar alternativas de material para a confecção de órteses, de fácil aquisição, de baixo custo, que contemple as características necessárias para a confecção de órteses; testar suas características mecânicas e avaliar seu comportamento em uso. A órtese é um equipamento, confeccionado sob medida para o cliente, que irá posicionar o punho em posição funcional (15° de extensão) durante a execução de testes específicos. O equipamento será confeccionado utilizando o material alternativo desenvolvido (compósito tipo sanduiche), leve e de fácil higiene.

Este estudo é de fundamental importância, pois busca desenvolver um material alternativo nacional, de baixo custo e alto desempenho para a confecção de órteses. Estes equipamentos são muito utilizados na reabilitação de pacientes com diferentes distúrbios musculoesqueléticos. No entanto, o custo dos materiais hoje disponíveis inviabiliza sua utilização pela grande maioria da população atendida pelo SUS ou alguns convênios de saúde. Pretende-se oferecer um material de boa qualidade, resistente, de baixo custo e de fácil manipulação que poderá ser utilizado pelo sistema, de forma a melhorar a relação custo-benefício paciente/sistema.

PROCEDIMENTO:

Todos os voluntários que participarem deste estudo deverão comparecer ao Laboratório de Tecnologia Assistiva – EEEFTO/UFMG, localizado na Av. Antônio Carlos, 6627, Pampulha.

Este estudo será dividido em duas etapas: (1) desenvolvimento e análise das características mecânicas de um material compósito tipo sanduiche para confecção de órteses, (2) avaliação deste material em uso. A participação de voluntários será necessária apenas na segunda fase deste estudo. Na segunda etapa do estudo, cada voluntário receberá uma órtese confeccionada sob medida com o novo material e será submetido ao teste de força de preensão (Dinamômetro Jamar) e ao teste de função manual (Jebsen Taylor Hand Function). Os testes serão realizados com o uso da órtese e sem o seu uso. Cada teste deverá ser repetido por três vezes para que a média dos dados seja utilizada para análise dos dados.

Os participantes deverão participar de dois atendimentos. O primeiro para entrevista e confecção da órtese sob medida e o segundo para realização dos testes. As sessões serão agendadas de acordo com a conveniência de cada participante.

Os testes programados e a órtese utilizada para o posicionamento adequado do punho não oferecerão nenhum risco para os participantes. Cada avaliação terá duração aproximada de 30 minutos.

Instrumentos

Será utilizado o Teste de Função Manual de Jebsen-Taylor, um teste de coordenação motora fina, que avalia as capacidades funcionais. É composto por sete subtestes: escrita, virar cartas, pegar pequenos objetos, simulação de alimentação, empilhar blocos, pegar objetos leves, pegar objetos pesados.

O dinamômetro Jamar é um equipamento hidráulico adequado para medir a força de preensão. O participante deverá segurar o equipamento e ao receber instruções do examinador deverá apertá-lo com sua máxima força.

O Eletromiógrafo será utilizado para detectar os sinais de ativação dos músculos extensores e flexores do punho durante a realização dos testes.

A órtese de imobilização do punho será confeccionada com o punho em 15 ° de extensão para possibilitar a funcionalidade adequada da mão. Este equipamento será fixado ao antebraço por meio de tiras de velcro.

RISCO E DESCONFORTO

O estudo não acarretará nenhum tipo de risco aos participantes e os voluntários não terão nenhum tipo de despesas participando da pesquisa. O participante poderá sentir algum desconforto com a utilização da órtese e/ou o eletromiógrafo durante os testes, porém acredita-se que após um pequeno período de adaptação este desconforto seja eliminado. Caso o voluntário não se adapte aos equipamentos estes serão imediatamente retirados e o teste interrompido.

BENEFÍCIOS

Os resultados obtidos pela pesquisa poderão contribuir para disponibilizar um novo material para confecção de órteses, a um custo reduzido, favorecendo seu uso pelo cliente e pelo sistema único de saúde dado que o custo-benefício é grande.

CONFIDENCIALIDADE DOS DADOS:

Para garantir que as informações desse estudo sejam confidenciais, o participante receberá um número de identificação ao entrar no estudo e seu nome nunca será revelado em nenhuma situação. Se a informação originada do estudo for publicada em revista ou evento científico, o voluntário não será identificado, pois será sempre representado com um número.

RECUSA OU ABANDONO:

A sua participação nesse estudo é inteiramente voluntária, e você é livre para concordar ou não com a sua participação. Caso desejado você poderá abandonar o estudo a qualquer momento. Não haverá qualquer prejuízo, caso você não autorize a sua participação neste estudo. Depois de ter lido as informações acima, se for de sua vontade participar, por favor, preencha o consentimento abaixo.

CONSENTIMENTO

Declaro que li e entendi a informação contida acima. Todas as minhas dúvidas foram esclarecidas e eu recebi uma cópia deste formulário de consentimento. Eu, -----, concordo em participar neste estudo.

Assinatura

Local e Data

RESPONSÁVEIS PELO ESTUDO:

Profª. Adriana M. Valladão Novais Rodrigues
Depto. de Terapia Ocupacional – EEEFTO – UFMG
Telefones para contato: 3499.4790 ou 4791.
Prof. Antônio Ferreira Ávila
Dpto. Engenharia Mecânica – EE - UFMG
Telefone para contato: 3499.5238
Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – 3499.4592

ANEXO B




UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL
DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL
E-mail: dto@eef.ufmg.br - Fone: 3499-4790.

DECLARAÇÃO

O CHEFE DO DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL DA ESCOLA DE EDUCAÇÃO FÍSICA, FISIOTERAPIA E TERAPIA OCUPACIONAL DA UFMG, PROFESSORA DOUTORA MÁRCIA BASTOS REZENDE, declara que a Câmara Departamental do Departamento de Terapia Ocupacional aprovou em 07 de dezembro de 2004 o Projeto de "Material Alternativo de Baixo Custo e Alto Desempenho para Confecção de Órteses para Pacientes do SUS" Coordenado pela Profª Adriana Mª Valladão Novais Rodrigues.

Belo Horizonte, 09 de dezembro de 2004


Profª Drª Márcia Bastos Rezende
Chefe do Déptº de Terapia Ocupacional

ad referendū
07 12 04

ANEXO C

UFMG

UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
Departamento de Engenharia Mecânica

DECLARAÇÃO

O CHEFE DO DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS, PROF. ROBERTO MÁRCIO DE ANDRADE, declara que a Câmara Departamental do Departamento de Engenharia Mecânica aprovou em 12 de novembro de 2004 o Projeto de "Material Alternativo de Baixo Custo e Alto Desempenho para Confeção de Orteses para Pacientes do SUS" coordenado pelo Prof. Antônio Ferreira Ávila.

Belo Horizonte, 09 de dezembro de 2004

Roberto Márcio de Andrade

Prof. Roberto Márcio de Andrade
Chefe do Departamento de Engenharia Mecânica

ANEXO D


Parecer nº. ETIC 017/05

Interessada: Profa. Adriana M. Valadão Novais Rodrigues
Depto. de Terapia Ocupacional/EEFFTO

DECISÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da UFMG – COEP, aprovou no dia 13 de Abril de 2005, depois de atendidas as solicitações de diligência, o projeto de pesquisa intitulado « **Material alternativo de baixo custo e alto desempenho para confecção de órteses** » bem como o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido do referido projeto.

O relatório final ou parcial deverá ser encaminhado ao COEP um ano após o início do projeto.


Profa. Dra. Maria Elena de Lima Perez Garcia
Presidente do COEP/UFMG

