



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TERAPIA OCUPACIONAL

**“Órteses em PVC para membro superior:
utilização por terapeutas ocupacionais
brasileiros, propriedades térmicas, físico-
mecânicas e de toxicidade e desempenhos
funcional e mioelétrico.”**

Larissa Galvão da Silva

São Carlos/2014

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS
CENTRO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
DEPARTAMENTO DE TERAPIA OCUPACIONAL
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TERAPIA OCUPACIONAL

**“Órteses em PVC para membro superior:
utilização por terapeutas ocupacionais
brasileiros, propriedades físico-mecânicas e
de toxicidade e desempenhos funcional e
mioelétrico.**

Larissa Galvão da Silva

Dissertação apresentada para obtenção do título de mestre em Terapia Ocupacional, na Área de Concentração Promoção do Desenvolvimento Humano nos Contextos da Vida Diária, à Comissão Julgadora do Programa de Pós-Graduação em Terapia ocupacional da Universidade Federal de São Carlos.

**Orientadora: Prof^a.Dr^a. Iracema Serrat Vergotti
Ferrigno**

São Carlos/2014

**Ficha catalográfica elaborada pelo DePT da
Biblioteca Comunitária da UFSCar**

S586op

Silva, Larissa Galvão da.

Órteses em PVC para membro superior : utilização por terapeutas ocupacionais brasileiros, propriedades físico-mecânicas e de toxicidade e desempenhos funcional e mioelétrico / Larissa Galvão da Silva. -- São Carlos : UFSCar, 2014.

164 f.

Dissertação (Mestrado) -- Universidade Federal de São Carlos, 2013.

1. Aparelhos ortopédicos. 2. Órteses. 3. Materiais - testes. 4. Capacidade motora. 5. Eletromiografia. 6. PVC. I. Título.

CDD: 617.30028 (20^a)

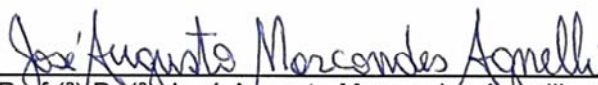
FOLHA DE APROVAÇÃO DA DISSERTAÇÃO DE MESTRADO DO(A)
ALUNO(A) LARISSA GALVÃO DA SILVA, DEFENDIDA PUBLICAMENTE EM
13 DE DEZEMBRO DE 2013.



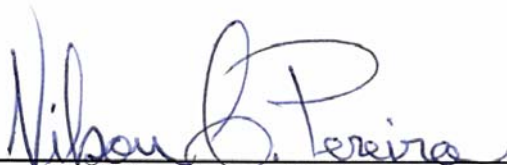
Prof.(^a) Dr.(^a) Iracema Serrat Vergotti Ferrigno
Orientador(a) e Presidente
Universidade Federal de São Carlos



Prof.(^a) Dr.(^a) Maria Luísa Guillaumon Emmel
Universidade Federal de São Carlos



Prof.(^a) Dr.(^a) José Augusto Marcondes Agnelli
Universidade Federal de São Carlos



Prof.(^a) Dr.(^a) Nilson Casimiro Pereira
Universidade Presbiteriana Mackenzie

Homologado na CPG-PPGTO na
_____ª Reunião no dia

____/____/____

Financiamento:

Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, meu irmão e minha avó por me darem apoio incondicional e acreditarem que eu poderia alçar voos tão longínquos. Nunca estive sozinha nesses quase dois anos, a força de cada um me sustentou imensamente, essa conquista é nossa!

Ao meu grande amor, Hermann, por sonhar comigo com este grande dia e acreditar que amar é dar força ao outro, e que dois anos distantes só fortalecem um relacionamento para a construção da nossa futura família.

À minha querida orientadora Iracema Ferrigno, por ter acreditado na minha competência e força de vontade e ter me privilegiado em ser sua última orientada. Com você aprendi a amar a docência, a pesquisa e a ortopedia. MUITÍSSIMO obrigada, levarei seus ensinamentos para outra extremidade do país!

Ao professor José Augusto Marcondes Agnelli por toda dedicação e credibilidade, por colaborar tanto com a pesquisa e ter a paciência de ensinar engenharia para uma terapeuta ocupacional. Muito obrigada por tanto carinho!

Às queridas Luciana Agnelli, Susan Casarin e Paloma Soares, por terem colaborado na coleta de dados com tanto envolvimento e dedicação.

Ao professor Luis Alberto Magna, por colaborar nas análises estatísticas e propiciar um estudo quantitativo fundamentado.

À minha família são carlense, Luciene, Cristina e Vó Lica, por terem me adotado e cuidado tanto de mim nos mais diversos momentos.

Aos meus grandes amigos Heloísa, Jônatas, Rafael, Victor, Kaio e Márcio, por serem a alegria da minha semana, obrigada por tantos momentos de cumplicidade.

Ao professor Jorge Rodrigues, pelas boas horas de conversa nos momentos de dificuldades com a pesquisa.

Às terapeutas ocupacionais Marina Midori e Nathalia Sanches, por terem me dado o prazer da convivência nos estágios e me ensinado as delícias de trabalhar com a ortopedia.

Aos alunos do estágio de terapia ocupacional disfunção física na USE, por participarem do meu cotidiano e me ensinarem a ser professora.

A todos os voluntários da pesquisa, que puderam fazer esse estudo se concretizar.

Ao docentes, pesquisadores e colaboradores do Laboratório de Análises Funcionais e Ajudas Técnicas (LAFATec) por apoiarem a pesquisa financeiramente e cientificamente.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro para minha manutenção integral em São Carlos durante dois anos.

RESUMO

As órteses são dispositivos que tem como função, estabilizar, imobilizar, prevenir e corrigir deformidades e maximizar a função e atualmente são confeccionadas em termoplásticos, especialmente os de baixa temperatura, moldados diretamente sobre o membro. Foi criada uma técnica de confecção em órteses a partir do termoplástico de alta temperatura PVC e devido à falta de estudos científicos da aplicabilidade do PVC para confecção de órteses de membro superior, propôs-se um estudo com o objetivo de conhecer, comparar e analisar os aspectos que envolvem a aplicabilidade e os materiais de órteses de punho confeccionadas em dois tipos de termoplástico, o de alta temperatura, PVC e um de baixa temperatura, Ezeform®, comumente usado para confecção de órteses. A investigação envolveu a análise dos fatores de utilização dos materiais, a análise das propriedades mecânicas, térmicas e toxicidade de ambos os materiais e a análise dos desempenhos funcional e mioelétrico dos sujeitos sem e com as órteses em testes funcionais de destreza manual. Foi verificado que os terapeutas ocupacionais que utilizam PVC o fazem por este ser acessível em termo de custo do material e os que utilizam Ezeform, pela facilidade na modelagem; o PVC possui alta reciclabilidade, e o Ezeform, é mais susceptível à deformações; o desempenho funcional dos voluntários com as órteses de PVC e de Ezeform é dificultado significativamente, especialmente com a de PVC; a atividade mioelétrica das fibras superiores do trapézio aumenta com ambas as órteses, especialmente com a de Ezeform, o músculo bíceps não sofreu alterações significativas e os músculos extensor radial e flexor superficial dos dedos tiveram a amplitude mioelétrica diminuída quando utilizadas as órteses, de modo que com a órtese de PVC a atividade mioelétrica foi menor.

Palavras-chave: Aparelhos ortopédicos; Teste de Materiais; Destreza Motora; Eletromiografia e PVC.

ABSTRACT

Splints are devices whose function to stabilize, immobilize , prevent and correct deformities and maximizing the function and are currently manufactured in thermoplastic , especially low temperature. Was created a technique for making splints from thermoplastic PVC and high temperature due to the lack of scientific studies of the applicability of PVC for orthosis for the upper limb, proposed a study aiming to meet , compare and analyze aspects concerning the applicability of the materials and wrist splints made of two types of thermoplastics , the high temperature PVC and a low temperature Ezeform ®, commonly used for orthosis . The research involved the analysis of the factors for the use of materials, the analysis of the mechanical properties, thermal and toxicity of both materials and analysis of myoelectric and functional performances of subjects with and without orthoses on functional tests of manual dexterity . It was found that occupational therapists using PVC do this by being accessible in terms of cost of material and using Ezeform, the ease in modeling, PVC has high recyclability, and Ezeform, is more susceptible to deformation; functional performance volunteers with orthotics PVC and Ezeform is hindered significantly; especially with the PVC; the myoelectric activity of the upper fibers of the trapezius increases with both orthoses; especially with Ezeform of the biceps muscle did not change significantly and muscles radial extensor and flexor digitorum superficialis had the myoelectric amplitude decreased when the orthoses used and so that the orthosis with PVC myoelectric activity was lower .

Keywords: Orthotic devices; Materials Testing; Motor Skills; Electromyography and PVC.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Homúnculo sensitivo	21
Figura 2 - Arcos da mão	33
Figura 3 - Pregas palmares	33
Figura 4 - Posicionamento dos eletrodos sob as fibras superiores do trapézio	109
Figura 5 - Posicionamento dos eletrodos sob o extensor radial do carpo	110
Figura 6 - Posicionamento dos eletrodos sob o extensor radial do carpo	110
Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos sob o flexor superficial dos dedos	111
Figura 8 - Teste Purdue Pegboard	115

LISTA DE FOTOGRAFIAS

Fotografia 1 - Órtese volar de extensão de punho, com dedos livres	36
Fotografia 2 - Corpos de prova de PVC para ensaio de Temperatura de Amolecimento de Vicat.....	83
Fotografia 3 - Equipamento de ensaio de Temperatura de Amolecimento de Vicat	83
Fotografia 4 - Aparelho de calorimetria DSC Q100.....	85
Fotografia 5 - Pesagem inicial na balança de precisão.....	86
Fotografia 6 - Cadinhos na Mufla.....	87
Fotografia 7 - Retirada dos cadinhos da mufla	87
Fotografia 8 - Cadinhos no dessecador	88
Fotografia 9 - Pesagem após queima em mufla e dessecamento	89
Fotografia 10 - Aparelho de Termogravimetria (TGA ou TG) Q50 (da TA Instruments)	90
Fotografia 11 - Amostras de PVC no sentido longitudinal do tubo de PVC ..	91
Fotografia 12 - Amostras de PVC no sentido transversal do tubo de PVC ...	91
Fotografia 13 - Amostras de PVC no sentido diagonal do tubo de PVC.	91
Fotografia 14 - Início do ensaio de Flexão de três pontos	92
Fotografia 15 - Término do ensaio de Flexão de três pontos.....	92
Fotografia 16 - Eletromiógrafo Miotol 400	106
Fotografia 17 - Adequação do mobiliário	113
Fotografia 18 - Teste na condição sem órtese.....	114
Fotografia 19 - Teste na condição com a órtese de termoplástico de baixa temperatura.....	114
Fotografia 20 - Teste na condição com a órtese de PVC	115
Fotografia 21 - Teste Box and the blocks	116
Fotografia 22 - Teste Functional Dexterity	117

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Materiais selecionados como Primeiro Material pelos terapeutas ocupacionais (n=47) que trabalham com a confecção de órteses para membro superior.....	65
Gráfico 2 - Estados em que atuam os profissionais que trabalham com a confecção de órteses para membro superior com os materiais PVC e Ezeform (n=32).....	66
Gráfico 3 - Pós-graduação lato-sensu dos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	68
Gráfico 4 - Experiência em confecção de órteses para membro superior dos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	70
Gráfico 5 - Recursos e equipamentos para modelagem usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	71
Gráfico 6 - Recursos e equipamentos para corte usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	72
Gráfico 7 - Recursos e equipamentos para colagem usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	73
Gráfico 8 - Acessórios usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).....	74
Gráfico 9 - Fatores de escolha pelos terapeutas ocupacionais dos materiais para confecção de órteses para membro superior (n=32).....	76
Gráfico 10 - Tempo que os terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform precisam para confeccionar órtese volar de extensão de punho com dedos livres (n=32).....	78
Gráfico 11 - Curvas de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) do Ezeform e de outros dois termoplásticos de baixa temperatura.....	96

Gráfico 12 - Curvas de Termogravimetria (TG) do Ezeform e de outros termoplásticos de baixa temperatura.	98
Gráfico 13 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 1 no ensaio de flexão.....	99
Gráfico 14 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 2 no ensaio de flexão.....	100
Gráfico 15 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 2 no ensaio de flexão.....	101
Gráfico 16 - Desempenho nos testes funcionais nas três condições.	120
Gráfico 17 - Comparação da atividade eletromiográfica do trapézio superior nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.	122
Gráfico 18 - Comparação da atividade eletromiográfica do bíceps nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.	125
Gráfico 19 - Comparação da atividade eletromiográfica do Extensor Radial do Carpo nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.	126
Gráfico 20 - Comparação da atividade eletromiográfica do Flexor Superficial dos Dedos nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.	129

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Ensaio de Vicat com 49,54 N.....	94
Tabela 2 - Ensaio de Vicat com 10 N.....	94
Tabela 3 – Resultados do teste de teor de cargas inorgânicas	96
Tabela 4 - Resultados de Flexão na direção 1.....	99
Tabela 5 - Resultados de Flexão do PVC na direção 2	100
Tabela 6 - Resultados de Flexão do PVC na direção 3	101
Tabela 7 -Caracterização mecânica do Ezeform no ensaio de flexão	102
Tabela 8 - Valores da concentração de metais, na água, para 2 amostras do Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal), branco	103
Tabela 9 - Descrição das voluntárias.....	118
Tabela 10 - Resultados* dos testes funcionais	120
Tabela 11 - Amplitude da atividade mioelétrica* das fibras superiores do trapézio	122
Tabela 12 - Amplitude da atividade mioelétrica* do Bíceps Braquial	125
Tabela 13 - Amplitude da atividade mioelétrica* do Extensor Radial do Carpo	126
Tabela 14 - Amplitude da atividade mioelétrica*do Flexor Superficial dos Dedos	128

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

SUS - Sistema único de Saúde

TA – Tecnologia Assistiva

PVC – Policloreto de Vinila

AVD - atividades de vida diária

AVP - atividades de vida prática

MTM - Methods-Time Measurement

BBT - Box and the Blocks

FDT - Functional Dexterity Test

PPT - Purdue Pegboard Test

a.C - antes de Cristo (a.C).

d.C - depois de Cristo (d.C)

AIVD - Atividades instrumentais de vida diária

MMSS - membros superiores

EMG – Eletromiografia

SENIAM - Surface EMG for Non-Invasive Assesment of Muscles

CVM - contração voluntária máxima

IMC - índice de massa corporal

SUMÁRIO

1. Introdução.....	16
1.1 Membro superior e Função	18
1.2 Órteses e Reabilitação do Membro Superior	27
1.3 Histórico dos Materiais utilizados para confecção de órteses do membro superior	37
1.3.1 Polímeros	41
1.4 Avaliação dos Membros Superiores e Eletromiografia	47
2 Objetivos.....	59
2.1 Geral.....	59
2.2 Específico	59
3 Etapa I: Fatores de escolha dos materiais pelos terapeutas	61
3.1 Metodologia	61
3.1.1 Participantes da pesquisa.....	61
3.1.1.1 Critérios de inclusão.....	61
3.1.1.2 Critérios de exclusão.....	61
3.1.2 Instrumentos	62
3.1.3 Procedimentos.....	62
3.1.4 Análise dos Resultados	64
3.2 Resultados e Discussão	65
3.2.1 Estado de atuação profissional, formação e experiência dos terapeutas ocupacionais.	66
3.2.1.1 Estado em que atua como Terapeuta Ocupacional	66
3.2.1.2 Formação dos Terapeutas Ocupacionais	67
3.2.1.3 Experiência com a confecção de órteses para membro superior	69
3.2.2 Recursos e equipamentos utilizados na confecção de órteses para membro superior	70

3.2.2.1	Recursos e equipamentos para modelagem.....	70
3.2.2.2	Recursos e equipamentos para corte	71
3.2.2.3	Recursos e equipamentos para colagem.....	72
3.2.2.4	Acessórios.....	74
3.2.3	Fatores de escolha do material de confecção de órteses.....	75
3.2.4	Tempo de confecção de órtese volar de extensão de punho com dedos livres	77
4	Etapa II: Análise dos Materiais.....	80
4.1	Metodologia	80
4.1.1	Caracterização térmica.....	81
4.1.1.1	Determinação da temperatura de amolecimento “VICAT”	81
4.1.1.2	Calorimetria exploratória diferencial (DSC).....	83
4.1.2	Determinação de teor de cargas inorgânicas	85
4.1.2.1	Determinação do teor de cinzas.....	85
4.1.2.2	Termogravimetria (TGA ou TG)	89
4.1.3	Caracterização mecânica (Ensaio de Flexão)	90
4.1.4	Toxicidade	92
4.1.4.1	Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno e com gerador de hidreto	93
4.1.4.2	Efeito sobre a água	93
4.2	Resultados e Discussão	94
4.2.1	Caracterização Térmica.....	94
4.2.1.1	Determinação da temperatura de amolecimento VICAT do PVC	94
4.2.1.2	Calorimetria exploratória diferencial.....	95
4.2.2	Determinação do teor de cargas inorgânicas	96
4.2.2.1	Determinação do teor de cinzas.....	96
4.2.2.2	Termogravimetria	97

4.2.3	Caracterização mecânica	98
4.2.4	Toxicidade	102
4.2.4.1	Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno e com gerador de hidreto	102
4.2.4.2	Efeito sobre a água	103
5	ETAPA III: ANÁLISE DA FUNÇÃO MANUAL E ELETROMIOGRAFICA DURANTE O USO DAS ÓRTESES.....	104
5.1	Metodologia	104
5.1.1	Sujeitos da pesquisa.....	104
5.1.1.1	Critérios de inclusão.....	104
5.1.1.2	Critérios de exclusão.....	104
5.1.2	Local da coleta de dados	104
5.1.3	Ambientação ou Preparo do ambiente de coleta de dados	105
5.1.4	Instrumentação ou Materiais e Equipamentos.....	105
5.1.5	Procedimentos.....	107
5.1.5.1	Seleção para participação na pesquisa	107
5.1.5.2	Primeiro encontro para coleta de dados: TCLE, Medidas antropométricas e confecção de órteses	107
5.1.5.3	Segundo encontro: registro eletromiográfico durante o desempenho funcional.....	108
5.1.5.4	Registro da contração voluntária máxima (CVM).....	111
5.1.5.5	Preparação dos sujeitos para as tarefas	112
5.1.6	Análise dos dados	117
5.2	Resultados e Discussão	118
5.2.1	Desempenho Funcional.....	119
5.2.2	Desempenho Mioelétrico	121
	REFERÊNCIAS.....	133
	ANEXO	147
	APÊNDICE.....	149

1. INTRODUÇÃO

O termo Tecnologia Assistiva (TA), tratado no Relatório Mundial sobre os Direitos da Pessoa com Deficiência, é utilizado para identificar os recursos e serviços que contribuem para proporcionar ou ampliar habilidades funcionais de pessoas com deficiência, idosos e pessoas com doenças crônicas, e consequentemente promover vida independente e inclusão, pois possibilita a estes indivíduos a realização desde tarefas básicas de autocuidado até o desempenho de atividades profissionais, apresentando-se como tecnologias que tornam possível a participação da vida em sociedade (RODRIGUES, 2008; MELLO, 2008).

Normalmente o terapeuta ocupacional é o coordenador de um processo de prescrição de tecnologia assistiva. Segundo Buning (2011), os terapeutas ocupacionais devem orientar os clientes quanto à seleção de soluções de TA e em sua integração à vida cotidiana, enfatizando a atividade e a participação e não apenas a tecnologia.

Segundo Motta e Andrade (2008) há três classificações para os recursos que compreendem a TA, sendo estas a *National Classification System for Assistive Technology*, a *International Classification of Functioning, Disability and Health- CIF*, Deficiência e Saúde e a da Organização Internacional de Normalização (ISO)-9999 (MELLO, 2008). Em todas estas classificações são apresentadas as órteses como parte deste arsenal de tecnologias.

De acordo com o Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência- Viver sem Limite, até 2014 muitas ações previstas deverão ocorrer e entre essas está a criação de oficinas ortopédicas e a ampliação da oferta de órteses, com a pretensão de inaugurar seis oficinas ortopédicas fixas e 13 itinerantes em todo o território nacional, todas vinculadas aos serviços de reabilitação física da rede SUS, com o propósito de garantir a indicação de dispositivos assistivos bem adaptados, adequados ao ambiente físico e social (BRASIL, 2014).

Em consideração as prerrogativas da Convenção Internacional sobre os Direitos das Pessoas com Deficiência da Organização Mundial da Saúde, ratificada no Brasil com força de emenda constitucional, se faz necessário a análise de produtos disponíveis no país, seja de produção nacional ou

importados, para o alcance das metas estabelecidas de acordo com os demais estados parte da Convenção. Deste modo, este trabalho teve como objetivo a análise do material Policloreto de Vinila (PVC) rígido branco, utilizado de forma pioneira no Brasil como matéria-prima para confecção de órteses para membro superior.

Na pesquisa apresentada são discutidas questões de modo a verificar como se dá a utilização do PVC para fins de confecção de órteses de membro superior por terapeutas ocupacionais brasileiros; as características térmicas, físicas, mecânicas e de toxicidade deste material, e o resultado promovido pelo produto final, através de avaliações dos desempenhos funcional e mioelétrico.

Para os fins acima expostos, o trabalho está dividido em quatro capítulos teóricos que tratam de questões relevantes referentes às órteses de membro superior, tais quais: Membro superior e Função, Órteses e Reabilitação do Membro Superior, Histórico de materiais utilizados para confecção de órteses do membro superior e Eletromiografia e Avaliação dos membros superiores, seguidos dos objetivos do estudo e da divisão em três etapas de pesquisa com as metodologias, resultados e discussões referentes a cada uma, e uma conclusão final referente às três etapas.

O capítulo que segue se refere aos membros superiores e às funções que os mesmos exercem, especificando a importância das funções das mãos para o envolvimento em atividades. Deste modo, é necessário que os terapeutas ocupacionais que trabalhem com a confecção de órteses para membro superior possuam o domínio das questões competentes para o desenvolvimento de dispositivos adequados com a anatomia, fisiologia e funcionalidade das mãos.

1.1 Membro superior e Função

Aristóteles em *As partes Animais (IV, 10)* escreveu:

Aqueles que dizem que o homem não é bem concebido, e que o mesmo é menos bem dotado que os animais estão errados. Todos os animais possuem apenas uma modalidade de defesa, e essa eles não conseguem modificar (...). O homem, em contraste, dispõe de numerosos meios de defesa, sendo sempre possível, para ele, modificar as táticas e escolher diferentes armas quando assim o desejar. A mão pode tornar-se uma garra, um punho, um chifre, uma lança, uma arma ou outro instrumento. Ela pode transformar-se em qualquer coisa, pois possui a capacidade de agarrar e segurar qualquer coisa (TORRÃO, 2011).

A mão exerce numerosas funções, destacando-se a função de preensão a função sensorial e do tato. Não menos importantes, há outras funções que desempenham papéis essenciais no cotidiano dos seres humanos, como funções de expressão através de gestos, funções viscerais ao conduzir o alimento à boca, funções emocionais e sexuais ao acariciar, função agressiva com punho fechado ou com a borda ulnar da mão para defesa ou ataque, funções relacionadas aos cuidados corporais e função termorreguladora (TUBIANA, 1981).

De acordo com Tubiana, Thomine e Mackin (1996), as mãos possuem uma anatomia muito especializada, expressando as funções de obtenção da informação e de execução, sendo essencial para o relacionamento do ser humano com o ambiente.

A mão tem sua função relacionada a diversos aspectos do ser humano, como em questões motoras, sociais, culturais e sensitivas. Segundo Napier (1983), a utilização das mãos pelo ser humano é consequência de um longo processo evolutivo e gradual, que se iniciou com o uso de instrumentos por milhões de anos até o alcance do aprendizado da fabricação de instrumentos.

Schieber e Santello afirmam (2004) que a mão é o mais importante órgão do sistema músculo-esquelético do corpo humano, trabalhando ao mesmo tempo como um órgão de preensão forte e de movimentos delicados, bem como órgão de grande importância sensorial e de discriminação.

Para Connolly (1998) é o desenvolvimento da função da mão que marca as mudanças-chaves do desenvolvimento humano. Complementando,

Schieber e Santello (2004) dizem que o controle neural do ser humano e a capacidade de produzir movimento simultâneo na mão são o que permite a participação em atividades cotidianas.

Segundo Wilton (1997) as mãos e suas funções são partes vitais e demonstrativas do corpo e da personalidade e que a incapacidade ou deficiência destes membros traz sérias implicações para o bem-estar e o desempenho de tarefas ocupacionais.

A funcionalidade do membro superior é caracterizada pela capacidade de manipulação, posicionamento e uso de objetos de diferentes formas, consistências e pesos, sendo adaptada às funções como expressão e comunicação, palpação e percussão (MACHADO, 1986; MACKENZIE; IBERALL, 1994; TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996; LIPPERT, 2000; SCHIEBER; SANTELLO, 2004).

De acordo com Hamill e Knutzen (2003), a mão é um órgão essencialmente móvel que possui estrutura anatômica e funcional que possibilita estabilidade e mobilidade. Para Tubiana, Thomine e Mackin (1996), a relação entre os movimentos do punho e dos dedos permite à mão uma grande variedade de funções, principalmente a sensitiva e a preensora, necessárias nos movimentos vigorosos e delicados.

O membro superior se divide em quatro segmentos anatômicos: a escápula, o braço, o antebraço e a mão. De acordo com Brandão (1984), o conjunto de alavancas do membro superior permite que a mão alcance objetos para tocar, pressionar, segurar, manipular e sentir por meio dos padrões de preensão, que são análogos dos indivíduos de uma mesma espécie. Para Sauron (1998), todos os movimentos do conjunto de alavancas do membro superior têm como objetivo a colocação da mão na postura mais conveniente para a função.

Para os autores Tubiana, Thomine e Mackin (1984), a mão é responsável pela importância e singularidade do membro superior, localizando-se em sua extremidade, que funciona como seu vetor. Esta extremidade só funciona de forma eficiente se as articulações proximais do membro são estáveis, porém móveis; essas são orientadas de forma que a mão esteja quase sempre sob controle visual.

A mão movimenta-se dentro de um grande volume de espaço, com o ombro formando o ápice. Este membro pode alcançar facilmente qualquer parte do corpo, por causa da mobilidade do ombro assim como do cotovelo e do punho, que operam todos em diferentes planos (TUBIANA, THOMINE e MACKIN, 1984).

Segundo Von Lanz e Wachmuth (1959), o ombro é articulação mais móvel no corpo e permite a orientação necessária para o membro superior. Os movimentos da clavícula exacerbam os do ombro; o braço garante a projeção do membro em relação ao tronco e o cotovelo, através dos movimentos de flexão e extensão, posicionam a mão mais próxima ou mais distante do corpo.

Os movimentos combinados do punho e do antebraço colocam a mão em uma posição apropriada para a preensão. Para a realização dessa função, em geral, o punho fica flexionado quando está posicionado próximo ao corpo e estendido, quando posicionado a certa distância. Os movimentos de pronação¹ e supinação² do antebraço também desempenham um papel importante em muitas atividades de vida diária, como a alimentação (TUBIANA, THOMINE e MACKIN, 1984).

De acordo com Kapandji (2000), o antebraço, o punho e os dedos podem combinar-se em inúmeras posições diferentes para compor diversos tipos de atividades da mão de acordo com suas funções motoras básicas.

Benbow (2006) afirma que a realização de movimentos controlados e precisos pelo membro superior durante uma atividade se dá de acordo com a coordenação e a estabilização das articulações proximais do ombro e cotovelo associadas à coordenação das articulações do punho e dos dedos.

Segundo Erhardt (1997), as habilidades funcionais dependem primeiramente da integridade e da maturação do sistema nervoso central e dos padrões motores básicos normais, que são adquiridos no primeiro ano de vida da criança com o desenvolvimento motor normal.

O desenvolvimento da motricidade inicia-se nos seguimentos proximais e segue progressivamente para os seguimentos distais. Para Ziviani e Wallen (2006), Mathiowetz e Bass-Haugen (2008), a maturação do sistema nervoso ao

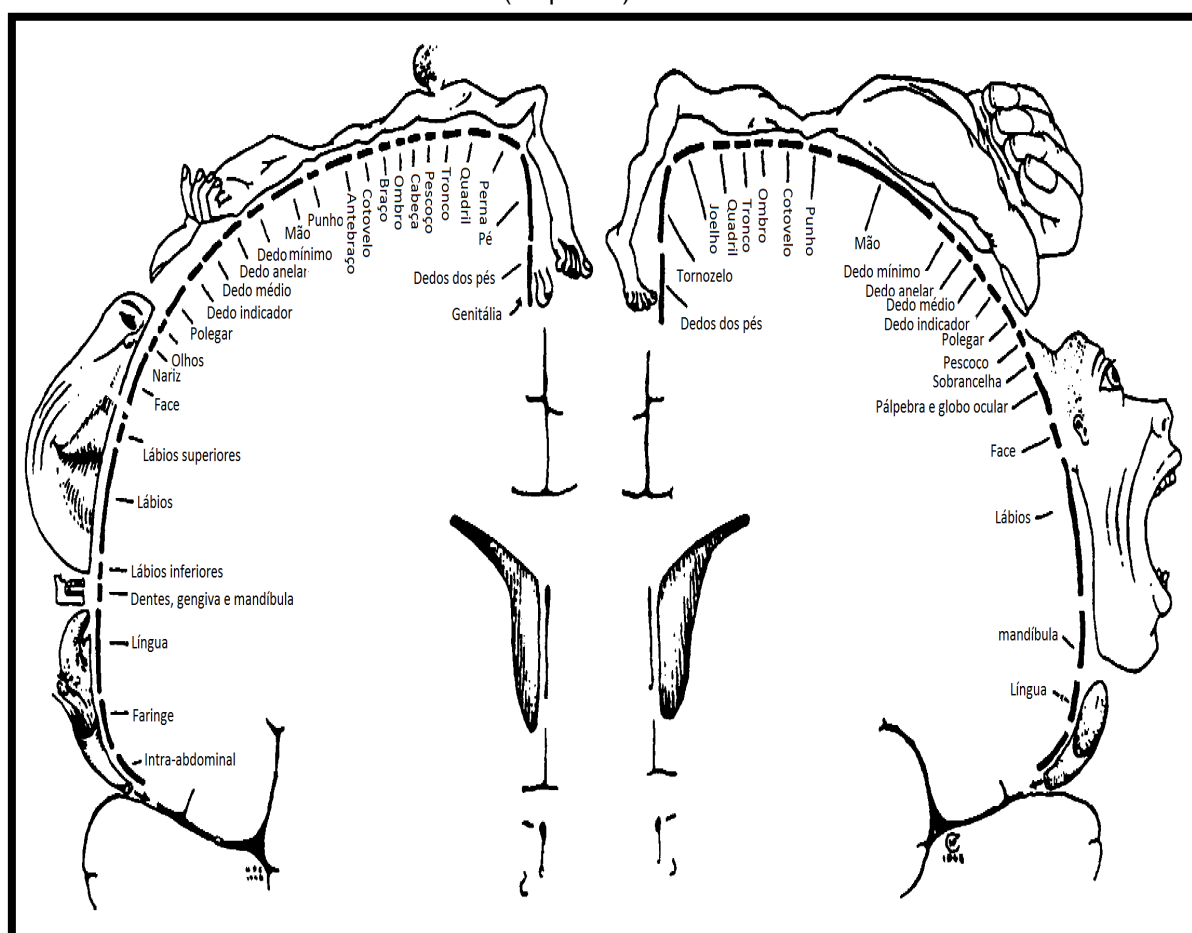
¹ Rotação do antebraço em que a palma está virada para o chão (JACOBS e JACOBS, 2006, p. 79).

² Rotação do antebraço em que a palma da mão está virada para cima (JACOBS e JACOBS, 2006, p. 93).

longo do desenvolvimento de indivíduo faz com que os membros superiores progridam de movimentos amplos e imprecisos para movimentos refinados, de alta coordenação e destreza.

Em 1934, Forster, seguido por Penfield e Boldned (1937) e Penfield e Rasmussen (1950), mapearam o território cortical da mão com estimulação elétrica, e descobriram que a mão ocupa quase um terço da área motora primária (Figura1), na junção do terço superior e médio, de forma que o polegar ocupa uma área particularmente ampla e os dedos são todos representados individualmente, mostrando que a representação cortical não está relacionada à massa muscular ativa durante um movimento, mas é proporcional à precisão e destreza do movimento.

Figura 1 - Homúnculo da área somatossensorial primária (direita) e área motora primária (esquerda)



Fonte: GILZANZ e RATIB (2005).

De acordo com Exner (2005), a atividade do tronco e dos músculos proximais são controladas pelas vias ventro-mediais do tronco encefálico, e as

atividades das estruturas distais têm os movimentos coordenados pelo sistema cortiço espinhal, originário no córtex motor primário, cujas fibras nervosas realizam sinapses diretas com os motoneurônios dos músculos da mão.

A influência da maturação neurológica é necessária para a progressão do controle e refinamento motor, uma vez que o controle destes segmentos é efetuado por estruturas corticais distintas (EXNER, 2005).

Embora alguns estudos clínicos (CASE-SMITH et al., 1989; ROSENBLUM e JOSMAN, 2003; NAIDER-STEINHART e KATZ-LEURER, 2007) não tenham obtido correlação significativa entre o controle motor de tronco e cabeça e boa função manual, a adequada motricidade tanto de seguimentos proximais quanto distais são requisitos para a aquisição das habilidades manuais.

Ao longo da história muitos autores apresentaram diferentes concepções a respeito dos ângulos ideais para a manutenção da posição funcional do membro superior. De acordo com Caetano (1992) e Tubiana, Thomine e Mackin (1996), a posição funcional para o antebraço seria uma média entre os movimentos de pronação e de supinação, pois nesta os grupos musculares antagonistas estariam equilibrados, sem a exigência de grande gasto energético.

Kapandji (2000), diz que a posição funcional da mão se dá através do antebraço semipronado, o punho estendido de 20° a 45°, com desvio ulnar de 15°, polegar em abdução palmar de 45°, com leve flexão dos dedos.

Para Péninou e Dufour (1989), a posição funcional da mão seria uma posição neutra onde é possível realizar qualquer tipo de preensão com o menor gasto energético possível, com o punho em extensão à 40°, o polegar em ligeira oposição com a articulação trapeziometacarpiana em flexão de 30°, e as articulações metacarpofalangianas e interfalangianas em flexão de 10°.

Para Brandão (1984), os membros superiores possuem cinco funções motoras básicas: aproximar, prender, soltar o objeto, deslocar objetos, tocar e pressionar, manipular e lançar.

Para Napier (1956) o requisito fundamental para uma atividade de preensão é a existência de um objeto a ser apreendido, de modo que este objeto pode ficar fixo ou em movimento, mas seguro na mão. Para a autora, a estabilidade é um pré-requisito para uma maior atividade e sem ela todos os

refinamentos da função da mão são de pouco valor, mesmo que a função sensorial esteja normal.

O aparato complexo da mão humana é usado tanto para agarrar objetos de todos os tamanhos e formas, por meio da ação vinculada dos dedos, quanto para realizar movimentos individualizados dos dedos, necessários para uma grande variedade de atividades criativas e práticas como a caligrafia, a pintura, a escultura, tocar um instrumento musical, entre outras. Uma característica fundamental do uso da mão é a capacidade de controlar movimentos finos e forças individualmente nos dedos, o que possibilita a variedade de desempenho encontrada na mão humana (SCHIEBER e SANTELLO, 2004).

Para que a mão desempenhe suas funções com eficiência e precisão é necessário que todos os seus sistemas estejam íntegros (VALERO-CUEVAS, 2005). Assim, a função correta da mão garante a participação adequada e satisfatória da pessoa através do envolvimento dos sistemas biológicos, neurológicos e fisiológicos, influenciando a pessoa em sua saúde física, emocional e psicológica (PRIGANC, 2012).

A restauração ou maximização do potencial para a função ideal da mão é um objetivo comum de intervenção terapêutica. De acordo com Case-smith, Fisher e Bauer (1991), a prática da Terapia Ocupacional colabora com o desenvolvimento das habilidades funcionais das mãos, portanto, promove independência das pessoas nas atividades de vida diária, auto-cuidado, destreza no uso de ferramentas e coordenação oculo-motora.

De acordo com Kielhofner (2009) o desempenho ocupacional é permeado pela movimentação humana, sendo necessário, portanto, se apropriar de conhecimentos advindos de outras ciências para melhor compreender a funcionalidade, tais como anatomia, fisiologia, cinesiologia e biomecânica. Corroborando, James (2003) afirma que o controle dos movimentos dos segmentos corporais é essencial para a independência funcional.

A avaliação do desempenho funcional é essencial para a decisão acerca do diagnóstico, do tratamento e da comparação dos resultados e da alta de uma pessoa em tratamento de afecções nos membros superiores. Até meados do século XX, a tendência era o cirurgião cuidar dessa avaliação, de modo que

cada autor tinha seu próprio critério para avaliar os resultados, o que tornava impossível a comparação de dados (MANCINI, 2004; SCHIEBER; SANTELLO, 2004).

Os pesquisadores começaram a estudar melhor a anatomia, fisiologia e patologia das afecções dos membros superiores, a fim de estabelecer uma racionalidade em que se baseassem os métodos de avaliação, mediante isto foram criadas uma série de avaliações motoras e sensitivas. Essas avaliações são de interpretação limitada, permitindo apenas algumas conclusões genéricas acerca do estágio funcional da mão, sendo suficientes em casos de lesões específicas (SHANTHAMANI, 1979; AARON e STEGNIK JENSEN, 2003)

De acordo com Baxter-Petralia et al. (1990) em disfunções graves e múltiplas é necessário o emprego das avaliações funcionais da mão, que se tratam de um conjunto de meios de avaliação através de questionários, entrevistas, observações sobre o desempenho em atividades de vida diária (AVD) e testes funcionais padronizados de destreza manual.

A dificuldade na avaliação funcional da mão é que cada segmento tem seu valor funcional, do mesmo modo que cada indivíduo tem sua necessidade funcional. Os testes funcionais avaliam um amplo espectro da função da mão e membro superior, incluindo a habilidade motora de manipulação grossa e fina, a destreza manual, o desempenho nas AVD e nas atividades de vida prática (AVP) e laborativas, nas atividades uni e bimanuais, entre outras (BUDDENBERG e DAVIS, 2000; SCHIEBER; SANTELLO, 2004).

De acordo com Kielhofner (2009), a preocupação na avaliação motora manual volta-se para o uso de movimentos funcionais que contribuam para a realização eficaz da atividade. Deste modo, o terapeuta ocupacional determinará os déficits presentes e os possíveis recursos a serem utilizados para melhorar ou possibilitar o desempenho ocupacional satisfatório.

De acordo com Backman et al. (1992, p.208), a destreza manual geralmente é uma parte integrante da avaliação criteriosa da mão e trata-se de "movimentos voluntários finos usados para manipular pequenos objetos durante uma tarefa específica". A destreza pode ser descrita por dois termos: a destreza manual, que é a capacidade de manipular objetos com a mão e destreza motora fina, que se refere às manipulações como as competências

motoras grossas com as habilidades de preensão e liberação associadas à destreza manual.

Em meados do século XX foram criados os *Methods-Time Measurement* (MTM), que objetivavam selecionar funcionários para cargos industriais através da avaliação da destreza manual, simulando alguns movimentos necessários para um determinado tipo de trabalho, medindo-se o tempo requerido para execução da tarefa. Esses métodos compreendem tarefas manuais de pegar, girar, encaixar, transladar, passar de uma a outra mão, usar ambas as mãos, etc (RUDMAN; HANNA, 1998).

Em 1987, foram re0visados e analisados 42 testes conhecidos para avaliação da função da mão, chegando-se a conclusão de que não há uma avaliação funcional universal. Pautando-se nisto, Mcphee (1989) sugeriu algumas orientações e diretrizes para a utilização dos testes padronizados como: uma exposição bem definida do objetivo do teste; estudos estatísticos que definam os coeficientes de correlação de validade e confiabilidade; descrição detalhada do equipamento utilizado; dados normativos obtidos da aplicação do teste em uma amostra grande da população, divididos em categorias de acordo com variáveis adequadas como mão dominante, idade, sexo, ocupação, etc. e instruções específicas e detalhadas para a administração, pontuação e interpretação do teste.

Em 1982 um estudo conduzido por Williams et al.(1982) foi um dos pioneiros a demonstrar que a destreza manual é o melhor preditor da independência nas AVD. Corroborando, Gallus e Mathiowetz (2003) afirmam que os resultados das avaliações de destreza manual motora fina podem ser utilizados para quantificar e prever tanto a capacidade quanto a incapacidade, através da medição da velocidade e da qualidade de movimento de uma pessoa, relacionando-os com a habilidade das mãos na manipulação de ferramentas, instrumentos e objetos utilizados no auto-cuidado, trabalho, ou lazer.

De acordo com Elui e Fonseca (2005), hoje estes testes foram adaptados e são utilizados na clínica terapêutica ocupacional com os objetivos de avaliar a destreza, a coordenação, o desempenho para funções específicas de atividades de vida diária e instrumentais de vida diária, as manipulações e

preensões de objetos de diferentes formas, tamanhos, pesos e materiais, bem como o uso de ferramentas.

Os resultados das medidas relacionadas com a destreza são importantes, pois esses avaliam um componente central da função da mão. Essas medidas servem, por exemplo, para detectar mudanças clinicamente significativas em uma população de pacientes feridos, para fornecer recomendações de posicionamento profissional, para avaliar os pacientes depois de um acidente de trabalho como parte de uma avaliação da capacidade funcional, para fornecer evidências de função e disfunção dos casos de compensações no ambiente de trabalho, para avaliar e comparar os níveis de destreza de pessoas com ou sem injúrias em várias populações (GREENHALGH et al., 1998).

Em 1998, segundo Rudman e Hannah (1998), mais de 20 avaliações de destreza diferentes estavam disponíveis. De acordo com os autores, a seleção de uma avaliação adequada é muitas vezes baseada em uma variedade de fatores como os custos financeiros e de tempo, a disponibilidade, a familiaridade, a praticidade e a aplicabilidade a um determinado paciente ou população de pesquisa.

Yancosek e Howell (2009) publicaram um estudo de revisão e comparação das propriedades psicométricas (confiabilidade e validade) e das características de custo, tempo de administração e ano de publicação de testes de avaliação de destreza manual utilizados em pesquisas com grande número de adultos entre 1920 e 2007, em língua inglesa, disponíveis no mercado e que apresentaram resultados significativos, sendo encontrados 14 testes. Entre esses foram escolhidos os testes *Box and the Blocks Test*, *Functional Dexterity Test* e *Purdue Pegboard Test*.

O *Box and the Blocks* (BBT) é um dos testes mais simples e populares entre todos os testes de função manual, e tem como função medir a destreza manual grosseira, envolvendo o alcance da preensão, não necessariamente manipulativa. Alguns estudos livres de tendências e com metodologia bem aplicada foram concluídos em populações de pacientes com vários diagnósticos, mostrando alto índice inter e intra avaliadores, conferindo validade e confiabilidade ao BBT (MATHIOWITZ et al., 1985; DESORIERES et al., 1994; PLATZ et al., 2005; SVENSSON; HAGER-ROSS, 2006).

O *Functional Dexterity Test* (FDT) é um teste de destreza manual cronometrado, que envolve uma destreza manipulativa de objetos. Ele foi construído ao longo de um período de 20 anos por muitos terapeutas na Universidade do Texas e vários artigos inéditos foram escritos sobre o seu desenvolvimento e utilidade, que compartilhavam os dados da avaliação com valores de referência baseados na idade e dominância da mão. O teste possui um índice excelente de confiabilidade intra avaliadores, estabelecendo assim a validade do teste (AARON; STEGNIK JENSEN, 2003).

O *Purdue Pegboard Test* (PPT) é um teste de destreza fina que tem sido amplamente utilizada em definições de pesquisas clínicas. Incluindo o artigo original sobre essa avaliação, seis estudos conferem validade e confiabilidade ao teste através de inúmeras pesquisas bem sucedidas com grandes amostras em populações saudáveis (TIFFIN; ASHER, 1948; HAMMIL; CURTIS, 1980; BUDDENBERG; DAVIS, 2000; GALLUS; MATHIOWETZ, 2003).

Mediante o exposto neste capítulo, que abordou a especificidade dos membros superiores e seu processo de avaliação e reabilitação, conclui-se que o processo de reabilitação do membro superior pode ser desafiador para terapeutas ocupacionais que trabalham com pessoas com deficiência ou com traumas, pois os membros superiores e suas funções são vitais e demonstrativas partes do corpo e de personalidade. Quando há a presença de deficiências ou incapacidades, podem ocorrer implicações no desempenho ocupacional do indivíduo. Considerando que a restauração ou maximização do potencial para otimizar a função dos membros superiores é um objetivo comum da intervenção terapêutica, o capítulo a seguir versa sobre as órteses como partes integrantes da reabilitação dos membros superiores, abordando o histórico do uso das mesmas, os conceitos, os objetivos, as questões biomecânicas e a prescrição das mesmas.

1.2 Órteses e Reabilitação do Membro Superior

Os termos *orthosis* (órtese), *splint* e *brace* são muitas vezes usados indistintamente para designar os dispositivos ortopédicos, sendo a função de apoio o que há de comum entre esses. Segundo o Dicionário *Webster Third International* o termo *splint* é definido como "um material rígido ou flexível

utilizado para proteger, imobilizar ou restringir o movimento de um membro” (WILTON, 1997).

Segundo Mckee e Morgan (1998), o termo *splint*, como era denominada a órtese anteriormente devido à influência norte americana, deriva do holandês *splinte*, que significa, literalmente: duas peças de madeira aplicadas a uma perna fraturada de um esquiador, por uma pessoa não treinada, utilizando provavelmente, os próprios esquis. O verbo *to splint*, do inglês americano, significa imobilizar com uma tala, dar suporte ou apoio com, reduzir a mobilidade para proteger/evitar a dor (ZIEGLER, 1984).

Partindo de uma forma arcaica o termo *brace* se refere a "um dispositivo que dá suporte às partes móveis, à fraqueza muscular ou aos ligamentos tensionados "o verbo *to brace* significa “sustentar ou apoiar com escoras” (YOUNG, 1968, p.7).

Com origem na Grécia o termo *orthosis* (órtese), significa “endireitar”, de modo que um aparelho ortopédico seja projetado para apoiar as articulações ou músculos fracos ou ineficazes e ortopedia seria "um ramo da mecânica e da ciência médica que lida com o apoio e sustentação de articulações ou músculos fracos ou ineficazes" (PARRY; SALTER; MILLAR, 1981, p.85).

Apesar das diferenças sutis entre os termos comumente utilizados para definir os aparelhos ortopédicos, todos focam na imobilização, no suporte e na restrição, de modo que nenhuma dessas definições aborda o importante objetivo de mobilizar as articulações rígidas ou contraturadas e os tecidos moles (FESS, 2002).

De acordo com Rodrigues (2002), a história do uso das órteses não se inicia na Idade Moderna, com o advento do saber científico, mas na Antiguidade, em que foram utilizadas inicialmente no tratamento de fraturas. Órteses de cana, de cascas e de bambu são datadas da época do antigo Egito, e eram também utilizadas em processos de mumificação de pessoas com fraturas. Talas de cobre para tratamento de queimaduras são datadas de 1500 antes de Cristo (a.C).

O médico grego Hipócrates apresentou discussões a respeito de fraturas e deformidades, métodos para tratamento das fraturas, deslocamentos, deformidades congênitas e vários tipos de problemas traumatológicos e ortopédicos, utilizando talas, compressas e bandagens em 460-377 a.C. Alguns

estudos sobre deformidades realizados por Galen em 131-201 depois de Cristo (d.C) oferecem diretrizes sobre a utilização das órteses. Nos tempos medievais foram usadas talas de cana, substâncias de massa caseira com efeitos semelhantes ao gesso. Os astecas implementaram o uso de talas de madeira e folhas grandes com resina mantidas no lugar por tiras de couro (FESS, 2002; RODRIGUES, JAKAITS; SANTOS, 2008).

O pioneiro na confecção de órteses mais similares as da atualidade foi Ambroise Paré (1509-1590), o qual já pensava em mecanismos de acordo com a anatomia do indivíduo e na necessidade da leveza e conforto do dispositivo ortopédico (SAURON, 2003).

A primeira página de um manual de órteses pode ter sido escrita em 1592, por Hieronymus Fabricius, um cirurgião, que inventou uma compilação ilustrada de armadura baseada em talas para tratar contraturas em todas as partes do corpo. A partir da década de 1750 à década de 1850, na França e na Inglaterra os cirurgiões trabalharam de perto com ferreiros e mecânicos, para projetar e construir aparelhos ortopédicos personalizados (COLDITZ, 1995).

Apesar de o gesso de Paris ter sido usado em 970 na Pérsia, não foi aceito até meados de 1800 na Europa ou um pouco mais tarde na América, onde ele foi visto com desagrado pelo cirurgiões influentes. Desvantagens iniciais incluíram tempo de preparação prolongado e falta de um tecido adequado (COLDITZ, 1995).

Em 1883, cirurgiões, marceneiros e ferreiros se tornaram altamente competitivos, passando a trabalhar separadamente para confecção de aparelhos ortopédicos. Em 1888, F. Gustav Ernst, um técnico em aparelhos ortopédicos publicou um livro descrevendo e ilustrando órteses sofisticados para tratamento de problemas da extremidade superior. Ao mesmo tempo, Hugh Owen Thomas, um cirurgião britânico, identificou princípios de tratamento e criou, entre outros, órteses para repouso. Em 1899, Alessandro Codivilla, um cirurgião ortopédico italiano, identificou a importância de eliminar contraturas antes de reequilíbrio com transferências de tendão, renunciando a importante parceria contemporânea entre procedimentos cirúrgicos e talas (FESS, 1995).

Por volta de 1880, a importância da reabilitação após o tratamento estava começando a ser reconhecida na ortopedia como uma área de especialidade e foi gradualmente assumindo a autonomia. Ao início de 1900, o gesso de Paris

tinha ampla aceitação como meio para a imobilização de fraturas (FESS, 1995).

Alguns autores publicaram artigos específicos descrevendo as órteses entre 1920-1940, tais como Colditz, Adams, Koch, Koch e Mason, Nevasier, Marble, Oppenheimer, mas Bunnel (1944) foi o primeiro a fazer uma revisão sobre órteses de mão, baseada em suas experiências como coordenador de serviços de cirurgia da mão em hospitais do exército americano durante a Segunda Guerra Mundial (BUNNEL, 1944). Assim, muitos fatores combinados deram forma para evolução da teoria e da prática na confecção de órteses. Estes incluem doenças, conflitos políticos, os avanços na medicina e na tomada de agência, tecnologia e decisão organizacional, centros de prática e disponibilidade da informação.

Em levantamento bibliográfico realizado por FESS (2002) foram identificados cerca de vinte e oito objetivos para o uso de órteses nos últimos 50 anos, que são: prevenir deformidades, corrigir deformidades, substituir movimentos perdidos, proteger estruturas em cicatrização, manter a amplitude de movimento, estabilizar articulações, restringir o movimento, permitir o crescimento de tecido, remodelar tecidos, melhorar o equilíbrio muscular, controlar a inflamação, proteger as estruturas normais adjacentes à lesão, permitir o movimento precoce, ajudar no alinhamento das fraturas, diminuir a dor, ajuda na cicatrização de feridas, transmissão de forças musculares, promover repouso às articulações, fortalecer os músculos fracos, controlar a espasticidade, controlar o tensionamento dos tendões, diminuir a hipertrofia da cicatriz, manter relaxados os músculos paralisados, incentivar rigidez predeterminando funcionalidade, tratar infecção, aumentar a independência do paciente e mover as articulações continuamente.

Dentre os objetivos encontrados por Fess (2002), permanecem em destaque nas publicações atuais: aumentar a função, prevenir deformidades, corrigir deformidades, proteger cicatrizes, limitar movimentos, permitir crescimento e reconstrução tecidual.

De acordo com autores renomados na área, entre os quais podemos citar Moore (1962); Arndts e Lepley (1965); Smith et al.(1967); Young (1968); Caldwell (1970); Mayerson (1971); Lehneis (1971);Malick (1974); Barr (1975); Fess, Gettle e Strickland (1981); Kiel (1983); Ziegler (1984); Moberg (1984);

Hall e Stenner (1985); Tenney e Lisak (1986); Fess e Philips (1987); Barr e Swan (1988); Coppard e Lohman (1996); Wilton (1997); Hogan, Uditsky (1998); Mckee e Morgan, (1998); Shurr e Michael (2002), as órteses possuem o propósito de imobilizar, mobilizar ou restringir movimentos.

Segundo Ferrigno (2007), as órteses são aparelhos temporários, indicados e/ou confeccionados pelo terapeuta ou cirurgião, que auxiliam na recuperação funcional. Estes dispositivos podem ser aplicados aos segmentos ou articulações para promover movimentos direcionados ou posicionamentos estáticos, incluindo ou não articulações subjacentes.

Para Rodrigues, Jakaits e Santos (2008, p.112), no atual contexto histórico:

[...]as órteses não são utilizadas com o único objetivo de corrigir determinado segmento, mas vão além, com a intenção de transformar o indivíduo e adaptá-lo novamente dentro de suas funções do dia-a-dia, por meio de correções baseadas em suas necessidades.

De acordo com a Organização de Normas Internacionais (International Standards Organization), a órtese é um dispositivo aplicado externamente ao corpo e usado para modificar as características estruturais ou funcionais do sistema neuromusculoesquelético (REDFORD, 1995).

Para Ferrigno (2007), o principal objetivo dos dispositivos ortopédicos é promover o equilíbrio biomecânico por meio da aplicação de forças de contenção externa ao segmento comprometido, auxiliando assim na recuperação funcional. Segundo a mesma autora, este é um recurso amplamente indicado e/ou confeccionado pelos terapeutas ocupacionais no intuito de mobilizar, restringir movimentos ou imobilizar articulações.

Segundo Wilton (1997), o raciocínio clínico para atingir o objetivo correto em determinada órtese envolve o processo de prescrição, que está associado com a prática clínica. A informação teórica que tem de ser sintetizada antes de tomar uma decisão sobre a utilização de órteses, como parte integrante de um regime de tratamento é extensiva, tais como o conhecimento da patologia, anatomia e cinesiologia de modo que o problema apresentado pelo paciente possa ser identificado; o conhecimento dos procedimentos e práticas de intervenção terapêutica com o uso de órteses; o conhecimento dos propósitos,

funções e princípios do modelo das órteses e, por fim, as habilidades técnicas e o conhecimento dos procedimentos de confecção das mesmas.

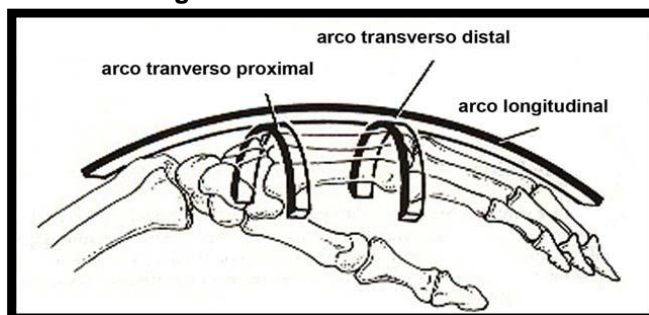
De acordo com Xenard et al.(1994) as órteses podem ser indicadas devido à lesões cutâneas, à limitação de amplitude articular, à instabilidade de uma estrutura anatômica e à presença de dor.

Strickland e James (2004), afirmam que as órteses são usadas para colocar toda ou parte da mão em repouso para que os tecidos doentes, feridos, ou cirurgicamente violados possam se recuperar de forma ordenada e ininterrupta. Além disso, os autores acrescentam que estes equipamentos também podem ser utilizados para influenciar favoravelmente a cicatrização do tecido e minimizar o desenvolvimento de tecido cicatricial restritivo (fibrose), que tem um efeito prejudicial sobre o movimento das articulações e o deslizamento tendíneo.

Em muitas situações clínicas existe um tempo apropriado para o uso de repouso, imobilização, mobilização, restrição e de torque para controlar a transmissão dos eventos essenciais à reparação. Portanto, deve-se fazer uma profunda análise do estado biológico dos tecidos envolvidos para a tomada de decisões sobre se a parte lesada deve ser gerida pelo repouso ou pelo estresse e o melhor momento para cada tipo de órtese (STRICKLAND; JAMES, 2004).

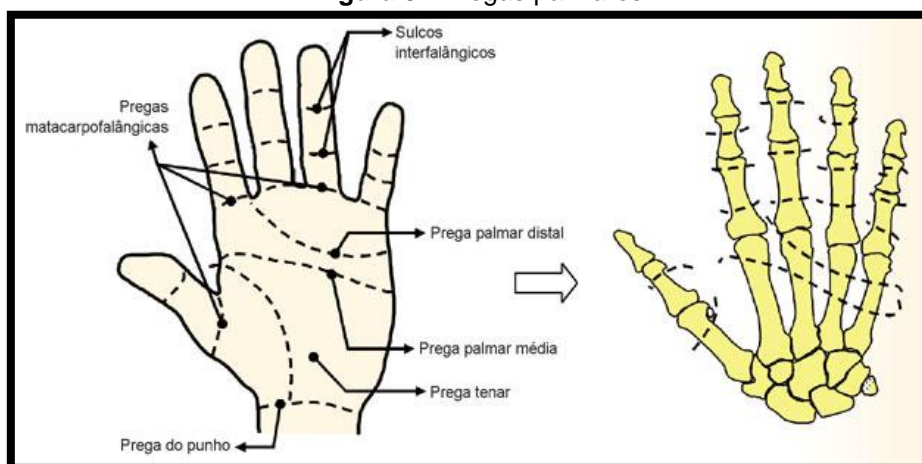
Usualmente, em serviços que contam com terapeutas especialistas, as órteses são confeccionadas para cada paciente, respeitando-se as características pessoais, anatômicas e biomecânicas (FERRIGNO, 2009).

A mão possui três arcos que formam a estrutura esquelética, e os mesmos devem ser considerados primariamente na confecção de órteses, evitando o posicionamento da mão de modo não funcional. Os arcos são: o transversal proximal, o transversal distal e o transversal longitudinal (Figura 2) (DUNCAN,1989; FESS, 1987).

Figura 2 - Arcos da mão

Fonte: FESS (2004).

Além dos arcos estruturais da mão, deve-se considerar também as pregas ou sulcos palmares na superfície palmar, que são pontos de orientação utilizados para indicar os limites da órtese, localizadas nas regiões digitais, palmar e do punho (Figura 3) (PARDINI, 2006).

Figura 3 - Pregas palmares

Fonte: GILZANS e RATIB (2005).

Outras características importantes a serem consideradas são as proeminências ósseas, como o processo estilóide da ulna, o pisiforme, as cabeças metacarpais, o processo estilóide radial e a base do primeiro metacarpo, que possuem pouco tecido subcutâneo como proteção e podem sofrer pressão excessiva devido a uma má distribuição de pressão (PARDINI, 2006; SWANSON; BOOZER 1990).

A mão deve ser mantida em posição funcional ou o mais funcional quanto for possível, de acordo com o tipo de lesão, durante o uso de uma órtese, com o punho em extensão de 15-30°, com ligeira inclinação da mão e discreta flexão dos dedos, que se acentua do indicador para o mínimo, o

polegar em abdução e oposição, em frente ao plano da palma da mão, com as articulações metacarpofalangianas e interfalangianas discretamente fletidas (PEREIRA; MELLO; SILVA, 2001).

Cheshire (2000), afirma que o punho deve ser mantido entre 15-20° de extensão, as metacarpofalangeanas em 70-90° de flexão, as interfalangeanas proximais e médias em extensão ou em flexão de no máximo 30° e interfalangeanas distais em extensão ou em flexão de no máximo 10°.

Segundo Fess (1995), a bem sucedida técnica de órteses se deve ao fato de ser firmada em princípios de engenharia. Portanto, o conhecimento dos princípios de biomecânica é essencial para confecção de órteses aplicadas aos membros superiores para o tratamento de disfunções, lesões ou doenças em membros superiores. Estes princípios envolvem *design*, construção e montagem das órteses e são identificados continuamente conforme a evolução da prática em confecção de órteses.

Os sistemas mecânicos das órteses foram brevemente revisados por Bunnell (1944; 1952), Kanavel (1924;1927) e Koch (1939), os primeiros autores do século XX. Nos manuais e revisões eram abordados conceitos básicos de alavancagem, pressão e ângulo de 90 ° de alavanca, mas as informações foram abordadas de forma superficial em comparação com a riqueza de informações sobre materiais para órteses e instruções de fabricação.

A partir de 1974, Fess aplicou conceitos mecânicos para projetos de órteses de mão, identificando através de trigonometria e desenhos e escala simples, forças básicas geradas com o uso da órtese (FESS, GETTLE STRICKLAND, 1981).

Brand enfatizou a importância da compreensão da biomecânica da órtese e das respostas ao estresse e à força em relação aos tecidos moles, à inflamação, ao processo de formação da cicatriz, e remodelagem tecidual (BRAND; HOLLISTER, 1993). Van Lede e Van Veldhoven (1998) integraram princípios mecânicos em uma abordagem racional e sistemática para a confecção e aplicação de órteses. Boozer et al. (1994) identificaram importantes diferenças mecânicas entre as órteses curtas e as longas. Brand (1993) e Bell-Krotoski (2004) enfatizaram a importância de compreender a transferência de forças nas articulações, quando uma órtese é aplicada.

A maioria dos princípios biomecânicos considera a minimização da pressão, vantajosas aplicações de forças, vantajosas aplicações de forças dinâmicas e o uso das características mecânicas dos materiais. Mecanicamente as órteses operam em um de dois sistemas de forças, independentemente de suas configurações externas. A maioria destes dispositivos é usada na prática clínica aplicando consistentes, orientados e lineares sistemas de três pontos de pressão na extremidade superior, para afetar movimentos articulares. As órteses incorporam três paralelos de forças recíprocas, com forças atuando orientadas na mesma direção, de modo proximal e distal, e forças médias recíprocas, orientadas na direção oposta (FESS, 2002). Assim, órteses com uma vantagem mecânica maior produzem menos força proximal, resultando em menor pressão e maior conforto, o que diminui a força média recíproca e torna a órtese mais durável.

Segundo Fess et al.(2004), uma vez que os materiais de órteses são, em graus variáveis, rígidos, a aplicação inadequada à extremidade do membro superior pode causar danos à superfície cutânea à base de tecidos moles, como resultado de uma pressão excessiva. De acordo com a autora, a pressão é definida por unidade de área de aplicação. Portanto, quanto maior a área, menor a pressão, como mostra a equação abaixo:

$$Pressão = \frac{Força\ Total}{Área\ de\ aplicação\ da\ Força}$$

Corroborando, Wilton (1998) diz que as órteses e seus acessórios devem assegurar uma boa distribuição de pressão, respeitando os contornos da mão, para assim fornecer distribuição uniforme de pressão entre as zonas convexas, em alto risco, e a periferia de baixa pressão, sobre as superfícies côncavas. As áreas que mais requerem um cuidado especial nos membros superiores são as que têm pouco tecido subcutâneo, particularmente, o dorso da mão, as cabeças metacarpianas, o processo estilóide do rádio e a cabeça da ulna. Portanto, é necessário avaliar os tecidos quanto à pressão e ao cisalhamento, reduzir a pressão aumentando a área de aplicação da mesma, fornecendo o máximo contorno, protegendo áreas de risco, reduzindo a tensão

de cisalhamento e evitando grandes alterações súbitas na distribuição de pressão.

Clinicamente, as implicações são que órteses mais longas e largas são mais confortáveis que as curtas e estreitas, as bordas arredondadas causam menor pressão do que as bordas retas; a pressão uniforme contínua sobre uma proeminência óssea é preferível a pressão desigual, e é fundamental o ajuste contínuo da órtese (FESS, 2004).

Corroborando, Ferrigno (2009) diz que a base de apoio da órtese no antebraço deve ser volar ou circunferencial e apoiar dois terços do comprimento do antebraço para obtenção de melhor vantagem mecânica, pois a transferência de pressão ao longo da órtese e o equilíbrio de forças são importantes para estabilidade, a fim de impedir a dificuldade da nutrição de tecidos envolvidos, para o conforto e o repouso da região, portanto, órteses mais longas diminuem a força da pressão no antebraço para equilibrar.

De acordo com Ferrigno (2008) na prática dos terapeutas da mão é utilizada a adoção de medidas de imobilização temporária e intermitente através da órteses, como meio de repouso das estruturas envolvidas, posicionamento adequado das articulações, relaxamento da musculatura e proteção durante as funções do cotidiano.

Entre a diversidade de modelos de talas ou estabilizadores do punho, o mais utilizado tem sido a órtese volar que atravessa a prega do punho, apoiando a mão e parte do antebraço, mantendo os dedos livres para não impedir a sua função (Fotografia 1) (FERRIGNO, 2009).

Fotografia 1 - Órtese volar de extensão de punho, com dedos livres



Fonte: FERRIGNO (2009).

A órtese supracitada deve manter o punho em posição de extensão e pouco desvio ulnar (ao menos que contra indicado), manter os arcos palmares, garantir que não haja bloqueio da amplitude de movimento do polegar e das articulações metacarpofalangeanas e considerar os tipos de fixação que facilitaam o uso do dispositivo pelo paciente (STRUJIS, 2004).

De acordo com Cheshire (2000), a órtese volar de extensão de punho com dedos livres pode ser indicada para diversos casos, como para síndrome do túnel do carpo, para manutenção do punho em posição que reduza a pressão no retináculo e assim, a inflamação; para fraqueza dos músculos extensores do carpo, prevenindo uma posição flexora não funcional e evitando alongamento dos extensores; para a mão *intrinsic minus*, restabelecendo a posição normal de função da mão usando o efeito tenodese; para o punho doloroso ou instável, dando o suporte necessário para o membro. Em todos os casos, a autora ressalta que, estabilizando o punho em uma posição funcional há uma facilitação da função manual em atividades cotidianas como autocuidado, trabalho e lazer.

Para Wilton (1997), este tipo de órtese promove a imobilização das articulações enquanto facilita a função. A imobilização de articulações instáveis ou dolorosas comumente é realizada em pacientes que podem aumentar potencialmente o envolvimento das mãos e membros superiores em AVD e Atividades instrumentais de vida diária (AIVD) (WILTON, 1997).

Do mesmo modo que a técnica de confecção evoluiu, os materiais utilizados também acompanharam o avanço da tecnologia. Os avanços militares de alta tecnologia em materiais finalmente passaram a ser utilizados no meio civil, melhorando a vida diária em muitas áreas, incluindo a da medicina (FESS, 2002). Portanto, o capítulo seguinte buscou explorar as mudanças nas tecnologias de materiais e de que forma as mesmas foram aplicadas à confecção de órteses.

1.3 Histórico dos Materiais utilizados para confecção de órteses do membro superior

Desde a década de 1900 muitos materiais vêm sendo desenvolvidos e aplicados na confecção de órteses de membro superior (FESS, 2002). A escolha do material a ser utilizado para confecção destes dispositivos se dá

conforme o objetivo do terapeuta na aplicação dos mesmos, as condições de lesão, sociais e financeiras do paciente (FOSS-CAPBELL, 1998).

Quanto à escolha do material adequado para a construção de cada órtese, Callinan (2005) afirma que é relevante familiarizar-se com as propriedades dos diferentes tipos de materiais, de modo a aplicar o material mais adequado às necessidades do paciente e à finalidade da órtese.

A pólvora utilizada no meio militar influenciou os fabricantes de armaduras a criarem aparelhos especializados, levando a criação de talas de metal que entraram em uso comum, uma melhoria definitiva sobre anteriores à base de materiais de fibras. O gesso de Paris mudou a forma como as feridas de guerra eram tratadas na Primeira Guerra Mundial, na Segunda Guerra Mundial e na Guerra da Coreia, tornando-se um importante material de alicerce para a fabricação de talas (SAURON, 2003).

O campo da aeronáutica foi e é uma importante fonte de desenvolvimento tecnológico, com a sua busca constante pela evolução dos materiais que reduzam o peso estrutural. O primeiro alumínio utilizado em aviões ocorreu durante a Primeira Guerra Mundial. Alguns anos mais tarde, em 1924, Kanavel descreveu várias talas de alumínio para mão, introduzindo um inovador, durável e leve material que iria predominar por mais de 40 anos (FESS, 2002).

Em 1934, os aviões de liga de alumínio foram predominantes e o material esteve disponível comercialmente, facilitando a aceitação do mesmo pela disponibilidade e facilidade de manuseio. Koch e Mason descreveram em 1939 uma ampla gama de talas de alumínio, com *design* mais contemporâneo (KANAVEL, 1924). As ligas de alumínio e o alumínio foram os materiais de escolha do final dos anos 1940 até os anos 1960, com fundamental importância no tratamento de pessoas com poliomielite e, na atualidade, embora os terapeutas pouco confeccionem ortóses em alumínio, alguns componentes comercialmente disponíveis são feitos de ligas de alumínio (LEVAY, 1990).

No final da década de 1800 e início de 1900 se iniciava a “revolução dos plásticos” com o desenvolvimento da celulose e da baquelite. Em 1930 foram produzidos os polímeros acetileno e etileno e, em 1950 surgiram os uretanos e silicones (LEVAY, 1990).

Os plásticos se tornaram importantes no rápido desenvolvimento da tecnologia aeronáutica, sendo criados aviões com compostos plásticos no final de 1930 e em 1940. Durante a segunda guerra mundial, os plásticos passaram a ser usados em paraquedas e em armaduras nas formas de nylon e fibra de vidro (FESS, 2002).

O uso dos plásticos para órteses de mão se iniciou no final de 1930 e início de 1940. Em 1941, Marble descreveu um novo tipo de plástico, o *Thermex*, que poderia ser aquecido, modelado e reaquecido. Outros materiais de plástico da época incluíam acetato-butirato de celulose, acetato de celulose, e vinilite, que tinham sua forma alterada com a pressão e o calor, entretanto, estes materiais, que poderiam também ser usados em órteses, precisavam de alta temperatura e moldes e, portanto, não podiam ser aplicados diretamente sobre os membros da pessoa (MARBLE, 1941; FESS, 2002).

Celastix, um composto inicial de plástico, foi utilizado como material em talas por cerca de 15 anos, a partir de 1950, e tinha que ser embebido em acetona, para se tornar maleável, permitindo pequenos reajustes após a primeira modelagem. A partir de então, espumas plásticas de diversos níveis de rigidez, misturadas à outros materiais, foram rapidamente aceitos como materiais para órteses (MARBLE, 1941).

Em 1954, um médico britânico preconizou o uso do polietileno fundido misturado ao poliuretano para órteses de pé, joelho, mão e pescoço, em que era necessária a temperatura de 120° C para amolecimento e fusão dos dois materiais. As órteses feitas da fusão desses eram leves e duráveis, mas não permitiam contornos precisos como o gesso de Paris, já utilizado. Anos mais tarde surgiu o material *durafoam*, que se tratava de uma espuma plástica termoendurecível que era ativada com catalisador plástico (MAYERSON, 1969; SMITH, 1967; MAYERSON 1971).

Em nível global, ao final de 1950 ocorriam a Guerra Fria e a corrida espacial, e os plásticos e compostos plásticos continuaram a ser desenvolvidos e sofisticados. Desse modo, a aplicação dos mesmos em órteses também foi sendo experimentada. Durante meados de 1950-1965 as espumas de plástico e fibras de vidro foram ganhando espaço em hospitais e centros de terapia, pois apesar da necessidade de grande instrumental para manuseio e

necessidade de moldes estes materiais eram mais práticos que os metais anteriormente utilizados (MCKEE ; MORGAN, 1998).

Em 1960 surgem novos materiais como o *ortoplast* e o *bioplastic*, que se tornavam maleáveis dentro de uma temperatura tolerável ao corpo, o que possibilitava a confecção direta sobre a pele dos pacientes. Deste modo, o *design* das órteses começou a ser alterado deixando de serem barras estreitas e aumentando a área de contato com o membro posicionado (FESS, 2002).

Em 1964, época do conflito entre os Estados Unidos e o Vietnã, passou-se a utilizar compostos envolvendo fibras de vidro em órteses para pacientes vítimas de queimaduras, pois as mesmas proporcionavam leveza, durabilidade e resistência à produtos químicos, podendo ser lavadas, mas necessitavam de molde de uma mão semelhante ao do sujeito que receberia o dispositivo (FESS, 1981; FESS, 2002).

Nas décadas de 1970 e 1980 surgiram materiais compostos de fibra de carbono e plásticos de alta resistência e a partir de então, os plásticos tornaram-se parte da vida cotidiana, tanto de militares quanto de civis, nos Estados Unidos. Surgem novos materiais baseados em policaprolactonas, proporcionando maior facilidade de modelagem e maior conformabilidade, sendo os primeiros entre esses o *Polyform* e o *Aquaplast* e, em 1980, plásticos começaram a ser criados especificamente para a fabricação de órteses, entre eles: *Kay Splint*, *Polyflex* e *Orfit* (FESS, 1981; KIEL, 1983; TENNEY; LISAK, 1986).

Durante o século XX, grandes avanços em tecnologia de materiais para órteses foram realizados. A transição rápida de materiais à base de fibra natural, madeira, tecido, metal e gesso, e eventualmente para uma longa linha de cada vez mais sofisticados materiais plásticos, foi sem precedentes. Estes avanços não foram as consequências de pesquisas focadas em órteses, mas de subprodutos advindos da tecnologia aeroespacial durante cinco guerras (WILTON, 1997; FESS, 2002)

Atualmente se tem a possibilidade do uso de diversos materiais para a confecção de órteses de membro superior e o profissional terapeuta ocupacional preocupa-se com a estética e conforto deste aparelho. Nos últimos anos os materiais com maior utilização pelos terapeutas ocupacionais na confecção de órteses são os termoplásticos (AGNELLI; TOYODA, 2003;

LINDEMAYER, 2004), que formam a principal classe dos polímeros, descritos brevemente no capítulo a seguir.

1.3.1 Polímeros

Os polímeros são materiais de origem natural, artificial ou sintética, de natureza orgânica ou inorgânica, constituídos por muitas macromoléculas, sendo que cada uma dessas macromoléculas possui uma estrutura interna em que há repetição de pequenas unidades (meros). A palavra polímero vem do grego Poli (muitas) e Meros (partes, unidades de repetição) (CANEVAROLO, 2010). Assim, um polímero é composto por muitas unidades de repetição, denominadas meros, ligadas por ligação covalente (SIMAL, 2002).

Segundo Canevarolo (2006), os monômeros são a matéria-prima para obtenção de cada polímero. O monômero é uma molécula simples, bifuncional, ou seja, capaz de reagir por pelo menos duas de suas terminações, que em condições adequadas dá origem à unidade de repetição (mero) das muitas cadeias poliméricas que formam o polímero.

O conjunto de reações químicas que levam monômeros a formar polímeros chama-se polimerização. De acordo com Callister (2002) os principais processos desse fenômeno, do ponto de vista tecnológico, podem ser diferenciados em polimerização em cadeia (baseada na reação de monômeros com duplas ligações carbono-carbono) e polimerização em etapas (envolvendo, na sua maioria, reações entre monômeros com grupos funcionais reativos, com ou sem a formação de subprodutos de baixa massa molar) Dependendo do tipo de monômero, do número médio de meros por cadeia e do tipo de ligação covalente, pode-se dividir os polímeros em três grandes classes: plásticos, borrachas ou elastômeros e fibras.

O termoplástico é também derivado do grego, cujo significado é “moldável”. Callister (2002) afirma que segundo o comportamento tecnológico, diante das condições de processamento, esses plásticos podem ser subdivididos em duas categorias:

-Termofixos ou termorrígidos: materiais plásticos que, quando curados, com ou sem aquecimento, não podem ser reamolecidos por meio de um aquecimento posterior. O processo de cura consiste em uma série de reações químicas que promovem a formação de ligações químicas primárias

(ligações covalentes) entre as macromoléculas da resina termofixa, mediante o uso de calor, pressão, radiação ou catalisadores, tornando-a rígida, insolúvel e infusível.

-Termoplásticos: materiais plásticos que apresentam a capacidade de ser repetidamente amolecidos pelo aumento de temperatura e endurecidos pelo resfriamento. Essa alteração é, portanto, reversível.

Atualmente, os materiais utilizados na confecção de órteses incluem termoplásticos de baixa, moderada e alta temperatura.

Os termoplásticos de baixa temperatura utilizados na confecção de órtese de membro superior que devido ao baixo ponto de fusão podem ser moldados diretamente sobre o segmento corporal desejado, facilitando bastante o processo de confecção do dispositivo e apresentando bons resultados, necessitando de poucos minutos para atingir o resfriamento e endurecer. Esses termoplásticos apresentam propriedades físicas específicas que envolvem a temperatura de modelagem entre 60°C e 77°C, aproximadamente, memória, rigidez, aderência, encolhimento e estiramento adequados à mecânica ortopédica (RODRIGUES JÚNIOR, 2005).

Em estudo de busca por materiais alternativos para confecção de órteses abductoras de polegar, Silva (2001) concluiu que o alto custo financeiro dos termoplásticos de baixa temperatura devido especialmente à fatores de importação, limita o acesso de profissionais e clientes com condições sócio-econômicas menos favoráveis.

Em estudo realizado por Agnelli e Toyoda (2003) com os terapeutas ocupacionais que confeccionam órteses, no Brasil, verificou que as principais dificuldades encontradas pelos profissionais envolvidos com a prescrição e/ ou confecção de órteses feitas de termoplásticos de baixa temperatura foram na época: preço do material, falta de acesso aos materiais mais modernos que são importados e aos seus distribuidores, falta de acessórios e materiais nacionais de qualidade e dificuldades quanto à burocracia para aquisição dos materiais no serviço público.

De acordo com Canelón (1995) além das propriedades físicas o custo do material e a viabilidade de sua aquisição também são características essenciais e que devem ser consideradas para a prescrição de órteses.

Rodrigues Jr. et al.(2007) diz que a utilização dos plásticos termomoldáveis de baixa temperatura relaciona-se diretamente aos custos elevados para sua aquisição em virtude de originar-se de matéria prima importada, tendo como consequência a elevação dos custos finais dos dispositivos, dificultando o acesso por pessoas com baixo poder aquisitivo.

Alguns polímeros termomoldáveis como os termoplásticos de alta temperatura podem apresentar um grau maior de rigidez suportando maiores cargas, porém necessitam de uma temperatura de modelagem mais elevada, e são na maioria das vezes utilizados na confecção de órteses para os membros inferiores, como o polipropileno (CAPELLO; TOYODA, 2000).

Segundo Trombly (2002) os termoplásticos de temperatura moderada atingem o ponto de fusão entre 77 °C e 107°C, em forno ou água quente e podem ser moldados diretamente no paciente com proteção de uma manta tubular. Para a autora, os termoplásticos de alta temperatura são moldados após aquecimento em forno ou estufa, em temperatura média de 205°C, necessitando de molde positivo confeccionado em materiais como o gesso.

Para Canelón (1995), os termoplásticos de alta temperatura são uma boa escolha quando o que se busca é o baixo custo do dispositivo, mas a exigência de ferramentas adequadas e a necessidade de molde positivo acabam por tornar o processo de confecção longo e complexo.

Canelón (1995) relatou que a grande oferta de alternativas para confecção de órteses no mercado tornou o conhecimento das propriedades dos materiais imprescindível aos terapeutas ocupacionais, para a escolha do material mais adequado à cada caso.

Breger e Buford (1992) e Lindemayer (2004) afirmam que o bom êxito na escolha do material depende também do conhecimento das propriedades do mesmo. Deste modo, o profissional deve estar atualizado em termos do desenvolvimento de novos materiais e técnicas para os aparelhos ortopédicos.

Ferrigno (2009), afirma que no planejamento e confecção de órteses, o terapeuta deve considerar vários fatores quanto à escolha do material utilizado. Entre estes se encontram questões como a resistência a forças externas, rigidez, flexibilidade, possibilidade de remodelagem e sistemas de fixação (FERRIGNO, 2009).

Foss-Campbell (1998), acrescenta às propriedades dos materiais para órteses, a capacidade de ventilação do material, o peso e a aceitação do cliente.

Mac Donald (1998) ressalta que os materiais utilizados na confecção de órteses devem ser leves, fortes e capazes de suportar grandes desgastes. Para a autora é indispensável pensar sobre a rigidez do material, a flexibilidade, a espessura, a facilidade na higienização e manejo, economia e temperaturas as quais o paciente se submete durante o dia.

Segundo Canevarolo (2006) os termoplásticos possuem diferentes comportamentos quando esfriados e quando aquecidos. Para Fess (2002), as características destes, quando esfriados, indicam a espessura, a rigidez e a presença de perfurações e quando aquecidos, sugerem como o material irá responder durante o processo de confecção da órtese, sendo relevante para a escolha de determinado modelo de órtese e para as necessidades únicas de cada cliente.

Para a escolha ideal de material na confecção de órteses se faz necessário compreender não somente as características de aplicação às órteses, mas também as propriedades específicas de cada um dos termoplásticos disponíveis no mercado. Segundo Mano (2000), o desempenho dos materiais como os polímeros se relaciona a uma série de características significativas, que podem ser distribuídas em: propriedades físicas (mecânica, elétrica e térmica), propriedades químicas e propriedades físico-mecânicas.

As propriedades físicas de um polímero dependem da sua massa molar, da forma e das diferenças na estrutura das cadeias moleculares. Sua estrutura pode compreender cargas inorgânicas para melhorar estas propriedades, o que influencia diretamente na rigidez, transparência e resistência (MANO; MENDES, 1999).

As propriedades mecânicas compreendem a resposta dos materiais às influências de forças externas, manifestadas pela capacidade de desenvolverem deformações reversíveis e irreversíveis e resistirem à fratura. Há também a correlação entre processos mecânicos e químicos, os quais se afetam mutuamente (CALLISTER, 2002).

As características dos polímeros são avaliadas por meio de ensaios, que indicam dependência tensão-deformação, mas que se fazem insuficientes para

descrever os materiais a nível molecular. As características dos polímeros que se refletem em suas propriedades mecânicas podem ser quantificadas através de empirismo e normas técnicas (RODOLFO; NUNES; ORMANJI, 2006).

Segundo Fess (2002) e Rodrigues (2011), o terapeuta ocupacional deve realizar pesquisas de novos materiais, procurando substituir a matéria-prima de custo elevado por outras com custo mais acessível e que possam manter as características básicas necessárias à utilização da órtese.

Com base nesta problemática desenvolveu-se uma técnica para a utilização do termoplástico de alta temperatura policloreto de vinila na confecção de órteses. O PVC adquirido comercialmente em forma tubular, como matéria-prima utilizada na confecção de órteses. O diferencial desta técnica é o processo de transformação de uma matéria-prima bruta, no caso o tubo/ cano de PVC, que é aberto e transformado em uma placa para ser posteriormente ser convertido em uma órtese.

De acordo com Rodrigues (2011), a modelagem da órtese é feita através da aferição de medidas antropométricas, onde são coletados dados sobre os contornos do membro, marcações anatômicas sobre as proeminências ósseas, articulações, alinhamentos articulares, condições de pele e diâmetro ósseo e, com base nestes dados, o dispositivo é modelado diretamente na fonte de calor à 90 ou 100 graus, obedecendo às marcações feitas na placa e seus ajustes feitos com a utilização do soprador térmico.

De acordo com Folha et al. (2007, p. 98), a relação custo-benefício da utilização do material PVC tubular é bem significativa.

“pois uma vara deste material de 100 mm de diâmetro e com 6 metros de comprimento, possibilita a confecção de cerca de 40 órteses, custando em média R\$ 50,00, reduzindo os custos finais em mais de 10 vezes se comparado com os dispositivos fabricados com matéria-prima importada, que custam em média R\$ 300,00 uma placa de 60 cm² de plástico termomoldável (baixa temperatura).”³

De acordo com o Anuário Brasileiro de Plástico (2013), o preço médio da barra de 6 metros de PVC rígido branco de 100 mm, para esgoto sanitário, é de R\$75,00.

³ Valor referente ao ano de 2007.

É importante frisar que a relação custo-benefício, referidas acima, dizem respeito somente ao custo do material, desconsiderando o custo do serviço do profissional que confecciona a órtese.

O PVC é o segundo termoplástico mais consumido em todo o mundo, com uma demanda mundial de resina superior a 35 milhões de toneladas no ano de 2005, sendo a capacidade mundial de produção de resinas de PVC estimada em cerca de 36 milhões de toneladas ao ano (RODOLFO; NUNES; ORMANJI, 2006).

Devido à necessidade de sua resina ser formulada mediante a incorporação de aditivos, o PVC pode ter suas características alteradas dentro de um amplo espectro de propriedades em função da aplicação final, variando desde o rígido ao extremamente flexível, passando por aplicações que vão desde tubos e perfis rígidos para uso na construção civil até brinquedos e laminados flexíveis para acondicionamento de sangue e plasma (MANO; MENDES, 1999).

A grande versatilidade do PVC deve-se, em parte, também à sua adequação aos mais variados processos de moldagem, podendo ser injetado, extrudado, calandrado, espalmado e outros. Uma vez que a resina de PVC é totalmente atóxica e inerte, a escolha de aditivos com essas mesmas características permite a fabricação de filmes, lacres e laminados para embalagens, brinquedos e acessórios médico-hospitalares, tais como mangueiras para sorologia e cateteres (TECNOLOGIA DO PVC, 1984).

Devido à sua estrutura molecular, o PVC é obtido a partir de 57% de insumos provenientes do sal marinho ou da terra, e somente de 43% de insumos provenientes de fontes não renováveis como o petróleo ou gás natural. Estima-se que somente 0,25% do suprimento mundial de gás e petróleo são consumidos na produção do PVC, entretanto, na atualidade há tecnologia disponível para a substituição dos derivados de petróleo e gás pelos de álcool vegetal (AGNELLI, 2000; RODOLFO; NUNES; ORMANJI, 2006).

O PVC é caracterizado como um material de aplicações de longo ciclo de vida, ou seja, aplicações nas quais o tempo de vida útil do produto antes de seu descarte para o meio ambiente é bastante longo, por exemplo, mais de 20 anos. Os tubos e conexões, foco do estudo, tem um tempo muito longo de duração de 20 à 100 anos, portanto, um alto índice de reciclabilidade

(RODOLFO, NUNES e ORMANJI, 2006). Devido a suas características, o PVC é considerado a matéria prima do desenvolvimento sustentável, tanto por sua versatilidade quanto pelos segmentos de mercado nos quais participa (INSTITUTO DO PVC, 1998).

Além dos fatores de custo apontados como justificativa para a criação da técnica de órteses em PVC, faz-se necessário investigar a compatibilidade das propriedades físicas, térmicas e mecânicas deste material com a confecção de órteses para membro superior, bem como se o desempenho funcional e o recrutamento muscular são adequados quando utilizados estes dispositivos. Portanto, na falta de uma avaliação para verificação destes fatores, tem-se por parâmetros de investigação a comparação com órteses feitas de materiais tradicionalmente usados e reconhecidos como adequados, os termoplásticos de baixa temperatura.

Com base no que foi dissertado neste capítulo e nos anteriores e, considerando a importância dos membros superiores no envolvimento em atividades, faz-se necessário entender o funcionamento do desempenho muscular envolvido para a manutenção dos mesmos em atividades de vida diária, atividades de vida prática, atividades laborativas e de lazer (BRAND ; HOLLISTER, 1985; BASMAJIAN, 1989; TUBIANA; THOMINE; MACKIN, 1996), e como esse desempenho pode ser avaliado quando utilizados dispositivos de tecnologia assistiva, como as órteses.

1.4 Avaliação dos Membros Superiores e Eletromiografia

Os movimentos das articulações dos membros superiores são mecanismos que ocorrem de forma interdependente, onde cada articulação produz forças de equilíbrio de acordo com o posicionamento do segmento imediatamente proximal a ela (BENBOW, 2006).

De acordo com Blangsted, Hansen e Jensen (2003), o trapézio, especialmente as fibras superiores, é responsável por estabilizar e posicionar a articulação glenoumeral, de modo a permitir a movimentação das partes distais dos membros superiores durante atividades funcionais.

Para Birch et al. (2000), o músculo trapézio é um dos principais responsáveis pela estabilização e manutenção da postura durante as atividades, proporcionando o posicionamento e os devidos ajustes posturais ao

longo de atividades que necessitam de longo tempo para desenvolvimento, como atividades que envolvem precisão e fixação ocular. Basmajian e De Luca (1985), afirmaram que o trapézio não é apenas um músculo postural ou de apoio, mas também tem papel fundamental nos ajustes da escápula durante a elevação do membro superior, permitindo não só abdução do ombro, mas também a prevenção de deslocamento do úmero.

Em 1957, Basmajian e Latif constataram a ação leve da atividade da articulação do ombro e durante a abdução com o braço medialmente rodado, Furlani (1976) acrescentou a essa descoberta o fato de durante a flexão com resistência e com o cotovelo em extensão, as duas cabeças do bíceps ficam sempre ativas e sem a resistência, somente a cabeça curta do bíceps é recrutada, mostrando que a cabeça longa não desempenha nenhum papel em movimentos rotativos do ombro, mas a cabeça curta ocasionalmente age durante a rotação medial.

De acordo com Cram et al. (2011) o bíceps atua como um potente flexor da articulação do cotovelo, juntamente com o músculo braquial, é o principal flexor desta articulação quando o antebraço encontra-se entre a pronação e a supinação, como durante as atividade de destreza manual.

Segundo Basmajian e De Luca (1985) os extensores radiais do carpo, junto a outros músculos extensores, estabilizam e movimentam a articulação do punho, realizando movimentos antagonistas durante a flexão do punho, que é muito utilizada durante as atividades manuais.

Basmajian e De Luca (1985) afirmam também que o flexor superficial dos dedos é um músculo importante na análise de preensão de objetos, pois está relacionado à estabilização e movimentação digital, especialmente nas atividades em que há a necessidade de maior individualização do movimento.

De acordo com Brown e Nahai (1989), um músculo lesionado pode ter vestígios de contração, mas, em muitos casos, não há força suficiente para sentir ou ver o movimento do membro. No entanto, se seus esforços produzirem alguma atividade em poucas unidades motoras estes podem ser capazes de serem utilizados de alguma forma na participação em atividades.

Atualmente, a maioria das técnicas em *biofeedback*, utilizadas pelo terapeuta ocupacional, dependem fortemente de facilitação audiovisual, com equipamentos simples e confiáveis que permitem a visualização das condições

para treino de músculos ou grupos musculares, sendo possível uma avaliação sensorial-motora completa, com ênfase em movimentos passivos e ativos, espasticidade, medicações em uso, bem como a história médica, avaliação funcional e uso de órteses (BROWN; NAHAI, 1989).

Entre as técnicas de *biofeedback* tem-se a eletromiografia (EMG), que trata-se do "estudo da função muscular através do inquérito do sinal elétrico que o músculo emana" (BASMAJIAN; DE LUCA, 1985, p. 98). Esta técnica pode ser usada como uma coadjuvante em programas de reabilitação, como na avaliação da utilização de órteses para membros superiores.

De acordo com Brown e Nahai (1989), o posicionamento correto do membro superior é muito importante, não só para o conforto, mas também para facilitar formas de relaxamento durante a atividade. Para os autores, o posicionamento correto do membro deve preceder todo o trabalho de treino de atividades.

Ocasionalmente para o uso de órteses de extensão estática o terapeuta começa a trabalhar com o paciente estritamente com a eletromiografia e depois incorpora o uso da órtese que aplicará a tensão de forma constante aos tendões (BASMAJIAN, 1989).

O início do desenvolvimento da EMG remonta a metade de século XVI com experimentos de célebres cientistas, como Galvani, Volta e Duchenne (CRAM; KASMAN, 2011). Em meados de 1600, Francisco Redi apresentou documentações sobre como um músculo especializado de enguia (peixe elétrico) poderia ser usado como fonte de energia elétrica (REDI, 1617). Dando continuidade aos estudos de Redi, em 1773 Walsh demonstrou claramente que o músculo do peixe-elétrico era capaz de produzir uma faísca de eletricidade (WU CH, 1984).

Por volta de 1790, Galvani (1953) realizou uma série de estudos de evidências da relação entre eletricidade e contração muscular, concluindo que a energia elétrica não vinha do músculo, mas das trocas metálicas que o mesmo realizava através da contração. Baseado nessa descoberta Volta (1792) começou a pesquisar o uso da eletricidade para estimular a contração muscular.

A técnica de usar a eletricidade para estimular os músculos ganhou grande atenção durante o século XIX, e algumas pessoas exploraram essa

nova técnica para finalidades de pesquisa. Em 1849, Du Bois-Reymond (1849) demonstrou a primeira evidência de atividade elétrica em músculos humanos com a utilização do galvanômetro durante a contração voluntária do MMSS de um sujeito imerso em uma solução salina e Duchenne (1849) realizou o primeiro estudo sistemático da dinâmica e função do músculo intacto, utilizando a estimulação elétrica para estudar a função muscular.

Ao início de 1900, Pratt (1917) começa a demonstrar que a magnitude da energia associada com a contração muscular se dava devido ao recrutamento de fibras musculares do indivíduo e não da proporção do impulso neural. Na década de 1920, Gasser e Newcomer (1921) utilizaram o recém-inventado osciloscópio de raios catódicos para mostrar os sinais a partir de músculos.

Como resultado de melhorias contínuas em instrumentação começando em 1930 e continuando até os anos 1950, os pesquisadores investigaram a função muscular normal e anormal, iniciando com a contração estática e, posteriormente, com a contração durante movimentos (INMAN; SAUNDERS ; ABBOTT, 1944; PRICE; CLARE; EWERHARDT, 1948; FLOYD; SILVER, 1955 ; WHATMORE; KOHLI, 1974; JACOBSON, 1976).

Durante os anos 1960, Basmajian (1963) cria a técnica de *biofeedback* que trabalha na formação única da unidade motora, iniciando assim as pesquisas voltadas para eletromiografia.

A técnica da EMG é empregada na avaliação do alcance da doença neuromuscular ou do traumatismo e como um instrumento cinesiológico para estudo da função muscular (PORTNEY; SULLIVAN; BACHELDER, 1984).

Como procedimento de avaliação, a eletromiografia clínica envolve a detecção e registro dos potenciais elétricos das fibras musculares esqueléticas.

A EMG cinesiológica é utilizada extensamente no estudo da atividade muscular e no estabelecimento do papel de diversos músculos em atividades específicas. Embora os conceitos sejam os mesmos, o enfoque da EMG cinesiológica é bastante diferente do da EMG clínica, em termos de necessidade de instrumentação e técnicas de análise de dados (BASMAJIAN e BLUMENSTEIN, 1980).

Segundo Konh e Mezzarane (2005), a eletromiografia é um conjunto de técnicas utilizadas no estudo da atividade elétrica muscular que inclui técnicas

associadas à captação, amplificação, filtragem, aquisição por computador, quantificação, análise e interpretação da atividade elétrica de músculos.

A EMG é de extrema importância em áreas que pesquisam e avaliam o sistema neuromuscular e, em termos mais amplos, os sistemas responsáveis pelo controle motor, tanto em animais quanto em seres humanos (KONH E MEZZARANE, 2005).

De acordo com Basmajian e De Luca (1985, p.102), a EMG é uma técnica experimental, preocupada com o desenvolvimento, registro e análise de sinais mioelétricos, tratando-se, portanto, do "estudo da função muscular por meio da investigação do sinal elétrico que os músculos emanam".

Ao contrário da tradicional EMG neurológica ou eletroneuromiografia, onde uma resposta muscular artificial é obtida através da estimulação elétrica externa no nervo e é analisado em condições estáticas, o foco da EMG cinesiologica ou eletromiografia de superfície é o estudo da ativação neuromuscular de músculos durante tarefas posturais, movimentos funcionais, condições de trabalho e tratamento e regimes de treinamento (KONRAD, 2005).

Trata-se de uma técnica experimental não invasiva usada para o monitoramento da atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida dos potenciais de ação como efeito da voltagem em função do tempo (ENOKA, 2000).

A atividade eletromiográfica não representa uma medida de força, resistência ou esforço muscular. Representa a atividade elétrica gerada pela musculatura durante determinada atividade, fornecendo dados que, após análise apropriada, permitem determinar de maneira objetiva as relações entre comportamentos musculares em diferentes atividades (CRAM; KASMAN, 2011, p. 203).

Além de ser utilizada em estudos fisiológicos, biomecânicos e cinesiológicos de base, a EMG é estabelecida também como uma ferramenta de avaliação para a investigação aplicada em reabilitação, treinamento esportivo e interações do corpo humano para produtos industriais e condições de trabalho.

A EMG é, essencialmente, o estudo da atividade da unidade motora que se trata do "corpo celular e os dendritos de um neurônio motor, os ramos

múltiplos de seu axônio, e as fibras musculares que ele inerva". As unidades de expressão descrevem o comportamento de todo o músculo e a ação das fibras de uma determinada unidade motora " (ENOKA, 1994, p.151).

Este modelo de ligação de excitação e contração representa uma relação altamente correlacionada. De um ponto de vista prático, pode-se supor que qualquer tipo de músculo saudável é acompanhado pelos mecanismos de contração muscular (KONRAD, 2005). Deste modo, a EMG é usada como uma ferramenta importante na análise clínica dos movimentos, fornecendo informações relevantes sobre o tempo de ativação da musculatura envolvida, a intensidade de sua ativação, a duração de sua atividade e a variabilidade ciclo a ciclo (MARCHETTI; DUARTE, 2006; STAUDENMANN et al., 2010).

O ciclo despolarização-repolarização forma uma onda de despolarização ou dipolo elétrico (WINTER, 2009) que se desloca ao longo da superfície de uma fibra muscular, por isso tipicamente configurações de eletrodos bipolares e a amplificação diferencial são usados para medidas cinesiológicas na EMG. Portanto, a EMG monitora a atividade elétrica das membranas excitáveis, representando a medida do potencial de ação do sarcolema em voltagem em função do tempo (STAUDENMANN et al., 2010).

Segundo Winter (2009) o sinal da EMG se baseia em potenciais de ação da membrana da fibra muscular resultante da despolarização e dos processos de repolarização. A extensão desta zona de despolarização é descrita na literatura como de cerca de 1-3mm². Após excitação inicial esta zona se desloca ao longo da fibra do músculo a uma velocidade de 2-6m / s e passa ao lado de eletrodo.

O sinal eletromiográfico é a soma algébrica de todos os sinais detectados em certa área, podendo ser afetado por propriedades musculares, anatômicas e fisiológicas (FARINA; CESCONE; MERLETTI, 2002; KONRAD, 2005), assim como pelo controle do sistema nervoso periférico e a própria instrumentação utilizada para a aquisição dos sinais (ENOKA, 2000; MARCHETTI e DUARTE, 2007).

O sinal EMG é adquirido por um eletromiógrafo que tipicamente está acoplado a um computador. Esse sinal é captado no corpo humano como um sinal analógico contínuo que deve ser convertido em digital definido para certos intervalos de tempo, sendo afetado por fatores como: tipo de unidade motora e

contração, tamanho do eletrodo, distância entre eletrodos e o tipo de músculos, podendo apresentar frequências até 400 a 500Hz. De acordo com o teorema de Nyquist ou Shannon, a frequência da amostragem deve ser no mínimo o dobro da maior frequência, portanto, 1000 Hz ou mais (HERMENS; FRERIKS; DISSELHORTS-KLUG; RAU, 2000; DELSYS, 2006).

Os eletrodos são dispositivos de entrada e saída de corrente em um sistema elétrico. Na EMG, os eletrodos são apenas para a captação de sinais. De acordo com De Luca (1997), o eletrodo é o local de conexão entre o corpo e o sistema de aquisição e, portanto, deve ser colocado próximo do músculo para que possa ser captada a corrente iônica.

Segundo Portney (1984), o eletrodo é um transdutor que converte uma forma de energia em outra, no caso da EMG se converte o sinal mioelétrico, resultante da despolarização muscular, em um potencial elétrico capaz de ser processada por um amplificador.

A área de interface eletrodo-tecido é chamada de superfície de detecção, que se comporta como um filtro passa-baixa, e tem as características dependentes do tipo de eletrodos utilizado (DE LUCA, 1997).

Os eletrodos superficiais são aderidos à pele, constituindo uma superfície de detecção que capta a corrente através da interface pele-eletrodo que deve ser composto por um metal e por um gel condutor para permissão da troca eletrolítica. O *Surface EMG for Non-Invasive Assesment of Muscles* (SENIAM) recomenda que esta combinação eletrolítica seja Ag-AgCl, que segundo Hermens et al. (2000), promove uma transição estável com baixo ruído e assim, torna-se estável em função do tempo.

O sinal EMG pode ser adquirido não só por um único eletrodo, mas também por uma combinação dos sinais advindos de vários detectores, sendo classificados em monopolar, bipolar e sistema multipolar (DUCHENE; GOUBEL, 1993).

Segundo De Luca (1997), os eletrodos com configuração bipolar são os mais utilizados em estudos que envolvem exercícios de contração voluntária, ou sob condições de estimulação elétrica. A detecção do sinal se dá em dois locais, de modo que qualquer sinal que é comum a ambos locais de detecção é removido, e os sinais que são diferentes nos dois locais são amplificados.

A captação com dois eletrodos é chamada de captação diferencial, de modo que um dos eletrodos é conectado ao terminal positivo da entrada do amplificador e o outro vai ao terminal negativo, e um terceiro eletrodo, denominado “terra” deve ser fixado sobre uma região eletricamente neutra (KONH; MEZZARANE, 2005).

Existem dois tipos de eletrodos superficiais utilizados na captação de sinais, os eletrodos passivos e os eletrodos ativos. Os eletrodos passivos não possuem amplificação em si próprios e apenas enviam o sinal EMG para o condicionador, já os ativos realizam a amplificação do sinal antes de enviar o sinal ao condicionador, sendo por isso mais utilizados em atividades dinâmicas, pois eliminam o ruído dos cabos (KONH; MEZZARANE, 2005).

O local exato de localização do eletrodo sobre o músculo é fundamental para uma boa captação, devendo ser próximo ao ponto motor do músculo em análise, portanto, no local onde a introdução de mínima corrente elétrica seja capaz de causar um perceptível estímulo nas fibras musculares superficiais. De acordo com o SENIAM o eletrodo deve ser colocado entre o ponto motor e o tendão distal do músculo avaliado e devem ser alinhados na direção das fibras musculares, pois assim se capta melhor o potencial de ação do músculo investigado (HERMENS et al. , 2000).

Konh e Mezzarane (2005) endossam a fixação dos eletrodos ao longo das fibras musculares, ou seja, no sentido longitudinal do músculo em estudo. Estes autores afirmam que a posição dos eletrodos no músculo não é crítica, e pode ser colocada por vezes numa região central do músculo e por outras, entre a parte central do músculo e tendão distal.

Masuda et al. (1985), recomenda não colocar nenhum dos eletrodos sobre uma zona de inervação do músculo ou sobre um tendão, pois uma zona de inervação está associada a uma placa motora, e muitos músculos podem ter mais que uma zona de inervação e as mesmas podem se deslocar de acordo com o grau de contração.

De acordo com a SENIAM a distância entre a fixação dos eletrodos de uma área condutiva à outra deve ser de 20mm. De acordo Hermens et al., (2000). uma pequena distância além desta altera o comprimento de banda para altas frequências e diminui a amplitude do sinal da EMG, portanto, os eletrodos

devem ser muito bem fixados nesta posição, evitando-se deslocamentos ao longo da captação dos sinais.

O SENIAM recomenda que as áreas utilizadas para colocação dos eletrodos de referência sejam protuberâncias ósseas das regiões do punho, tornozelo ou o sétimo processo espinal da coluna cervical.

Segundo Konrad (2005), o sinal de EMG pode ser influenciado no caminho da membrana muscular até os elétrodos por diversos fatores externos alterando sua forma e características, que são: as características de tecidos, de modo que o corpo humano é um bom condutor elétrico e a condutividade elétrica varia com o tipo de tecido, com as mudanças fisiológicas e com a temperatura; o *Cross Talk*, trocas cruzadas entre os músculos vizinhos, pode produzir uma quantidade significativa de EMG, que é detectada pelo elétrodo de sítio local; as mudanças na geometria entre ventre muscular e eletrodo local, pois qualquer alteração de distância entre a origem do sinal e local de detecção pode alterar a leitura EMG; o ruído externo em ambientes elétricos, o tipo e a qualidade de eletrodos e do amplificador interno de ruído.

Marchetti e Duarte (2006) acrescentam aos fatores de influencia na interferência do sinal da EMG, os batimentos cardíacos e a movimentação do equipamento de coleta (cabos, eletrodos e máquina), aquisição do sinal da eletromiografia de unidades motoras distantes do próprio músculo ou músculos vizinhos, aparelhos eletrônicos nas proximidades do local de realização da coleta da EMG.

Em função da baixa amplitude do sinal EMG durante a aquisição é necessário que se amplifique o sinal para processamento posterior, tomando-se cuidado para não causar alterações nas características do sinal através dos ruídos, que são quaisquer sinais EMG não desejados ao longo do sinal detectado e podem resultar de fontes distantes como linhas de força, aparelhos eletroeletrônicos e de músculos vizinhos (KONRAD; MEZZARANE, 2005).

De Luca (1997) e Konrad (2005), afirmam que o volume de tecido adiposo, as trocas fisiológicas e a temperatura dos tecidos variam de acordo com o índice de massa corpórea, com as alterações metabólicas devido à atividades físicas extenuantes ou com o uso de medicamentos. Deste modo, deve-se observar estes fatores de maneira cautelosa, pois os mesmos afetam diretamente a captação do sinal eletromiográfico, portanto, para se evitar os

ruídos devem ser observadas as características dos mesmos, a razão sinal/ruído, o ganho, a taxa de rejeição de modo comum, a impedância de entrada e a largura da banda.

De acordo com Konrad (2000) e Marchetti e Duarte (2006) a utilização dos eletrodos bipolares, retirada da impedância da pele e eletrodos associados a amplificadores reduzem a contaminação do sinal eletromiográfico. Além disso, Delsys (2006) afirma que o sinal de forma comum (advindo da rede elétrica, músculos distantes ou batimentos cardíacos) devem ser suprimidos pela taxa de rejeição de modo comum, de modo que quanto maior ela for melhor será o cancelamento do sinal comum.

Segundo Winter (2009) e Hermens et al. (2000), para uma boa qualidade na aquisição do sinal na eletromiografia faz-se necessário minimizar a influência da impedância da pele através da limpeza, remoção de pêlos e abrasão para retirada de células mortas. Clancy (2002) discorre sobre a necessidade da utilização de pasta ou gel condutor para minimizar os ruídos da impedância da pele.

De acordo com Konrad (2005), para atenuar variações específicas de ruídos são necessários filtros que têm a função de separação do sinal, em caso de interferências, e a restauração do sinal, quando este foi distorcido. Estes filtros podem ser analógicos ou digitais, sendo implementados tanto em analógicos com variação de voltagem quanto em digitais, onde os sinais são representados em uma matriz numérica.

A atividade mioelétrica é projetada em gráficos, onde o sinal bruto (RAW) indica a atividade muscular em microvolts (mV), expressando uma variação importante de amplitude. Esse padrão impede a comparação entre indivíduos, pois a intensidade do sinal RAW é um valor relativo. Para a comparação é necessário transformá-lo em valor absoluto, através da normalização do sinal, e uma das formas mais confiáveis e utilizadas em pesquisas é a normalização através da contração voluntária máxima (CVM) (BURDEN, 2010).

Para Konh e Mezzarane (2005), umas das grandes dificuldades é que um dado valor RAW como alvo pode corresponder a uma ativação muscular baixa em um indivíduo e alta em outro. Portanto, deve-se trabalhar com valores relativos de intensidade de EMG, tomando-se como alvo uma fração pré-

estabelecida do valor RAW da contração voluntária máxima, captando em cada indivíduo o seu valor EMG.

Kamen (2004) e De Lucca (2010) defendem que para a padronização dos valores do sinal eletromiográfico ser de validade e confiabilidade, a CVM deve ser considerada como 100%, assim através da mesma o valor relativo é convertido em números absolutos, representados em porcentagem de CVM, desempenhada pelo músculo avaliado.

De acordo com Mathiassen et al.(1995) e Ferrigno (2009), a normalização é um procedimento necessário para a ciência, pois permite a análise dos dados entre sujeitos, entre músculos e entre sessões subsequentes de aplicação da EMG, tornando os dados passíveis de reprodução em outros estudos e aplicações.

De acordo com Sahrman (2005), os problemas de origem musculoesquelética são os fatores que mais necessitam de tratamentos de reabilitação. Mediante o exposto nos capítulos teóricos, percebe-se que quando estes tipos de problemas se dão nos membros superiores, seja por trauma ou deficiência, as órteses se tornam um importante meio tanto de prevenção de agravos quanto de tratamento e manutenção de ganhos e assim, são amplamente utilizadas das mais variadas formas e confeccionadas com diferentes tipos de materiais.

Considerando a seriedade da aplicação das órteses, faz-se imprescindível aos profissionais da reabilitação a obtenção do conhecimento dos materiais aplicados para este fim, não só de forma empírica, mas observando cientificamente as características do material aplicado e de que forma elas contribuem para a produção de um dispositivo que se propõe a tratar as peculiaridades dos membros superiores, e assim promovendo uma prática profissional baseada em evidências.

O raciocínio clínico baseado em evidência envolve a utilização de todas as formas de evidência na busca dos resultados ótimos para o cliente. É a integração do raciocínio científico que amadureceu com a experiência clínica, a teoria de prática validada e os valores centrados no cliente e na ética (EGAN, DUBOULOZ, VON ZWECK e VALLERAND, 1998;RAPPOLT, 2003 e LEE e MILLER, 2005).

Segundo Cruz (2012), a necessidade de práticas efetivas de intervenção e demonstração de seus resultados se deve à complexidade dos saberes na área da saúde associada aos avanços tecnológicos, à utilização de tecnologias inovadoras e atuais, à demonstração dos resultados do tratamento e de sua efetividade e ao compromisso ético em oferecer o melhor tratamento.

Pautando-se nas necessidades de pesquisa sobre órteses e na prática baseada em evidências, a pesquisa propôs um estudo de base para a utilização do termoplástico de alta temperatura PVC na confecção de órteses para membros superiores, portanto, perpassa por fatores diferenciados como custo, propriedades do material e análise da órtese feita a partir do mesmo. Na falta de uma avaliação validada específica para órteses é necessário utilizar como parâmetro de investigação os materiais criados especificamente para a confecção de órteses utilizados a nível mundial, os termoplásticos de baixa temperatura.

O estudo foi direcionado com as seguintes questões de investigação: Os terapeutas ocupacionais que utilizam o PVC tem experiência com a confecção de órteses para membros superiores do mesmo modo que os que utilizam os termoplásticos de baixa temperatura? Como se dão os fatores que implicam na escolha deste material para a confecção de órteses de membro superiores? As características térmicas, mecânicas, físicas e de toxicidade deste material condizem com a aplicabilidade deste material para a confecção de órteses? De que forma as órteses feitas a partir deste material interferem no desempenho funcional do sujeito e no recrutamento muscular que se propõem a tratar?

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Conhecer, comparar e analisar os aspectos que envolvem a aplicabilidade e os materiais de órteses de punho confeccionadas em dois tipos de termoplástico, o de alta temperatura, PVC e o de baixa temperatura, Ezeform.

2.2 Específico

-Investigar se os terapeutas ocupacionais com experiência prática de confecção de órteses para Membros Superiores fazem uso do material PVC, os fatores que envolvem essa utilização e compara-los com o uso do termomoldável Ezeform.

-Identificar as estruturas e características térmicas, físicas, mecânicas e de toxicidade do PVC e compará-las com um termoplástico de baixa temperatura Ezeform;

-Verificar o desempenho funcional de sujeitos saudáveis durante o uso de órteses de punho feitas em PVC e em Ezeform;

-Verificar a atividade eletromiográfica das fibras superiores do trapézio, bíceps braquial, extensores radiais do carpo e flexores superficiais dos dedos durante o desempenho funcional sem órtese e com as órteses de punho confeccionadas em PVC e em Ezeform.

Considerando as questões de pesquisa e os objetivos supracitados, a pesquisa foi dividida em três etapas:

-Etapa I - diz respeito à análise dos fatores de utilização dos materiais, envolvendo instrumentos e equipamentos permanentes, materiais de consumo, tempo de modelagem das órteses, experiência do profissional que confecciona, bem como sua formação e região geográfica em que se localiza.

-Etapa II - envolveu a análise dos materiais escolhidos para este estudo – PVC e Ezeform - as propriedades mecânicas, térmicas e de toxicidade.

-Etapa III - tratou da análise dos desempenhos funcional em que os sujeitos realizaram testes padronizados utilizando as órteses de punho de PVC e ezeform e sem a órtese. Durante a realização dos testes foi registrada a atividade miolétrica de músculos do membro superior.

Para melhor entendimento do percurso do trabalho, optou-se por identificar cada etapa da pesquisa separadamente, com os respectivos procedimentos metodológicos, resultados e discussão.

A pesquisa, envolvendo todas as suas etapas, foi aprovada pelo Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos da Universidade Federal de São Carlos através do parecer 153.636, em 11/12/2012, e responde à resolução 196/96 (Anexo A).

3 ETAPA I: FATORES DE ESCOLHA DOS MATERIAIS PELOS TERAPEUTAS

A seguir, serão apresentados a metodologia, resultados e discussão de resultados da Etapa I, que teve por objetivo investigar se os terapeutas ocupacionais com experiência prática de confecção de órteses para MMSS fazem uso do material PVC para confecção de órteses e os fatores que envolvem essa utilização, comparando com os que fazem uso de outros materiais termoplásticos para a mesma finalidade, a partir da opinião de terapeutas ocupacionais brasileiros.

3.1 Metodologia

3.1.1 Participantes da pesquisa

Amostra intencional de quarenta e sete terapeutas ocupacionais que trabalham com a confecção de órteses para membros superiores feitas a partir de termoplásticos de baixa temperatura e/ ou de PVC.

3.1.1.1 Critérios de inclusão

- Aceitar participar da pesquisa através da assinatura digital do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) (Apêndice B);
- Ser graduado em Terapia Ocupacional;
- Ter experiência na prática de confecção de órteses para membros superiores e;
- Ter domínio de pelo menos um dos termoplásticos propostos como materiais para confecção das órteses;

3.1.1.2 Critérios de exclusão

- Não ser graduado em Terapia Ocupacional;
- Não ter domínio da prática clínica com a confecção de órteses para membros superiores e;
- Não ter domínio de pelo menos um dos materiais termoplásticos da pesquisa.

3.1.2 Instrumentos

Questionário sobre a prática de confecção de órteses dos terapeutas ocupacionais (APÊNDICE C).

3.1.3 Procedimentos

Foi realizado um levantamento bibliográfico sobre a aplicação de questionários em estudos semelhantes para busca de métodos confiáveis. Antes de dar início a elaboração do questionário, foi criado um e-mail e acessado o *Google Docs* através do link <http://docs.google.com>, no browser *Google Chrome*, inserindo os dados da conta para realizar o *login*.

Foram elaboradas questões sobre quais materiais de consumo e permanentes são utilizados para confeccionar órteses para membros superiores, quais os motivos da escolha dos materiais utilizados e quanto tempo necessitam para confeccionar uma órtese volar de extensão de punho com dedos livres com o mesmo material. As perguntas do questionário foram inseridas diretamente no *Google Docs*, na ferramenta “formulários” e ficaram salvas em um servidor virtual da *Google*, visualizado *on-line* somente pela pesquisadora.

Após elaboração e organização do questionário foi feito contato com juízes para pré-teste do instrumento. Foram selecionados três juízes que atenderam aos seguintes critérios: ter graduação em Terapia Ocupacional; ter experiência de pesquisa em Terapia Ocupacional e órteses para membro superior e ter experiência prática em Terapia Ocupacional e órteses para membro superior por pelo menos dois anos. Foi elaborada uma carta convite para os juízes com orientações para avaliação do instrumento, destacando os objetivos da etapa da pesquisa em questão, seguida do questionário, já em formato *Google Docs* com os itens da avaliação.

Os três juízes convidados concordaram em colaborar com a pesquisa e retornaram o questionário com críticas e sugestões. As alterações sugeridas foram sobre os materiais permanentes e de consumo não acrescentados à primeira versão do questionário e que os mesmos consideraram importantes para avaliação; a disposição de algumas questões ao longo do questionário e ajustes de termos para melhor compreensão das perguntas feitas.

As devidas correções foram feitas e o questionário foi reenviado para reavaliação dos juízes, composto de quatorze questões de múltipla escolha com espaço para respostas não apresentadas entre as alternativas colocadas pela pesquisadora e uma última dissertativa. Os juízes caracterizaram o questionário como objetivo, de fácil aplicação, rápido e com perguntas relevantes para os objetivos da etapa I da pesquisa. Após a reavaliação do questionário pelos juízes foi feita uma aplicação pré-teste com três terapeutas ocupacionais que trabalham com a confecção de órteses de membros superiores, objetivando avaliar a clareza das questões e o tempo de resposta.

O questionário foi dividido em sete partes: carta convite (Apêndice A); Termo de Consentimento Livre e Esclarecido; dados de identificação profissional; materiais de confecção de órteses; equipamentos/instrumentos permanentes e de consumo para confecção de órteses; fatores de escolha do material de confecção de órteses e tempo para confecção de uma órtese para membro superior comum à prática de terapia ocupacional com o material selecionado.

Após a elaboração do questionário na ferramenta *Google Docs*, o questionário foi disponibilizado através da Internet por meio do link <https://docs.google.com/spreadsheet/viewform?fromEmail=true&formkey=dF9nNVA0SXFZNTVrZTVTYU9pZGRia1E6MQ>, gerado automaticamente pela ferramenta, e enviado por *e-mail* em janeiro de 2013 para uma lista de terapeutas ocupacionais cadastrados na Sociedade Brasileira de Terapia da Mão, e para Terapeutas Ocupacionais e Terapeutas da Mão que trabalham com a confecção de órteses para membros superiores.

O primeiro disparo de e-mails foi em 02 de fevereiro de 2013. Neste disparo houve a resposta de 36 terapeutas ocupacionais. Levando-se em consideração um possível descarte do e-mail como spam por alguns servidores de e-mail, foi efetuado um segundo disparo para os e-mails dos terapeutas que não haviam retornado os questionários, em 02 de março de 2013. Da lista de 70 terapeutas ocupacionais para os quais foi feito o envio do questionário em fevereiro de 2013, houve o retorno de 52 terapeutas até abril de 2013.

Das 52 respostas, 5 foram descartadas porque na pergunta 3-“Você confecciona órteses para mão em sua prática clínica?” darem a resposta NÃO, excluindo esses sujeitos da pesquisa por não se enquadrarem dentro dos

critérios de inclusão para participação na mesma. Desta forma foram incluídos na pesquisa somente 47 terapeutas ocupacionais que trabalham com a confecção de órteses para mão/membro superior em sua prática clínica, sendo este o N final de sujeitos voluntários na amostra.

Foram avaliados um a um dos questionários e feitas planilhas separadas no *Microsoft Excel 2010*, de acordo com o material selecionado como Primeiro Material para a confecção de órteses, de acordo com a indicação- “A seguir, escolha por ordem de importância os materiais mais utilizados em sua prática clínica.”

Considerando as respostas, foram analisadas somente aquelas que se referiam ao material escolhido como o mais utilizado dentre os termoplásticos de baixa temperatura, que são os materiais utilizados como parâmetro para comparação nesta pesquisa sobre o PVC, por serem tradicionalmente utilizados na prática da confecção de órteses para membro superior.

Além das repostas referentes ao termoplástico de baixa temperatura, foram analisadas também as referentes ao PVC, por ser este o material foco de investigação da pesquisa, e utilizado por uma minoria restrita que possui o domínio da técnica de confecção em órteses deste material, haja vista que ainda não foi pesquisada cientificamente a utilização deste material como a finalidade de confecção de órteses.

3.1.4 Análise dos Resultados

Os dados obtidos com as questões fechadas dos questionários foram organizados e analisados a partir de uma abordagem descritiva, que auxiliou na identificação e caracterização dos participantes.

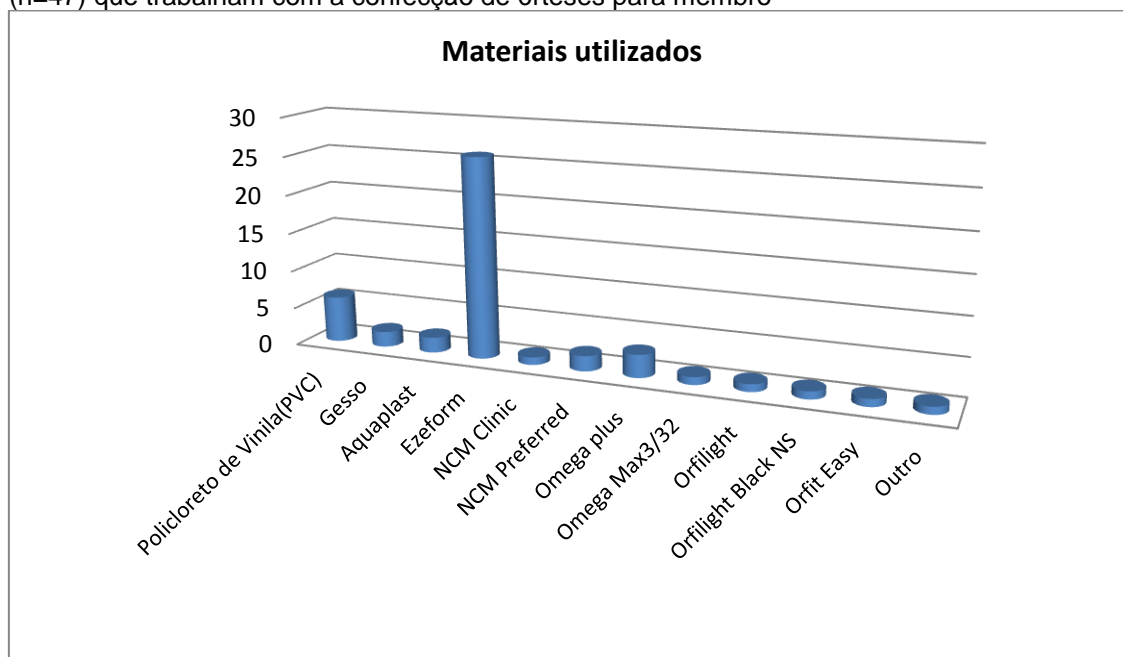
A ferramenta escolhida para a elaboração do questionário, o *Google Docs*, que oferece análises descritivas de todos os questionários respondidos no link. Após exportados os dados para o *Microsoft Office Excel 2010*, estes foram analisados a partir de estatística descritiva simples. Os dados foram categorizados e a questão aberta analisada separadamente.

3.2 Resultados e Discussão

3.2.1 Quanto aos materiais utilizados

Dos materiais listados entre as opções foram selecionados como Primeiro Material, os materiais mostrados no gráfico 1, abaixo:

Gráfico 1 - Materiais selecionados como Primeiro Material pelos terapeutas ocupacionais (n=47) que trabalham com a confecção de órteses para membro



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Do total de 47 terapeutas ocupacionais que trabalham com a confecção de órteses para membro superior, 83 % trabalham com termoplásticos de baixa temperatura.

A maioria das respostas a respeito do material utilizado como primeira opção pelos terapeutas ocupacionais brasileiros coincide com o que é verificado na literatura de acordo com os estudos de Fess (1981); Kiel (1983); Tenney e Lisak (1986), Stern (1996), Fess (2002), Agnelli e Toyoda (2003) e Lindemayer (2004), que falam que os termoplásticos de baixa temperatura são, após anos de apropriação de tecnologias aplicadas a outros fins, os mais utilizados com a função de confecção de órteses de membro superior por serem criados especificamente para esta aplicação.

3.2.1 Estado de atuação profissional, formação e experiência dos terapeutas ocupacionais.

3.2.1.1 Estado em que atua como Terapeuta Ocupacional

Dentre os 47 terapeutas ocupacionais que responderam ao questionário a maioria, 26 profissionais, 55,31% da amostra afirmou utilizar em sua prática o material Ezeform como o primeiro material para confeccionar órteses para membro superior. Da amostra de 26 profissionais que utilizam este material, 84,61% atuam no estado de São Paulo. O segundo Estado que apresenta pessoas que trabalham com o Ezeform como primeira opção de material para confecção de órteses de membro superior foi o de Minas Gerais, com 7,7% da amostra total (Gráfico 2).

Dentre a amostra de 47 terapeutas ocupacionais que responderam ao questionário, apenas 13% da amostra relataram trabalhar com o termoplástico de alta temperatura Policloreto de Vinila para confeccionar órteses para membro superior. Destes, 66,67% atuam no estado do Pará e 33,34%, no estado do Amazonas.

Gráfico 2 - Estados em que atuam os profissionais que trabalham com a confecção de órteses para membro superior com os materiais PVC e Ezeform (n=32)



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

De acordo com os resultados expostos, foi verificado que entre os materiais listados, o termoplástico de baixa temperatura da marca comercial Ezeform foi elencado como o de maior utilização entre a amostra de

profissionais que responderam ao questionário de modo que entre estes mais de 80% atuam como terapeutas ocupacionais no estado de São Paulo, o que condiz com pesquisa semelhante realizada por Agnelli e Toyoda em 2003, em que em um levantamento quanto ao uso de termoplásticos de baixa temperatura na confecção de órteses por terapeutas ocupacionais brasileiros o Ezeform recebeu destaque.

No estado de São Paulo estão localizadas as únicas duas empresas, distribuidoras de termoplásticos de baixa temperatura para confecção de órteses, até o ano de 2012: MN Suprimentos e a Politec Saúde. Portanto, este pode ser um dos fatores que facilita o acesso a estes materiais, haja vista que valores referentes a frete podem interferir diretamente na compra deste material.

Na região sudeste se encontram o maior número de profissionais cadastrados, sendo o CREFITO 3, representante do estado de São Paulo, estado com o maior número de escolas de formação superior em Terapia Ocupacional segundo o Sistema de Regulação do Ensino Superior e-MEC (EMEC, 2013), o que pode ser um fator relevante que explique o número representativo de terapeutas ocupacionais que utilizam este material, que é disponível e de fácil acesso no estado.

Entre os profissionais que utilizam o PVC como material de confecção de órteses de membro superior 66,67% estão no estado do Pará, estado onde está localizada a Universidade do Estado do Pará, onde foi criada a técnica de órteses em PVC. O número pequeno de profissionais que utilizam a técnica pode estar relacionado à pouca divulgação da mesma através de artigos científicos que esclareçam e ensinem a técnica de transformação de tubos de PVC em placas e, posteriormente a modelagem de órteses, de modo que o conhecimento da mesma é iminentemente prático e passado somente aos estudantes que cursam o curso de graduação na referida universidade e fazem o estágio obrigatório no Laboratório de Tecnologia Assistiva.

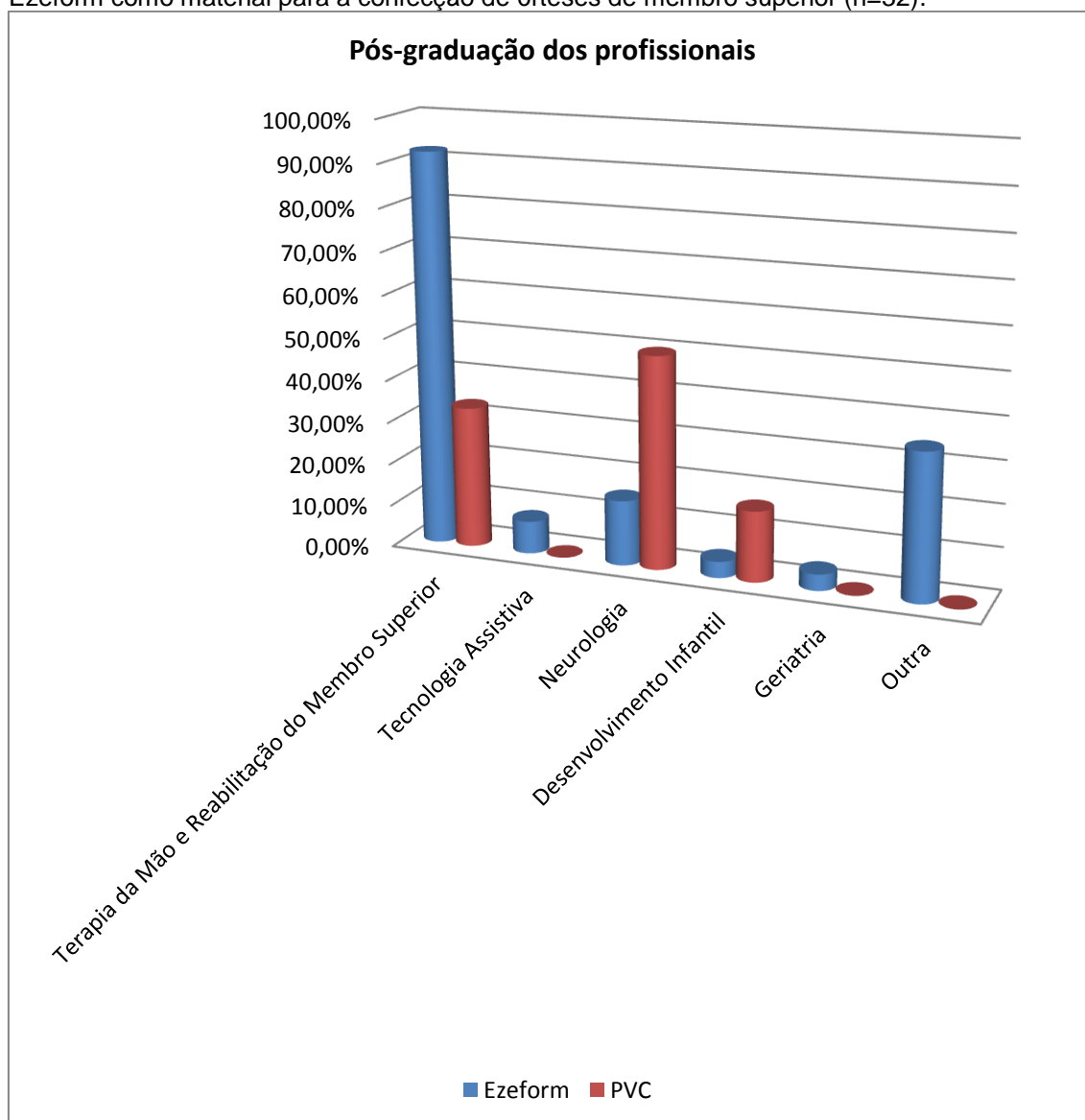
3.2.1.2 Formação dos Terapeutas Ocupacionais

Dos 26 terapeutas ocupacionais que trabalham com o Ezeform, 92,31% da amostra possuem pós-graduação *lato sensu* em Terapia da Mão e Reabilitação do Membro Superior, 34,62% colocaram a opção outros,

correspondente à, e 15,38% colocaram a especialização Neurologia, (Gráfico 3).

Na amostra de 6 terapeutas ocupacionais que trabalham com o termoplástico de alta temperatura PVC 50%, têm especialização em neurologia; 33,33%, em desenvolvimento infantil e apenas 16,67%, em Terapia da Mão e Reabilitação do Membro superior (Gráfico 3).

Gráfico 3 - Pós-graduação lato-sensu dos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Em relação à formação de pós-graduação dos profissionais que confeccionam órteses de membro superior, foi verificado que a grande maioria,

92,31%, dos que utilizam o Ezeform possuem formação em Terapia da Mão e Reabilitação do Membro Superior. De acordo com ASHT (1987), Brand (1995) e Ferrigno (2007), esta área de formação atende a pessoas com traumas de membro superior ou que apresentam sequelas osteoarticulares ou neuromusculares e se caracteriza pela intervenção precoce, atuando ao lado de cirurgiões da mão e com eles promovendo a recuperação funcional do membro superior. Deste modo, a escolha deste material pode estar relacionada a situações de tratamento de reabilitação precoce, ocorrida a depender do caso, poucos dias após as intervenções cirúrgicas. É importante salientar que este tipo de formação já foi oferecido nas cidades de São Paulo, Campinas, Rio de Janeiro, Natal, Curitiba, Belo Horizonte, Campo Grande, Vitória e São Carlos (FERRIGNO, 2007), por docentes com a mesma formação, e que de alguma forma podem influenciar na utilização de termoplástico de baixa temperatura.

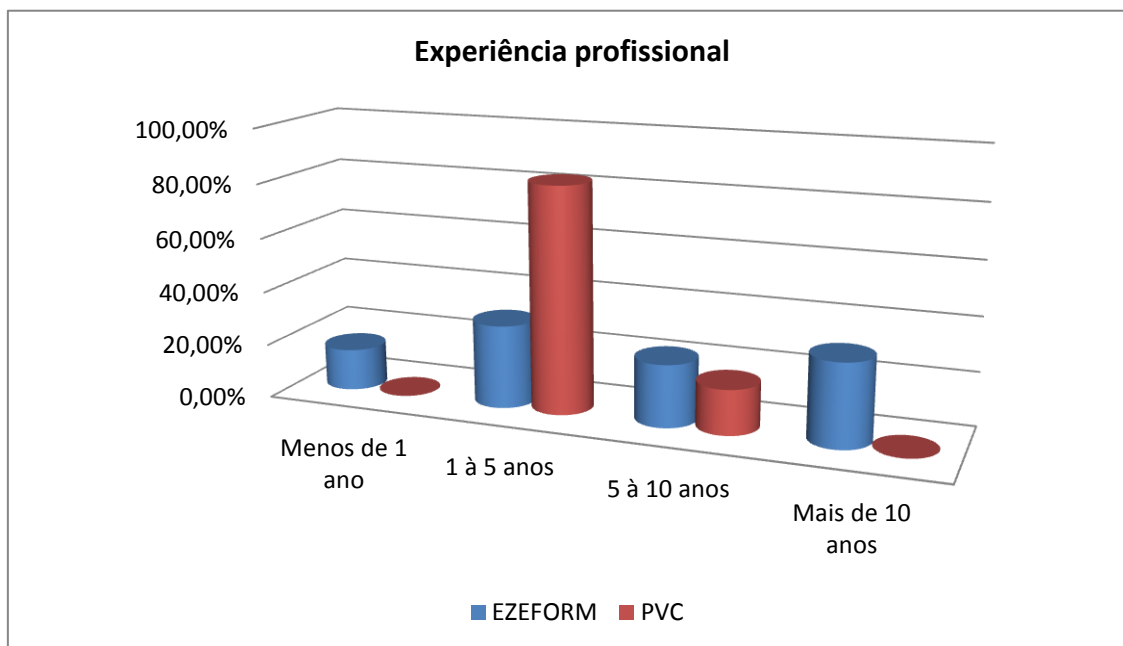
Entre os profissionais que utilizam o PVC, metade tem formação de pós-graduação *lato sensu* em reabilitação neurológica. A utilização deste material pode estar relacionada à condição de cronicidade das patologias neurológicas com lesões do SNC, que caracterizam-se por sequelas a longo prazo, e a órtese pode ser indicada após longo tempo de tratamento.

3.2.1.3 Experiência com a confecção de órteses para membro superior

Em relação ao tempo em que os profissionais prescrevem e confeccionam órteses para membro superior, foi visto que 30,77% da amostra que trabalham com o Ezeform como material possuem experiência entre 1 à 5 anos e outros 30,77%, possuem mais de 10 anos de experiência (Gráfico 4).

Quanto à experiência com a confecção de órteses para membro superior, na amostra de terapeutas ocupacionais que utilizam o PVC, 83,33% confeccionam órteses entre 1 à 5 anos e apenas 16,66%, possui experiência entre 5 e 10 anos (Gráfico 4).

Gráfico 4 - Experiência em confecção de órteses para membro superior dos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Os profissionais que trabalham com o Ezeform possuem mais experiência com a confecção de órteses de membro superior que os que trabalham com PVC, isso pode evidenciar que a inexperiência dos profissionais reflita no desconhecimento de materiais importados criados para a finalidade de confecção de órteses, pois as necessidades vivenciadas no meio clínico levam a busca por novas soluções em termos de materiais com bom desempenho e eficazes (WILTON, 1997; FESS, 2002).

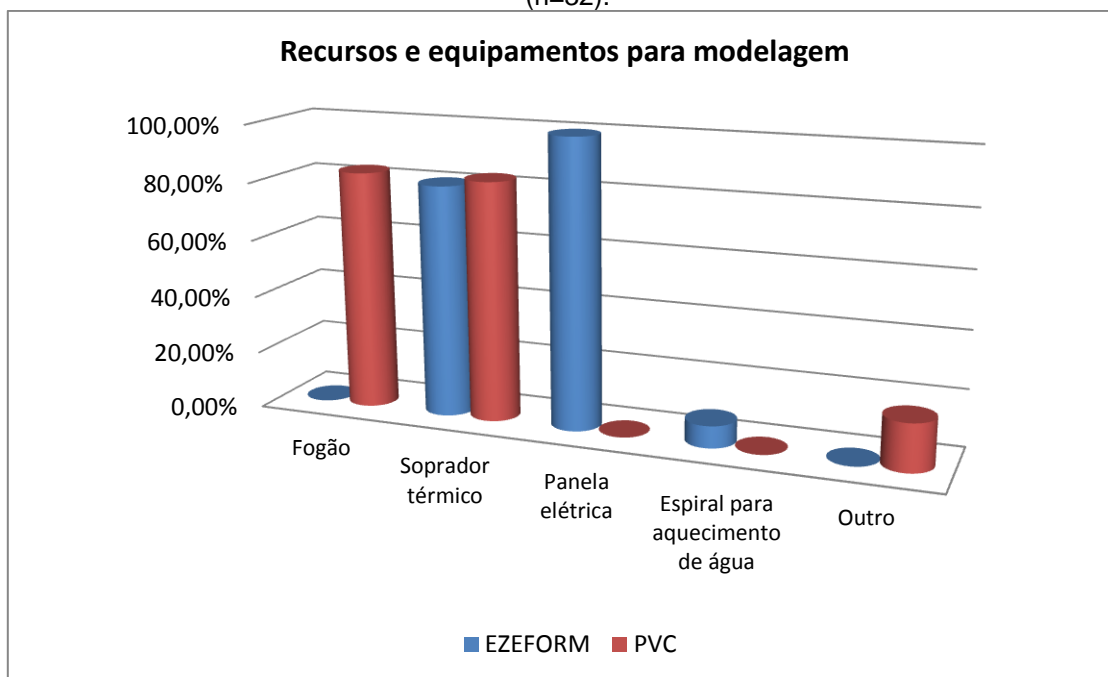
3.2.2 Recursos e equipamentos utilizados na confecção de órteses para membro superior

3.2.2.1 Recursos e equipamentos para modelagem

Em relação aos recursos e equipamentos usados para a modelagem do termoplástico de baixa temperatura da marca comercial Ezeform foi observado que: 100%, utilizam a panela elétrica e entre esses, 80,77%, fazem usam simultâneo do soprador térmico no aquecimento do material para modelagem. Somente 7,69% da amostra utilizam espiral para aquecimento de água no processo de aquecimento e modelagem do material (Gráfico 5).

No que diz respeito aos terapeutas ocupacionais que trabalham com a confecção de órteses para MMSS a partir do PVC 83%, afirmaram utilizar fogão e/ou soprador térmico para modelagem do material (Gráfico 5).

Gráfico 5 - Recursos e equipamentos para modelagem usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



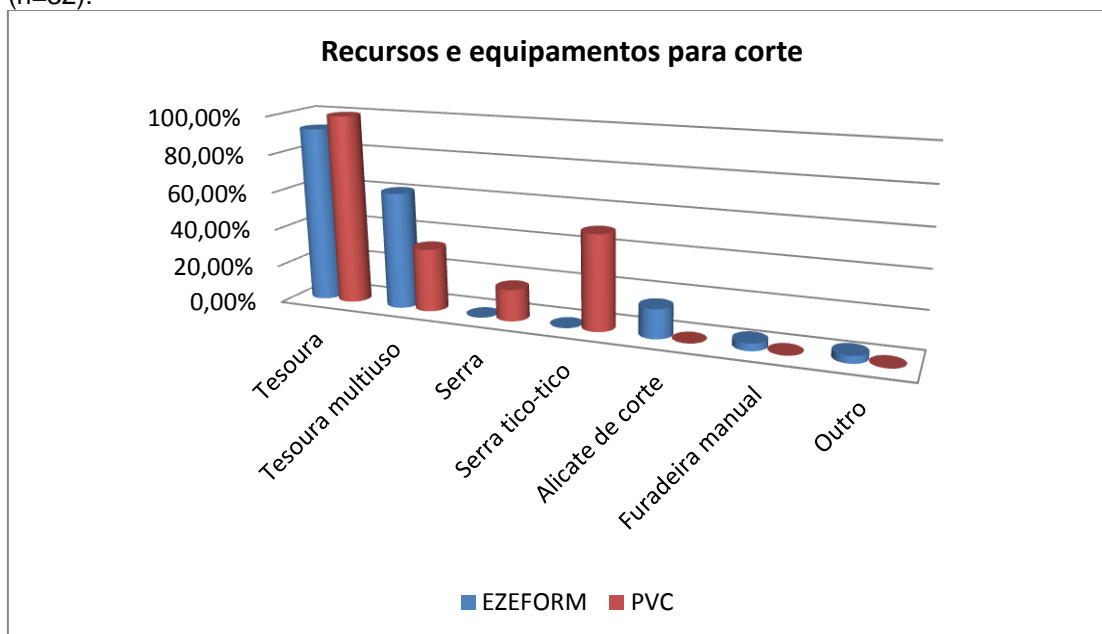
Fonte: Pesquisa de campo (2013).

3.2.2.2 Recursos e equipamentos para corte

No que diz respeito aos recursos e equipamentos usados para o corte do Ezeform, foi visto que: 24 profissionais, 92,31%, utilizam tesoura comum; 16 profissionais, 61,54%, utilizam tesoura multiuso; 4 profissionais, 15,38%, usam alicate de corte e apenas 2 pessoas, 7,69%, utilizam furadeira manual e/ou outros equipamentos (Gráfico 6).

Dentre os recursos e equipamentos utilizados para corte do material PVC 100% da amostra afirmaram utilizar tesoura comum e metade da amostra disseram que utilizam serra *tico-tico* (elétrica) para corte do material (Gráfico 6).

Gráfico 6 - Recursos e equipamentos para corte usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



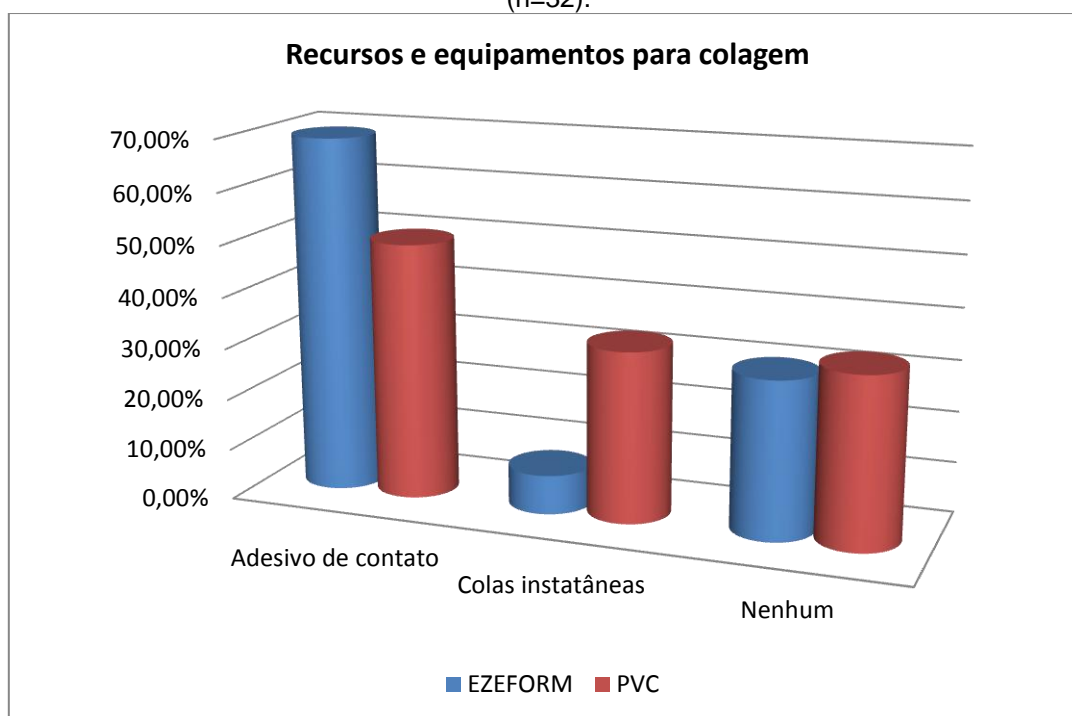
Fonte: Pesquisa de campo (2013).

3.2.2.3 Recursos e equipamentos para colagem

Em relação à colagem do material Ezeform 69,23% da amostra afirmaram usar adesivo de contato para tal função. Em contrapartida 30,77% afirmaram não utilizar nenhum recurso para colagem (Gráfico 7).

Em relação aos materiais utilizados para colagem do PVC, 50% dos profissionais afirmaram usar adesivo de contato; 33,33% disseram não utilizar nenhum recurso para colagem e outros 33,33 %, utilizam colas instantâneas (Gráfico 7).

Gráfico 7 - Recursos e equipamentos para colagem usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Os instrumentos permanentes e de consumo são muito diferenciados para a confecção de órteses com ambos os materiais e, segundo os resultados, os termoplásticos de baixa temperatura utilizam menos instrumentos para a confecção de órteses do que o PVC. Os instrumentos utilizados para o corte e modelagem do Ezeform são simples e podem ser adaptados em diversos tipos de ambientes que atendem a clientes das mais diversas demandas.

Para a confecção de órteses em PVC, é necessário um número maior de equipamentos, com uma infraestrutura ampla para armazenamento do tubo de PVC (vendido em medida de 6 metros de comprimento), e manuseio do mesmo, bem como do fogão utilizado para modelagem por alguns dos terapeutas ocupacionais. Além disso, o uso de materiais para corte do PVC, como a serra elétrica “tico-tico”, bem como o manuseio do material diretamente na fonte de calor implica no uso de equipamentos de proteção individual (EPI) como luvas, pinças para manusear o material, óculos, entre outros, para segurança do profissional e a prevenção de acidentes, entretanto, nenhum

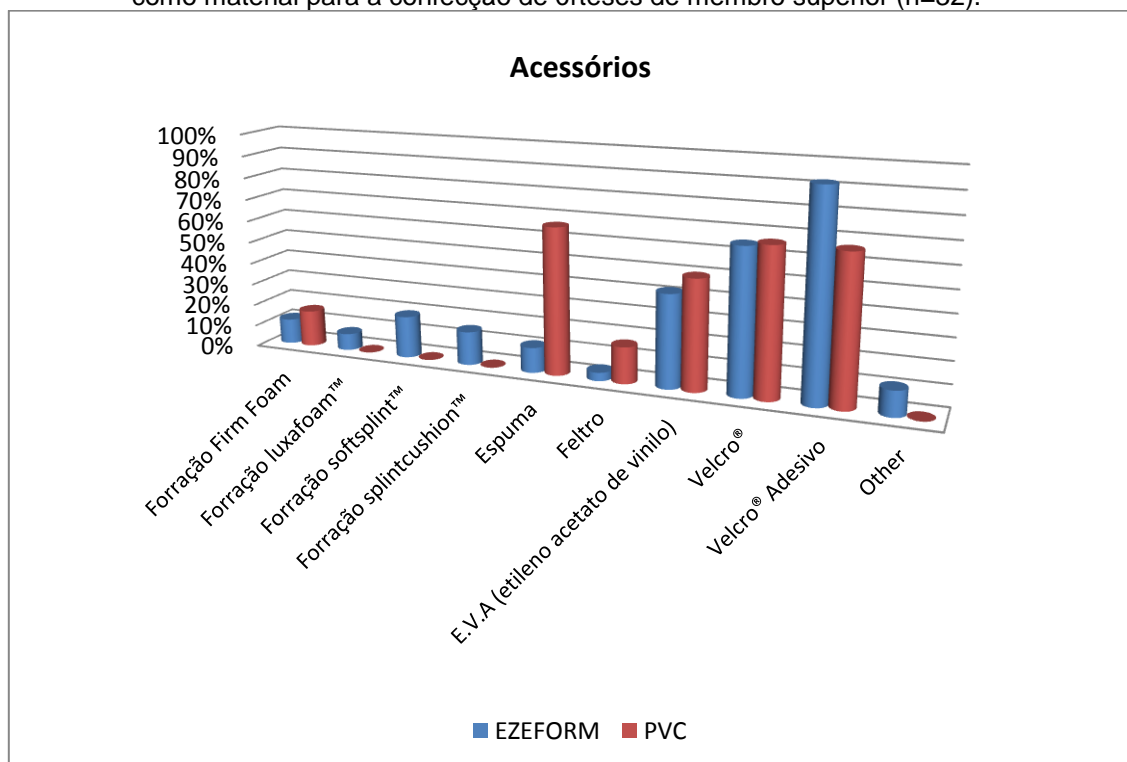
desses equipamentos de segurança foram citados pelos terapeutas, o que evidencia os riscos de acidentes aos quais esses terapeutas estão expostos.

3.2.2.4 Acessórios

Em se tratando dos acessórios, 92,31% dos profissionais que trabalham com o Ezeform afirmaram utilizar velcro® adesivo nas órteses. Ademais, o segundo acessório mais utilizado entre a amostra de profissionais, 65,38, foi o velcro® comum, sem cola (Gráfico 8). Quanto à forração, a mais comum entre os profissionais que usam Ezeform, 42,31%, foi o EVA, entretanto, todas as forrações importadas, citadas no questionário, foram ditas como utilizadas, sendo a *Soft Splint* a mais utilizada.

Em relação aos acessórios utilizados na confecção de órteses em PVC, 66,67% da amostra, afirmou usar como forração a espuma e 50% dos profissionais referiram usar o EVA. Somente 16,66% utilizam a forração *Firm Foam* (Gráfico 8).

Gráfico 8 - Acessórios usados pelos terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform como material para a confecção de órteses de membro superior (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Em relação aos acessórios utilizados nas órteses, percebeu-se através das respostas dos profissionais que trabalham com o Ezeform que apesar de mais da metade referir usar o EVA como forração, todos referiram também utilizar algum tipo de forração importada nas órteses de MMSS. Entre as forrações listadas no questionário, todas podem ser encontradas com os mesmos distribuidores dos termoplásticos de baixa temperatura. Por outro lado, os terapeutas ocupacionais que utilizam PVC utilizam espuma e EVA como forração, de modo que somente um cita o uso de forração importada. Estes fatores podem estar relacionados ao fato de a órtese de PVC ser mais rígida e por não possuir auto aderência, o que leva a necessidade de um acabamento que proporcione maior conformidade de estruturas da mão para aquisição de conforto e forração das bordas da órtese, levando a necessidade de uma maior forração ao longo do dispositivo e não somente em algumas regiões de maior pressão, como ocorre nas órteses feitas a partir de termoplástico de baixa temperatura.

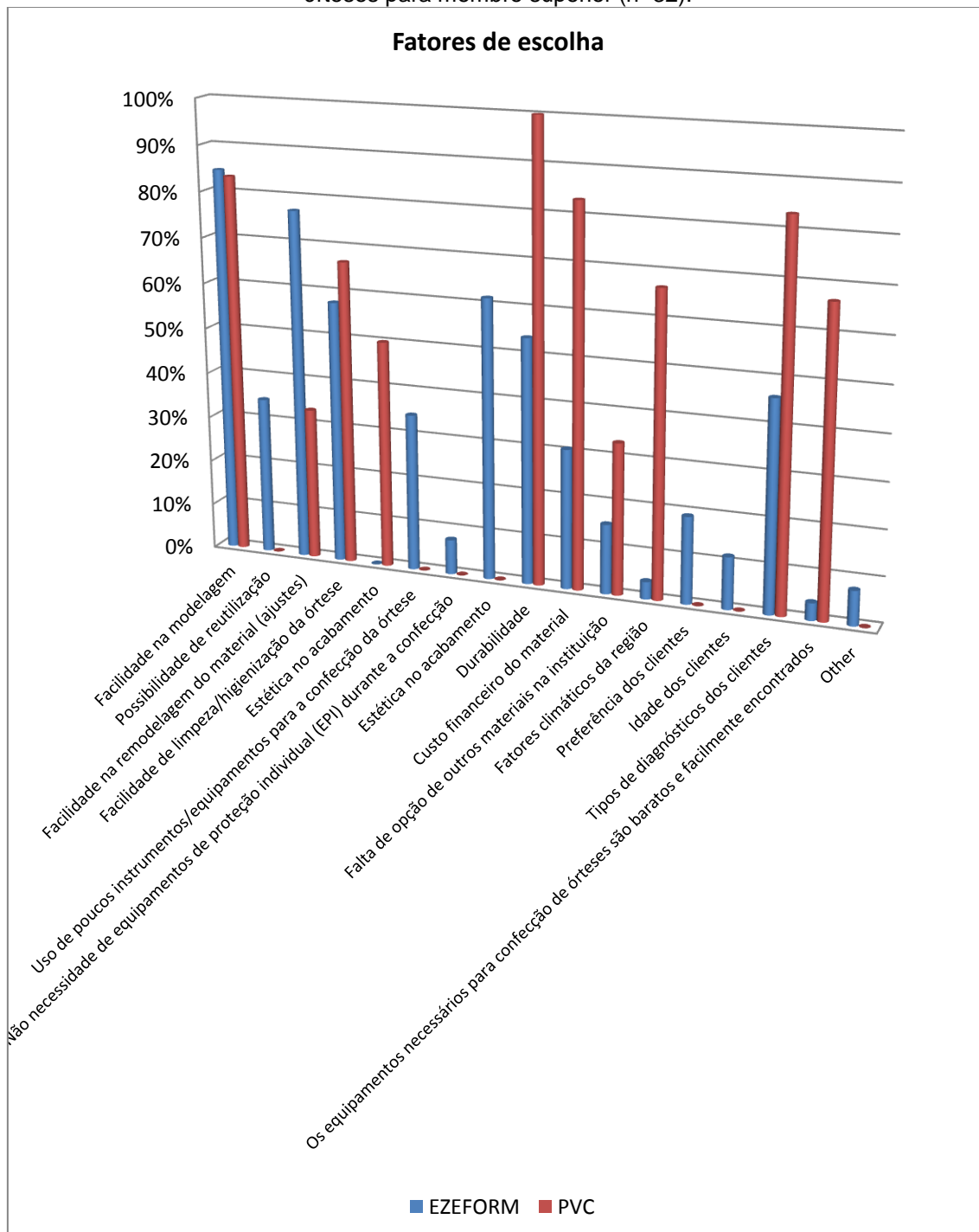
3.2.3 Fatores de escolha do material de confecção de órteses

No que se refere aos fatores de escolha do material Ezeform, o que mais se destacou entre a amostra de 26 terapeutas ocupacionais foi a facilidade na modelagem, de acordo com 84,62% da amostra. O segundo fator mais elencado pelos profissionais, 76,92%, foi a facilidade na remodelagem e ajustes nas órteses feitas a partir do material. O terceiro fator elencado, 61,54%, foi a estética no acabamento da órtese com o Ezeform. Em seguida, os fatores elencados foram a facilidade na limpeza/higienização, 57,69% e durabilidade, 53,85%. (Gráfico 9)

Em relação aos fatores de escolha do PVC como material de escolha para confecção de órteses para membro superior foi apontado por todos os profissionais a questão da durabilidade como um motivo de escolha; 83,33% dos profissionais relataram a questão da possibilidade de reutilização do material, o custo do material e o diagnóstico dos clientes como fatores de escolha (Gráfico 9). Além disso, 66,67% da amostra elencaram como fator que os equipamentos necessários para a confecção são baratos e facilmente

encontrados, bem como os fatores climáticos da região em que trabalha estar relacionado a escolha do material PVC.

Gráfico 9 - Fatores de escolha pelos terapeutas ocupacionais dos materiais para confecção de órteses para membro superior (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Entre os fatores de escolha dos dois materiais para confecção de órteses é interessante destacar as características que se diferenciaram entre

estes. Somente os terapeutas ocupacionais que trabalham com o Ezeform elencaram como fator de escolha o uso de poucos equipamentos e instrumentos e a não necessidade de EPI, enquanto que somente quem trabalha com o PVC destacou os fatores climáticos da região. Isso mostra que trabalhar com o Ezeform facilita o trabalho do terapeuta ocupacional pelo fato de este não necessitar de um aparato muito grande de materiais para a confecção dos dispositivos e também não precisar de aparatos de proteção, o que reduz os gastos da produção das órteses.

Em relação ao PVC, os fatores climáticos da região podem interferir pelo fato de a técnica ter sido criada na região norte, especificamente no Estado do Pará, que possui temperaturas elevadas quando comparadas à região sudeste, onde é utilizado o Ezeform. Portanto, estudos sobre a influência climática na durabilidade destes materiais devem ser realizados para investigação dessa hipótese. O PVC foi entre os dois materiais, o que mais se destacou em relação aos custos do material, pois não só o custo do material em si, mas também dos equipamentos necessários foram taxados como fatores de escolha do mesmo, sendo importante salientar que esses fatores desconsideram o custo do recurso humano, valor pago ao terapeuta ocupacional que confecciona o dispositivo.

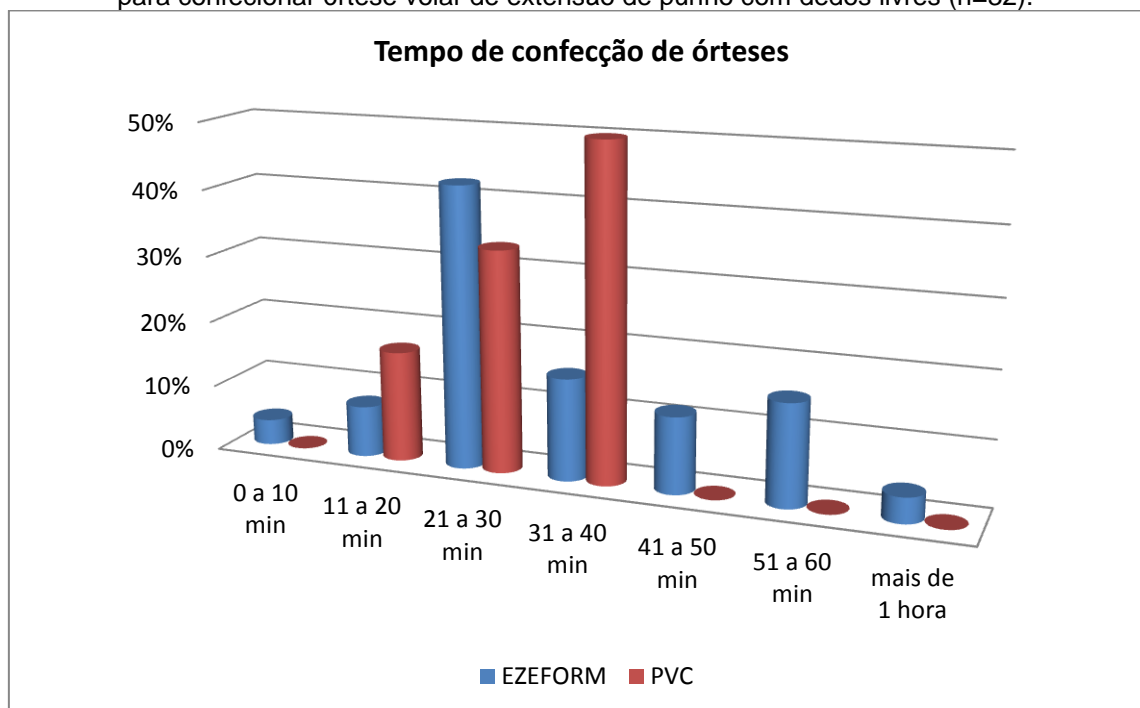
Os dois materiais tiveram “a possibilidade de reutilização” como um fator de escolha dos mesmos, o que era esperado, pois ambos são polímeros termoplásticos e, portanto, têm a capacidade de serem amolecidos quando aquecidos e endurecidos quando resfriados, cada um a uma temperatura específica.

3.2.4 Tempo de confecção de órtese volar de extensão de punho com dedos livres

Em relação à última questão colocada no questionário “Qual o tempo aproximado, em minutos, que você precisa para confeccionar uma órtese de posicionamento de punho em extensão de 15-30°, com dedos livres (tipo *cock up*)?”, 42,30%, dos profissionais que trabalham com o Ezeform afirmaram gastar de 21 à 30 minutos para confeccionar uma órtese do referido modelo e 15%, gastam de 31 à 40 minutos (Gráfico 10).

No que diz respeito aos profissionais que utilizam o PVC como material, 50% dos profissionais afirmaram levar de 31 à 40 minutos para confecção da órtese; 33,33%, necessitam de 21 à 30 minutos e somente 16,66%, afirma levar de 11 à 20 minutos para tal (Gráfico 10).

Gráfico 10 - Tempo que os terapeutas ocupacionais que utilizam PVC e Ezeform precisam para confeccionar órtese volar de extensão de punho com dedos livres (n=32).



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Em relação ao tempo de confecção de órteses com ambos os materiais, o tempo dos profissionais que usam o PVC para confeccionar uma órtese volar de extensão de punho com dedos livres (JAMES, 2003), comumente prescrita para uma variedade de lesões crônicas e traumáticas é, em média, 10 minutos a mais do que o tempo que levam os profissionais que utilizam o termoplástico de baixa temperatura.

O maior tempo gasto pelos terapeutas ocupacionais que usam o PVC, deve estar relacionado a fatores como: o maior número de instrumentos e equipamentos que são necessários para trabalhar com o PVC, tais quais a serra elétrica, que exige muito cuidado em seu manuseio; ao tipo de diagnósticos dos pacientes, que podem ser em número maior de pessoas com sequelas neurológicas (devido a formação de reabilitação neurológicas dos profissionais); ao processo de modelagem da órtese, que não é feito

diretamente sobre o membro superior em questão, por se tratar de um termoplástico de alta temperatura, que quando aquecido pode causar lesões sob a camada cutânea.

De acordo com o tempo referido pelos profissionais que trabalham com o PVC, e apesar dos resultados já mostrarem um tempo superior aos que os profissionais que trabalham com o Ezeform utilizam, acredita-se que talvez a questão *“Qual o tempo aproximado, em minutos, que você precisa para confeccionar uma órtese de posicionamento de punho em extensão de 15-30°, com dedos livres (tipo cock up)?”*, apesar de possuir uma observação que referia *“Inclui as etapas de confecção do molde, manipulação do material, modelagem da órtese e colocação de velcro”*, não tenha ficado suficientemente esclarecida sobre todas as etapas que deveriam contemplar. Esperava-se nos resultados dessa questão que o tempo aproximado para os profissionais que trabalham com o PVC pudesse ser em torno ou superior ao de 60 minutos, pois se levaria em conta o corte do tubo de PVC, a transformação deste em placa (através do aquecimento) e a partir daí, as etapas de confecção da órtese em si (molde, modelagem e colocação de velcros/ tirantes). Portanto, seria necessário uma nova pesquisa para esclarecimentos sobre a clareza desta questão, como registros em vídeo durante a confecção, apenas com profissionais que tenham formação e tempo experiência similares.

4 ETAPA II: ANÁLISE DOS MATERIAIS

Esta etapa da pesquisa compreende a análise dos termoplásticos de alta temperatura PVC e termoplástico de baixa temperatura Ezeform, utilizados na confecção de órteses de MMSS. Nesta etapa é apresentada a metodologia que compôs o estudo que teve como objetivo a identificação das características mecânicas, físicas, térmicas e de toxicidade do PVC e de um termoplástico de baixa temperatura, bem como os resultados e as respectivas discussões.

4.1 Metodologia

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Polímeros e no Laboratório de Caracterização Estrutural, ambos pertencentes ao Departamento de Engenharia de Materiais (DEMa) da Universidade Federal de São Carlos.

Todos os testes foram realizados por técnicos especializados pertencentes aos laboratórios do DEMa, sob a coordenação do Doutor José Augusto Marcondes Agnelli, engenheiro de materiais, professor do departamento de Engenharia de Materiais e coordenador do Laboratório de Polímeros da UFSCar. Os testes foram acompanhados durante todas as etapas de desenvolvimento pela pesquisadora, que participou das análises.

Os experimentos visaram à identificação da estrutura e a determinação das características físico-mecânicas dos termoplásticos. As análises do termoplástico Ezeform, de 3,2 mm de espessura, foram realizadas em estudos anteriores, no mesmo laboratório, dessa maneira, os dados (metodologia e resultados) a respeito desse material foram coletados do banco de dados do laboratório, autorizados pela equipe de pesquisadores, visto que esse estudo não foi publicado anteriormente na literatura científica.

Assim, procedeu-se à análise da placa de termoplástico de Policloreto de Vinila Tubular- PVC , de uma marca muito comercializada no Brasil e que são utilizadas na clínica de vários profissionais, conforme apresentado na etapa anterior deste estudo. As amostras para as análises do PVC foram obtidas a partir de placas tipo DN NBR 5688, de 150mm de diâmetro, branco.

Para a caracterização térmica, foram empregados os métodos denominados: Determinação da temperatura de amolecimento “Vicat” (ABNT

NBR NM 82) para o termoplástico de alta temperatura Policloreto de Vinila e Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) para o termoplástico de baixa temperatura.

Na determinação do teor de cargas inorgânicas, foram realizadas as análises de Determinação de Teor de Cinzas (NM 84:96) para o PVC e de Termogravimetria para o termoplástico de baixa temperatura.

Para a determinação das características mecânicas foi feito o Ensaio de Flexão em 3 pontos (D790-00), sendo feitas 5 repetições para cada material, tendo como principal determinação o módulo de elasticidade em Flexão ou Rigidez.

Para o termoplástico de alta temperatura PVC foram realizados os testes Efeito sobre a água e Espectrofotometria de Absorção Atômica para verificação da toxicidade do material, pois o PVC tubular NBR 5688 é destinado, inicialmente, para esgoto sanitário e ventilação, e portanto, se fez necessário verificar as possibilidades de contaminação tóxica com este termoplástico, já que, quando utilizado como dispositivo ortopédico, fica em contato direto com a pele e sudorese do usuário.

4.1.1 Caracterização térmica

O campo das análises térmicas envolve uma série de técnicas que acompanham mudanças nas propriedades físicas ou químicas de materiais em função da temperatura. A análise térmica tem sido usada como uma ferramenta de controle de qualidade em três principais áreas: caracterização, processamento (otimização e monitoramento) e desenvolvimento de materiais. Neste estudo, foram utilizados os ensaios de Determinação da temperatura de Amolecimento de Vicat, para o PVC e a calorimetria exploratória diferencial, para o Ezeform® .

4.1.1.1 *Determinação da temperatura de amolecimento “VICAT”*

Se trata de um teste de caracterização térmica em que é verificada a temperatura na qual uma agulha padronizada, quando submetida a uma carga determinada, perfura 1mm na superfície do corpo de prova. Segundo

Canevarolo (2003), a temperatura de Vicat é aquela na qual, durante o aquecimento de um corpo de prova termoplástico a uma taxa constante, uma agulha de ponta chata de $1,000 \pm 0,015 \text{ mm}^2$, sob uma carga fixa, penetra até a profundidade de $1,00 \pm 0,01 \text{ mm}$ (CANEVAROLO, 2003).

O equipamento de Vicat consiste em um equipamento com um compartimento com óleo de silicone, dentro do qual são colocados vários suportes de carregamento, cada um com sua amostra, agulha, peso fixo e um relógio indicador de penetração (ou um sistema digital de medida), permitindo a realização de até seis medidas simultaneamente.

Os corpos de prova devem ser em chapa plana com espessura de 3 a 6,5 mm, cortadas na forma de um quadrado de 10x10 mm, ou círculo com diâmetro de 10 mm. Quando necessário, dois ou três corpos de prova de espessura fina (<3mm) podem ser sobrepostos para atingir o intervalo de espessura normalizado. Pelo menos dois corpos de prova devem ser testados por amostra de material, obtendo-se um valor médio para a temperatura de amolecimento de Vicat.

Inicialmente foi definido o nível de carregamento e taxa de aquecimento; começou-se o ensaio em temperatura ambiente; colocou-se cada corpo de prova no suporte ajustando-o de forma que cada um ficasse centralizado em cada agulha; diminuindo-se, cuidadosamente, a distância entre a agulha e o corpo de prova (sem o peso adicional) até que entrassem em contato. Posteriormente, os suportes foram postos no forno aplicando o peso; iniciando-se o aquecimento a uma taxa constante; e anotou-se a temperatura quando o marcador registrou a penetração de 1 mm.

O teste foi realizado utilizando o equipamento HDT-VICAT da CEAST, seguindo a norma ANBT NBR NM 82. A taxa de aquecimento foi de 50° C/h e a temperatura inicial: 25° C .

Para a realização do teste foi utilizada uma carga de 49,54 N, de acordo com a especificação do material, em quatro estações, cada uma com uma amostra de 10 mm^2 de PVC tubular, cortados na direção longitudinal do tubo, e sem as partes de emendas (Fotografia 2). Foi realizado um segundo teste utilizando quatro novas amostras de 10 mm^2 , com as mesmas especificações anteriores, com a carga de 10 N, distribuídas também em 4 estações.

Fotografia 2 - Corpos de prova de PVC para ensaio de Temperatura de Amolecimento de Vicat



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Nos dois momentos do teste os oito corpos de prova ficaram submersos em óleo de silicone a 35 mm abaixo da superfície do líquido, com agitador e controle uniforme de acréscimo de temperatura através de sistema automático (Fotografia 3).

Fotografia 3 - Equipamento de ensaio de Temperatura de Amolecimento de Vicat



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

4.1.1.2 Calorimetria exploratória diferencial (DSC)

É uma técnica de caracterização de materiais na qual são medidas diferenças de fluxo de calor em uma amostra e em um material de referência enquanto ambos são submetidos a um aquecimento ou resfriamento controlado. Em um instrumento de DSC por fluxo de calor, registra-se a diferença em fluxo de calor durante a amostra e a referência, enquanto a temperatura da amostra é aumentada e diminuída linearmente. A energia dirigida a aquecedores é ajustada continuamente em resposta aos efeitos

térmicos da amostra, mantendo assim a amostra e referência à mesma temperatura. Assim, a área do pico fornece a medida exata da energia necessária para manter ambas à mesma temperatura, independentemente das constantes térmicas do instrumento ou mudanças no comportamento térmico da amostra (CANEVAROLO, 2006).

As principais aplicações da técnica de DSC são: medir as temperaturas de transição vítrea, fusão cristalina e cristalização; medir as características térmicas do material como entalpia de fusão, grau de cristalinidade, calor específico, cinética de cristalização, cura, transições de fases, análise de modificações do material durante o processamento ou durante o uso na forma de produto acabado.

O calorímetro diferencial de varredura opera a uma taxa de aquecimento ou resfriamento de 20°C/min, da temperatura ambiente até 300°C, com peso da amostra entre 6 e 10 mg.

Submete-se uma amostra a um ciclo térmico padrão. Este consta de uma aquecimento inicial T_i (normalmente ambiente) a taxa constante até $T_i = T_m + 20^\circ\text{C}$, tratamento isotérmico por 5 minutos, resfriamento a taxa constante até T_i e segundo aquecimento a taxa constante (normalmente igual ao usado no primeiro aquecimento) até T_f .

Usando o software do equipamento são determinadas principalmente a temperatura e entalpia de fusão de termoplásticos cristalinos. São traçadas as curvas DSC, com valores de transição e a respectiva entalpia e, por fim, calculada a cristalinidade das amostras testadas.

A técnica empregada objetivou, principalmente, a verificação da temperatura de fusão cristalina do termoplástico de baixa temperatura. Ademais, objetivou-se verificar se as amostras continham um outro material termoplástico de alta temperatura, que poderia ser utilizado com o intuito de modificar o desempenho e o custo do material.

Foram selecionadas 8 corpos de prova de 10mm², de no máximo 10mg, retiradas do centro da placa de Ezeform.

Foi utilizado o aparelho DSC Q 100 (Fotografia 4), da TA Instruments, com o acessório de refrigeração RCS.

Foram realizados em sequência o primeiro aquecimento, o resfriamento e o segundo aquecimento, sendo a taxa de aquecimento de 20°C/min, abrangendo a faixa de temperatura entre 23 ° C e 210°C.

Fotografia 4 - Aparelho de calorimetria DSC Q100



Fonte: AGNELLI (2010).

4.1.2 Determinação de teor de cargas inorgânicas

Pode-se, a partir da curva de TG/DGT, determinar o teor da carga inorgânica presente no material. Neste estudo foram utilizados os testes de Determinação do teor de cinzas, para o PVC e a Termogravimetria, para o Ezeform®.

4.1.2.1 Determinação do teor de cinzas

Este teste consiste um método para determinação da porcentagem de cinzas contidas em compostos de PVC na forma de tubo, de acordo com a norma ABNT NM 84:96. Foram colocadas corpos de prova em 3 cadinhos, cada um com $\pm 0,5$ mg em calcinação à $1000^{\circ}\text{C} \pm 50^{\circ}\text{C}$ até massa constante.

Foram utilizados: 3 cadinhos de porcelana de 45 mm de diâmetro, mufla elétrica, balança analítica com precisão de $\pm 0,1$ mg, pinça, dessecador e capela com exaustão.

Os cadinhos foram aquecidos por 10 minutos e resfriados, foram pesados (Fotografia 5) e adicionados a cada um $\pm 0,5$ mg de composto de PVC

tubular, cada cadinho e seu conteúdo foi pesado com precisão e calculada a massa de composto usado. Os cadinhos foram aquecidos com bico de Bunsen até que a resina e qualquer produto de combustão tivesse sido volatilizado. Posteriormente foram colocados na entrada da mufla à 1000°C e deslocados suavemente no interior da mufla e mais uma vez aquecidos (

Fotografia 6). Após isto, foi resfriado no dessecador (Fotografia 7 e Fotografia 8) e pesado com precisão de $\pm 5\text{mg}$ (Fotografia 9), e mais uma vez repetido o processo até obtenção de massa constante. Pela diferença de pesagens final menos pesagem inicial foram calculadas as cinzas, em gramas.

Fotografia 5 - Pesagem inicial na balança de precisão



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 6 - Cadinhos na Mufla



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 7 - Retirada dos cadinhos da mufla



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 8 - Cadinhos no dessecador



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 9 - Pesagem após queima em mufla e dessecação



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Foi calculada a média até a segunda casa decimal (aproximação de 0,05) dos dois valores finalmente obtidos, que foi a porcentagem de cinzas ou cinzas sulfatadas⁴.

4.1.2.2 Termogravimetria (TGA ou TG)

É uma técnica termoanalítica na qual a variação de massa da amostra é determinada em função da temperatura ou tempo, enquanto a amostra é submetida a uma programação controlada de temperatura.

Foi utilizada para avaliar o padrão de decomposição das amostras termoplásticas inorgânicas no termoplástico de baixa temperatura e determinar o teor de cargas inorgânicas através da porcentagem residual após eliminação dos componentes orgânicos.

$$^4 x_2(\%) = \frac{m_1(g)}{m_0} 100$$

m_0 = é a massa, em gramas, do composto usado;

m_1 = é a massa, em gramas, de cinzas;

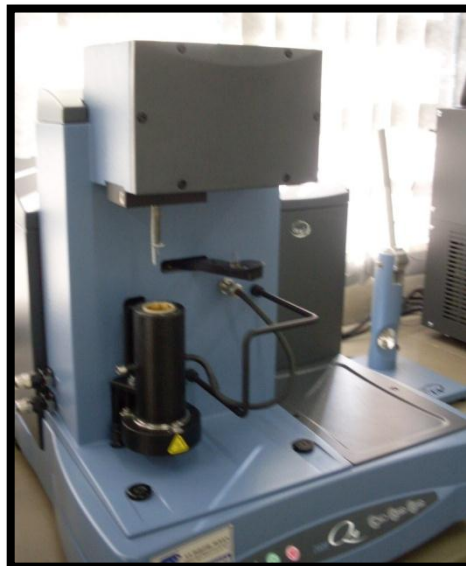
m'_1 = é a massa em gramas, de cinzas sulfatadas;

x_1 = é a porcentagem de cinzas;

x_2 = é a porcentagem de cinzas sulfatadas

O equipamento utilizado foi o aparelho Q50 (Fotografia 10), da TA Instruments, com taxa de aquecimento de 20°C/min e abrangendo a temperatura entre 23°C e 700°C.

Fotografia 10 - Aparelho de Termogravimetria (TGA ou TG) Q50 (da TA Instruments)



Fonte: AGNELLI (2010).

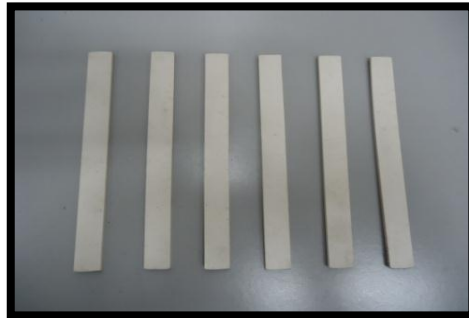
4.1.3 Caracterização mecânica (Ensaio de Flexão)

Foi realizado o ensaio de flexão que possibilita verificar a elasticidade em flexão, cujo valor é empregado como critério mais importante para avaliação dos materiais poliméricos rígidos ou semi-rígidos. A norma utilizada foi D790-00 da ASTM.

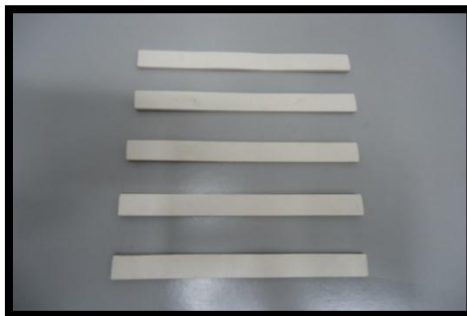
O ensaio visou estudar o comportamento dos corpos de prova, simulando uma viga bi-apoiada por meio de um ensaio de flexão em 3 pontos.

Os corpos de prova de PVC foram retirados com as mesmas dimensões dos de termoplástico de baixa temperatura, só que em 3 direções diferentes: longitudinal da placa (Figura 14), transversal (Figura 15) e na diagonal (Figura 16), por a placa ser derivada de forma tubular do PVC (ou seja, a partir de um tubo de PVC rígido). Os corpos de prova foram retirados das placas de termoplástico de baixa temperatura com as dimensões de 130mm de comprimento, 13mm de largura e 3,2 mm de espessura.

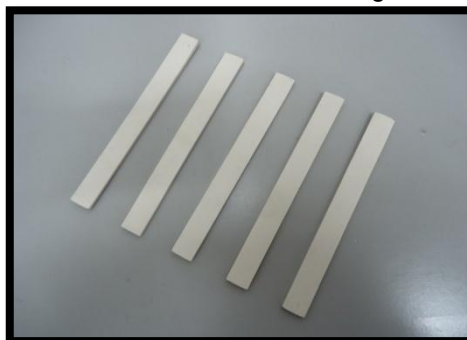
O equipamento utilizado foi a Máquina Universal de Ensaios EMIC (Fotografia 11 e

Fotografia 12).**Fotografia 11** - Amostras de PVC no sentido longitudinal do tubo de PVC

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

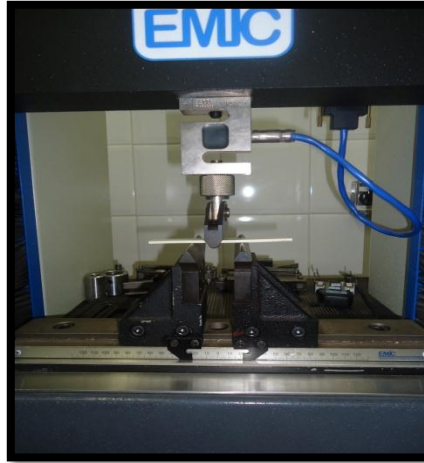
Fotografia 12 - Amostras de PVC no sentido transversal do tubo de PVC

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 13 - Amostras de PVC no sentido diagonal do tubo de PVC.

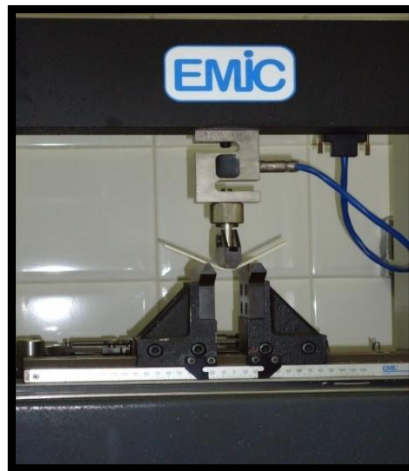
Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 14 - Início do ensaio de Flexão de três pontos



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 15 - Término do ensaio de Flexão de três pontos



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

4.1.4 Toxicidade

Devido ao PVC, com especificações ABNT NBR 5688:1999, ser um material termoplástico com a finalidade de utilização em sistemas prediais de água pluvial, esgoto sanitário e ventilação, e não para a confecção de órteses para membro superior com finalidade terapêutica, se faz necessária uma investigação dos componentes químicos do material, para garantia da ausência de riscos de contaminação das pessoas que utilizarão as órteses para

membros superiores feitas a partir do PVC. Para tanto foram utilizados dois métodos que têm por finalidade a verificação da presença e da possibilidade de liberação de componentes químicos da formulação dos tubos de PVC rígido: a Microscopia Eletrônica de Varredura e o Efeito sobre a água.

4.1.4.1 Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno e com gerador de hidreto

Os métodos analíticos empregados estão de acordo com APHA, WWA, WPCF (2005). Foi realizada Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno para chumbo (Pb), cádmio (Cd), cromo (Cr), estanho (Sn) e com gerador de hidreto para arsênio (As) e mercúrio (Hg).

Foi pesada uma massa de aproximadamente 0,5 g de raspas do tubo de PVC rígido e digerida por via seca em forno mufla, sendo o resíduo reconstituído em meio de ácido nítrico para 50 mL.

4.1.4.2 Efeito sobre a água

Para o teste em questão, foi utilizada a norma ABNT NBR 8219:1999, que prescreve o método pelo qual deve ser verificado o efeito sobre a água de tubos e conexões de PVC destinados à condução de água potável.

As amostras foram constituídas por segmentos de tubo de PVC DN NBR 5688, com comprimento de 200mm, lavadas com água destilada com pH $4,5 \pm 0,1$, utilizando algodão. Uma das extremidades de cada amostra foi fechada com um tampão e cheia com água acidulada na temperatura de 20°C e, posteriormente, fechada a outra extremidade com um tampão e deixado em repouso por 45 horas na temperatura de 20°C. O extrato foi transferido para um frasco de material inerte e com o método Espectrometria de Emissão por Plasma - ICP foram determinados os teores de Cromo (Cr), Chumbo (Pb), Estanho(Sn), Cádmio (Cd), Arsênio (As) e Mercúrio(Hg). As amostras foram novamente cheias com água acidulada à 20°C e o extrato transferido para um frasco de material inerte e, por fim, determinados os teores de Cromo (Cr), Chumbo(Pb), Estanho(Sn), Cádmio(Cd), Arsênio (As) e Mercúrio(Hg).

4.2 Resultados e Discussão

4.2.1 Caracterização Térmica

4.2.1.1 Determinação da temperatura de amolecimento VICAT do PVC

Com a Taxa de aquecimento a 50° C/h e temperatura inicial de 25 ° C os quatro corpos de amostra com uma carga de 49,54 N foram perfurados de $1,000 \pm 0,015 \text{ mm}^2$, nas temperaturas de acordo com a tabela 1:

Tabela 1 - Ensaio de Vicat com 49,54 N

Amostra 1	83,0°C
Amostra 2	82,7°C
Amostra 3	83,3°C
Amostra 4	81,1°C
Média	82,5°C
Desvio Padrão	0,98°C

Fonte: Pesquisa de Campo (2013).

Com a Taxa de aquecimento a 50° C/h e temperatura inicial de 25 ° C os quatro corpos de amostra com uma carga de 10N foram perfurados de $1,000 \pm 0,015 \text{ mm}^2$, nas temperaturas de acordo com a tabela 2:

Tabela 2 - Ensaio de Vicat com 10 N

Amostra 5	89,1°C
Amostra 6	89,8 °C
Amostra 7	91,3°C
Amostra 8	87,6°C
Média	89,4°C
Desvio Padrão	1,54°C

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

De acordo com a especificação do material (ABNT NBR 5688:1999) o composto empregado na fabricação de tubos de PVC tipo DN das séries normal e reforçada deve ter ponto de amolecimento maior ou igual a 79°C. Deste modo, averigua-se nos resultados (Tabela 1) que as amostras

investigadas estão dentro dos padrões da norma, pois a média dos quatro experimentos utilizando a carga de 49,54 N foi de 82,5°C.

Na segunda etapa do ensaio utilizou-se a carga de 10 N (Tabela2), e observou-se que houve um aumento de 6,9 °C na Temperatura de Amolecimento Vicat do PVC.

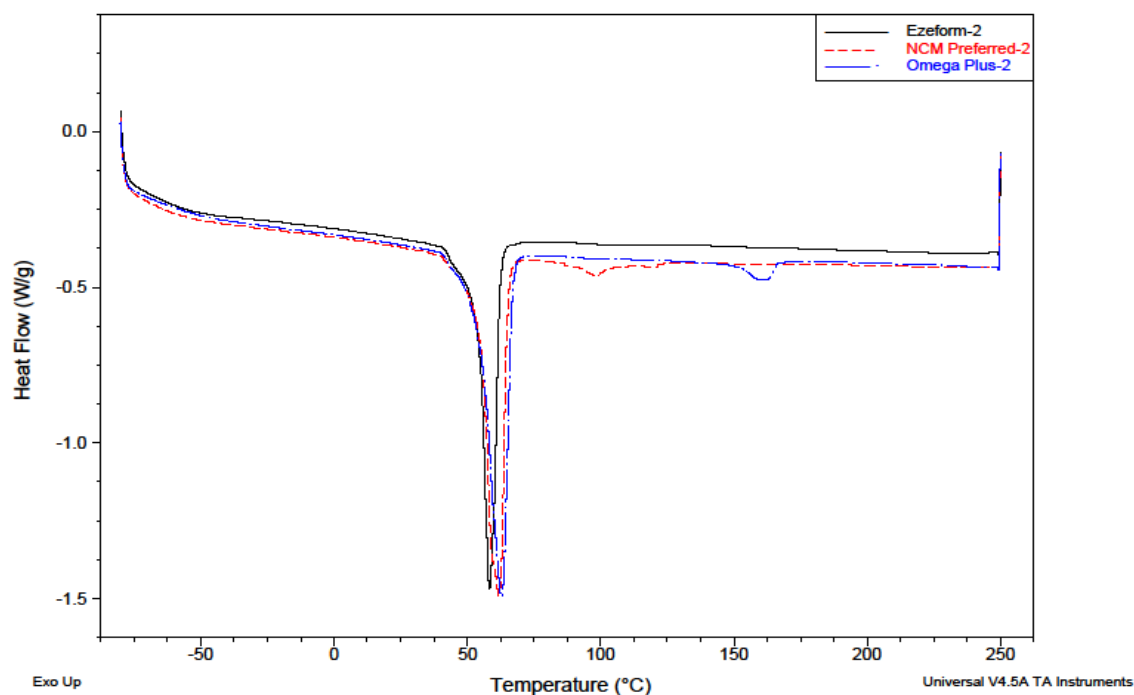
Através dos resultados apresentados pode-se afirmar que o PVC da marca comercial analisada, de acordo as especificações da norma ANBT NBR 5688:1999, mantendo suas características estruturais em regiões de altas temperaturas. Ademais, os resultados expostos permitem concluir que o PVC pode ser retrabalhado em temperaturas em que ainda não há a degradação do material, ou seja, ele tem reciclabilidade e pode ter sua estrutura mudada diversas vezes e recuperada a forma original, o que potencializa sua utilização na prática de confecção de órteses, pois o material permitiria modelagens, remodelagens e ajustes sem perda da rigidez e da função da órtese, aumentando o tempo de vida útil do aparelho, especialmente em casos de doenças crônicas em que o uso do mesmo é prolongado.

4.2.1.2 Calorimetria exploratória diferencial

De acordo com o banco de dados do laboratório, o Ezeform apresentou temperatura de fusão de 59,6°C (Gráfico 11). O comportamento do produto comercial em temperaturas mais elevadas se manteve inalterado, indicando que o mesmo não possui combinação de outros polímeros em sua composição. A temperatura de fusão está dentro do valor esperado para um termoplástico de baixa temperatura, confirmando que o mesmo pode ser moldado sem maiores dificuldades para a confecção de órteses. O valor encontrado no ensaio também faz concluir que o termoplástico de baixa temperatura é mais fácil de ser trabalhado na modelagem de órteses quando comparado com o PVC.

De acordo com a diferença de 22,9% a menos para o Ezeform em relação ao PVC (em teste equivalente), o material se encontra mais susceptível a deformações por conta de sua baixa temperatura, podendo apresentar algum nível de modificação estrutural em temperaturas em torno de 40°C, por ser próxima ao valor da temperatura de fusão.

Gráfico 11 - Curvas de Calorimetria Exploratória Diferencial (DSC) do Ezeform e de outros dois termoplásticos de baixa temperatura.



Fonte: Agnelli (2010).

4.2.2 Determinação do teor de cargas inorgânicas

4.2.2.1 Determinação do teor de cinzas

De acordo com a norma NBR 5688:1999 o composto empregado na fabricação do PVC tipo DN das séries normal e reforçada deve apresentar teor de cinzas de no máximo 10%, utilizando ensaio de acordo com a norma ABNT NM 84-método A, na temperatura de $1050 \pm 50^\circ\text{C}$.

Os resultados obtidos foram os de acordo com a tabela 3, abaixo:

Tabela 3 – Resultados do teste de teor de cargas inorgânicas

Amostra 1	12,47 %
Amostra 2	12,63 %
Amostra 3	11,42 %
Média	12,17 %
Desvio Padrão	0,86 %

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

A quantidade de cargas inorgânicas relaciona-se diretamente com as características mecânicas, sendo um dos principais fatores de influência na rigidez do material.

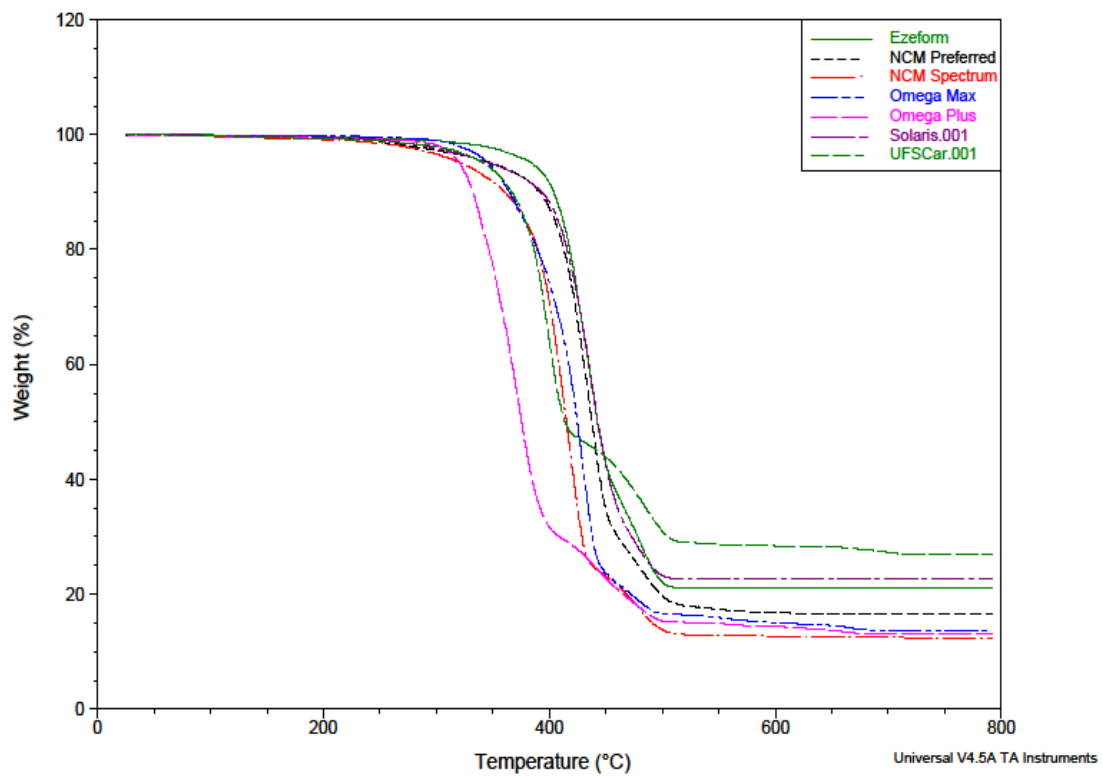
Considerando o máximo de porcentagem que as amostras deveriam ter de cargas inorgânicas, verificou-se que as mesmas apresentaram 2,7 % a mais do valor máximo recomendado. Entretanto, deve-se considerar também que durante a realização dos testes houve uma limitação experimental, pois o forno microondas disponibilizado e utilizado para a pesquisa deveria atingir a temperatura de $1050^{\circ}\text{C}\pm 50^{\circ}\text{C}$, mas só alcançava até $1000^{\circ}\pm 50^{\circ}\text{C}$, portanto, o valor, embora significativo para o estudo proposto, não pode ser considerado como especificação de acordo com a Norma ABNT NM 84-método A.

4.2.2.2 Termogravimetria

O Ezeform apresentou um teor de cargas inorgânicas de 21,1% (Gráfico 12) neste teste que poderia ser considerado proporcional ao de determinação de cargas inorgânicas realizadas para o PVC, portanto, em comparação ao PVC, que é intrinsecamente mais rígido, e precisa de mais cargas inorgânicas, o Ezeform é mais flexível e, portanto, apresentou uma quantidade menor de cargas inorgânicas, que contribuem para dar maior rigidez ao material.

É importante ressaltar, que o teste de Teor de Cinzas foi utilizado com o PVC como equivalente ao de Termogravimetria para o termoplástico de baixa temperatura, pois o PVC acima de 200°C começa a entrar em processo de combustão, liberando voláteis como o ácido clorídrico, que é corrosivo ao equipamento, que pode ser utilizado somente quando há proteção apropriada.

Gráfico 12 - Curvas de Termogravimetria (TG) do Ezeform e de outros termoplásticos de baixa temperatura.



Fonte: Agnelli (2010).

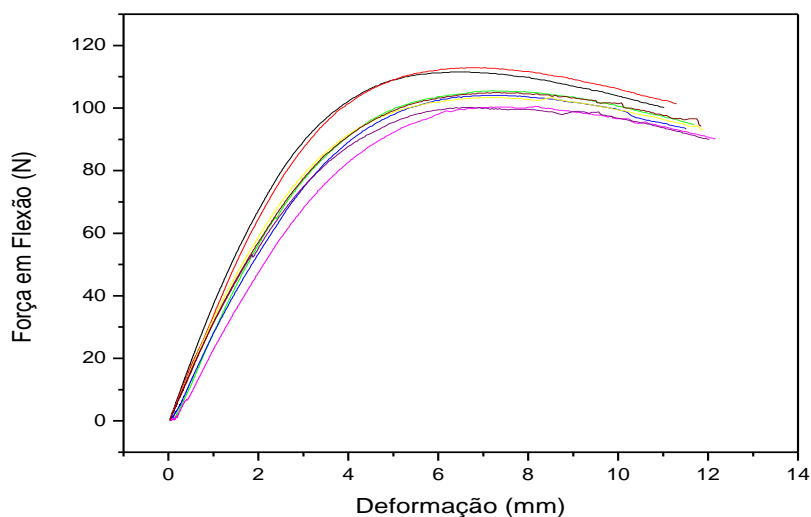
4.2.3 Caracterização mecânica

O PVC apresentou na direção longitudinal (direção 1), direção do sentido do tubo, uma Resistência à Flexão de 71,0 MPa, com desvio padrão de 3,1 MPa, e Módulo de Rigidez de 2,63 GPa, com desvio padrão de 0,28 GPa (Tabela 4 e Gráfico 13).

Tabela 4 - Resultados de Flexão na direção 1

Corpo de Prova	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)
1	75,17	3,09
2	76,08	2,90
3	71,16	2,56
4	70,12	2,47
5	69,78	2,68
6	67,72	2,18
7	67,49	2,56
8	70,70	2,57
Média	71,03	2,63
Desvio Padrão	3,13	0,28

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 13 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 1 no ensaio de flexão.

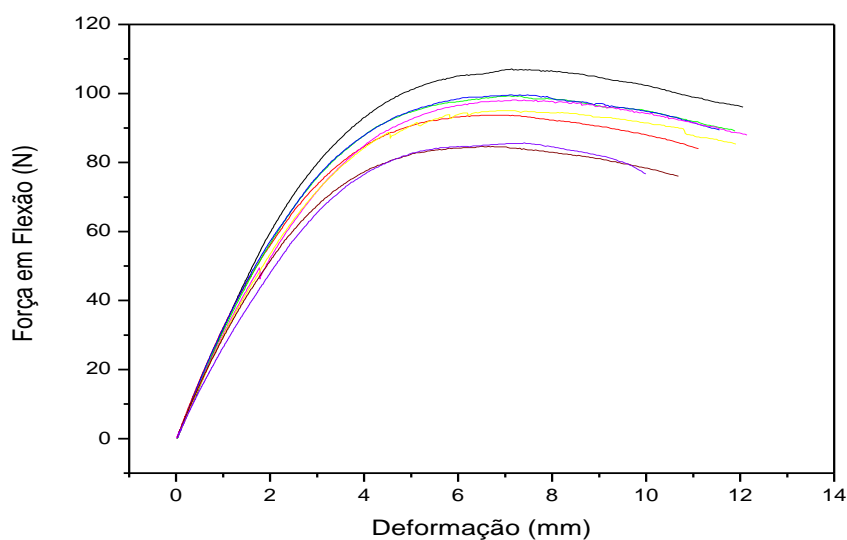
Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Na direção transversal (direção 2) apresentou uma Resistência à Flexão de 64,3 MPa, com desvio padrão de 5,0, e Módulo de Rigidez de 2,55GPa, com desvio padrão de 0,14GPa (Tabela 5 e Gráfico 14).

Tabela 5 - Resultados de Flexão do PVC na direção 2

Corpo de Prova	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)
1	72,19	2,57
2	63,13	2,75
3	66,92	2,58
4	67,14	2,72
5	66,11	2,46
6	64,05	2,46
7	57,06	2,54
8	57,75	2,32
Média	64,29	2,55
Desvio Padrão	5,03	0,14

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 14 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 2 no ensaio de flexão.

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Na direção diagonal (direção 3), a aproximadamente 45 graus, a Resistência à Flexão foi 65,4 MPa, com desvio padrão de 4,4 MPa, e o Módulo

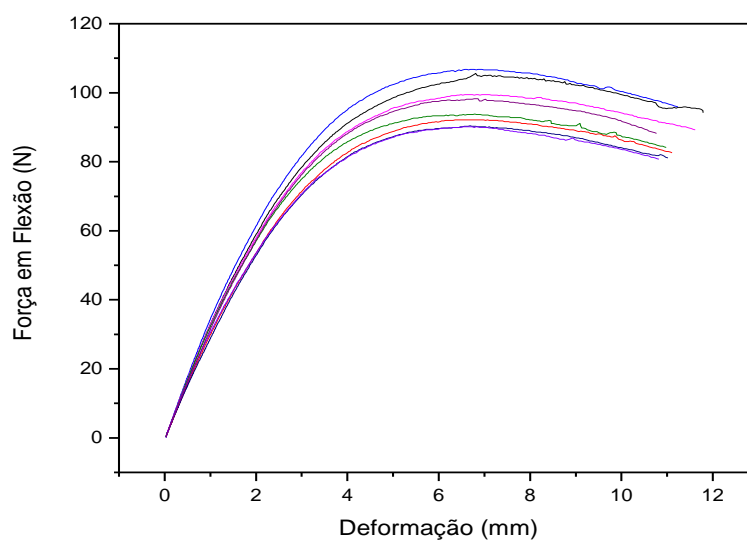
de Rigidez foi 2,66 GPa, com desvio padrão de 0,15 GPa (Tabela 6 e Gráfico 15).

Tabela 6 - Resultados de Flexão do PVC na direção 3

Corpo de Prova	Tensão (MPa)	Módulo de Elasticidade (GPa)
1	71,16	2,70
2	62,10	2,49
3	71,96	2,87
4	67,03	2,80
5	63,25	2,77
6	60,96	2,45
7	60,73	2,67
8	66,23	2,56
Média	65,43	2,66
Desvio Padrão	4,42	0,15

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 15 - Curvas médias das amostras de PVC na direção 2 no ensaio de flexão.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

O Ezeform apresentou Resistência à flexão de $13,0\pm 0,4$ MPa e Módulo de Rigidez de 423 ± 63 MPa, como mostra a tabela 7.

Tabela 7 -Caracterização mecânica do Ezeform no ensaio de flexão

Material	Tensão máxima em flexão (MPa)	Rigidez ou módulo de flexão (GPa)
Ezeform	$13,0\pm 0,4$	$0, 423\pm 63$

Fonte: Agnelli (2010).

De acordo com os resultados de Resistência à Flexão e de Módulo de Rigidez, feitos com o PVC, conclui-se que não há diferenças estatisticamente consideráveis entre as três direções pesquisadas (longitudinal, transversal e diagonal), ainda que houvesse a hipótese de que nas direções transversal e diagonal o tubo teria baixa tensão e elasticidade por ser orientado preferencialmente na direção longitudinal. Deste modo, pode-se concluir que o desempenho da aplicação do material independe da direção, ou seja, para a confecção de órteses os moldes poderão ser retirados da placa de PVC em qualquer direção, sem problemas em sua modelagem e posterior utilização.

Com os resultados de ambos os materiais, conclui-se que o PVC é um material mais rígido que o Ezeform, o que o torna mais resistente. Entretanto, deve-se considerar a aplicação do mesmo com cautela, pois sendo um material mais rígido a moldagem do mesmo implica em um aumento da pressão nas áreas que necessitem de melhor acomodação de tecidos.

4.2.4 Toxicidade

4.2.4.1 Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno e com gerador de hidreto

Parâmetros	Unidade	Resultado
Chumbo	mg Pb/kg	27,11
Cádmio	mg Cd/kg	0,097
Cromo	mg Cr/kg	5,809
Mercúrio	mg Hg/kg	0,002
Arsênio	mg As/kg	0,097

OBS: não foi obtido resultado satisfatório para estanho (Sn)

4.2.4.2 Efeito sobre a água

Os resultados obtidos na determinação de Chumbo, Cromo, Cádmio, Arsênio, Mercúrio e Estanho, na água, estão apresentados na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores da concentração de metais, na água, para 2 amostras do Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal), branco

Amostra	Água analisada	Pb	Cr	Cd	As	Hg	Sn
1	Primeira retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01
	Segunda retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01
	Terceira retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01
2	Primeira retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01
	Segunda retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01
	Terceira retirada	<0,01	<0,002	<0,002	<0,002	<0,005	<0,01

Observação: Valores expressos em ppm e inferiores aos limites de detecção dos respectivos metais.

Amostra 1: Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150, TIGRE, Fabricado em 2012.

Amostra 2: Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150, TIGRE, Fabricado em 2013.

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Os Tubos de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150 mm (diâmetro nominal), branco, da marca comercial analisada, quando submetidos ao Ensaio de Efeito Sobre a Água, conforme ABNT NBR 8219, satisfazem as condições especificadas para os limites de teores de Chumbo, Cromo, Cádmio, Arsênio, Mercúrio e Estanho, na Norma ABNT NBR 8219 e na Portaria 518 do Ministério da Saúde. Além disso não foram encontradas diferenças entre as amostras dos tubos com fabricação nos anos de 2012 e 2013.

5 ETAPA III: ANÁLISE DA FUNÇÃO MANUAL E ELETROMIOGRAFICA DURANTE O USO DAS ÓRTESES.

Nesta etapa da pesquisa, foram verificados o desempenho funcional e mioelétrico de sujeitos saudáveis, com o uso de órteses de punho e sem órtese. Para a execução dos testes os sujeitos usaram os dois tipos de órtese do estudo: uma feita de PVC e a outra em ezeform e também executaram as tarefas sem órtese. Durante a realização de testes padronizados de função manual foram registradas as atividades mioelétricas dos músculos trapézio, bíceps braquial, extensor radial do carpo e flexor superficial dos dedos.

5.1 Metodologia

5.1.1 Sujeitos da pesquisa

Participaram da pesquisa 28 alunas dos cursos de graduação da Universidade Federal de São Carlos – UFSCar.

5.1.1.1 Critérios de inclusão

- Adultos jovens com idade mínima de 18 anos e máxima de 30 anos;
- Índice de Massa Corporal menor ou igual a 30 kg/m² ;
- Dominância manual direita para as atividades e;
- Ausência de desconforto, dor, ou qualquer sintoma indicativo de doença, trauma ou sequela no membro superior.

5.1.1.2 Critérios de exclusão

- Uso de medicação que interfira no desempenho muscular por até 72 horas anteriores à coleta de dados;
- Realização de exercício físico intenso por até 48 horas anteriores à coleta de dados

5.1.2 Local da coleta de dados

A coleta de dados foi realizada no Laboratório de Análise Funcional e Ajudas Técnicas (LAFATec) do Departamento de Terapia ocupacional da Universidade Federal de São Carlos (DTO-UFSCar).

5.1.3 Ambientação ou Preparo do ambiente de coleta de dados

O ambiente foi previamente preparado para a realização da coleta com a utilização da EMG, procurando minimizar as interferências de dispositivos elétricos utilizando somente luz natural e os equipamentos estritamente necessários, mantendo o computador a uma distância mínima de dois metros do eletromiógrafo (CRAM; KASMAN, 2011).

Foi feito um controle da iluminação para permitir uma boa visualização dos testes funcionais realizados pelos sujeitos, de modo que não houvesse interferências no desempenho dos mesmos devido às movimentações para ajustes visuais durante a atividade.

A temperatura foi mantida a aproximadamente 23°C, com o auxílio de um termômetro digital, pois de acordo com Basmajian e Deluca (1985) as mudanças de temperatura causam alterações sobre o sistema circulatório e assim, sobre o desempenho muscular.

5.1.4 Instrumentação ou Materiais e Equipamentos

Foi utilizada uma balança marca Filizola com capacidade até 150Kg e intervalos de 100g e um antropômetro vertical, fixo à balança para verificação dos dados antropométricos dos sujeitos participantes da pesquisa.

Foi utilizado o eletromiógrafo com sistema Miotool 400, da Miotec equipamentos biomédicos S.A. (**Fotografia 16**), equipado com bateria de Níquel Metal Hidreto – NiMH de 7,2V e 1700 mA. Este equipamento conta com um conversor A-D de 14 bits de resolução, placa de aquisição de dados de 2000 amostras por segundo e modo de rejeição comum de 100dB, com amplificação dos sinais com ganho de 1000 vezes e sensores com impedância de entrada de 1010Ω. Os sinais coletados através de sensores modelo SDS500, do mesmo fabricante, passaram por um filtro passabanda¹ entre 10Hz e 500Hz e notch de 60Hz, para redução dos ruídos.

Fotografia 16 - Eletromiógrafo Miotol 400

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Foram utilizados eletrodos bipolares com distância entre os pólos de 20 mm, com confecção em espuma de polietileno com adesivo medicinal hipoalérgico (importado), gel sólido aderente (Hidrogel importado), contato bipolar de Ag/AgCl (prata/cloreto de prata), modelo *Double* da Miotec Equipamentos Biomédicos S.A.

Os eletrodos foram fixados à pele com Micropore, da marca 3M, St. Paul, EUA, e faixa elástica de baixa compressão, do fabricante CARCI, São Paulo-SP, para minimizar as interferências no sinal eletromiográfico advindas da movimentação dos cabos durante a realização dos testes funcionais.

Para o teste de contração voluntária do músculo flexor superficial dos dedos, utilizou-se o dinamômetro de preensão manual *Jamar Hydraulic Hand Dynamometer*, fabricado pela *Sammons Preston Rolyan* (EUA).

Foi utilizado para o processamento dos dados o Notebook Inspiron 14 R da Dell, 3ª geração do processador Intel®Core™i5-3337U, com placa de vídeo nVidia GeForce GT730M2GB DDR3, com memória de 6 GB e disco rígido de 1TB.

As órteses utilizadas pelos voluntários foram confeccionadas e modeladas para cada sujeito, pelo mesmo pesquisador, com formação e experiência em confecção de órteses. O modelo usado foi do tipo antebraquio-palmar, com dedos livres e punho entre 20° e 30° de extensão. Uma órtese foi feita de termoplástico de baixa temperatura Ezeform, da *Sammons Preston Rolyan* (USA), sólida, de 3,2mm de espessura. A outra órtese, de modelo similar, foi feita com o termoplástico de alta temperatura PVC tubular, tipo DN NBR 5688, de 150mm de diâmetro, branco.

Foram utilizados os testes funcionais *Purdue Pegboard Test* modelo 32020, *Functional Dexterity Test*, *Box and Blocks Test*, todos da marca *Sammons Preston®*, e os resultados foram registrados na Ficha de Desempenho nos Teste Funcionais (APÊNDICE E).

Foi utilizada uma escrivaninha de escritório comum, na qual foram postos os testes de função manual e uma cadeira de escritório com regulagem de altura de assento e sem apoio para os braços.

5.1.5 Procedimentos

5.1.5.1 Seleção para participação na pesquisa

Os participantes voluntários da pesquisa foram convidados por contato através de e-mail institucional, por grupos específicos em redes sociais, telefone ou pessoalmente. Aqueles que cumpriram os critérios através de preenchimento da ficha de identificação de voluntário (APÊNDICE D) bem como concordaram com os objetivos da pesquisa foram agendados para participar do estudo.

Participaram como sujeitos deste estudo apenas os voluntários com disponibilidade para dois encontros consecutivos no laboratório, com duração de 2 horas cada e ciente da condição metodológica definida para a coleta eletromiográfica. O segundo encontro, para executar os testes funcionais com simultânea avaliação eletromiográfica (EMG).

5.1.5.2 Primeiro encontro para coleta de dados: TCLE, Medidas antropométricas e confecção de órteses

O primeiro encontro destinou-se a averiguação dos critérios de inclusão, concordância e assinatura do Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE F) e confecção das órteses.

Inicialmente foi averiguado o índice de massa corporal (IMC), através da tomada e do registro das medidas de peso e altura, com o voluntário descalço, usando roupas leves, em posição ereta, de costas para o marcador, com os pés unidos e olhar fixo na altura da linha do horizonte. Para o cálculo do IMC e classificação de não obeso, foram utilizados os parâmetros definidos pela

Organização Mundial de Saúde (WHO, 1998). O peso foi medido em quilogramas e a altura, em metros.

Após averiguação da não obesidade, o voluntário foi convidado a ler o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE F) da pesquisa, e em caso de concordância de participação, assiná-lo.

A seguir foram feitas as medidas do membro superior direito e o desenho do molde, bem como a confecção das órteses de PVC e de Ezeform.

As órteses dos dois tipos de materiais foram confeccionadas com o punho posicionado em um ângulo de aproximadamente 20° de extensão, com as demais articulações do membro superior livres, com base nos estudos de Callinan (1999), Bulthaupt et al.(1999) e Stern et al.(1996), que preconizaram a utilização de tal ângulo para avaliação da eficácia do uso da órtese de punho em pacientes com diversas desordens neuromusculoesqueléticas, a longo prazo.

Durante a confecção, foram deixadas livres as pregas palmares médias, distal e tenar, para não imobilizar o polegar e os dedos durante o desempenho das atividades funcionais (JANSEN et al. 1997).

5.1.5.3 Segundo encontro: registro eletromiográfico durante o desempenho funcional.

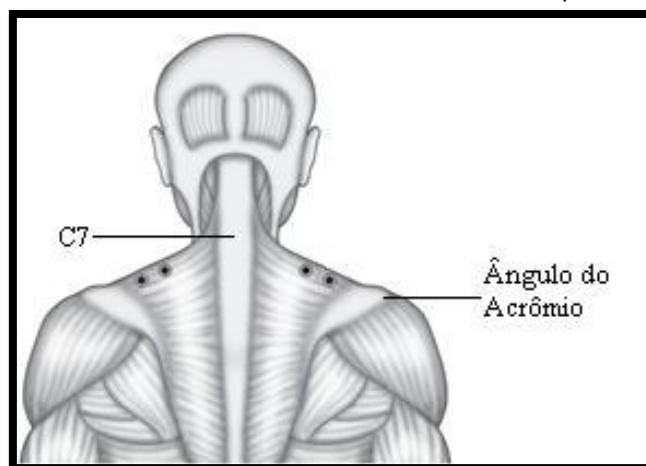
Primeiramente, cada voluntária foi posicionada para a realização dos testes musculares específicos para os músculos a serem investigados e para a preparação do local da pele no qual foram postos os eletrodos bipolares (BASMAJIAN; BLUMENSTEIN, 1989; CRAM; KASMAN, 2011).

Foi realizada a palpação de cada músculo, de acordo com os testes de função muscular descritos por Kendall (1993), utilizando-se como referência para a colocação dos eletrodos os pontos descritos por Basmajian e Blumenstein (1989) e Cram e Kasman (2011).

Foi feita a remoção dos pêlos, abrasão com lado áspero da esponja até vermelhidão aparente do local e limpeza com álcool 70° GL. Posteriormente, seguindo as orientações para Eletromiografia de Superfície do SENIAM (Hermens *et al.*, 2000), os eletrodos foram colocados em sentido paralelo às fibras musculares, entre o ponto motor e os tendões de cada músculo em questão, como abaixo:

-Fibras superiores do Trapézio: foram colocados os eletrodos bipolares na porção descendente do músculo, a dois centímetros da metade da distância entre a vértebra cervical sete e a borda lateral do acrômio da escápula (Figura 4) (CRAM et al., 2011).

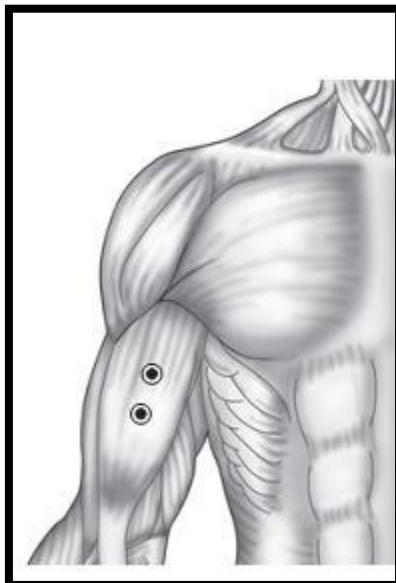
Figura 4 - Posicionamento dos eletrodos sob as fibras superiores do trapézio



Fonte: CRAM; KASMAN et al. (2011, p. 290)

-Bíceps braquial: os eletrodos bipolares foram colocados sobre o ventre muscular, encontrado ao posicionar em cada voluntário em flexão resistida do cotovelo, com o antebraço em supinação (Figura 5) (CRAM et al., 2011).

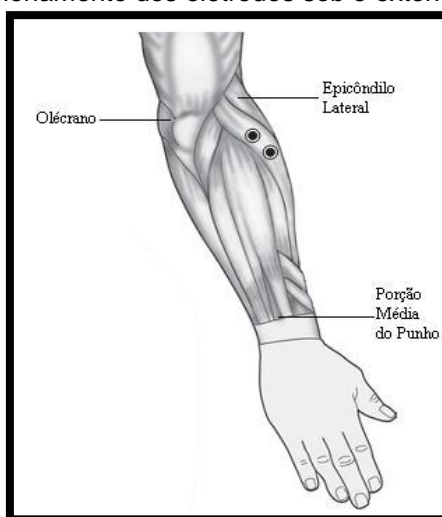
Figura 5 - Posicionamento dos eletrodos sob o extensor radial do carpo



Fonte: CRAM E KASMAN et al. (2011, p. 316)

-Extensor Radial curto do carpo: cada voluntário foi posicionado com o cotovelo em semiflexão e o antebraço em pronação e foi solicitado a extensão do punho contra resistência. Os eletrodos bipolares foram colocados sobre o terço proximal entre a porção média do punho e ponto lateral do fim da prega e o epicôndilo lateral do úmero (Figura 6) (CRAM; KASMAN et al., 2011).

Figura 6 - Posicionamento dos eletrodos sob o extensor radial do carpo

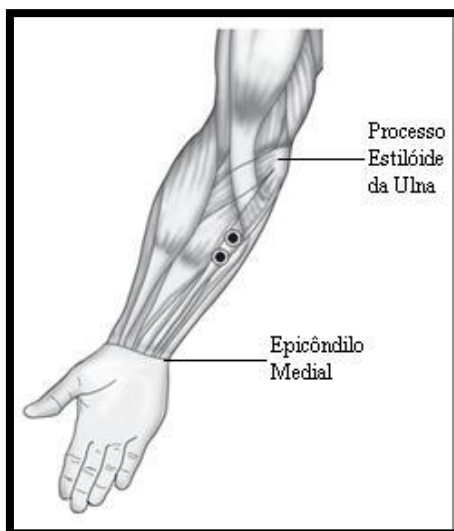


Fonte: CRAM E KASMAN et al. (2011, p. 325).

-Flexor superficial dos dedos: foi feito o posicionamento de cada participante com o antebraço em supinação, os eletrodos foram posicionados na porção da

linha média da linha entre o epicôndilo medial do úmero e o processo estilóide da ulna (Figura 7) (CRAM, KASMAN et al., 2011).

Figura 7 - Posicionamento dos eletrodos sob o flexor superficial dos dedos



Fonte: CRAM e KASMAN et al. (2011, p.333).

Por fim, foi colocado um eletrodo sobre a protuberância óssea do processo espinhoso da sétima vértebra cervical, conectado a um cabo de referência blindado, segundo as recomendações do SENIAM (Figura 22) (HERMENS et al., 2000).

Para uma boa fixação e estabilidade dos sensores acoplados na pele, foram utilizados *micropore* e bandagem elástica de baixa compressão. A colocação correta dos eletrodos foi confirmada por monitoração visual dos sinais eletromiográficos na tela do computador durante os testes de função muscular.

5.1.5.4 Registro da contração voluntária máxima (CVM)

Os testes de contração voluntária máxima foram realizados através de contrações voluntárias isométricas com base nos estudos de Kendall (1993), que recomenda a posição sentada e a resistência de um bloqueio rígido externo, durante cada teste.

Os testes de função muscular foram demonstrados aos participantes e treinados antes do registro da CVM. Durante o registro, foram dadas orientações verbais para realização da força máxima durante quatro segundos, repousando por dez segundos antes da próxima contração. Foram feitas um

total de quatro contrações máximas para cada músculo avaliado. Para os registros EMG da contração voluntária foram feitos os seguintes testes de função muscular:

-Fibras superiores do trapézio: cada participante ficou sentado, com o braço ao lado do corpo e o antebraço em prono-supino. Foi posicionada uma faixa não elástica sobre o ombro de cada sujeito e solicitado que fosse realizada a elevação escapular contra a resistência da faixa.

-Bíceps Braquial: cada participante foi posicionado com o cotovelo em flexão de 90° e realizando supinação máxima. A faixa foi colocada sobre o terço distal do antebraço, sendo solicitado ao participante que flexionasse o cotovelo o máximo possível.

-Extensor radial do carpo: cada participante foi posicionado com o cotovelo em semiflexão e com o antebraço em pronação máxima. A faixa foi colocada sobre a mão, aproximadamente na metade do comprimento dos metacarpos II a V e foi solicitada a extensão do punho ao participante.

-Flexor superficial dos dedos: cada participante foi posicionado com o ombro aduzido, cotovelo em flexão de 90 graus, antebraço em posição neutra, punho entre 0 e 30 graus de extensão. Para a contração de forma isométrica a Associação Americana de Terapeutas da Mão recomenda o uso do Jamar (FESS e GRIP, 1992). Deste modo, o mesmo foi utilizado com alça do instrumento na terceira posição, solicitando a força máxima para garantia de grande atuação dos músculos extrínsecos da mão.

5.1.5.5 Preparação dos sujeitos para as tarefas

Cada voluntário foi convidado a se sentar, experimentou o mobiliário e foi orientado para adequação postural dos ângulos do quadril, joelho e cotovelo, encosto da coluna e apoio dos pés, como preconiza Montgomey (1998), deixando os membros superiores livres para as atividades (Fotografia 17).

Fotografia 17 - Adequação do mobiliário

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Os testes foram centralizados na linha média de cada voluntária e mantidos a uma distância de conforto postural.

As tarefas foram apresentadas e cada voluntária teve a oportunidade de realizar pelo menos uma vez cada uma até que se sentisse familiarizada e segura para os testes, sem a utilização das órteses.

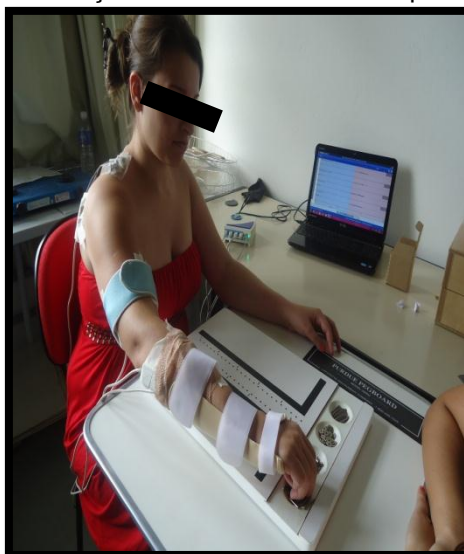
Cada teste foi realizado em três condições diferentes: sem a órtese (Fotografia 18), com a órtese de termoplástico de baixa temperatura (Fotografia 19) e com a órtese de PVC (Fotografia 20). Cada condição foi repetida 3 vezes. Para a realização da coleta, foi feita a randomização da ordem de realização dos testes, e posteriormente da sequência da condição de realização de cada um destes, com um intervalo de descanso de 5 minutos entre cada condição de realização de determinado teste. Cada repetição foi iniciada a partir da posição de repouso, com as mãos apoiadas de cada lado da mesa. Os registros ocorreram quando cada voluntária atingia o máximo um ponto de relaxamento constante.

Fotografia 18 - Teste na condição sem órtese



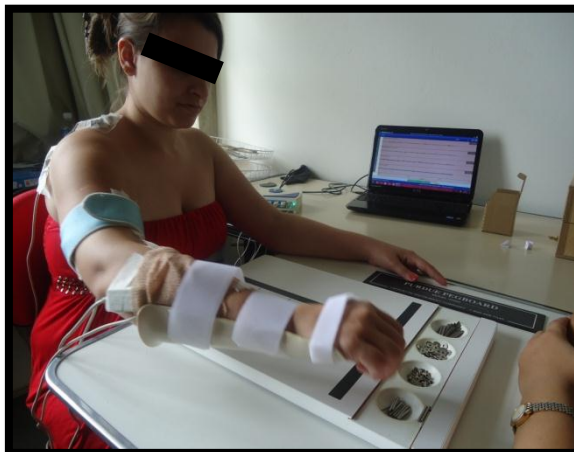
Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Fotografia 19 - Teste na condição com a órtese de termoplástico de baixa temperatura.



Fonte: Pesquisa de campo, 2013.

Fotografia 20 - Teste na condição com a órtese de PVC



Fonte: Pesquisa de campo, 2013.

Os testes apresentados foram os seguintes:

-Purdue Pegboard Test modelo 32020 (PPT) (Figura 8): Deste teste fazem parte cinco subtestes, envolvendo etapas unilaterais direita, esquerda e bilaterais, entretanto, só foi realizada a primeira, que envolve a dominância direita. Nesta etapa, com a mão direita, o participante colocou tantos pinos quanto conseguisse na fileira da direita, em 30 segundos. Este procedimento foi repetido três vezes para cada condição, com intervalos de 15 segundos de descanso dentro da mesma condição e de 5 minutos entre uma condição e outra.

Figura 8 - Teste Purdue Pegboard



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

-Box and the blocks Test (BBT) (Fotografia 21): o teste foi realizado com a mão direita e o objetivo foi pegar um bloco de cada vez e passá-lo para o outro compartimento da caixa e soltá-lo. A pesquisadora fez a demonstração, explicando ao participante que este não poderia pegar mais de um bloco por vez e nem derrubá-lo.

Cada participante teve um minuto para realizar o teste em cada condição (sem a órtese, com a órtese de termoplástico de baixa temperatura e com a órtese de PVC), com três repetições para cada uma, totalizando 3 minutos, e com um intervalo de 5 minutos entre uma condição e outra.

Fotografia 21 - Teste Box and the blocks



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

-Functional Dexterity Test (FDT) (Fotografia 22): cada participante foi instruído a virar todos os pinos com a mão direita começando na borda mais distante do tabuleiro e do lado esquerdo, e depois desvirá-los um a um. Foi explicado que não poderia ocorrer supinação exagerada na tentativa de facilitar a colocação do pino e o pino não poderia tocar na parte lisa do tabuleiro.

Foram realizadas três repetições para cada condição do teste, em que cada sujeito teve um minuto para desvirar o máximo número de pinos quanto fosse possível, com intervalos de 30 segundos para descanso entre cada repetição e de 5 minutos entre uma condição e outra.

Fotografia 22 - Teste Funcional Dexterity

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

5.1.6 Análise dos dados

Para a análise dos dados de cada músculo foi selecionada a seção correspondente à execução da tarefa no registro eletromiográfico, sendo o valor resultante normalizado para a obtenção da média da amplitude de atividade eletromiográfica pelo método de média da raiz quadrada – *Root Mean Square* (RMS) através do software Miotec Suit 1.0 Miotec Equipamentos Biomédicos Ltda, RS, Brasil.

Foi então calculada a média aritmética das três repetições de cada participante em cada uma das condições, considerando $\leq 30\%$ e desvio padrão como valor aceitável. O valor final, expresso em microvolts, foi armazenado em uma planilha eletrônica no *software Microsoft Excel 2010* e foi normalizado para posterior análise (LEHMAN; MCGILL, 1999), relacionando-o com valor da CVM, obtido por meio do método de média dinâmica (BURDEN, 2010).

Neste método, é obtida a média, em microvolts, das quatro contrações isométricas máximas realizadas pelos sujeitos. Esta média passa a representar 100% da atividade do músculo avaliado e é utilizada como referência para a normalização do valor da média aritmética obtido nas três repetições de cada condição em cada teste, que passa a ser expresso em % da CVM (BURDEN, 2010).

Para a análise estatística foi feita a comparação de médias para dados correlacionados pelo Teste de Friedman e Teste de Wilcoxon, adotando-se $p < 0,05$ para a declaração de diferença significativa através do software SPSS, versão 15.0 (Chicago, IL).

5.2 Resultados e Discussão

A casuística foi composta por 28 voluntárias, do sexo feminino, com idade variando entre 18 e 32 anos, média de 22,29 anos. O IMC das voluntárias variou entre 17,5 e 35,5 kg/m², média de 23,57 kg/m². A Tabela 9, abaixo, representa a descrição das participantes com distribuição quanto à idade e ao IMC.

Tabela 9 - Descrição das voluntárias

Mulheres (n=28)	
Idade*	22,29 anos (3,67)
IMC†	23,49 (3,32)

* média em anos (desvio padrão)

IMC† – média do índice de massa corporal em Kg/m² (desvio padrão)

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

A amostra das idades apresenta-se homogênea, minimizando a influência dessa variável no estudo eletromiográfico. Estudos afirmam que a idade interfere na atividade muscular, como o de Laursen e Jensen (2000) que verificaram que a idade interferiu na atividade muscular do ombro, de modo que idosos, com média de 63 anos, obtiveram uma maior atividade do que jovens, com média de 25 anos de idade.

Quanto ao índice de massa corporal, a amostra apresenta-se homogênea e abaixo do índice considerado para pessoas com obesidade. Esse critério diminui a possibilidade de interferência referente à impedância. De acordo com Kamen (2004), quanto maior a distância entre músculos e eletrodos, maior a perda da intensidade do sinal eletromiográfico, o que pode ser ocasionado pelo excesso de tecido adiposo abaixo da camada da pele. Do mesmo modo De Luca (1997), Farina e Rinoldi (1999), Sodeberg (2000), Kamen (2004), Konrad (2005) e Cram e Kasmam (2011), afirmam que o tecido adiposo poderia produzir um efeito de filtro passa-baixa, atenuando a frequência dos potenciais de ação das fibras musculares. Deste modo, excluiu-se da pesquisa sujeitos com IMC igual ou maior que 30 Kg/m², de modo a não ocorrer diminuição do sinal.

O critério de inclusão relacionado ao fato dos voluntários não terem feito uso de medicações ou exercício significativo por 48 horas antecedentes à coleta dos dados de EMG, foram importantes, pois, segundo Kamen (2004), alguns parâmetros clínicos poderiam alterar a atividade muscular, tais como processos inflamatórios, alterações metabólicas, aumento ou diminuição do fluxo sanguíneo, mudança de temperatura e fadiga muscular. As voluntárias da pesquisa poderiam estar sujeitas a estas condições devido a prática de exercícios físicos excessivos, ao uso de medicações e a presença de dor, portanto, voluntárias que se encontravam em alguma destas condições também foram excluídas da pesquisa.

5.2.1 Desempenho Funcional

Os resultados apresentados na tabela 11 demonstram que de acordo com o teste estatístico de *Friedman* houve alguma alteração significativa no desempenho funcional durante o desenvolvimento dos três testes funcionais, com $p < 0,05$. Para a identificação de quais alterações ocorreram foi verificado através dos testes estatísticos de *Wilcoxon* as relações entre as condições com órtese em Ezeform (EZ) e Sem Órtese(S); com órtese de PVC (PVC) e sem Órtese(S) e, por fim, com órtese em PVC (PVC) e com órtese em Ezeform(EZ).

De acordo com o teste estatístico de *Wilcoxon* nos testes PPT e FDT não houve diferença significativa no desempenho funcional entre as condições EZ e PVC, com $p > 0,05$. Portanto, as duas órteses dificultam o desempenho nestes testes de modo similar. No teste BBT, houve diferença significativa, com $p < 0,05$, entre as órteses EZ e PVC, de modo que a órtese PVC dificultou mais o desempenho deste teste do que a órtese EZ.

Tabela 10 - Resultados* dos testes funcionais

Testes	Sem Órtese (S)	Órtese de Ezeform (EZ)	Órtese de PVC (PVC)	Valor de P			
PPT	14,84(1,59)	13,01(1,85)	12,34(1,60)	,000†	,000‡	,000§	,073£
FDT	20,71(4,20)	16,32(4,03)	15,67(4,22)	,000†	,000‡	,000§	,156£
BBT	34,89(6,79)	30,79(5,54)	29,60(5,84)	,000†	,000‡	,000§	,040£

*média (desvio padrão) – em número de unidades de pinos ou blocos

†Teste de Friedman

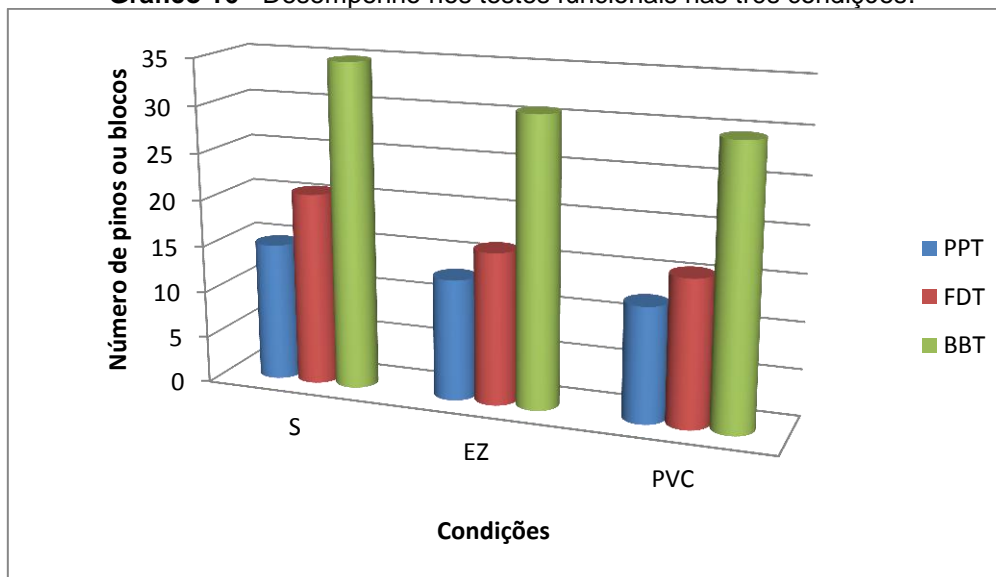
‡Teste de Wilcoxon (EZ, S)

§ Teste de Wilcoxon (PVC, S)

£Teste de Wilcoxon (PVC, EZ)

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 16 - Desempenho nos testes funcionais nas três condições.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Em estudo realizado por Stern et al. (1994), com vinte e três mulheres utilizando cinco órteses comerciais volares para estabilização do punho, foi verificado que não houve diferença significativa no desempenho funcional em seis dos sete subtestes aplicados do teste *Jebesen-Taylor* quando comparadas

as condições sem órtese, ao contrário do que foi visto nesta pesquisa, o que pode ter ocorrido devido as órteses utilizadas no estudo de Stern serem feitas de tecido e neoprene e não de materiais rígidos, como o Ezeform e o PVC, além do fato de os testes para análise terem sido diferenciados.

5.2.2 Desempenho Mioelétrico

5.2.2.1 Fibras Superiores do Trapézio

Os valores apresentados na tabela 12 mostram que de acordo com o teste estatístico de *Friedman* houve uma diferença significativa no recrutamento das fibras superiores do trapézio entre as três condições de desenvolvimento dos três testes funcionais.

Quando realizado o teste estatístico de *Wilcoxon*, foi verificado que houve um aumento significativo na média da amplitude eletromiográfica do trapézio quando desenvolvido o teste funcional PPT com as órteses EZ e PVC, obtendo um valor de $p < 0,05$ entre as condições S e EZ, e S e PVC. Quando analisada a comparação entre PVC e EZ, verificou-se que o recrutamento muscular das fibras superiores do trapézio foi maior quando utilizada a órtese EZ.

No teste FDT (Tabela 12), foi verificada diferença significativa entre as condições EZ e S, PVC e S e também entre PVC e EZ, de modo que com a órtese EZ houve um maior recrutamento da musculatura do trapézio do que com a órtese PVC.

No teste BBT (Tabela 12), observou-se um aumento significativo da amplitude mioelétrica no trapézio quando utilizada a órtese EZ e comparada à condição S, de modo que o trapézio foi mais recrutado quando utilizada a órtese do que sem uso da mesma, entretanto, não houve diferença estatisticamente considerável no recrutamento muscular do trapézio quando comparada a condição S e PVC, porém quando comparadas as condições EZ e PVC, foi visto que na condição EZ o trapézio apresentou maior amplitude mioelétrica durante o desenvolvimento do teste BBT.

Tabela 11 - Amplitude da atividade mioelétrica* das fibras superiores do trapézio

Testes	Sem Órtese (S)	Órtese de Ezeform (EZ)	Órtese de PVC (PVC)	Valor de P
PPT	23,04 (11,33)	26,11 (12,2)	25,44 (12,12)	,000† ,000‡ ,000§ ,000£
FDT	23,21 (13,46)	27,50(17,36)	26,76 (17,25)	,000† ,000‡ ,000§ ,001£
BBT	40,98 (21,51)	42,63(20,90)	41,54 (20,93)	,000† ,018‡ ,187§ ,000£

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman

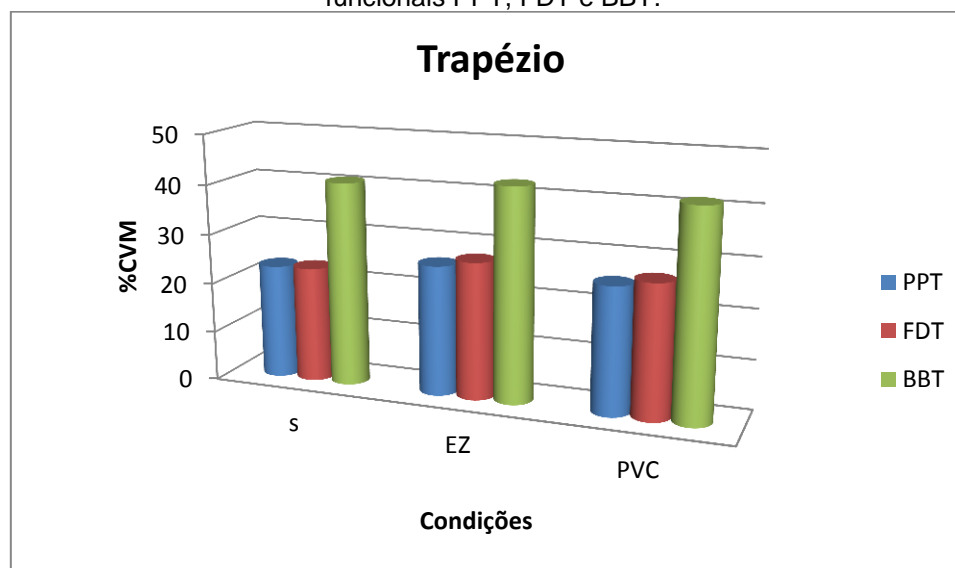
‡Teste de Wilcoxon (EZ, S)

§ Teste de Wilcoxon (PVC, S)

£Teste de Wilcoxon (PVC, EZ)

Fonte: pesquisa de campo (2013).

Gráfico 17 - Comparação da atividade eletromiográfica do trapézio superior nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

O aumento da amplitude mioelétrica verificada nas fibras superiores do trapézio quando utilizadas as órteses condizem com os estudos de Jansen et al. (1997), Bulthaupt et al. (1999) e Ferrigno et al. (2009), que observaram em indivíduos sem traumas músculo-esqueléticos ou deficiências neurológicas, que as órteses estáticas podem criar estresse adicional na musculatura proximal dos MMSS quando utilizadas órteses no punho.

Em um estudo feito por Burtner et al. (2003) com pacientes com artrite reumatoide, verificou-se que com a utilização de órteses do modelo *cock up*, bem como de outros modelos com o mesmo objetivo de estabilização de punho, as atividades mioelétricas das fibras superiores do trapézio também foram significativamente mais elevadas do que sem a órtese.

Estes achados foram confirmados nos resultados relacionados ao aumento da atividade eletromiográfica do trapézio quando utilizadas tanto a órtese em Ezeform quanto à órtese em PVC nos testes funcionais que correspondiam às atividades de preensão motora fina, grossa e manipulativa. Complementando estes estudos, Callinan (1999) afirmou que é necessária cautela com a indicação de órteses de punho para pacientes que apresentam comorbidades musculoesqueléticas na região proximal e distal do membro superior, o que poderia agravar os sintomas proximais.

Entre os três testes funcionais utilizados como atividade na captação da amplitude mioelétrica, foi verificado que o Box and the Blocks foi o que apresentou maior recrutamento muscular do trapézio em todas as condições, quando comparado aos demais testes. Supõe-se que isso se deve ao fato de este teste exigir maior amplitude de ombro na abdução e adução horizontal para a transferência de blocos de um lado para outro da caixa, necessitando assim maior contração das fibras musculares para sustentação desse músculo durante a atividade quando comparados aos testes PPT e FDT.

Em estudo realizado por Mell et al. (2005) foi verificado que durante a utilização de órteses de punho em atividade que exija a remoção de objetos de um lado para outro com alguma barreira entre os lados, pode ocorrer um aumento dos fatores de risco para distúrbios do ombro e concluiu que deve ser realizada uma análise da prescrição de órteses de punho para evitar lesões secundárias.

5.2.2.2 *Bíceps Braquial*

Na tabela 13 pode-se verificar que o bíceps braquial apresentou alterações significativas durante o desenvolvimento dos testes funcionais, de acordo com a análise estatística de *Friedman*.

Segundo a análise de *Wilcoxon* (Tabela 13), não foram constatados valores relevantes de diferença nos testes funcional PPT quando comparadas

as condições S e EZ, e entre S e PVC, constatando que para este músculo não houve interferência do uso de nenhuma das duas órteses no que diz respeito ao recrutamento do bíceps braquial durante o teste de função manual fina Purdue Pegboard. Em relação às diferenças entre as duas órteses EZ e PVC, foi constatado que a órtese EZ recrutou um pouco mais do músculo bíceps do que a órtese PVC.

No teste FDT (Tabela 13), não foram observadas diferenças significativas na amplitude miolétrica do Bíceps quando comparadas as condições S com a condição EZ e as condições S com a PVC. Portanto, verifica-se assim, que durante o desenvolvimento deste teste, que envolve preensão motora grossa e manipulativa, no músculo bíceps não há alteração significativa em termos de recrutamento muscular quando utilizada qualquer uma das duas órteses.

Em relação ao teste BBT (Tabela 13), não foi verificada alteração significativa no recrutamento muscular das fibras do bíceps braquial quando comparadas às condições S com a EZ, e entre S com a PVC, portanto, foi visto que a amplitude mioelétrica não sofreu nem diminuição nem aumento com o uso de nenhuma das duas órteses. Quando comparados os recrutamentos musculares entre as condições com órtese de Ezeform (EZ) e com órtese de PVC (PVC), foi verificada diferença significativa entre ambas.

Em estudo feito por Burtner et al. (2003), em que houve análise de músculos de ombro, braço e punho foi visto que em atividades de destreza manual o músculo menos utilizados foi o bíceps braquial, quando comparado ao trapézio, extensores e flexores do punho.

Tabela 12 - Amplitude da atividade mioelétrica* do Bíceps Braquial

Testes	S	EZ	PVC	Valor de P
PPT	11,35(04,66)	11,53(05,09)	11,00(04,99)	,004† ,452‡ ,255§ ,000£
FDT	10,49(04,93)	10,42(05,73)	09,65(04,92)	,015† ,891‡ ,106§ ,000£
BBT	09,60(03,86)	09,60(03,89)	09,09(03,71)	,001† ,909‡ ,056§ ,000£

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman

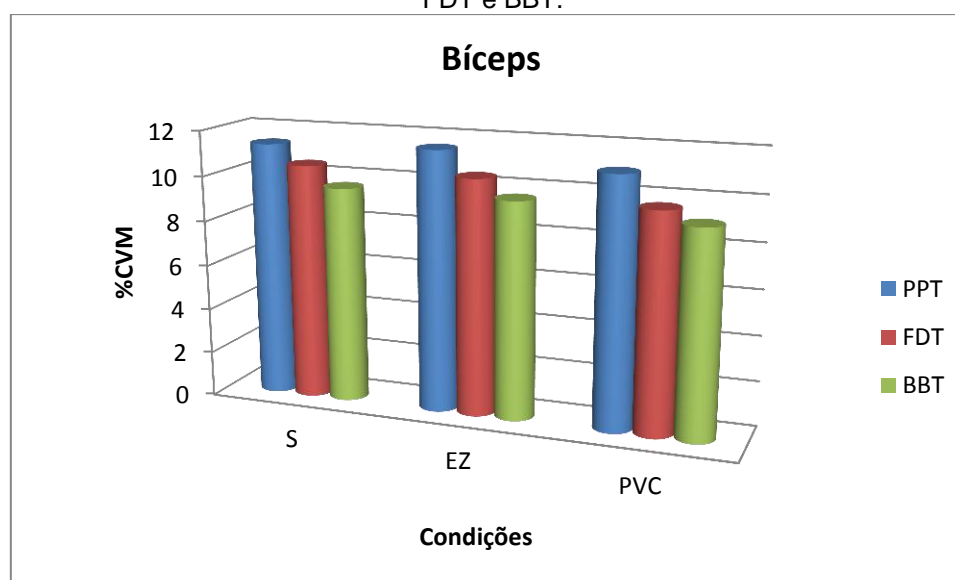
‡Teste de Wilcoxon (EZ, S)

§ Teste de Wilcoxon (PVC, S)

£Teste de Wilcoxon (PVC, EZ)

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 18 - Comparação da atividade eletromiográfica do bíceps nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

5.2.2.3 Extensor Radial do Carpo

De acordo com a tabela 14, em relação ao músculo extensor radial do carpo, foi observado pelo teste estatístico de *Friedman* que houve alteração da amplitude eletromiográfica entre as condições em todos os testes funcionais.

De acordo com o teste de *Wilcoxon* houve menor recrutamento das fibras do músculo extensor radial do carpo em todos os testes funcionais, constatado por verificação da relação entre as condições S e EZ, e S e PVC.

Quando feitas as relações entre os recrutamentos verificados com a utilização das órteses EZ e PVC, observou-se que a diferença do recrutamento ocasionado pelas duas também foi significativo, de modo que a órtese em PVC recrutou menos deste músculo em todos os testes.

Tabela 13 - Amplitude da atividade mioelétrica* do Extensor Radial do Carpo

Testes	S	EZ	PVC	Valor de P
PPT	13,14(05,13)	11,36(04,63)	10,30(04,48)	,000† ,000‡ ,000§ ,000£
FDT	14,54(05,99)	11,96(05,02)	11,02(04,60)	,000† 000‡ ,000§ ,000£
BBT	11,84(05,04)	08,49(04,17)	07,67(03,40)	,000† 000‡ ,000§ ,000£

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman

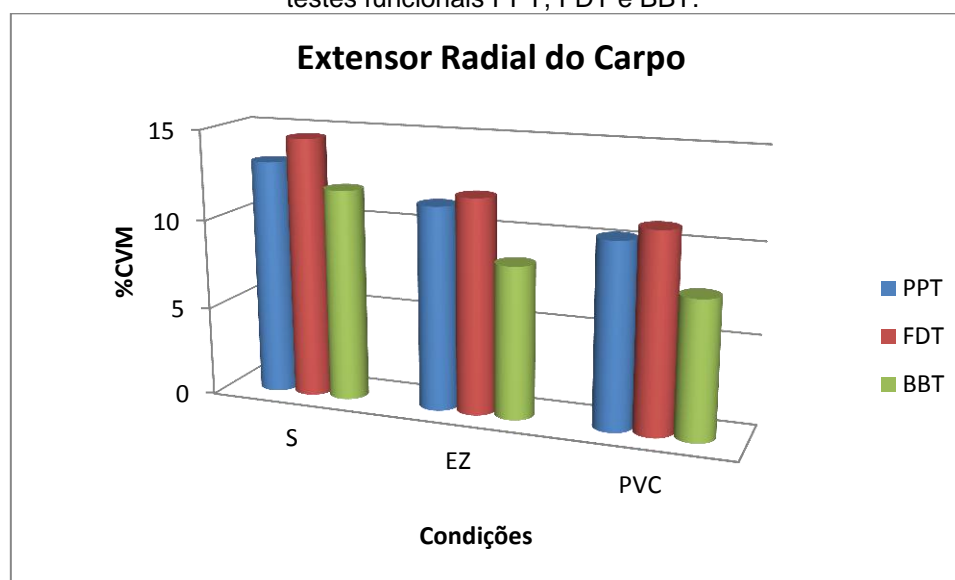
‡Teste de Wilcoxon (EZ, S)

§ Teste de Wilcoxon (PVC, S)

£Teste de Wilcoxon (PVC, EZ)

Fonte: pesquisa de campo (2013).

Gráfico 19 - Comparação da atividade eletromiográfica do Extensor Radial do Carpo nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Wilton (1997), Lawton (2000) e Fess et al. (2004), defenderam que a adoção das órteses estabilizadoras de punho longas e volares ou circunferenciais, cujos princípios biomecânicos e funcionais, dados pelas

órgeses customizadas, podem viabilizar estabilidade e apoio para atingir o repouso muscular no antebraço.

Na pesquisa em questão, entretanto, não foi verificado o alcance de repouso muscular, mas somente uma diminuição da amplitude mioelétrica tal como indicado por Jansen et al. (1997), que afirmou que a órtese estabilizadora de punho proporciona descanso para os extensores do punho durante atividades manuais, limitando passivamente o alongamento dos mesmos através da diminuição da atividade muscular e pelo estudo de Hägg e Milerad (1997), sobre a fadiga em trabalhadores que fazem trabalhos repetitivos e que tiveram uma diminuição da amplitude mioelétrica com o uso de órteses estabilizadoras de punho.

Um dos motivos pelos quais não se atinge o repouso da musculatura extensora do punho, segundo Van Elk (2004), poderia estar relacionado ao fato de que a órtese estabilizadora de punho possui um apoio na palma da mão que não realizaria extensão ativa da articulação, mas apenas bloquearia a flexão.

Em estudo feito com crianças com paralisia cerebral (BURTNER et al.,2008), foi verificado que o uso de órteses volares estáticas de punho propiciaram menos ativação muscular dos músculos do punho, como o extensor radial do carpo.

Bulthaupt et al.(1999) realizou pesquisa que concluiu que a órtese mais restritiva exigiria maior tensão dos músculos contra a órtese para possibilitar o movimento mais próximo do padrão normal, entretanto, foi verificado nesta pesquisa que a órtese de PVC, mais rígida quando comparada a de Ezeform propiciou uma maior diminuição da amplitude mioelétrica, o que condiz com um estudo recente realizado no Brasil por Petten e Ávila (2010), que verificaram que uma órtese feita de compósito (material mais rígido que o Ezeform) propiciou menor recrutamento muscular dos extensores do que a de Ezeform, tal como aconteceu com a órtese feita de PVC.

5.2.2.3 *Flexor Superficial dos Dedos*

Quando analisado o canal EMG referente ao músculo flexor superficial dos dedos, foi observado através das análises estatísticas de *Friedman* (Tabela 15) que ocorreram alterações significativas no recrutamento muscular no desempenho dos três testes funcionais propostos.

Através da análise de *Wilcoxon* no músculo flexor superficial dos dedos houve uma diminuição significativa, $p < 0,05$, do recrutamento muscular quando utilizadas as órteses feitas tanto do material Ezeform quanto do material PVC e comparadas com a condição Sem órtese na realização de todos os testes funcionais aplicados, através das relações entre S e EZ e S e PVC (Tabela 15). Em todos os testes funcionais foi observado que a condição com a órtese de PVC foi a que menos recrutou das fibras musculares do flexor superficial dos dedos, quando feita a análise apenas entre PVC e EZ.

Tabela 14 - Amplitude da atividade mioelétrica*do Flexor Superficial dos Dedos

Testes	S	EZ	PVC	Valor de P			
PPT	14,79(08,23)	11,48(05,49)	10,32(04,82)	,000†	,000‡	,000§	,000£
FDT	17,87(10,41)	15,52(08,13)	14,09(07,49)	,000†	,001‡	,000§	,000£
BBT	13,24(06,43)	11,32(05,61)	10,10(05,13)	,000†	,001‡	,000§	,000£

*média (desvio padrão) – em porcentagem

†Teste de Friedman

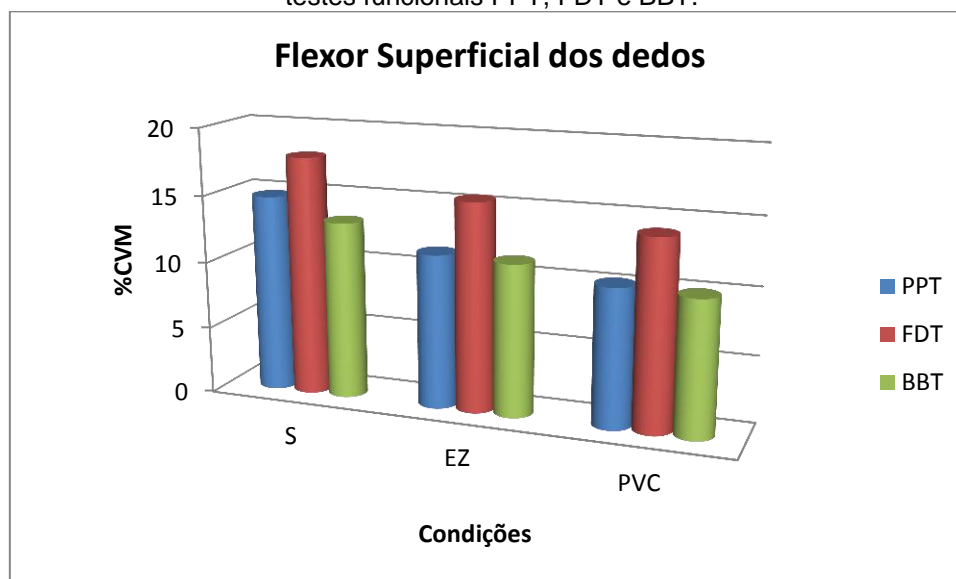
‡Teste de Wilcoxon (EZ, S)

§ Teste de Wilcoxon (PVC, S)

£Teste de Wilcoxon (PVC, EZ)

Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Gráfico 20 - Comparação da atividade eletromiográfica do Flexor Superficial dos Dedos nos testes funcionais PPT, FDT e BBT.



Fonte: Pesquisa de campo (2013).

Em relação aos músculos flexores dos dedos, alguns estudos relacionados às tarefas de preensão e força, com ferramentas e objetos de preensão variados, afirmam que órteses longas e rígidas apresentam um aumento nos registros de amplitude mioelétrica nestes músculos durante a força de preensão (JOHANSSON et al., 2004). Na pesquisa apresentada, foi visto um contraponto aos achados de estudos anteriores, sendo identificado uma diminuição da amplitude mioelétrica quando utilizadas as órteses dos materiais PVC e Ezeform, ambos considerados rígidos.

Foi observado durante o desenvolvimento dos três testes funcionais que o teste que mais recrutou do músculo flexor superficial dos dedos foi o teste FDT, que exige para seu desenvolvimento uma destreza motora grossa e manipulativa e o teste BBT, que também é considerado um teste de destreza motora grossa, portanto, que deveria envolver bastante o músculo flexor superficial dos dedos. Entretanto, durante o desenvolvimento dos testes funcionais foi observado que quando submetidas às condições que exigiam o uso das órteses as voluntárias utilizaram muito mais as pontas dos dedos para a preensão dos objetos disponíveis pelos testes, solicitando assim mais aos músculos flexores profundos dos dedos (responsáveis pela flexão das articulações interfalangeanas distais), do que os superficiais, talvez não só pela

limitação e desconforto que as órteses ocasionaram, mas também pelo próprio tamanho e leveza dos pinos e blocos dos testes funcionais.

De acordo com os resultados encontrados, o uso de diferentes materiais para confecção de órteses de extensão de punho interferiu tanto no desempenho funcional nos testes quanto na ativação da musculatura extensora e flexora do punho. Esta verificação pode sugerir que a indicação do material para confecção da órtese deve levar em consideração não somente a diminuição da ativação da musculatura, já que os de ambos os materiais promoveram diminuição da amplitude mioelétrica dos músculos do punho e dedos, mas também qual a função que o usuário da órtese pretende alcançar durante o uso do dispositivo, especialmente quando se prescreve e/ou confecciona uma órtese tida como “funcional”.

O modelo de órtese volar estabilizadora do punho é tido como um dispositivo “funcional” entre os terapeutas ocupacionais, por permitir que as articulações metacarpianas e interfalangeanas fiquem livres, e assim, facilitaria o envolvimento em atividades. Entretanto, neste estudo verificou-se que a mesma dificultou muito o desempenho funcional em todos os testes. Entre os dois materiais, foi verificado que a órtese em PVC quando comparada ao desenvolvimento dos testes com a órtese de Ezeform, dificultou muito mais o desempenho funcional. Talvez, devido à rigidez do dispositivo feito com esse material.

Em contrapartida, a órtese de PVC promoveu menor recrutamento dos músculos extensor radial do carpo e flexor superficial dos dedos enquanto que a de Ezeform recrutou mais das mesmas musculaturas, entretanto, nenhuma das órteses atingiu o repouso dessas musculaturas, o que já fora apontado por Ferrigno et al.(2009).

Um ponto importante a ser considerado está relacionado ao grau de extensão de punho utilizado para confecção das órteses. Os resultados deste estudo dizem respeito às órteses que foram padronizadas com o ângulo de 30° de extensão de modo que angulações distintas dessa podem gerar diferentes resultados. Portanto, para prescrição de órteses com a mesma função para pacientes seria necessário fazer uma análise não somente das patologias envolvidas, mas também das atividades as quais os usuários estariam envolvidos durante a utilização do dispositivo.

6. CONCLUSÃO

Há uma grande variedade de materiais para confecção de órteses para MMSS, e estes são escolhidos a partir de fatores de formação profissional, econômicos, regionais, climáticos e de diagnósticos dos pacientes. É necessária, a continuidade de pesquisas por novos materiais para facilitação do trabalho de terapeutas ocupacionais que confeccionam órteses para membros superiores.

Foi visto que quem trabalha com o PVC na confecção de órteses para MMSS o faz principalmente pelo fato de este ser acessível em termo de custo do material, a dificuldade na utilização deste material está em torno da necessidade de muitos instrumentos e equipamentos para corte e modelagem, bem como de EPI para evitar acidentes, o que aumenta o tempo de confecção da órtese e assim, os gastos de recurso humano, em relação ao trabalho do terapeuta ocupacional. Os terapeutas ocupacionais que usam Ezeform® possuem algumas facilidades no que diz respeito ao processo de confecção como o uso de poucos instrumentos e equipamentos e o tempo de modelagem que é menor, facilitando a prática clínica de quem trabalha com os dispositivos.

Quanto à análise das características dos materiais, foi visto que o PVC tem alta reciclabilidade, permitindo remodelagens e ajustes sem perda da rigidez e o Ezeform se encontra mais susceptível a deformações por conta de sua baixa temperatura. O PVC é um material mais rígido que o Ezeform, o que o torna mais resistente. Entretanto, deve-se considerar a aplicação do mesmo com cautela, pois sendo um material mais rígido a moldagem do mesmo implica em um aumento da pressão nas áreas que necessitem de melhor acomodação de tecidos, como as mãos.

Quando analisados o desempenho funcional dos participantes foi visto que as órteses de PVC e de Ezeform dificultam a função manual significativamente, de modo que o PVC foi o que mais dificultou a função manual.

Foi observado aumento na atividade mioelétrica das fibras superiores do trapézio em todos os testes funcionais quando utilizadas as órteses de PVC e de Ezeform, de modo que com a órtese de Ezeform o aumento foi maior. O músculo bíceps não sofreu alterações significativas quando utilizadas as

órgeses e comparadas com a condição sem órgese. Os músculos extensor radial e flexor superficial dos dedos tiveram a amplitude mioelétrica diminuída quando utilizadas as órgeses e comparadas com as condições sem órgese, sendo que com a órgese de PVC a atividade mioelétrica foi menor.

Foi observado que entre os dois materiais não há um superior ao outro, mas que a utilização de cada um depende de uma variedade de fatores como: o do objetivo da aplicação, o contexto em que o dispositivo está sendo feito (clínicas ou universidades), a disponibilidade de tempo do terapeuta, a disponibilidade do material e de seus instrumentos e equipamentos e da experiência do profissional que confecciona a órgese e da formação dos mesmos.

Conclui-se que na prescrição de órgeses de punho, como a do modelo utilizada na pesquisa, deve-se ter conhecimento sobre o diagnóstico do usuário, as condições clínicas da patologia, a função manual, as atividades laborais, as condições de uso da órgese e do material que será utilizado para a confecção do dispositivo, que a depender de suas características pode afetar não só o desempenho mioelétrico, mas também a função manual e, assim, o desempenho ocupacional do usuário, pois a órgese de ezeform que é menos rígida que a de PVC potencializa a função manual durante sua utilização enquanto que a de PVC, inibe mais a função manual por não permitir o desempenho mioelétrico como a de termoplástico de baixa temperatura.

REFERÊNCIAS

AARON, D.H., STEGNIK JENSEN, C.W. Development of the Functional exterity Test (FDT): construction, validity, reliability, and normative data. **J Hand Ther.** Vol.16, p.12–21. 2003.

AMY G. MELL, BRIAN L. CHILDRESS, RICHARD E. HUGHES. The Effect of Wearing a Wrist Splint on Shoulder Kinematics During Object Manipulation. **ArchPhys Med Rehabil**, 2005; vol86, no. 8, pp. 1661-1664.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 5688**: Sistemas prediais de água pluvial, esgoto sanitário e ventilação – Tubos e conexões de PVC, tipo DN – Requisitos. Rio de Janeiro: 1999. 12 p.

_____. **NBR NM 82** – Tubos e conexões de PVC – Determinação da temperatura de amolecimento “Vicat”. 1 ed. Rio de Janeiro, 2005. 5 p.

_____. **NBR 8219**: Tubos e conexões de PVC - Verificação do efeito sobre a água.

_____. **NM 84:96**: Tubos e conexões de PVC no plastificado - Determinação do teor de cinzas. 1 ed. Comitê Mercosur de Normalizacion, 1996. 4 p.

_____. **NBR 15448-2**: Embalagens Plásticas degradáveis e/ou de fontes renováveis. Parte 2: Biodegradáveis e compostagem-Requisitos e métodos de ensaios. Rio de Janeiro: 2008.

AN AMERICAN NATIONAL STANDART.**D 700-00**: Standart Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. United States,

AGNELLI, L. B. **Características térmicas e mecânicas de termoplásticos de baixa temperatura utilizados na confecção de órteses**. 2010. 90f. Trabalho de conclusão do curso (pós-graduação *lato-sensu* em Terapia da Mão e Reabilitação do Membro Superior) – Universidade Federal de São Carlos, São Carlos, 2010.

_____. B.; TOYODA, C. Y. Estudo de Materiais para confecção de órteses e sua utilização prática por terapeutas ocupacionais no Brasil. In: **Cadernos de Terapia Ocupacional da UFSCAR**, v.11 n°2. 2003. p.83-94.

AGNELLI, J. A. M. Apostila do curso de aperfeiçoamento em tecnologia de polímeros. Módulo 1. **Introdução a materiais poliméricos**. São Carlos: Núcleo de Reologia e Processamento de Polímeros, Departamento de Engenharia de Materiais, Universidade Federal de São Carlos, 2000.

ANDRADE,C.T.;COUTINHO,F.M.B.;DIAS,M.L.;LUCAS,E.F.;OLIVEIRA,C.M.F.;TABAK,D. **Dicionário de Polímeros**. Rio de Janeiro: editora Interciência, 2001. p.256.

ARNDTS, L . LEPLEY, M. **Hand Splints: A Dorsal Cock-up and Dorsal Cock-up Cone Splint: Manual of Construction and Use**. University of Minnesota Hospitals, Department of Physical Medicine and Rehabilitation, Minneapolis, Minn (1965), p. 21

AULICINO,P.L.Clinical examination of the hand. In: HUNTER, J.M. et al. **Rehabilitation of the hand and upper extremity**. 5 ed. St Louis: Mosby, 2002. p. 120-142.

BACKMAN, C., CORK, S., GIBSON, G., PARSONS, J. Assessment of hand function: the relationship between pegboard dexterity and applied dexterity. **Can J Occup Ther**. 1992;59:208–13.

BARR, N.R. **The Hand: Principles and Techniques of Simple Splintmaking in Rehabilitation**. Boston: Butterworth,1975. p. 152.

_____. SWAN, D.**The Hand: Principles and Techniques of Splintmaking** 2 ed. Butterworth Boston: Mass, 1988.

BASMAJIAN, J.V. Control and training of individual motor units.**Science**.Vol.141, p. 440–441, 1963.

_____. BLUMENSTEIN R. Electrode placement in eletromiographic biofeedback. In: BASMAJIAN, J.V. **Biofeedback: principles and practice for clinicians**, 3 ed. Baltimore: Willians& Wilkins, 1989. P369-82.

_____. V.; DELUCA, C. J. Upper Limb.In: BASMAJIAN, J. V. e DE LUCA, C. J. (Ed.). **Muscles Alive - Their Functions Revealed by Electromyography**. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985. p.265-289.

_____. ; LATIF,A. Integrated actions and functions of the chief flexors of the elbow: a detailed electromyographic analysis. **J. Bone Joint Surgery**, 1957. Vol.39. p.1106-1118.

BAXTER-PETRALIA,P.I.; BRUENING,L.A., BLACKMORE,S.M.,McENTEE, P.M. Physical capacity evaluation. In: HUENTER,J.M.; SCHNEIDER, L.H.; MACKIN,E.J.; CALLAHAN,A.D. **Reabilitation of the hand-Surgery and Therapy**. 3ºed. St Louis: CV Mosby, 1990. p.93-108.

BELL-KROTOSKI, J. Plaster serial casting for the remodeling of soft tissue: mobilization of joints, and increased tendon excursion. In: Fess EE, Gettle K, Philips C, Janson R. **Hand Splinting: Principles and Methods**. 3 ed. St. Louis, Mo, Mosby, 2004.

BENBOW, M. Principles and Practice of Teaching Handwriting In: HENDERSON, A. e PEHOSKI, C. (Ed.). **Hand Function in the Child**:

Foundations for Remediation. 2nd Edition. St. Louis: Mosby, Elsevier, 2006. p.321-344.

BILLMEYER, Jr.,F.W. **Textbook of polymer science.** 3^oed. New York: John Wiley & Sons, 1984.

BIRCH, L.; GRAVEN-NIELSEN, T.; CHRISTENSEN, H.; ARENDT-NIELSEN, L. Experimental muscle pain modulates muscle activity and work performance differently during high and low precision use of a computer mouse. **Eur J ApplPhysiol**, vol. 83, n. 6, p. 492-498, Dez. 2000.

BLANGSTED, A. K.; HANSEN, K.; JENSEN, C. Muscle activity during computer-based office work in relation to self-reported job demands and gender. **Eur J ApplPhysiol**, v. 89, n. 3-4, p. 352-358, May. 2003.

BOOZER, J.A, SANSON, M.S. SOUTAS-LITTLE, R.W., COALE JR, E.H., PIERCE, T.D., SWANSON, A.B. Comparison of the biomedical motions and forces involved in high-profile versus low-profile dynamic splinting.**J Hand Ther**, Vol 7, n.3, p. 171–182, 1994.

BRAND, P.W., HOLLISTER, A. **Clinical Mechanics of the Hand.** 2 ed. St. Louis: Mosby,1993.

BRANDÃO,J.S. **Desenvolvimento Psicomotor da Mão.** Rio de Janeiro: Enelivros, 1984. 407p.

BRASIL. Constituição (1988). **Constituição da República Federativa do Brasil.** Brasília, DF: Senado Federal, 1988. 292 p. Disponível em: http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/constituicao/constituicaocompilado.htm. Acesso em: 25 de abril de 2013.

BREGER-LEE, D. E., BUFFORD JUNIOR, W. L. Properties of Thermoplastic Splitting Materials.**Journal of Hand Therapy**.Vol.(?). Oct-Dec, 1992.

BROWN,D.M.; NAHAI,F. Biofeedback Strategies of the Occupational Therapist in Total Hand Rehabilitation. In: BASMAJIAN, J.V. **Biofeedback: principles and practice for clinicians**, 3 ed. Baltimore: Willians& Wilkins, 1989.p. 123-135.

BUDDENBERG,L.A.,DAVIS,C. Test-retestreliability of the Purdue Pegboard Test. **The American Journal of Occupational Therapy**,. Vol 54, n.5, p. 554-558. 2000.

BULTHAUP S, CIPRIANI DJ 3RD, THOMAS JJ.An electromyography study of wrist extension orthoses and upper-extremity function.**Am J OccupTher**. Vol.53, n.5, p.434-40, 1999.

BUNNEL, S. **Surgery of the Hand.** Philadelphia:JB Lippincott, 1944.

_____. **Splinting the hand.** American Academy of Orthopaedic Surgeons. Instructional Course Lectures Edwards. Ann Arbor: Mich, 1952. p. 233-243.

BURDEN, A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, n. 6, p. 1023-1035, Dec. 2010.

_____. BARTLETT, R. Normalisation of EMG amplitude: an evaluation and comparison of old and new methods. **Meg EngPhys**. Vol. 21, p.247-57, 1999.

BURTNER PA, ANDERSON JB, MARCUM ML, POOLE JL, Qualls C, Picchiarini MS. A comparison of static and dynamic wrist splints using electromyography in individuals with rheumatoid arthritis. **J Hand Ther** 2003; 16:320-5.

CAETANO, E.B. Anatomia funcional da mão. In: Pardini Jr AG. Traumatismos da mão. 3ª Ed. Rio de Janeiro: Medsi; 2000. p 7-59.

CALDWELL, H. **Progressive Splinting Manual Using the Master Template Method.** New Brunswick: Johnson & Johnson, 1970. p. 24

CALLINAN, N. Órteses de membro superior. In: TROMBLY C.A.; RADOMSKI, M.V. **Terapia Ocupacional para as disfunções físicas.** 5º ed. São Paulo: Santos, 2005. p 313-50.

CALLISTER, W.D.JR. **Ciência e Engenharia de Materiais:** Uma introdução. 5ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2002.

CANELÓN, V.A. Materials Properties: A Factor in the Selection and Application of Splitting Materials for Athletic Wrist and Hand Injuries. **J.Orthop.SportsPhys. Ther.**, v.22, n.4, p.164-172, 1995.

CANEVAROLO, S.V.JR. (Ed.) **Técnicas de caracterização de polímeros.** São Paulo: Artliber Editora, 2003.

_____. **Ciência dos polímeros:** um texto básico para engenheiros e tecnólogos. 2ª ed. São Paulo: Artliber Editora, 2006.

_____. Polímeros. In: RODRIGUES, J.A.; LEIVA, D.R. **Engenharia de Materiais para todos.** São Carlos: EdUFSCar, 2010. p.63-76.

CAPELLO, V.A., TOYODA, C.Y. **Indicação e confecção de órteses:** papel do terapeuta ocupacional no tratamento da mão, Trabalho de conclusão de Curso: Lins, 2000.

CARMICK J. Use of neuromuscular electrical stimulation and [corrected] dorsal wrist splint to improve the hand function of a child with spastic hemiparesis. **PhysTher**. 1997;77(6):661-71.

CASE-SMITH, J.; FISHER, A. G.; BAUER, D. An analysis of the relationship between proximal and distal motor control. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 43, p. 657-662, 1989.

CHESHIRE, L. Splinting the hand. In: SALTER, M.; CHESHIRE, L. **Hand Therapy: Principles and Practice**. Butterworth Heinemann, 2000. p.237-262

COLDITZ, J.C. Therapist's management of the stiff hand. In: HUNTER, J.; MACKIN, E.; CALLAHAN, A. (eds.). **Rehabilitation of the hand**. St Louis: CV Mosby, 1995. p.1141-1159.

CONNOLLY, K.J. (Org.) **The Psychobiology of the Hand: Clinics in Developmental Medicine**. n.147. Scheffield: Mac Keith Press, 1999.

COPPARD, B., LOHMAN, H. **Introduction to Splinting**. St. Louis: Mo Mosby, 1996. p. 336.

CRAM, J. R.; KASMAN, G. S. Instrumentation. In: CRISSWELL, E. (Ed.). **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. 2nd. Sudbury: Jones and Bartlett Publishers, 2011. cap. 3, p.35-62.

CROSBY, C.A.; WEHBÉ, M.A.; MAWR, B. Hand Strength: normative values. **J HandSurg**, 1994, vol. 19. p. 665-670.

DEFICIÊNCIA, Viver sem Limite – Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com / Secretaria de Direitos Humanos da Presidência da República (SDH/PR) / Secretaria Nacional de Promoção dos Direitos da Pessoa com Deficiência (SNPD) • VIVER SEM LIMITE – Plano Nacional dos Direitos da Pessoa com Deficiência: SDH-PR/SNPD, 2013.92 p. Disponível em: http://www.pessoacomdeficiencia.gov.br/app/sites/default/files/arquivos/%5Bfield_d_generico_imagens-filefield-description%5D_0.pdf. Acesso em: 14 de janeiro de 2013.

DE LUCA CJ. The use surface electromyography in biomechanics. **J Appl Biomech** 1997; 13:135-63.

DE LUCAA, C. J. B., GILMORE, L. D. B.; KUZNETSOV, M. B.; ROY, S.H. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. **Journal of Biomechanics**, 2010, Vol.43 1573–1579.

DESORRIERS, J., BRAVO, G., HÉBERT, R., DUTIL, E., MERCIER, L. Validation of the Box and Blocks Test as a measure of dexterity of elderly people; reability, validity, and norms studies. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Vol. 75, p.751-755, 1994.

DU BOIS-REYMOND E. **Untersuchungen ueber thiersicheelectricitae**.Vol 2, parte2. Berlin: Teimer-verlag, 1849.

DUCHENNE, G.B.; KAPLAN, E.B., TRANS. **Physiology of Movement**.Philadelphia, PA: WB Saunders; 1949.

DUNCAN,R.M. Basic principles of splinting and hand prescription. **Phsys Ther**.vol. 69, n. 12, 1989.p.1104-1115.

ELUI,V.M.C. **Comparação da função de duas órteses na reabilitação da mão em garra móvel de hansenianos**. 2001.115 p. Tese (Doutorado em Enfermagem de Saúde Pública).Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

_____. ; FONSECA,M.C.R. Destreza. In: **Sociedade Brasileira de Terapia da Mão. Recomendações para avaliação do membro superior**. Joinville: Sociedade Brasileira de Terapia da Mão; 2005 .Cap.11.p91-99.

ENOKA, R.M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**. São Paulo: Manole, 2000.

ERHARDT,R.P. **Níveis sequenciais do desenvolvimento da preensão**. Rio de Janeiro, 1997. Ano 3., n. 7.p.3-8.

EXNER, C. E. Development of hand skills. In: CASE-SMITH, J. (Ed.). **Occupational Therapy for Children**. 5 ed. St. Louis: Elsevier, 2005. p.304-355.

FERRIGNO, I. S. V. O uso de órteses em Terapia da Mão. In: **Terapia da Mão: Fundamentos para a prática clínica**. São Paulo: Santos, 2008. cap.10. p.123-138.

_____. **Eletromiografia do Membro Superior no Uso do Computador: estudo comparativo entre duas órteses de punho**. 2009. Tese (Doutorado em Cirurgia)- Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2009.

_____.I.S, CLIQUET J.R, A, MAGNA L.A, ZOPPI FILHO, A. Electromyography of the upper limbs during computer work: a comparison of 2 wrist orthoses in healthy adults. **Arch Phys Med Rehabil** 2009;90:1152-8.

FESS, E.E.; Grip Strength.In: **American Society of Hand Therapists. Clinical Assessment Recommendations**.2 ed. Chicago, 1992.p.41-45.

_____. Splints: mechanics versus convention. In: **Journal of Hand Therapy**. Vol 8, p.124-130, 1995.

_____. A History of Hand Splinting: To Understand the Present, View the Past. **Journal of Hand Therapy**.Vol.15, n.2, april-june 2002.p.97-132.

FESS EE, GETTLE K, PHILIPS CA, JANSON R. **Hand and upper extremity splinting: principles and methods**. 3rd ed. St.Louis: Mosby; 2004.

_____,GETTLE, K, STRICKLAND, J. **Hand Splinting Principles and Methods**.St. Louis: Mosby Mo,1981. p. 317.

_____, PHILIPS, C. **Hand Splinting Principles and Methods**.2 ed. Mosby, St. Louis, Mo, 1987.

FEUERSTEIN M. et al. Clinical management of carpal tunnel syndrome: a 12-year review of outcomes. **Am J Ind Med**. Vol.35, n.3. p.232-45,1999.

FIRREL, J.C.; CRAIN, G.M. Which setting of the dynamometer provides maximal grip strength?**J.Hand Surg**. vol.21.p 397-401,1996.

FLOYD, W.F., SILVER, P. The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man. **J Physiol**. Vol. 129, p.184–203, 1955.

FOLHA,O.A.A.C. et al. O Uso do PVC Tubular Como Material Alternativo Para Confecção de Órteses e Adaptações Funcionais: Uma Tentativa de Inclusão Social de Pessoas Portadoras de Sequelas Físico-Funcionais de Baixa Renda. In: SOUZA, Divaldo Martins de (Org). Anais resumos - **Universidade e Sociedade**: Interação para o desenvolvimento do Estado do Pará. Belém; EDUEPA, 2007.

FOSS-CAPBELL,B. Principles of splinting the hand. **Plas.Surg.Nurs**. Vol.18, n.3, 1998.

FOSTER,O. The motor córtex in man in the light of Hughlings Jackson's doutrines.**Brain**, Vol.59, p.135-59, 1934.

GALLUS, J., MATHIOWETZ, V. Test-retest reliability of the Purdue Pegboard for persons with multiple sclerosis. **American Journal Occupational Therapy**.Vol. 57, p.108-11, 2003.

GALVANI L; GREEN RM, TRANS. **Commentary on the Effect of Electricity on Muscular Motion**.Cambridge, MA:1953.

GASSER, H.S.; NEWCOMER, H.S. Physiological action currents in the phrenic nerve: an application of the thermionic vacuum tube to nerve physiology. **Am J Physiol**. Vol. 57, n.1, p. 26, 1921.

GREENHALGH, J., LONG, A.F., BRETTLE, A.J., GRANT, M.J. Reviewing and selecting outcome measures for use in routine practice. **J Eval Clin Prac**.Vol.4, p.339-350, 1998.

HALL, A. STENNER, R., **Manual of Fracture Bracing**. New York: Churchill Livingstone, 1985. p. 61.

HAMMIL, N.H., CURTIS, D. Normative data for the Purdue Pegboard on a sample of adult candidates for vocational rehabilitation. **Percept Mot Skills**. Vol.50. p. 309–10,1980.

HOGAN, L. UDITSKY, T. **Pediatric Splinting, Selection Fabrication, and Clinical Application of Upper Extremity Splints**. San Antonio, Tex: Therapy Skill Builders, 1998. p. 181

INMAN, V.T., SAUNDERS, J.B., ABBOTT, L.C. Observations on the function of the shoulder joint. **J Bone Joint Surg**. Vol.26, p. 1–30, 1944.

INSTITUTO DO PVC. **Radiografia da indústria de transformação do PVC**. 1998.

JACOBS, K., JACOBS, L. **Dicionário de Terapia Ocupacional: Guia de Referência**. 4^o ed. São Paulo: Roca, 2006.

JACOBSON, E. **You Must Relax**. New York, NY: McGraw-Hill, 1976.

JAMES, A. B. Biomechanical Frame of Reference. In: CREPEAU, E. B.; COHN, E. S. e SCHELL, B. A. B. (Ed.). **Willard & Spackman's Occupational Therapy**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

JANSEN C.W., OLSON S.L., HANSSON S.M., The effect of use of a wrist orthosis during functional activities on surface eletromiography of the wrist extensors in normal subjects. **J Hand Therapy**. Vol.10, p.361-74, 1997.

JOHANSON, L., BJÖRING, G., HÄGG, G.M. The effect of wrist orthoses on forearm muscle activity. *Appl Ergon* 2004; 35:129-36.

KANAVEL, A. **Splinting and physiotherapy in infections of the hand**. *JAMA*, Vol.83, p. 1984–1988, 1924.

KAPANDJI, A.I. A pronação-Supinação. In: KAPANDJI, A.I. *Fisiologia Articular-Membro Superior*. 5 ed. São Paulo: Panamericana, 2000. Cap.3, p.108-139.

KENDALL, F.P; KENDAL Mc; CREARY, E.K. **Músculos: provas e funções**. 4^oed. Baltimore: Willians & Wilkins, 1993.

KIEL, J. **Basic Hand Splinting: A Pattern-designing Approach**. Boston: Little, Brown, 1983. p. 150.

KIELHOFNER, G. The Biomechanical Model. In: KIELHOFNER, G. (Ed.). **Conceptual foundations of occupational therapy practice**. 4th. Philadelphia: Davies Company, 2009. cap. 7, p.67-85

KOCH, S.; MASON, M. Purposeful splinting following injuries the hand. **Surg Gynecol Obstet**. Vol. 68, p. 1-16, 1939.

KOHN, A.F., MEZZARANE, R.A. Métodos em eletromiografia. In: **Métodos em Neurociências e Comportamento**. São Paulo: Ed. Ventura e Sameshima, 2005.

KONRAD,P. **The ABC of EMG**: A practical introduction to kinesiological electromyography. Versão 1.0. USA: Noraxon Inc 2005

KRAJNIK SR, BRIDLE MJ. Hand splinting in quadriplegia: current practice. **Am J Occup Ther**.Vol.46, n.2, p.149-55, 1992.

LAFAYETTE INSTRUMENT COMPANY. **Instrinctions and Normative Data for model 32020 Purdue Pegboard**, 1985.24 p.

LEHNEIS, H. **Upper Extremity Orthoses** (Rev. Ed.). New York University Medical Center, New York: Institute of Rehabilitation Medicine,197. p. 27.

LEHMAN, G.J., MCGILL, S.M. **The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle**.J Manipulative Physiol Ther. **1999 Sep;22(7):444-6**.

LEVAY,D. **The history of Orthopaedics**. NJ: Pathernon, Vol. 52-53, p. 113.1990.

LINDEMAYER,C.K. **Estudo e avaliação de termoplásticos utilizados na confecção de órteses**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2004.

LIPPERT,L.S. Hand. In: LIPPERT,L.S. **Clinical Kinesiology for Physical Therapist Assistants**. 3 ed. Philadelphia: F.A Davis Company, 2000. Cap,10. P.201.237.

MACHADO,A. Nervos em geral-Terminações Nervosas-Nervos Espinhais. In: MACHADO,A. **Neuroanatomia Funcional**. São Paulo: Livraria Atheneu, 1986. Cap.10.p 81-93.

MACKENZIE,C.L.;IBERALL,T. Introduction. In: MACKENZIE,C.L.;IBERALL.T. **The Grasping Hand**.Amsterdan: North-Holland, 1994, cap.1, p 3-13.

MALICK, M. **Manual on Dynamic Hand Splinting with Thermoplastic Materials**. Pittsburgh: Harmarville Rehabilitation Center, 1974. p. 206.

MANCINI,M.C. **Testes padronizados estrangeiros**: informações importantes para terapeutas ocupacionais. São Paulo. Atuar em Terapia Ocupacional, 2004. Vol.2. n.4.p.7-8.

MANO, E.B. **Polímero como material de engenharia**.2^oed. São Paulo:Blucher, 2000.

MANO,E.B.;MENDES, L.C. **Introdução a Polímeros**. 2^oed. São Paulo: editora Blucher, 1999. P. 191.

MARBLE, H. Purposeful splinting following injuries to the hand. **JAMA**. Vol. 116, p.1373-1375, 1941.

MATHIASSEN, S.E.; WINKEL, J.; HAGG, G.M. Normalization of surface EMG amplitude from the upper trapezius muscle in ergonomic studies- a review. **J Eletromyogr. Kinesiol.** Vol. 5. p. 197-226. 1995.

MATHIOWETZ, V.; BASS-HAUGEN, J. Assessing Abilities and Capacities: Motor Behavior. In: RADOMSKI, M. V. e TROMBLY LATHAM, C. A. (Ed.). **Occupational Therapy for Physical Dysfunction**. 6th. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins, 2008. cap. 6, p.186-211.

_____, KASMAN, G., WEBER, K. Adults norms for the box and the blocks test. **The American Journal of Occupational Therapy**, Vol. 39, p.386-391, 1985.

MAYERSON, E (Ed.). **Splinting Theory and Fabrication Goodrich Printing**, Clarence Center, National Science Foundation, Research Foundation of the State University of New York at Buffalo, and School of Health Related Professions Department of Occupational Therapy. NY: 1971. p. 114.

_____. **Material Science and Splinting Workshop**. Buffalo, NY: Continuing Medical Education, School of Medicine State University OF New York at Buffalo, 1969.

MCPHEE. Functional hand evaluation. A review. **American Journal Occupational Therapy**. Vol.31, n.3, p. 158-163, 1989.

MCKEE P, MORGAN, L. **Orthotics in Rehabilitation: Splinting the Hand and Body**. Philadelphia: F. A. Davis, 1998, p. 340.

MOBERG, E. **Splinting in Hand Therapy**. Thieme-Stratton, New York (1984), p. 88.

MOORE, J. **Adaptive Equipment and Appliances**. Mich: Overbeck, Ann Arbor, 1962, p. 131.

NAIDER-STEINHART, S.; KATZ-LEURER, M. Analysis of proximal and distal muscle activity during handwriting tasks. **American Journal of Occupational Therapy**, v. 61, n. 4, p. 392-398, Jul-Aug, 2007.

NAPIER J.R. The prehensile movements of the human hand. **Journal Bone Joint Surgery**. Br vol.38.p.902-913, 1956.

OHARA, E.C.C.; SAITO, R.X.S. **Saúde da família: Considerações Teóricas e Aplicabilidade**. Martinari: São Paulo, 2008. 424 p.

PADILHA, A.F. **Materiais de engenharia**. Editora Hemus: São Paulo, 1997.

PARDINI, A.G. Anatomia Funcional da Mão. In: FREITAS,P.P. **Reabilitação da Mão**.São Paulo: editora Atheneu, 2006.p.1-18.

PARRY, C.B.W, SALTER, M, MILLAR, D. **Rehabilitation of the Hand**4^oed. London: Butterworth, 1981.

PÉNINOU,G.;DUFOUR,M. Avaliação dos Membros Superiores. In: LEROY,A. et al. **Cinesioterapia-Membro Superior**. São Paulo: Panamericana, 1989, cap.1,p.93-114

PENFIELD,W.G., BOLDNEY,E.V. Somatic motor and sensory representation in the cerebral cortex of man as studied by electric stimulation. **Brain**,.Vol. 60, p.389-443, 1937.

_____, RASMUSSEN,T. **The cerebral cortex of man**. . New York: Macmillan, 1950.

PEREIRA,C.F.,MELLO,S.L.,SILVA,R.F.In:LIANZA,S.(Ed). **Medicina da Reabilitação**. 3^oed. Rio de Janeiro: 2001.p.224-240.

PLATZ, T., PINKOWSKI, C., VAN WIJCK, F., KIM, I., DIBELLA, P., JOHNSON, G. Reliability and validity of arm function assessment with standardized guidelines for the Fugl-Meyer Test, Action Research Arm Test and Box And Block Test: a multicentre study. **Clin Rehabil**.Vol. 19, p.404–411, 2005.

PORTNEY, L.G.; SULLIVAN, P.E.; BACHELDER, M.E. Analysis of exercise overflow to preferred and non-preferred limbs.**Journal Of Phys Ther**. Vol.36, p.269, 1984.

PRATT FH. The all or none principle in graded response of skeletal muscle.**Am J Physiol**.; Vol.44, p.517–542, 1917.

PRICE, J.P., CLARE, M.H., EWERHARDT, R.H. Studies in low backache with persistent spasm.**Achiev Phys Med**.;Vol. 29, p.703–709, 1948.

PRIGANC, V. The Science behind the Art of Hand Therapy.**Journal of Hand Therapy**. Mosby Elsevier: Vol.25, n.2., p.115, april-june 2012.

REDI, F. **Esperienze intorno a diverse cose naturali e particolarmente a quelle che ci sono portate dalle Indie**.Florence, Italy: 1617. p 47–51.

REDFORD,J.B. Basic principles of orthotic and rehabilitaion technology. In: REDFORD,J.B.;BASMAJIAN,J.V;TRAUMAN,P.(eds.) **Orthotics: Clinical Practice and Rehabilitation Tecnology**. NewYork: Churchill Livingstone, 1995. p.1-12.

REILLY, M. Occupational therapy can be one of the great ideas of 20th century medicine. **American Journal Occupational Therapy**. Vol 1. p. 87–105, 1962.

RODOLFO, A. JR.; NUNES, L. R.; ORMANJI, W. **Tecnologia do PVC**. 2ª ed. São Paulo: Proeditores/Braskem, 2006.

RODRIGUES, A. C.; JAKAITS, F.; SANTOS, D. G. Órteses. In: RODRIGUES, A. C. **Reabilitação: Práticas Inclusivas e Estratégias para a ação**. São Paulo: Andreoli, 2008. p.112-163

RODRIGUES, A. V. N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e Prótese. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional: Fundamentação e Prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. Cap. 46. P435-446

RODRIGUES, J. A.; LEIVA, D. R. **Engenharia de Materiais para todos**. São Carlos: EdUFSCar, 2010.

RODRIGUES JUNIOR, J. L. **Confecção de Órteses e Adaptações em PVC Tubular e Materiais de Baixo Custo**. Universidade do Estado do Pará. Belém: EDUEPA, 2005.

_____. et al. Papel do Laboratório de Tecnologia Assistiva no Núcleo de Desenvolvimento de Tecnologia Assistiva e Acessibilidade. In: SOUZA, Divaldo Martins de (Org). **Anais resumos - Universidade e Sociedade: Interação para o desenvolvimento do Estado do Pará**. Belém; EDUEPA, 2007, p. 309.

_____. Órteses de baixo custo. In: CRUZ, D. M. C. **Terapia Ocupacional na Reabilitação pós-acidentes vascular encefálico: Atividades de Vida Diária e Interdisciplinaridade**. São Paulo: Santos, 2012.

ROSA, D. S.; FRANCO, B. L. M.; CALIL, M. R. Biodegradabilidade e propriedades mecânicas de novas misturas poliméricas. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v.11, n.2, p.82-8, 2001.

ROSENBLUM, S.; JOSMAN, N. The relationship between postural control and fine manual dexterity. **Phys Occup Ther Pediatr**, v. 23, n. 4, p. 47-60, 2003.

ROSENTHAL, R., ROSNOW, R. L. **Essentials of Behavioral Research: Methods and Data Analysis**. 2ª ed. New York: McGrawHill, 1991.

RUDMAN, D., HANNAH, S. An instrument evaluation framework: description and application to assessments of hand function. **J Hand Ther**. Vol.11, p.266-277, 1998.

SAURON, F. N. Órteses para membros superiores. In: TEIXEIRA, E. et al. **Terapia Ocupacional na reabilitação Física**. São Paulo: Roca, 2003. Cap.16.p 266-296.

SILVA, F. P. **Órtese Abduutora de Polegar: Estudo de Material Alternativo aos Termoplásticos de Baixa Temperatura Atualmente Utilizados**. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia). 2001. Universidade do Vale do Paraíba, São José dos Campos, 2001.

SIMAL,A.L. **Estrutura e propriedades dos polímeros**.São Carlos: EdUFSCar, 2002.

SCHIEBER, M., SANTELLO, M. **Hand function**: peripheral and central constraints on performance. **J Appl Physiol**, vol.96. p. 2293–2300. Mai.2004.

SHANTHAMANI, V.S. Industrial use of dexterity test.**J Psychol Res**, Vol. 23, n. 3; p. 200–205, 1979.

SHURR, D. MICHAEL, J. **Prosthetics and Orthotics**.NJ: Pearson Education, Upper Saddle River, 2002.

SMITH, H. et al. **Institute and workshop on hand splinting construction**. Pittsburgh, Pa: Harmarville Rehabilitation Center, Western Pennsylvania Occupational Therapy Association, and the U. S. Department of Health, Education, and Welfare, 1967.

STERN EB. Grip strength and finger dexterity across five styles of commercial wrist orthoses. **Am J OccupTher.**;Vol.50, n. 1, p.32-38, 1996.

SOARES,E.P.et al. Caracterização de polímeros e determinação de constituintes inorgânicos em embalagens plásticas metalizadas. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, v.12, n.3, p.206-12, 2002.

STRUIJS PA, et al. Conservative treatment of lateral epicondylitis: brace versus physical therapy or a combination of both-a randomized clinical trial. **Am J Sports Med**. Vol 32, n.2, p. 462-469, 2004.

SVENSSON, E., HAGER-ROSS, C. Hand function in Charcot-Marie Tooth: test-retest reliability of some measurements. **Clin Rehabil**. Vol. 20, p. 896–908, 2006.

SWANSON, A.B.; BOOZER,J. Órteses e próteses para o membro superior. In:PARDINI(ed.) **Cirurgia da Mão-Lesões não-traumáticas**. Rio de Janeiro: Medsi, 1990.p.399-440.

TENNEY, C, LISAK, J. **Atlas of Hand Splinting**. Boston: Little Brown, 1986. p.177.

TIFFIN, J., ASHER, E.J. The Purdue Pegboard: norms and studies of reliability and validity. **J Appl Psychol**. Vol. 32, p. 234–247, 1948.

TORRÃO, J.M.N.- Recensão a: Aristóteles - Partes dos Animais. In: SILVA,M.F. Obras Completas: tradução, introdução e notas . **Humanitas**.Coimbra, vol.63, n. 1, p.53-72.Mai. 2011.

TUBIANA,R. Anatomy, Physiology and Research. In: TUBIANA,R. **The Hand**.Philadelphia: WB Saunders, 1981.

_____.; THOMINE,J.; MACKIN, E. **Diagnóstico clínico da Mão e do Punho**. Rio de Janeiro: Interlivros, 1996.

VALERO-CUEVAS, F.J. An integrative to the biomechanical function and neuromuscular control of the fingers. **Journal of Biomechanics**. New York: Mosby Elsevier. v.38, 2005.p.637-684.

VAN LEDE, P., VAN VELDHOFEN, G. **Therapeutic Hand Splints: A Rational Approach**. Belgium: Provan, Antwerp, 1998. p. 214.

VOLTA, A. Mommoria prima sull' elettricità animata. In: PIATTI, G. **Collezione dell'Opere, II**. Florence, Italy: 1792.

VON LANZ, T.; WACHMUTH, W. **Praktische Anatomie**. New York: Berlin Heidelberg, 1959.

Webster's Third New International Dictionary of the English Language, Unabridged Merriam-Webster. Springfield: Mass, 1993.

WHATMORE, G., KOHLI, D. **The Physiopathology and Treatment of Functional Disorders**. New York, NY: Grune & Stratton; 1974.

XENARD et al. **Orthesis de la mano**. *Encycl.Chir.* , 1994. p 26-161.

WILLIAMS, M.E., HADLER, N.M., EARP, J.L. Manual ability as a marker of dependency in geriatric women. **J Chronic Dis**. Vol. 35, p.115-122, 1982.

WINTER, D.A. **Biomechanics and Motor Control Movement**. 4th ed. New Jersey: John Wiley & Sons New York, 2009.

WU, C.H. Electric fish and the discovery of animal electricity. **Am Scientist**. Vol.72, p. 598–607, 1984.

WILTON, J.C. **Hand Splinting: Principles of Design and Fabrication**. Londres: W.B.Saunders Company, 1997.

YANCOSEK, K. E., HOWELL, D.A Narrative Review of Dexterity Assessments. **Journal of Hand Therapy**. Vol. 22, n. 3, p. 258–270, July–September 2009.

YOUNG, R. **Handbook of Hand Splints**. Downey: Rancho Los Amigos, Calif, 1968, p. 7.

ZIEGLER, E. **Current Concepts in Orthotics: A Diagnosis-related Approach to Splinting**. Chicago: Rolyan Medical Products, 1984. p. 166.

ZIVIANI, J.; WALLEN, M. The Development of graphomotor skills. In: HENDERSON, A. e PEHOSKI, C. (Ed.). **Hand Function in the child: Foundations for remediation**. 2nd. St. Louis: Mosby Elsevier, 2006. cap. 11, p.217-238.

ANEXO: PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR

PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Estudo de órteses para Membro Superior de Policloreto de Vinila.

Pesquisador: Larissa Galvão da Silva

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 07010212.5.0000.5504

Instituição Proponente: Departamento de Terapia Ocupacional

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 153.636

Data da Relatoria: 11/12/2012

Apresentação do Projeto:

As órteses têm como função, estabilizar ou imobilizar, prevenir ou corrigir deformidades, proteger contra lesões, auxiliar na cura ou maximizar a função, proporcionando o melhor alinhamento possível e a posição funcional. Esses dispositivos fazem parte dos recursos terapêuticos cujo objetivo é melhorar as condições biomecânicas do indivíduo para adaptá-lo novamente dentro de suas funções do dia-a-dia, por meio de correções baseadas em suas necessidades. Desde o século XVI órteses são confeccionadas e as técnicas de confecção se aprimoram, e juntamente com isso novos materiais são criados e experimentados.

Atualmente os termoplásticos de baixa temperatura são os mais utilizados, entretanto, estes polímeros são todos importados, encarecendo o produto final e muitas vezes impossibilitando o acesso de populações mais carentes aos mesmos.

Assim, como resposta a esta demanda foi desenvolvida a técnica de órteses em termoplástico de alta temperatura Policloreto de Vinila (PVC). Devido à falta de estudos científicos da aplicabilidade do PVC para confecção de órteses para mão, propõe-se um estudo de base, dividido em três etapas, sobre a utilização deste termoplástico. Na primeira etapa será investigado se o custo-benefício da técnica de confecção de órteses em PVC para mão realmente torna o acesso mais viável à população do que as órteses feitas de termoplásticos de baixa temperatura; na segunda, se as propriedades do PVC são similares às propriedades dos termoplásticos de baixa temperatura de modo a permitir seu uso enquanto material para confeccionar órteses de mão e na terceira, se as órteses de PVC para mão

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SÃO CARLOS

Telefone: (16)3351-9883

E-mail: cephumanos@ufscar.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SÃO CARLOS/UFSCAR



possuem similaridades com as feitas de termoplásticos de baixa temperatura no que diz respeito ao desempenho funcional e mioelétrico.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Realizar um estudo de base sobre a utilização do Policloreto de Vinila(PVC) como um material para confecção de órteses para membros superiores e sua aplicabilidade clínica.

Objetivo Secundário:

-Comparar os custos financeiros da confecção de órteses de PVC para mão com as de termoplásticos de baixa temperatura;-Conhecer as propriedades do PVC importantes para a clínica terapêutica ocupacional e compará-las com o que há na literatura acerca dos termoplásticos de baixa temperatura e sua relação com a clínica;-Conhecer o desempenho funcional de sujeitos durante o uso de órteses de PVC e de termoplástico de baixa temperatura e-Conhecer, analisar e comparar a atividade mioelétrica das fibras superiores do trapézio, extensores radiais do carpo e flexores superficiais dos dedos durante o desempenho funcional com o uso de órteses de PVC e de termoplástico de baixa temperatura.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

O pesquisador atendeu a solicitações com relação aos possíveis riscos e com relação ao TCLE.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Trata-se de pesquisa relevante para a área em questão.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Adequados.

Recomendações:

Vide conclusões.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Projeto considerado aprovado. O pesquisador atendeu a todas as solicitações do Parecer anterior. Segue a Resolução 196/96.

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

Endereço: WASHINGTON LUIZ KM 235

Bairro: JARDIM GUANABARA

CEP: 13.565-905

UF: SP

Município: SAO CARLOS

Telefone: (16)3351-9883

E-mail: cep@ufscar.br

APÊNDICE A- CARTA CONVITE PARA PARTICIPAÇÃO DOS TERAPEUTAS OCUPACIONAIS NA PESQUISA.

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

Prezado(a) colega,

Sou aluna do mestrado em Terapia Ocupacional da UFSCar, sob orientação da Profª Dra. Iracema Serrat Vergotti Ferrigno e estamos desenvolvendo um estudo sobre diferentes materiais utilizados nas órteses. Solicito sua colaboração, respondendo às quinze questões a seguir a respeito da sua prática na confecção de órteses para mão. O questionário leva cerca de 3 minutos. Grata pela disponibilidade e colaboração.

Pesquisadora: Larissa Galvão da Silva
Telefones: (16) 3306-6618 / (16) 8857-2070
e-mail: larissaagalvao.to@gmail.com

Orientadora: Profª. Drª. Iracema S.V. Ferrigno Telefones: (16) 3351-8746 / (11) 7337-3711
e-mail: iracema@ufscar.br

Universidade Federal de São Carlos / Centro de Ciências Biológicas e da Saúde / Departamento de Terapia ocupacional/ Laboratório de Análises Funcionais e Ajudas Técnicas (LAFATec) Rodovia Washington Luís KM 235, Monjolinho.

[Continuar »](#)

Tecnologia [Google Docs](#)

[Denunciar abuso](#) - [Termos de Serviço](#) - [Termos Adicionais](#)

APÊNDICE B- TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO- ETAPA I

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Você está sendo convidado a participar como voluntário(a) do “Estudo de órteses para mão em P.V.C”. Por favor, leia atentamente as informações abaixo:

O objetivo desta pesquisa é realizar um estudo de base sobre a utilização do Policloreto de Vinila (PVC) como material para confecção de órteses para mão, bem como comparar os custos de produção destas órteses com aquelas produzidas a partir de termoplásticos de baixa temperatura.

Esta pesquisa atende à Resolução 196/96, tendo sido submetida ao Comitê de Ética da Universidade Federal de São Carlos, e permite a recusa de participação, além de garantir o sigilo e confidencialidade dos dados de identificação.

Os resultados provenientes deste estudo serão divulgados no meio científico a fim de contribuir com a prática profissional.

Estou ciente e bem esclarecido (a) dos objetivos da pesquisa, bem como tudo que a envolve. Assim, declaro : *

- Concordo em participar da pesquisa
- Não concordo em participar da pesquisa

« Voltar

Continuar »

Tecnologia [Google Docs](#)

[Denunciar abuso](#) - [Termos de Serviço](#) - [Termos Adicionais](#)

APÊNDICE C- QUESTIONÁRIO.

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

Estado em que atua como terapeuta ocupacional *

Cidade em que atua como terapeuta ocupacional *

Especialização *

- Não possui
- Terapia da Mão e Reabilitação do Membro Superior
- Tecnologia Assistiva
- Neurologia
- Desenvolvimento Infantil
- Geriatria
- Outro:

Você confecciona órteses para mão em sua prática clínica? *

- Sim
- Não

Se sim, há quanto tempo você prescreve e confecciona órteses para mão? *

- Menos de 1 ano
- 1 à 5 anos
- 5 à 10 anos
- Mais de 10 anos

Você fez curso (teórico e prático) de órteses para mão? *

- Sim
- Não

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

A seguir, escolha por **ORDEM DE IMPORTÂNCIA**, os materiais mais utilizados em sua prática clínica.

Primeiro material *

Segundo material

Terceiro material

« Voltar

Continuar »

Tecnologia [Google Docs](#)

[Denunciar abuso](#) - [Termos de Serviço](#) - [Termos Adicionais](#)

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

Considerando o material que você MAIS utiliza (primeiro material) para a confecção das órteses para mão, quais os recursos e equipamentos você necessita para confecção destas órteses? *

Modelagem

- Fogão
- Soprador térmico
- Panela elétrica
- Panela convencional
- Espiral para aquecimento de água
- Nenhum
- Outro:

*

Corte

- Tesoura
- Tesoura multiuso
- Serra
- Serra tico-tico
- Alicates de corte
- Furadeira manual
- Furadeira elétrica
- Nenhum
- Outro:

Colagem

- Adesivo de contato
- Super-bonder®
- Colas instantâneas
- Nenhum
- Outro:

*

Acessórios

- Forração Firm Foam
- Forração luxafoam™
- Forração softsplint™
- Forração splintcushion™
- Espuma
- Feltro
- E.V.A (etileno acetato de vinilo)
- Velcro®
- Velcro® Adesivo
- Nenhum
- Outro:

Outros utensílios (não citados em nenhuma das opções anteriores)

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

Qual (is) o(s) principal (is) fator (es) que o leva a escolher o material que você mais utiliza para confeccionar órteses para mão? *

(motivos econômicos, de propriedades do material, de acesso etc)

- Facilidade na modelagem
- Possibilidade de reutilização
- Facilidade na remodelagem do material (ajustes)
- Facilidade de limpeza/higienização da órtese
- Uso de poucos instrumentos/equipamentos para a confecção da órtese
- Não necessidade de equipamentos de proteção individual (EPI) durante a confecção
- Estética no acabamento
- Durabilidade
- Custo financeiro do material
- Falta de opção de outros materiais na instituição
- Fatores climáticos da região
- Preferência dos clientes
- Idade dos clientes
- Tipos de diagnósticos dos clientes
- Os equipamentos necessários para confecção de órteses são baratos e facilmente encontrados
- Outro:

« Voltar

Continuar »

“Estudo de órteses para mão em P.V.C”

*Obrigatório

Considerando o material que você utiliza, qual o tempo aproximado, em MINUTOS, que você precisa para confeccionar uma órtese de posicionamento de punho em extensão de 15-30° com dedos livres (tipo "cock up")? *

Inclui as etapas: confecção do molde, manipulação do material, modelagem da órtese e colocação do velcro®.

Nunca envie senhas em formulários do Google.

Tecnologia [Google Docs](#)

[Denunciar abuso](#) - [Termos de Serviço](#) - [Termos Adicionais](#)

APÊNDICE D- FICHA DE IDENTIFICAÇÃO DE VOLUNTÁRIO

1. Nome completo: _____
2. Data de Nascimento: ___/___/___
3. Idade: _____ anos e _____ meses.
4. Endereço: _____
Cidade: _____ Estado: _____ CEP: _____ - _____
5. Telefone fixo: (____) _____ Celular: (____) _____
6. e-mail: _____
7. Curso: _____ Ano: _____
8. Está usando medicação?

() NÃO

() SIM. Qual(is)? _____
9. Dados Antropométricos:

a) Altura: _____ cm

b) Peso: _____ Kg

I.M.C: _____
10. Dominância para prensão de objetos: () DIREITA () ESQUERDA
11. Apresenta desconforto ou alguma patologia ou sofreu algum trauma(dor, tendinite, fratura etc.)

a) Nos últimos 06 meses? () SIM () NÃO

b) Nos últimos 09 meses? () SIM () NÃO

c) Nos últimos 12 meses? () SIM () NÃO
12. Há quantos dias NÃO está fazendo exercícios de resistência ou força, como musculação/academia? () Fez hoje.

() 1-2 dias.

() 3-4 dias.

() 5-6 dias.

() 7 dias.

() Mais de uma semana.

APÊNDICE E-FICHA DE DESEMPENHO NOS TESTES FUNCIONAIS

FICHA DE DESEMPENHO NOS TESTES FUNCIONAIS

Nome completo: _____

1. PURDUE PEGBOARD TEST

Condições Tentativas	SEM ÓRTESE	EZEFORM	PVC
1°			
2°			
3°			
MÉDIA			

2. FUNCTIONAL DEXTERITY TEST

Condições Tentativas	SEM ÓRTESE	EZEFORM	PVC
1°			
2°			
3°			
MÉDIA			

3. BOX AND THE BLOCKS TEST.

Condições Tentativas	SEM ÓRTESE	EZEFORM	PVC
1°			
2°			
3°			
MÉDIA			

APÊNDICE F-TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO.

Você está sendo convidado para participar da pesquisa “**ESTUDO DE ÓRTESES PARA MEMBRO SUPERIOR DE POLICLORETO DE VINILA.**”

Você foi selecionado através da listagem de e-mails institucional da Universidade Federal de São Carlos por ter mais de 18 anos e **sua participação não é obrigatória.**

A pesquisa a ser desenvolvida terá com pesquisadora principal a aluna de pós-graduação *stricto sensu*em Terapia Ocupacional Larissa Galvão da Silva, sob orientação da Professora Doutora Iracema Serrat Vergotti Ferrigno, e corresponde a **Resolução 196/96.**

O objetivo geral deste estudo é:**Realizar uma pesquisa de base sobre a utilização do Policloreto de Vinila (PVC) como um material para confecção de órteses para membro superior e sua aplicabilidade clínica** e os específicos são:conhecer o desempenho funcional de sujeitos durante o uso de órteses de PVC e de termoplástico de baixa temperatura (comumente utilizado na clínica terapêutica ocupacional) e analisar a atividade mioelétrica das fibras superiores do trapézio, extensores radiais do carpo e flexores superficiais dos dedos durante o desempenho funcional com o uso de órteses de PVC e de termoplástico de baixa temperatura.

-Procedimentos:Sua participação nesta pesquisa consistirá em realizar primeiramente o preenchimento de dados de uma ficha de identificação para saber se você está dentro dos critérios de inclusão da pesquisa e se estiver, as pesquisadoras irão tirar medidas do seu membro superior direito para confeccionar duas órteses sob medida, uma de PVC e uma de termoplástico de baixa temperatura,que serão usadas no segundo encontro.

No segundo encontro, você será convidado a realizar procedimentos de eletromiografia de superfície no seu membro superior direito, que consiste na mensuração da atividade muscular durante atividades. A eletromiografia de superfície é um procedimento não invasivo, e será realizada com você através da colocação de eletrodos auto-adesivos descartáveis nas regiões do ombro, braço e antebraço direitos, e conectados a um aparelho que captará a atividade dos seus músculos, que será passada em forma de gráfico a um computador portátil. Para a captação da sua atividade muscular serão realizados quatro testes funcionais, que objetivam avaliar a destreza manual durante a manipulação de objetos pequenos.

-Benefícios previstos: Participando deste estudo, você estará colaborando com a investigação a respeito das órteses de P.V.C, que se obtiver comprovada sua eficiência poderá beneficiar um grande número de pessoas dependentes de equipamentos ortopédicos.

-Potenciais riscos e incômodos: Sua participação na pesquisa oferece riscos mínimos e para tais são oferecidos procedimentos de segurança como: as órteses que serão utilizadas serão feitas sob medida e, após a coleta dos dados,entregues a cada sujeito da pesquisa, evitando assim qualquer risco de contaminação por pele; os eletrodos utilizados são descartáveis; o aparelho de eletromiografia utilizado funciona por bateria, não é conectado à rede elétrica e possui um isolamento de 3000 V, impedindo a ocorrência de qualquer choque elétrico.Caso você se sinta desconfortável com qualquer questão da pesquisa, caso sinta receio de exposição de ocorrências pessoais ou íntimas e cansaço, a pesquisa poderá ser interrompida e os cuidados e respaldos serão fornecidos.

-Seguro saúde ou de vida: Não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a te beneficiar em função de sua participação neste estudo.

-Liberdade de participação: Sua participação neste estudo é voluntária.Você tem direito de interromper a participação a qualquer momento sem que isto implique em qualquer penalidade ou prejuízo.

-Local da pesquisa: A pesquisa será realizada no Laboratório de Análises Funcionais e Ajudas Técnicas (LAFATec) do Departamento de Terapia Ocupacional da Universidade Federal de São Carlos.

-Acesso ao local de pesquisa: a coleta de dados ocorrerá em horário comercial em um intervalo entre suas aulas na Universidade Federal de São Carlos, de acordo com a sua disponibilidade ou em algum outro horário que lhe for conveniente.

-Sigilo de identidade: As informações obtidas neste estudo serão mantidas em sigilo e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial. Estas informações só poderão ser utilizadas para fins estatísticos, científicos ou didáticos, desde que fique resguardada a sua privacidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem a sua autorização oficial.

A responsável por este estudo explicará sobre a necessidade da realização da pesquisa e responderá todas as suas questões. Sua participação no estudo é de livre e espontânea vontade.

Você receberá uma cópia deste termo onde consta o telefone e endereço da pesquisadora principal, podendo tirar suas dúvidas a respeito do projeto e sua participação, agora ou a qualquer momento.

Larissa Galvão da Silva

(16) 8857-2070

Larissagalvao.to@gmail.com

Endereço: Rua Rafael de Abreu Sampaio Vidal, nº 2753, Costa do Sol.

São Carlos- SP.

Declaro que entendi os objetivos, riscos e benefícios de minha participação na pesquisa e concordo em participar.

A pesquisadora me informou que o projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos da UFSCar que funciona na Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa da Universidade Federal de São Carlos, localizada na Rodovia Washington Luiz, Km. 235 - Caixa Postal 676 - CEP 13.565-905 - São Carlos - SP - Brasil. Fone (16) 3351-8110. Endereço eletrônico: cephumanos@power.ufscar.br

São Carlos, ___ de _____ de 201_.

Assinatura do participante voluntário

APÊNDICE G- RELATÓRIO EFEITO SOBRE A ÁGUA



Universidade Federal de São Carlos
Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA DE MATERIAIS
Via Washington Luiz, Km 235 - Caixa Postal: 676
CEP: 13565-905 - São Carlos - SP - Brasil
Fone: (16) 3351-8244 Fax: (16) 3361-5404



RELATÓRIO SEC/DEMA Nº 58/2013
DATA: 12/11/2013

INTERSSADA: LARISSA GALVÃO DA SILVA

ENDEREÇO: Departamento de Terapia Ocupacional - UFSCar

CIDADE: São Carlos - SP

FONE: (16) 3306-6618 (LAFATec)

REFERENTE: Determinação do *EFEITO SOBRE A ÁGUA* em Tubo de PVC Rígido,
NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal), branco, da marca comercial
TIGRE

1. Material ensaiado: Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal),
branco, da marca comercial TIGRE

2. Metodologia do ensaio:

2.1. Norma ABNT NBR 8219 - "Tubos e Conexões de PVC - Verificação do efeito sobre a
água" - Método de ensaio.

2.2 Método utilizado para as determinações: "Espectrometria de Emissão por Plasma - ICP".



3. Resultados:

Os resultados obtidos na determinação de Chumbo, Cromo, Cádmio, Arsênio, Mercúrio e Estanho, na água, estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1: Valores da concentração de metais, na água, para 2 amostras do Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal), branco, da marca comercial TIGRE

AMOSTRA	ÁGUA ANALISADA	Pb	Cr	Cd	As	Hg	Sn
Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150, TIGRE, Fabricado em 2012	Primeira Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01
	Segunda Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01
	Terceira Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01
Tubo de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150, TIGRE, Fabricado em 2013	Primeira Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01
	Segunda Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01
	Terceira Retirada	<0.01	<0.002	<0.002	< 0.02	<0,005	<0.01

Observação: Valores expressos em ppm e inferiores aos limites de detecção dos respectivos metais.

4. Conclusão:

Os Tubos de PVC Rígido, NBR 5688, DN 150mm (diâmetro nominal), branco, da marca comercial TIGRE, quando submetidos ao *Ensaio de Efeito Sobre a Água*, conforme ABNT NBR 8219, satisfazem as condições especificadas para os limites de teores de Chumbo, Cromo, Cádmio, Arsênio, Mercúrio e Estanho, na Norma ABNT NBR 8219 e na Portaria 518 do Ministério da Saúde.


 Prof. Dr. José Augusto Macedo Agnelli
 Consultor CREA - 64.845/D

APÊNDICE H- RELATÓRIO ABSORÇÃO ATÔMICA



Av. Saudade 2472, Ribeirão Preto SP
Fone: (16) 2024 8512 e, 2024 7991

ANÁLISE DE IONS EM AMOSTRAS DE TUBO DE PVC RÍGIDO

TÉCNICA: Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno e com gerador de hidreto.

AMOSTRAS ANALISADAS EM 18/11/13

1- Os métodos analíticos empregados estão de acordo com APHA, WWA, WPCF (2005).

2- ~~Aparelho, materiais e reagentes~~

Espectrofotometria de Absorção atômica com chama ar/acetileno para chumbo (Pb), cádmio (Cd), cromo (Cr), estanho (Sn) e com gerador de hidreto para arsênio (As) e mercúrio (Hg).

3- Preparo da amostra

Foi pesada uma massa de aproximadamente 0,5 g de respas do tubo de PVC rígido e digerida por via seca em forno ~~outra~~, sendo o resíduo reconstituído em meio de ácido nítrico para 50 mL.

4- Resultado

Parâmetros	Unidade	Resultado
Chumbo	mg Pb/kg	27,11
Cádmio	mg Cd/kg	0,097
Cromo	mg Cr/kg	5,809
Mercúrio	mg Hg/kg	0,002
Arsênio	mg As/kg	0,097

Obs: não foi obtido resultado satisfatório para estanho (Sn)

Dr. Walter Roberto Mendes
Dir. Técnica, CRQ nº 04236050