FÁBIA ALVIM LEITE

**DESEMPENHO TÉRMICO, MECÂNICO E CLÍNICO DE MATERIAL
À BASE DE POLÍMERO DERIVADO DO ÓLEO DE MAMONA
PARA CONFEÇÃO DE ÓRTESES E COMPARAÇÃO COM
OUTRO MATERIAL EXISTENTE NO MERCADO**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – Escola de Engenharia de São Carlos / Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto / Instituto de Química de São Carlos – da Universidade de São Paulo como parte dos requisitos para obtenção do título de mestre em Bioengenharia.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientadora: Prof. Dra. Valéria Meireles Carril Elui

São Carlos,
2007

AUTORIZO A REPRODUÇÃO E DIVULGAÇÃO TOTAL OU PARCIAL DESTE TRABALHO, POR QUALQUER MEIO CONVENCIONAL OU ELETRÔNICO, PARA FINS DE ESTUDO E PESQUISA, DESDE QUE CITADA A FONTE.

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

L533d	<p>Leite, Fábila Alvim</p> <p>Desempenho térmico, mecânico e clínico de material à base de polímero derivado do óleo de mamona para confecção de órteses e comparação com outro material existente no mercado / Fábila Alvim Leite ; orientador Valéria Meireles Carril Elui. -- São Carlos, 2007.</p> <p>Dissertação (Mestrado-Programa de Pós-Graduação e Área de Concentração Interunidades em Bioengenharia) -- Escola de Engenharia de São Carlos, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto e Instituto de Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 2007.</p> <p>1. Dispositivo e instrumentos médicos. 2. Biomateriais poliméricos. 3. Mamona. I. Título.</p>
-------	---

À minha mãe, por ter me ensinado que todo
conhecimento é válido;
Ao Maurício, pela inacreditável
disponibilidade.

AGRADECIMENTOS

À minha orientadora, Professora Doutora Valéria Meireles Carril Elui, por estar sempre disposta a ajudar, pela paciência e, principalmente, pela oportunidade.

Ao Dr. Salvador, por ter me ensinado mais do que o necessário, por estar sempre disponível e por ter compreendido as minhas limitações em uma área diferente.

À minha família, principalmente Saulo, Maria, Chiquinho e Carminha, por terem perdoado a minha ausência em tantas ocasiões.

Aos pacientes e terapeutas que participaram do trabalho.

Aos funcionários do Laboratório de Química Analítica do Instituto de Química, Luizinho e Toninho, por toda a competência e disposição para ajudar sempre que precisei.

Ao Professor Doutor Gilberto Orivaldo Chierice, por ter aceitado a minha presença no Laboratório, pelos tantos ensinamentos e pela imensa paciência.

Ao tio Zé, por disponibilizar sua enorme capacidade de resolver problemas e por levar tão a sério as minhas idéias para tocar a pesquisa de forma mais simples.

À Renata e à Rose, por terem sido sempre muito delicadas e compreensivas nos momentos em que foi preciso ficar ausente.

Aos meus alunos, que entenderam os momentos de pior humor e me ensinam muito todos os dias.

Ao Professor Izalto, pelas dicas e por estar disposto a ajudar quando eu precisei.

Aos companheiros do Laboratório, Jô e Graziella, que muitas vezes me mostraram que o inacreditável era possível.

À Orgarita, por ter disponibilizado a casa e alguns materiais imprescindíveis para a realização do trabalho.

À Mariana e à Angélica, que ocuparam meu lugar quando precisei me dedicar a esta pesquisa.

Aos meus amigos, que sempre me ouviram, especialmente à Samira e ao Vinícius, que conseguem estar presentes mesmo tão distantes.

A todos que, de uma forma ou de outra, tornaram este projeto possível.

RESUMO

LEITE, F. A. **Desempenho térmico, mecânico e clínico de material à base de polímero derivado do óleo de mamona para confecção de órteses e comparação com outro material existente no mercado.** 2007. 103 f. Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC / FMRP / IQSC da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

A prescrição de órteses é parte importante do processo de reabilitação. Por sua multiplicidade de usos, o polímero derivado do óleo de mamona mostrou-se como possível alternativa de material nacional para a confecção de tais dispositivos. Os objetivos deste trabalho foram analisar comparativamente o desempenho térmico, mecânico e clínico do material em estudo em relação ao material importado Ômega, atualmente disponível no mercado brasileiro; coletar impressões de pacientes e terapeutas a respeito dos materiais, bem como pesquisar a viabilidade da utilização do polímero derivado do óleo de mamona na confecção de órteses. Foram realizados ensaios mecânicos, análise termogravimétrica e análise dinâmico-mecânica de ambos os materiais, além de distribuídos questionários a pacientes e terapeutas para avaliação das órteses confeccionadas. Para tanto, no presente trabalho, foram feitos corpos de prova dos dois materiais, bem como órteses para utilização dos pacientes. Nos ensaios mecânicos, realizados na Máquina de Ensaio Universal SINTECH 6, o material desenvolvido apresentou-se mais resistente, à temperatura ambiente, quando comparado ao material importado. A partir da análise termogravimétrica foi possível concluir que a perda de massa começa a ser significativa aos 232° C para o material desenvolvido e aos 250° C para o material importado. Na análise dinâmico-mecânica, notou-se que o módulo de elasticidade de armazenamento do material importado é menor do que o do polímero derivado do óleo de mamona até aproximadamente 69° C, temperatura a partir da qual a situação se inverte. Em relação ao seu comportamento sob temperaturas elevadas, o material desenvolvido apresentou características compatíveis com sua utilização para confeccionar órteses. Os questionários respondidos por terapeutas (n=3) mostraram superioridade do material importado em relação à facilidade do processo de confeccionar órteses. Por outro lado, os pacientes (n=10) preferiram o material desenvolvido, visto como mais confortável, mais leve e de melhor aparência. Os resultados mostraram, portanto, que o material derivado do óleo de mamona é adequado para a confecção de órteses e que, embora o material nacional seja mais difícil de moldar, é também mais resistente que o importado.

Palavras-chave: órtese, polímero, óleo de mamona.

ABSTRACT

LEITE, F. A. **Thermal, mechanical and clinical performance of a castor oil based polymer used to orthosis fabrication and comparison with another orthotic material.** 2007. 103 f . Essay (Master's Degree) - Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia – EESC / FMRP / IQSC da Universidade de São Paulo, São Carlos, 2007.

Orthosis prescription is an important part of the rehabilitation process. Because of its variability of uses, the castor oil based polymer emerged as a viable alternative of brazilian material for orthosis fabrication. The purpose of this essay was to analyze the thermal, mechanical and clinical performance of the new material in comparison to the Omega material, available in Brazil; to collect information from patients and therapists regarding the materials; and also to research the viability of using the castor oil based polymer to fabricate orthosis. Mechanical tests, thermogravimetry and dynamic mechanical analysis of both materials were carried out. Polls were distributed to patients and therapists to evaluate the orthosis fabricated. For this goal, samples made from both materials were also produced, just like orthosis for patients' use. During mechanical tests, made on SINTECH 6 Tests Universal Machine, the developed material appeared to be more resistant, in room temperature, than the Omega material. The thermogravimetry showed that the mass loss started to be relevant at 232° C for the new material and at 250° C for the Omega material. During dynamic mechanical analysis, the Omega material presented less rigidity than the castor oil based polymer at more or less 69° C. Above this temperature, the rigidity becomes lower for the new material. Under high temperatures, the developed material presented characteristics compatible with orthosis fabrication. The polls answered by therapists (n=3) showed the superiority of the Omega material to fabricate orthosis easily. On the other hand, the patients (n=10) preferred the new material, which they found more comfortable, lighter and better looking. The results showed that the castor oil based polymer can be used to fabricate orthosis and that, besides the difficulties in shaping, it is also more resistant than the Omega material.

Keywords: orthosis, polymer, castor oil.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Polioli e pré-poliímero.....	41
Figura 2. Placa de vidro circundada por barreiras físicas.....	43
Figura 3. Base de madeira com regulagem de níel em três pontos utilizada para a colocação das placas de vidro.....	43
Figura 4. Fôrma de silicone para confecção de placas.....	44
Figura 5. Fôrma de silicone para produzir as novas placas.....	45
Figura 6. Corpo de prova tipo “gravata borboleta” ou dumb-bell.....	46
Figura 7. Estampador em aço para confecção de corpos de prova tipo “gravata borboleta”	47
Figura 8. Prensa para confecção de corpos de prova para ensaio de tração.....	47
Figura 9. Suporte para colocação das seringas.....	48
Figura 10. Corpos de prova para ensaio de flexão em três pontos.....	49
Figura 11. Molde para confecção de corpos de prova para DMA.....	50
Figura 12. Balança BP 125s da marca Sartorius.....	51
Figura 13. Câmara de vácuo.....	52
Figura 14. Massa polimérica no molde de silicone.....	53
Figura 15. Cilindros para ensaio de compressão.....	56
Figura 16. Corpos de prova para análise termogravimétrica.....	58
Figura 17. Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica.....	59
Figura 18. Máquina de Ensaio Universal.....	60
Figura 19. Corpo de prova rompido após ensaio mecânico de tração.....	62
Figura 20. Corpo de prova posicionado para compressão.....	63
Figura 21. Ensaio de flexão em três pontos.....	64

Figura 22. Módulo simultâneo SDT Q600.....	65
Figura 23. Amostra presa aos braços do equipamento.....	66
Figura 24. Órteses prontas a partir de material em estudo e com o material importado.....	67
Gráfico 1. Curva do ensaio de tração para amostra do material desenvolvido.....	70
Gráfico 2. Curva do ensaio de tração para amostra do material Ômega.....	71
Gráfico 3. Comparação entre a resistência máxima à tração por unidade de área.....	72
Gráfico 4. Curva do ensaio de compressão para amostra do material desenvolvido.....	73
Gráfico 5. Curva do ensaio de flexão em três pontos para amostra do material desenvolvido.....	74
Gráfico 6. Curva do ensaio de flexão em três pontos para amostra do material Ômega.....	75
Gráfico 7. Comparação entre a resistência máxima à flexão em três pontos por unidade de área.....	76
Gráfico 8. Curva termogravimétrica do material desenvolvido.....	77
Gráfico 9. Curva termogravimétrica do material Ômega.....	78
Gráfico 10. Curva de análise dinâmico-mecânica do material desenvolvido.....	79
Gráfico 11. Curva de análise dinâmico-mecânica do material Ômega.....	80
Gráfico 12. Médias atingidas pelos materiais na análise dos terapeutas.....	83
Gráfico 13. Médias atingidas pelos materiais na análise dos pacientes.....	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Desempenho mecânico comparativo..... 87

Tabela 2. Comparação da análise termogravimétrica..... 88

Tabela 3. Módulo de elasticidade de armazenamento dos materiais em diferentes
temperaturas..... 90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASTM – American Society for Testing and Materials

AVE – Acidente Vascular Encefálico

DMA – Análise Dinâmico-Mecânica

DTG – Derivada da termogravimetria

DORT – Doenças Osteomusculares Relacionadas ao Trabalho

HCRP – Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto

IQSC – Instituto de Química de São Carlos

LER – Lesões por Esforços Repetitivos

USP – Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

% – Porcentagem

° C – Graus Celsius

® – Marca Registrada

™ – *Trade Mark*

cm – Centímetros

mm – Milímetros

ml – Mililitros

mg – Miligramas

g – Gramas

Lb – Libras

mm/min – Milímetros por Minuto

° C/min – Graus Celsius por Minuto

ml/min – Mililitros por Minuto

N – Newtons

kg – Quilogramas

kg/cm² – Quilogramas por Centímetro Quadrado

GPa – Giga Pascal

%/° C – Porcentagem por Graus Celsius

E' – Módulo de Elasticidade de Armazenamento

E'' – Módulo de Perda

MPa – Mega Pascal

SUMÁRIO

RESUMO

ABSTRACT

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

LISTA DE SÍMBOLOS

APRESENTAÇÃO

1 INTRODUÇÃO.....	18
1.1 HISTÓRICO DA UTILIZAÇÃO DE ÓRTESES.....	18
1.1.1 Traumato-ortopedia.....	21
1.1.2 Neurologia.....	22
1.1.3 Reumatologia.....	23
1.1.4 Queimados.....	25
1.1.5 Lesão por Esforço Repetitivo ou Doença Osteomuscular Relacionada ao Trabalho.....	26
1.2 MATERIAIS UTILIZADOS PARA A CONFECÇÃO DE ÓRTESES.....	27
1.3 CARACTERÍSTICAS DOS TERMOPLÁSTICOS DE BAIXA TEMPERATURA...30	
1.4 POLÍMERO DERIVADO DO ÓLEO DE MAMONA.....	35
1.5 OBJETIVOS DO ESTUDO.....	38

2 MATERIAIS E MÉTODOS.....	39
2.1 ASPECTOS GERAIS.....	39
2.2 MATERIAIS.....	40
2.2.1 Material desenvolvido.....	40
2.2.2 Material utilizado para comparação.....	41
2.2.3 Descrição dos moldes para confecção das placas.....	42
2.2.4 Descrição dos moldes para confecção dos corpos de prova.....	45
2.2.4.1 Corpos de prova para ensaio de tração.....	46
2.2.4.2 Corpos de prova para ensaio de compressão.....	48
2.2.4.3 Corpos de prova para ensaio de flexão em três pontos.....	48
2.2.4.4 Corpos de prova para ensaio termogravimétrico.....	49
2.2.4.5 Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica.....	49
2.2.5 Pesagem da massa polimérica e dos corpos de prova.....	50
2.3 MÉTODO.....	51
2.3.1 Seleção da fórmula e confecção das placas.....	51
2.3.2 Confecção dos corpos de prova.....	54
2.3.2.1 Corpos de prova para o ensaio de tração.....	54
2.3.2.2 Corpos de prova para o ensaio de compressão.....	55
2.3.2.3 Corpos de prova para o ensaio de flexão em três pontos.....	57
2.3.2.4 Corpos de prova para análise termogravimétrica.....	58
2.3.2.5 Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica.....	58
2.3.3 Ensaios mecânicos.....	59
2.3.3.1 Aspectos gerais.....	59
2.3.3.2 Ensaio de tração.....	61
2.3.3.3 Ensaio de compressão.....	62

2.3.3.4 Ensaio de flexão em três pontos.....	63
2.3.4 Ensaio termogravimétrico.....	64
2.3.5 Análise dinâmico-mecânica.....	65
2.3.6 Escolha dos pacientes.....	66
2.3.7 Confeção das órteses e respostas aos questionários.....	67
3 RESULTADOS.....	70
3.1 ENSAIOS MECÂNICOS.....	70
3.1.1 Ensaio mecânico de tração.....	70
3.1.2 Ensaio mecânico de compressão.....	72
3.1.3 Ensaio mecânico de flexão em três pontos.....	73
3.2 ANÁLISE TERMOGRAVIMÉTRICA.....	76
3.3 ANÁLISE DINÂMICO-MECÂNICA.....	79
3.4 DESEMPENHO CLÍNICO COMPARATIVO.....	81
3.4.1 Opinião dos terapeutas.....	81
3.4.2 Opinião dos pacientes.....	83
4 DISCUSSÃO.....	86
5 CONCLUSÃO.....	94
6 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS.....	95
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	96
ANEXOS.....	100

APRESENTAÇÃO

Modernamente, na área de saúde, tem crescido significativamente a preocupação com a melhora da qualidade de vida de pacientes que apresentam qualquer tipo de patologia. As patologias que envolvem a região do punho, particularmente, prejudicam os pacientes em várias de suas atividades, comprometendo, assim, sua independência e auto-estima.

O uso, quando houver indicação, de dispositivos auxiliares que contribuam para melhora da qualidade de vida dos pacientes é, então, parte imprescindível de um tratamento de sucesso.

As órteses constituem importante exemplo de dispositivo auxiliar. Confeccionadas de vários materiais diferentes, elas representam a possibilidade de o paciente retomar, gradativamente, a capacidade de cuidar de si e de realizar atividades cotidianas independentemente.

Os materiais mais utilizados para a confecção de órteses, nos dias de hoje, são os termomoldáveis. No entanto, não existe opção de material termomoldável nacional para tal finalidade.

Portanto, a motivação para realizar este estudo baseia-se em dois preceitos principais: a importância do uso de órteses como parte do tratamento de várias patologias e a necessidade de uma opção nacional de material que possa ser utilizado para sua confecção.

Além disso, o polímero derivado do óleo de mamona é derivado da biomassa, o que contribui para a tendência mundial de preocupação com sustentabilidade e cuidado com os recursos naturais.

O trabalho foi didaticamente dividido em cinco itens principais e no primeiro deles há uma introdução com pequeno histórico da utilização de órteses, a variabilidade de sua aplicação nas diferentes áreas de atuação dos profissionais de saúde, os múltiplos materiais utilizados na ortótica, as características de alguns deles e as especificações do polímero derivado do óleo de mamona.

No segundo item apresentam-se as especificidades dos materiais que foram utilizados para o estudo das características do polímero e do material ao qual este foi comparado, bem como as especificações dos métodos que foram seguidos. Apresenta-se, ainda, a descrição de como se deu a avaliação dos materiais por parte de pacientes e terapeutas.

No terceiro item foram apresentados os resultados aos quais o trabalho levou, tanto no desempenho individual do material desenvolvido, quanto na comparação entre ele e o material importado escolhido. Aqui também se encontram os resultados da análise feita por parte dos pacientes que utilizaram as órteses do material em estudo e do material importado escolhido para comparação, bem como a avaliação destes feitas por terapeutas.

O quarto item traz a discussão dos resultados previamente apresentados, com uma análise tanto do desempenho individual do material estudado quanto de

seu comportamento comparado. Há também a discussão dos resultados obtidos através da avaliação dos materiais por parte dos pacientes.

O quinto item apresenta a conclusão à qual o trabalho levou e a sugestão de trabalhos futuros.

1 INTRODUÇÃO

As órteses são dispositivos largamente prescritos para o tratamento das mais variadas patologias. Sua utilização tem, geralmente, um período específico dentro do qual terá ação mais benéfica para o paciente, o que varia de caso para caso (FESS; PHILIPS, 1987).

Por se tratar de elemento muitas vezes imprescindível para o tratamento de muitos pacientes, as órteses constituem um assunto merecedor de ampla pesquisa. O conhecimento não só desta, mas de todas as demais opções de dispositivos que podem melhorar o prognóstico, em cada caso, é de extrema importância para o desenvolvimento da ortótica no país.

A possibilidade de desenvolver um material de origem nacional que facilite o acesso de um número cada vez maior de pacientes e terapeutas às órteses é, então, um desafio instigante.

1.1 HISTÓRICO DA UTILIZAÇÃO DE ÓRTESES

Diferentemente das próteses, que são peças ou dispositivos utilizados para substituir um membro, um órgão ou parte dele, ou seja, para tomar o lugar de um segmento perdido, as órteses são dispositivos extracorpóreos acoplados a um segmento corporal, moldados conforme a anatomia de tal segmento, utilizados para substituir uma função ausente, restaurar funções a médio e longo prazo, ajudar músculos enfraquecidos, posicionar ou imobilizar um membro ou parte dele e

também para corrigir deformidades. Há, então, uma correção de disfunções e não reposição de membros ou segmentos amputados acidental ou cirurgicamente (REY, 1999). Embora existam órteses pré-fabricadas, mais comumente na prática clínica os terapeutas as modelam para cada paciente, de acordo com a patologia apresentada. É preciso que a órtese, quando pronta, acople-se ao segmento a ser tratado, e somente a confecção individual atinge esse propósito.

A ortótica refere-se à parte da reabilitação que tem por objetivo a adaptação, a construção e o treinamento para o uso dos dispositivos especiais que podem ser aplicados a um paciente para recuperar ou substituir uma função perdida (TROMBLY, 1989).

Não é atual o conceito de se utilizar um dispositivo extracorpóreo que, ao mesmo tempo, imobilize e gere conforto para aquele que o utiliza. Imagina-se que esta utilização seja um recurso intuitivo, ou que o tenha sido no passado. O primeiro manual de órteses, com instruções para confecção de armaduras, pode ser datado de 1592 (LUZO; MELLO; CAPANEMA, 2004).

As órteses podem ser utilizadas para a correção de fraqueza muscular e variação de movimento limitada, sendo estas, geralmente, de natureza temporária, ou seja, usadas pelos pacientes por um tempo até que a função alterada seja reconstituída. Em outros casos as órteses são permanentes, o que geralmente ocorre quando sua intenção é restaurar uma função perdida. Tanto as órteses temporárias quanto as permanentes constituem recurso importante no tratamento de variados pacientes, com características diferentes e patologias diversas.

Segundo a classificação mais utilizada, as órteses podem, ainda, ser de caráter estático ou dinâmico. As órteses **estáticas** são usadas para imobilizar ou estabilizar um determinado segmento em uma posição estabelecida e não possuem partes que se movimentam ou porções articuladas. Já as órteses **dinâmicas** são aquelas que permitem mobilidade controlada das articulações e restauração de algum movimento, porque possuem partes que se movimentam (AGNELLI; TOYODA, 2002).

Pode-se indicar o uso das órteses durante todo o dia ou um período dele, ou ainda durante a noite, enquanto o paciente dorme. Entretanto, é importante lembrar que qualquer órtese deve ser retirada algumas vezes durante o dia para que o paciente movimente a articulação e faça exercícios, intercalando sempre o repouso e a movimentação (TROMBLY, 1989). O paciente deve receber do terapeuta que confeccionou a órtese instruções a respeito dos cuidados a serem tomados com ela ainda no serviço.

As órteses constituem um importante recurso terapêutico no tratamento de vários acometimentos e são largamente utilizadas na clínica porque podem atuar na melhora de pacientes que apresentem as mais variadas patologias.

Hoje em dia, quando se fala em reabilitação, é cada vez mais comum que se fale também a respeito das órteses e sua confecção. Prova disso é a abrangência de sua utilização nas várias áreas da reabilitação física, principalmente na Traumatologia, na Neurologia, na Reumatologia e em queimados.

1.1.1 Traumato-ortopedia

O sistema musculoesquelético, assim como os demais sistemas biológicos, mostra-se em um estado constante de equilíbrio. Se for submetido a uma força ou um estresse, este sistema tende a buscar mais uma vez tal equilíbrio. Após um colapso, há três possibilidades: adaptação (novo estágio de equilíbrio), colapso temporário (lesão) ou colapso definitivo (morte).

A traumato-ortopedia, então, é a área do conhecimento que trata de lesões, abertas ou fechadas, provocadas por traumatismos e inclui as lesões do Sistema Nervoso Central, Sistema Digestivo, Sistema Circulatório e, principalmente, do Sistema Musculoesquelético.

Alguns dos principais exemplos de patologias consideradas traumato-ortopédicas são as lesões musculares, as fraturas e as lesões ligamentares (HEBERT et al., 2003).

No caso da traumato-ortopedia as órteses são muito utilizadas para a resolução de fraturas, que são descontinuidades ósseas geradas por traumas. No entanto, há outras indicações também muito comuns para o uso de órteses nesta área, como casos de luxação e outros desvios (TROMBLY, 1989). Além disso, as órteses são, também, bastante utilizadas no tratamento de seqüelas ou complicações como dor, rigidez articular, aderência cicatricial, retração de partes moles, entre outras.

1.1.2 Neurologia

As lesões neurológicas são aquelas que ocorrem tanto no Sistema Nervoso Central (que compreende o encéfalo e a medula espinhal), dentro do esqueleto axial, quanto no Sistema Nervoso Periférico (composto por nervos, gânglios e terminações nervosas), localizado fora do esqueleto axial (MACHADO, 1993).

Uma das lesões neurológicas em que mais comumente se faz o uso de órteses é o Acidente Vascular Encefálico (AVE), que pode ser definido como um déficit neurológico, geralmente focal, de instalação súbita ou com rápida evolução, sem outra causa aparente que não vascular. Em casos mais graves, o AVE pode levar à morte do paciente (MARTINS; SCALABRINI NETO; VELASCO, 2006). Muitas vezes o paciente que sofre um Acidente Vascular Encefálico apresenta espasticidade, que é um aumento do tônus muscular dependente da velocidade. Esta espasticidade, com o tempo, leva a deformidades, muitas vezes irreversíveis e bastante graves. A indicação do uso de órteses se dá principalmente para diminuir ou evitar essa espasticidade e prevenir e/ou corrigir possíveis deformidades (BOBATH, 1990).

A lesão medular, que pode ser completa ou incompleta, leva a alteração na condução dos sinais motores e sensitivos nas áreas afetadas. Com isso ocorrem disfunções que, muitas vezes, levam à necessidade do uso de órteses.

Os nervos periféricos também podem sofrer vários tipos de lesão, o que pode causar alterações motoras ou sensitivas na área do nervo atingido. O tratamento desse tipo de lesão é bastante amplo, mas a utilização das órteses é, sem nenhuma dúvida, uma das condutas a ser levada em consideração.

Um ramo da neurologia que também leva muitas vezes à indicação de órteses é a neuropediatria. Nessa área, a ortótica tem várias funções importantes. Um dos acometimentos que mais comumente leva à indicação de órteses em crianças, no entanto, é a Paralisia Cerebral. Nesse acometimento, a criança muitas vezes apresenta espasticidade, com influências supramedulares anormais, falta de seleção normal de neurônios e conseqüente desenvolvimento muscular aberrante. É muito comum a prescrição de órteses para pacientes com este tipo de acometimento, já que é preciso evitar ao máximo o aparecimento de deformidades (BOBATH, 1990).

1.1.3 Reumatologia

A expressão grega *rheumatismos* foi utilizada, inicialmente, para designar um suposto muco que, teoricamente, como um fluido danoso, fluiria do cérebro para as articulações e outras partes do corpo, o que geraria dor. Hoje em dia sabe-se que não há a formação de tal muco, e o termo reumatismo é utilizado para designar um grupo heterogêneo de acometimentos caracterizados por sintomas como dor, rigidez, edema e outras anormalidades nas articulações, músculos e estruturas associadas do tecido conectivo (COSSERNELLI, 1972).

As doenças reumatológicas são aquelas que afetam o sistema musculoesquelético, principalmente o aparelho locomotor e em que, muitas vezes, há relação com desordens do sistema imune do paciente em questão. Em grande parte das patologias reumáticas pode-se perceber acometimento de articulações (SKARE, 1999).

As doenças reumáticas têm uma prevalência extremamente alta, afetando entre 3% e 8% da população mundial. Em pessoas mais velhas, as doenças reumáticas tornam-se ainda mais comuns, e pode-se até mesmo dizer que aproximadamente uma em cada quatro pessoas adultas apresenta alguma alteração desse tipo. Representam, ainda, a terceira causa mais comum da busca por consultas e avaliações médicas. Assim, fica fácil perceber que as patologias reumáticas provocam um importante impacto médico, social e econômico, já que há grande morbidade, com afastamentos do trabalho e, conseqüentemente, gastos públicos e privados (HELFENSTEIN, 2004).

As órteses são escolhidas, muitas vezes, para auxiliar no tratamento de artrites e reumatismos, exemplos clássicos de doenças reumatológicas. Além disso, são também utilizadas para conter inflamações, melhorar a capacidade funcional e a força de alguns segmentos corporais, principalmente a mão e os dedos (MELVIN, 1995).

Percebe-se, então, que as órteses são uma forma de evitar a morbidade causada pelas doenças reumáticas. Daí a importância de tornar tais dispositivos acessíveis a toda a população, com custo mais baixo e maior durabilidade, o que

diminuiria os gastos públicos e privados excessivos que tais patologias podem causar.

1.1.4 Queimados

As queimaduras são acometimentos clinicamente representativos, principalmente porque atingem o órgão mais extenso do corpo humano, que é a pele. É fato que nos primeiros momentos após um incidente que tenha provocado queimaduras, os cuidados são todos na tentativa de manutenção das funções vitais, como a respiração e a regulação da temperatura corporal. Resolver o processo inflamatório vigente após a queimadura é uma das preocupações primordiais dos profissionais da saúde que assistem o paciente num primeiro momento.

A indicação das órteses em queimados, então, ocorre no momento em que as funções vitais estejam garantidas. O principal objetivo de sua utilização nesses casos é evitar as possíveis conseqüências catastróficas que a abundante formação cicatricial pode trazer ao paciente, geralmente com grande prejuízo da mobilidade do segmento que tenha sido atingido pela queimadura.

Muitas vezes, nas fases mais agudas, as órteses precisam ser adaptadas para que possam ser usadas pelos pacientes juntamente com os demais aparatos necessários para cuidar da queimadura. O programa total de tratamento com uso de órteses dependerá das condições gerais do paciente e do acometimento de outros órgãos, além da profundidade da queimadura e a capacidade de o paciente aderir ao tratamento e cooperar com a equipe que cuida dele.

Nem todos os pacientes que sofrem queimaduras utilizarão órteses como parte de seu tratamento, mas essa é uma indicação bastante comum e que deve ser sempre levada em consideração (VAN LEDE; VELDHOVEN, 2004).

1.1.5 Lesão por Esforço Repetitivo ou Doença Osteomuscular Relacionada ao Trabalho

As Lesões por Esforços Repetitivos (LER), também conhecidas como Doenças Osteomusculares Relacionadas ao Trabalho (DORT) são consideradas patologias da modernidade, já que muitas vezes são resultado de atividades características dos dias atuais, como digitação de textos, por exemplo.

As causas que mais comumente levam a tais acometimentos estão, todas elas, relacionadas ao trabalho: sua organização, seu conteúdo e o posto ocupado pelo profissional. Várias ocupações, como a dos bancários, dos operários, dos atletas, dos estudantes, dos músicos e das donas-de-casa, podem levar à ocorrência de LER ou DORT (UENO; TOYODA, 2001).

A utilização de órteses pelos pacientes que apresentam essas lesões é muito comum, pois o repouso e a imobilização em muitos casos se fazem necessários. É muito importante que a preocupação com essas patologias se dê no sentido de sua prevenção. No entanto, no caso da instalação das mesmas, o tratamento pode ser extremamente auxiliado pela utilização de órteses pelos pacientes.

1.2 MATERIAIS UTILIZADOS PARA A CONFECÇÃO DE ÓRTESES

Ao longo dos anos, vários foram os materiais utilizados para a confecção de órteses. No entanto, foi durante o século XX que a tecnologia utilizada para a sua confecção evoluiu de forma mais expressiva.

Os materiais metálicos são largamente utilizados pelo homem há milênios. Em sua maioria, só apresentam alguma serventia quando são associados a outros materiais, metálicos ou não, formando as ligas metálicas (NAVARRO, 2001). Assim, os materiais e ligas metálicas foram também os primeiros a serem utilizados para a confecção de órteses, antes do início da utilização dos termoplásticos. Dentre eles os mais comuns eram o alumínio e o aço, mais tarde as ligas de titânio e magnésio (VANALLE, 1987).

Material também muito utilizado para a confecção de órteses, o gesso é facilmente moldado e tem baixo custo. No entanto, o produto final não é lavável, de difícil higienização e pouco resistente a quedas e à umidade. Outra desvantagem das órteses feitas com gesso é que elas levam, muitas vezes, ao surgimento de feridas na pele, já que são ásperas e rígidas (CAPELLO; TOYODA, 2000).

Os materiais plásticos apareceram após a II Guerra, por causa da necessidade de reabilitação dos militares feridos ou lesados em combate (KOGLER, 2000). Por serem em sua maioria leves e flexíveis e por apresentarem boa resistência à corrosão, os materiais poliméricos, cujo grupo mais característico é

representado pelos plásticos, aparecem como boa alternativa para a confecção das órteses (PADILHA, 1997).

Em 1960, a indústria polimérica chega à sua maturidade, e a partir daí o crescimento na utilização dos polímeros cresce exponencialmente (PADILHA, 1997). A evolução na indústria dos materiais poliméricos, somada às inovações ocorridas na reumatologia, faz com que o mercado de materiais ortóticos cresça significativamente nos anos 70 e 80, com novas opções aparecendo no mercado (MELVIN, 1995). Desde então os plásticos, que representam um grande grupo dos materiais poliméricos, surgem como uma revolução na reabilitação através de órteses, principalmente por serem fáceis de manipular, possuírem grau de modelagem relativamente alto e curto tempo de endurecimento (AGNELLI; TOYODA, 2002).

Os materiais existentes no mercado e que são atualmente utilizados para confeccionar órteses apresentam a característica de tornarem-se moldáveis a temperaturas entre 50° C e 80° C. Estes são, ainda, resistentes quando expostos à temperatura ambiente. Por sua praticidade, esses materiais apresentam grande importância comercial hoje em dia (SHUHONG et al., 1994). Tais materiais, cuja maleabilidade se consegue atingir com imersão em água a temperaturas razoáveis, são chamados *termomoldáveis* (termo utilizado pelo Ministério da Saúde para descrição deste tipo de material em Português – em <http://portal.saude.gov.br/saude>). São os mais comumente utilizados na prática clínica para a confecção rápida de órteses com acabamento simples.

Os profissionais da área de saúde que utilizam tais materiais os chamam, na prática clínica, de termoplásticos. No entanto, faz-se necessário esclarecer que existem materiais termomoldáveis, ou seja, que podem ser modelados quando submetidos a temperaturas acima da temperatura ambiente, que não são termoplásticos, mas sim termofixos, classificação relacionada ao comportamento que demonstram quando expostos a altas temperaturas. Como na literatura médica muitas vezes há o costume de se adotar o termo “termoplástico”, o mesmo será utilizado neste trabalho para facilitar o entendimento e para manter a fidelidade aos artigos dos quais foram retirados os conceitos aqui presentes.

Os termoplásticos atualmente utilizados na prática clínica podem ser de alta temperatura ou de baixa temperatura. Os termoplásticos de alta temperatura são aqueles que se tornam moldáveis a temperaturas que vão de 149° C a 177° C, tornando-se resistentes quando resfriados. Um material geralmente utilizado como termoplástico de alta temperatura é o polipropileno. Sua confecção leva mais tempo do que a dos termoplásticos de baixa temperatura, já que geralmente não é realizada no momento da consulta, ainda no local de atendimento, e sim leva alguns dias (SILVEIRA, 1981).

Já os termoplásticos de baixa temperatura tornam-se moldáveis a temperaturas bem mais razoáveis, podendo ser moldados diretamente sobre o paciente. A confecção da órtese com este tipo de material é bem mais rápida e outra vantagem que se pode perceber é que eles podem ser reaquecidos e remoldados, o que permite pequenas adaptações ou a correção de pequenos enganos no mesmo momento ou posteriormente (TOYOFUKU apud TOYODA, 2000).

Há, no entanto, algumas propriedades que podem ser alteradas nos termomoldáveis de baixa temperatura, tornando-os de utilização ainda mais prática. Uma dessas propriedades é a maleabilidade, que se fosse conseguida com temperaturas mais baixas do que as atualmente utilizadas, proporcionaria maior conforto para paciente e terapeuta durante o processo de confecção da órtese (LU et al., 2000).

A ausência de materiais de origem nacional e de qualidade é o maior empecilho encontrado por quem utiliza as órteses como recurso terapêutico. A praticidade que esses materiais apresentam no momento da confecção da órtese faz com que, muitas vezes, esta seja a escolha dos terapeutas no momento do tratamento.

Os termomoldáveis de baixa temperatura têm sido muito freqüentemente citados como alternativa eficaz para a confecção de órteses. Por outro lado, o alto custo final do material, devido à importação, torna-se um problema percebido por grande parte dos profissionais que atuam nesta área em nosso país. Não há materiais nacionais disponíveis que contenham características semelhantes às aquelas encontradas nos importados, como o fácil manuseio (moldabilidade), a higiene simples e eficaz e a resistência.

1.3 CARACTERÍSTICAS DOS TERMOPLÁSTICOS DE BAIXA TEMPERATURA

A fabricação de órteses requer não somente conhecimento da anatomia, cinesiologia e biomecânica, como também das propriedades dos materiais

encontrados no mercado. O primeiro termoplástico de baixa temperatura foi introduzido no mercado em 1964 (Prenyl, Ostho Industries). Posteriormente surgiu o Orthoplast (Johnson & Johnson), seguido pelo Polyform (Smith & Nephew Rolyan) e Aquaplast (WFR/ Aquaplast Corp.). Com o aparecimento desses materiais tornou-se mais fácil a confecção de órteses do tamanho e forma ideais para cada paciente.

Para que um material seja utilizado como base para a confecção de órteses, este deve apresentar, preferencialmente, todas as características abaixo ou algumas delas: resistência ao alongamento, acomodação ou caimento, memória, rigidez e flexibilidade, auto-aderência e bordas auto-selantes.

A resistência ao alongamento representa a capacidade de um material suportar ser alongado e descreve até que ponto este pode ser puxado ou esticado, tornando-se mais fino ou até mesmo se rompendo. Quanto maior essa resistência, menores as possibilidades de o material tornar-se mais fino durante a confecção, o que poderia torná-lo mais frágil. Os materiais com maior resistência ao alongamento tendem a manter sua forma quando aquecidos, o que aumenta o controle do terapeuta sobre o material durante a confecção.

A acomodação ou caimento descreve uma característica muitíssimo parecida com a anterior. Marcam a capacidade que um material tem de acompanhar a anatomia de um segmento, tornando-se perfeitamente acoplado, sem a necessidade de muita força por parte do terapeuta. Quanto menor a resistência do material, menor será o esforço do terapeuta para a confecção de uma órtese com caimento perfeito para cada paciente.

A resistência ao alongamento e o caimento são características que podem tornar-se positivas ou negativas, dependendo do objetivo e do tipo de órtese a ser confeccionado. Órteses menores, mais delicadas, são mais facilmente confeccionadas com materiais menos resistentes, pois exigem menos força e não há problemas se o material afinar-se, porque as pequenas articulações exercem forças também menores sobre as órteses. Já órteses maiores devem preferencialmente ser confeccionadas com materiais que apresentem resistência maior, já que as forças atuantes sobre a órtese também serão maiores.

A memória é a capacidade de um material, após ser modelado no formato do segmento a ser tratado, retornar ao seu formato original, plano, se for reaquecido. A vantagem de um material com maior memória é que este pode ser reutilizado várias vezes, o que permite adaptações e modificações em órteses, mesmo depois de prontas. Por outro lado, os materiais que apresentam grande memória têm também sua desvantagem, já que tendem a retornar ao seu estado plano, o que muitas vezes leva a perda de caimento da órtese quando esta é submetida a qualquer aquecimento, ainda que local.

Rigidez e flexibilidade são termos que descrevem a quantidade de resistência oferecida por um material e a forma de comportamento de cada um quando sob a ação de tal força. Um material rígido é resistente a forças grandes e, sob sua atuação, podem quebrar. Os materiais flexíveis, por sua vez, não tendem a quebrar, e sim se dobram com facilidade, mesmo sob a ação de pequenas forças. A vantagem dos materiais rígidos é sua resistência, que os permite suportar forças e manter o alinhamento, enquanto os materiais mais flexíveis muitas vezes são mais

bem aceitos pelos pacientes, que comumente não suportam maior rigidez. São características que variam de acordo com a temperatura.

A auto-aderência é a capacidade de um material aderir a si mesmo, quando aquecido e pressionado. Esta, muitas vezes, torna a confecção das órteses mais prática, principalmente quando há necessidade de acoplamento das partes dinâmicas. Alguns materiais apresentam revestimento para evitar a auto-aderência acidental, o que pode também facilitar (evitando que o material se cole ao ser manuseado) ou dificultar a confecção em caso de haver necessidade de aderir algum outro material a ele.

Bordas auto-selantes são as que se arredondam quando o material é aquecido e cortado, o que torna a órtese mais confortável para o paciente, além de mais segura, já que nesse caso não haverá risco de pequenas lesões de pele. Os materiais que não apresentam esta característica precisam de acabamento específico e a confecção da órtese pode levar mais tempo (PEDRETTI; EARLY, 2004).

De uma forma geral, tais características podem ser agrupadas em duas, mais amplas e muito importantes: a moldabilidade e a durabilidade (BREGER-LEE, BUFORD, 1992). Uma outra característica que se deve observar é o conforto proporcionado pela órtese pronta, o que depende muito de seu peso, que variará de acordo com a densidade do material e acabamento dado.

A moldabilidade é a característica que garante ao terapeuta a possibilidade de modelar o termoplástico a temperaturas que sejam suportáveis pelo paciente, para que a modelagem seja feita diretamente sobre a pele do mesmo. O material selecionado para a confecção da órtese deve permitir sua modelagem sem grandes esforços do terapeuta.

A durabilidade é o tempo de vida útil da órtese em questão, e deve ser sempre levada em consideração no momento de analisar um material que possa potencialmente ser utilizado na confecção de órteses, já que a perda de uma órtese por danos mecânicos leva à modelagem de outra, para o mesmo paciente, o que significa gasto extra.

Nesse aspecto, percebe-se que os termoplásticos de baixa temperatura são vantajosos em relação aos demais materiais, já que possuem a importante característica de poderem ser remodelados quando aquecidos novamente. Assim, muitas vezes é possível ajustar uma órtese que o paciente já utilize de acordo com sua necessidade no momento da consulta, o que evita gasto de mais material.

O conforto que a órtese garante muitas vezes está relacionado ao seu peso, bem como com a aplicação correta dos princípios mecânicos na hora da confecção. Assim, um material que permita a confecção de órteses leves é o ideal para utilização na clínica. O acabamento da órtese também faz com que aumente ou diminua o conforto relatado pelo paciente. Portanto, o terapeuta deve ter bastante cuidado ao dar acabamento ao produto final.

Uma outra característica que faz com que um material se destaque em relação aos outros é a facilidade de mantê-lo limpo. A higiene da órtese é responsabilidade quase exclusiva do paciente. Assim, uma órtese que possa ser higienizada de forma simples e eficaz é a ideal para o manuseio na clínica. O material com que foi confeccionada a órtese tem papel importantíssimo para que se consiga tal característica.

Há uma especificidade que se pode perceber na prática clínica, relacionada à região em que este trabalho está sendo desenvolvido. São muito comuns os relatos de pacientes que se sentem desconfortáveis com as órteses usadas por consequência do aquecimento da região coberta, já que o clima é extremamente quente. Assim, um material que evitasse esse tipo de sensação seria, provavelmente, muito bem aceito para a confecção de órtese pelos terapeutas da região.

1.4 POLÍMERO DERIVADO DO ÓLEO DE MAMONA

O desenvolvimento de polímeros torna-se possível graças a reações uretanas propostas ainda em 1849, o que representa a origem de tal ramo de pesquisas. Depois disso, o número de materiais desenvolvidos com base neste tipo de polimerização cresceu enormemente, a ponto de abranger diferentes segmentos de aplicação, nos mais variados ramos da indústria (CLARO NETO, 1997).

O termo *polímero* vem do grego e significa “várias partes”. São materiais constituídos de macromoléculas orgânicas, sintéticas ou naturais. Os plásticos e as

borrachas são polímeros sintéticos muito comumente observados em nosso dia-a-dia. Os polímeros naturais, como a seda, o chifre, o algodão e a lã, são utilizados pelo homem desde muito tempo.

Átomos de carbono, hidrogênio, nitrogênio, oxigênio e flúor, entre outros, são os principais constituintes dos polímeros e a ligação química entre os átomos da cadeia é do tipo covalente. Entre as cadeias, no entanto, a ligação é fraca, secundária, geralmente dipolar.

O desenvolvimento de poliuretanos derivados de óleo de mamona inicia-se na década de 40, com a síntese de polímeros cuja função seria a utilização como tintas e vernizes. Este tipo de polímero foi e está sendo desenvolvido pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros, coordenado pelo professor Gilberto Chierice, do Instituto de Química de São Carlos (IQSC), da Universidade de São Paulo (USP), Campus São Carlos.

O polímero que surgia parecia demonstrar, desde o início, grande variabilidade de características, desde que preparado com diferentes formulações. Esta variabilidade foi confirmada através de vários estudos posteriores, com diferentes objetivos e com necessidades de materiais finais diferentes. O fato de os produtos derivados do óleo de mamona serem biodegradáveis e biocompatíveis os torna matéria-prima de vanguarda para o desenvolvimento de novos materiais (CLARO NETO, 1997).

Estudos realizados pelo Prof. Chierice e colaboradores mostram que os diversos polímeros que se pode obter através do óleo de mamona apresentam uma enorme variabilidade de aplicações (BARROS et al., 2003; BERTOLETTI; CHIERICE; SANTOS, 2004; MURAKAMI et al., 1999; CLARO NETO; ARAÚJO; CHIERICE, 1999; FONSECA, 1997; IGNACIO et al., 1996; JESUS; CALIL JR.; CHIERICE, 2000; SILVA et al., 2000) dependendo das várias características que se pode dar a eles.

As várias possibilidades de comportamento térmico e mecânico que esses materiais podem apresentar e sua comprovada biocompatibilidade fizeram surgir a idéia de se estudar as características deste material e sua aplicabilidade na clínica para confecção de órteses. Essa possibilidade viria como uma tentativa de se apresentar uma alternativa de material nacional para o uso clínico na confecção de órteses.

A versatilidade do polímero derivado do óleo de mamona e a possibilidade de sintetizá-lo com diferentes propriedades mecânicas tornaram viável o estudo deste material para aproximá-lo das características necessárias para ser utilizado na confecção de órteses, ou seja, tornar-se moldável a temperaturas bastante razoáveis e poder ser reaquecido e remoldado de acordo com a necessidade do terapeuta que o utilizar.

Além disso, o polímero em questão é um material biodegradável, não poluente e derivado da biomassa, o que faz com que a pesquisa com esse tipo de material acompanhe a tendência mundial.

1.5 OBJETIVOS DO ESTUDO

Os objetivos deste trabalho são: estudar o desempenho de um material derivado do óleo de mamona em ensaios mecânicos e análises térmicas comparativamente ao de um material atualmente disponível no mercado; coletar dados relativos às impressões de pacientes e terapeutas a respeito de ambos os materiais; fazer análise comparativa destes últimos; identificar a viabilidade de utilização do polímero derivado do óleo de mamona para confecção de órteses.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 ASPECTOS GERAIS

O polímero derivado do óleo de mamona, desenvolvido pelo grupo de pesquisadores liderado pelo Prof. Gilberto Chierice (Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros), em São Carlos, pode ser preparado com diferentes formulações, que o fazem variar de rígido a elástico, dependendo das proporções que forem utilizadas.

Para este trabalho, especificamente, a formulação escolhida deveria apresentar, primeiramente, a característica de tornar-se moldável quando sob temperaturas acima da ambiente mas que, apesar disso, não fossem altas a ponto de ferir a pele dos pacientes. Outra característica importante seria a possibilidade de, após confeccionada a órtese, o material ser capaz de não retornar a suas formas anteriores, mantendo a órtese confeccionada sempre perfeita para adequação ao paciente que a utiliza.

Como o material derivado de poliuretano da mamona deverá ser utilizado na confecção de órteses, ensaios mecânicos foram realizados no sentido de reproduzir em laboratório as circunstâncias clínicas e mecânicas a que órteses são expostas quando usadas por pacientes.

Além dos ensaios mecânicos, foram confeccionadas, por terapeutas experientes, órteses de punho, tanto de material importado quando do material em

estudo. Os terapeutas responderam a questionário (Anexo 1) que forneceu informações a respeito do manuseio do material e da qualidade do produto final. Os pacientes, após utilizarem as órteses, também responderam a questionários (Anexo 2) que tiveram como objetivo colher informações a respeito de seu uso no dia-a-dia, levando em conta as características mais importantes para o material e para o produto final em si.

2.2 MATERIAIS

2.2.1 Material desenvolvido

O material nacional utilizado neste trabalho é apresentado na forma bicomponente, isto é, composto por um polioli formulado e um pré-polímero (Figura 1). A escolha do material ideal foi feita, ao longo da pesquisa, no período entre os anos de 2005 e 2007, a partir da variação da proporção do polioli em relação ao pré-polímero, além do acréscimo ou retirada de outros componentes, na tentativa de atingir a moldabilidade ideal. Com o material resultante da união do polioli e do pré-polímero foram confeccionadas placas.

Figura 1. Polioli e pré-polímero

As placas e os corpos de prova foram confeccionados a partir da colocação em molde da mistura de polioli formulado e pré-polímero.

2.2.2 Material utilizado para comparação

Para efeito de comparação, foi escolhido um material atualmente utilizado na prática clínica para realização de ensaios e utilização dos dados para comparar o comportamento deste em relação ao comportamento do material em estudo.

O material para comparação é importado e foi escolhido por dois motivos principais: em primeiro lugar por ser amplamente utilizado na prática clínica e em segundo lugar por estar disponível em placas uniformes, com ou sem orifícios e com espessura adequada para confecção tanto dos corpos de prova que foram utilizados nos ensaios quanto para a confecção das órteses manipuladas pelos terapeutas e utilizadas pelos pacientes que participariam deste estudo.

Vários são os termoplásticos de baixa temperatura atualmente disponíveis no mercado e que são utilizados pelos profissionais da área de saúde no Brasil. Segundo AGNELLI e TOYODA (2002), duas marcas se destacam quando comparadas às demais, dentre elas o Ômega[®] (nome comercial de material produzido pela empresa North Coast Medical), que foi citado por 30,6% dos profissionais para a área de Traumato-Ortopedia, 26,7% para a Neurologia Infantil, 35,3% para a Neurologia Adulto, 24,2% para a Reumatologia, 21,2% para as LER/DORT, 18,2% para Queimados e 28,6% para outras finalidades.

Dentre os dois materiais mais citados, o que se encontrava disponível no Serviço de Terapia Ocupacional do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HCRP – USP) era o Ômega e este foi, também por este motivo, escolhido para o presente trabalho, servindo de parâmetro de comparação para o material em estudo.

2.2.3 Descrição dos moldes para confecção das placas

O primeiro molde utilizado foi um retângulo de vidro circundado por uma barreira física que evitava o vazamento do material (Figura 2). Esse retângulo tinha largura de 25 cm, comprimento de 40 cm e espessura de 1 cm. Tal retângulo de vidro, por sua vez, era colocado sobre uma base de madeira com regulação de nível em três pontos (Figura 3) que tinha como único objetivo mantê-lo nivelado para que a placa apresentasse a mesma espessura em toda a sua extensão.

Figura 2. Placa de vidro circundada por barreiras físicas

Figura 3. Base de madeira com regulagem de nível em três pontos utilizada para a colocação das placas de vidro

Posteriormente, com a necessidade de começar a produzir as placas que efetivamente seriam utilizadas pelos pacientes, em maior número, foi confeccionada uma fôrma de silicone com 29,5 cm de comprimento, 22 cm de largura e 3 mm de profundidade. O silicone facilitou bastante a retirada das placas, pois o poliuretano não é aderente a ele, ao contrário do que ocorria com o vidro. Este último levava à necessidade de uso de desmoldante. Esta fôrma de silicone (Figura 4) continha

pequenos dentes, cujo objetivo principal foi a produção de placas contendo pequenos orifícios, de aproximadamente dois milímetros de diâmetro. Além de diminuir visivelmente a rigidez do material, o que o torna mais moldável, os orifícios têm o papel de tornar a órtese mais leve e diminuir o aquecimento provocado por ela na região em que for utilizada pelos pacientes.

Figura 4. Fôrma de silicone para confecção de placas

No entanto, tal fôrma, com a utilização repetida, passou a perder os dentes e as placas passaram a ficar prontas com poucos orifícios, menos do que o necessário para facilitar a modelagem. Assim, surgiu a necessidade de produzir uma outra fôrma, com orifícios maiores e que apresentasse maior resistência e durabilidade que a anterior.

Um outro molde foi, então, produzido para a confecção de uma nova fôrma, a partir de silicone consideravelmente mais resistente do que aquele que havia sido utilizado anteriormente (Figura 5).

A nova fôrma produzida difere da primeira não só pelo material, mas também por suas características e dimensões. Ela tem 25 cm de comprimento, 15 cm de largura e 0,3 cm de profundidade e contém dentes circulares de 0,5 cm de diâmetro, distantes um do outro 3 cm a partir de seus centros.

Figura 5. Fôrma de silicone para produzir as novas placas

2.2.4 Descrição dos moldes para confecção dos corpos de prova

Todos os corpos de prova do material em estudo foram confeccionados segundo as normas da American Society for Testing and Materials (ASTM). Para cada ensaio, há dimensões especificadas. Portanto, para cada tipo de corpo de prova foram confeccionados moldes específicos.

O material importado utilizado para comparação e o nacional foram recortados em prensas específicas, no próprio laboratório, ou na oficina mecânica da Universidade de São Paulo (USP), Campus São Carlos.

2.2.4.1 Corpos de prova para ensaio de tração

Para o ensaio de tração foram confeccionados corpos de prova no formato “gravata borboleta” ou *dumb-bell* (Figura 6), de acordo com a norma D 638 - 03 da ASTM.

Os corpos de prova em formato “gravata borboleta” ou *dumb-bell* foram conseguidos a partir de um estampador em aço (Figura 7) acoplado a uma prensa própria localizada no Laboratório do Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros da Universidade de São Paulo, Campus São Carlos (Figura 8).

Figura 6. Corpo de prova tipo “gravata borboleta” ou dumb-bell

Figura 7. Estampador em aço para confecção de corpos de prova tipo “gravata borboleta”

Figura 8. Prensa para confecção de corpos de prova para ensaio de tração

2.2.4.2 Corpos de prova para ensaio de compressão

Para o ensaio de compressão os corpos de prova foram confeccionados em forma de pequenos cilindros. Para tanto, foram utilizadas seringas descartáveis de 10 ml. Para manter as seringas suspensas durante o período de secagem do material foi utilizado um suporte (Figura 9). Após a cura os cilindros foram retirados das seringas e cortados nas dimensões de dois para um, ou seja, com a altura medindo o dobro do diâmetro, de acordo com a norma D 695 – 02 da ASTM.

Figura 9. Suporte para colocação das seringas

2.2.4.3 Corpos de prova para ensaio de flexão em três pontos

Os corpos de prova para ensaio de flexão em três pontos foram confeccionados em molde de silicone e, posteriormente, lixados até apresentarem espessura uniforme em toda sua extensão (Figura 10), seguindo as especificações da norma D 790 – 03, da ASTM. Para garantir essa uniformidade de espessura, bem

como entre os corpos de prova, foram realizadas medições com um paquímetro convencional.

Figura 10. Corpos de prova para ensaio de flexão em três pontos

2.2.4.4 Corpos de prova para ensaio termogravimétrico

Os corpos de prova para o ensaio termogravimétrico foram pequenos pedaços, sem forma específica, com peso entre 10 mg e 12 mg. Após recortados, os possíveis corpos de prova foram pesados e selecionados por seu peso. Dois corpos de prova de mesmo peso, um de cada material, foram escolhidos para comparação, sendo os selecionados para o ensaio termogravimétrico.

2.2.4.5 Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica

Os corpos de prova para análise dinâmico-mecânica também foram confeccionados em molde de silicone (Figura 11). Após serem retirados da fôrma estes foram lixados até suas dimensões se tornarem uniformes individualmente e

entre si, com as medidas de 60 mm de comprimento, 13 mm de largura e 3 mm de espessura.

Figura 11. Molde para confecção de corpos de prova para DMA

Para a análise dinâmico-mecânica foram confeccionados também corpos de prova do material importado. Estes foram medidos e recortados nas dimensões desejadas. A largura e o comprimento foram os mesmos daqueles encontrados nos corpos de prova do material em estudo. Já a espessura foi aquela da placa, que não pôde ser modificada, isto é, 3,2 mm.

2.2.5 Pesagem da massa polimérica e dos corpos de prova

Para a preparação da massa polimérica que foi utilizada na confecção das placas e dos corpos de prova foi utilizada uma balança FX 400 da marca AND e para pesagem das amostras que foram utilizadas na análise termogravimétrica foi utilizada uma balança de precisão 0,1 mg, modelo BP 125s, da marca Sartorius (Figura 12).

Figura 12. Balança BP 125s da marca Sartorius

2.3 MÉTODO

2.3.1 Seleção da fórmula e confecção das placas

O primeiro objetivo do trabalho foi escolher a formulação que levasse à produção de placas com as características necessárias para utilização como termomoldável de baixa temperatura na confecção de órteses, ou seja, que se tornassem moldáveis a temperaturas que pudessem ser suportadas pelo paciente e que, posteriormente, voltassem a ser rígidas.

Foi possível observar, ao longo do tempo, que as mudanças nas formulações do polioli variavam claramente a moldabilidade da placa, além da memória apresentada pelo material, e os esforços foram todos no sentido de encontrar o material que mais se aproximasse da moldabilidade ideal e que contivesse o mínimo possível de memória.

Em primeiro lugar, foi realizada a formulação do polioli. Este foi formulado com três substâncias diferentes, fornecidas pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros. Tais substâncias eram misturadas separadamente e pesadas. A mistura passava por um minuto e meio de agitação e, em seguida, era colocada no dessecador ligado à bomba de vácuo (Figura 13). A mistura permanecia neste dessecador durante no mínimo dois e no máximo quatro minutos, tornando-se livre de bolhas, o que indica a ausência de gases nos materiais.

Figura 13. Câmara de vácuo

Em seguida o pré-polímero era pesado na proporção estequiométrica com o polioli formulado e acrescentado a este após sua retirada do dessecador. Eram

preparados 120 g de mistura de polioli e pré-polímero. A massa polimérica obtida passava novamente por um minuto e meio de agitação e, posteriormente, era colocada novamente no dessecador por no mínimo dois e no máximo quatro minutos. Livre de gases, a mistura final era colocada no molde (Figura 14) e neste ficava durante 24 horas, quando era retirada.

Figura 14. Massa polimérica no molde de silicone

Com as placas prontas, levadas ao ambulatório de Terapia Ocupacional do Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto (HCRP), foram fabricadas órteses que não seriam utilizadas posteriormente pelos pacientes, e que serviram apenas como estudo preliminar do comportamento do material ao ser utilizado como base para a confecção de órteses.

Durante a seleção da formulação ideal, houve algumas mudanças no molde utilizado o que, no entanto, não ocorreu após a seleção da formulação que foi a definitiva. O método de confecção das placas permaneceu inalterado a partir desse ponto.

2.3.2 Confecção dos corpos de prova

A confecção dos corpos de prova se deu em várias etapas, à medida que os ensaios foram feitos. Cada um dos tipos de corpos de prova foi confeccionado de uma forma, dependendo das características dos materiais.

2.3.2.1 Corpos de prova para o ensaio de tração

Os corpos de prova utilizados no ensaio de tração tinham o formato “gravata borboleta”. Foram confeccionados com base na norma da ASTM D 638 - 03, seguindo as dimensões ali especificadas.

A confecção dos corpos de prova se deu em duas etapas para o material desenvolvido, pela necessidade ter em mãos uma placa desse material para ser recortada no formato determinado pelas normas. O material Ômega já é adquirido em forma de placas, o que eliminou a necessidade da primeira etapa da confecção.

Para fazer os corpos de prova do material desenvolvido, então, era preciso primeiramente confeccionar as placas, que tinham espessura próxima daquela

encontrada nas placas do material Ômega, já que o estudo mecânico foi feito comparativamente.

Poliol e pré-polímero eram misturados e passavam pelo dessecador, como descrito anteriormente. Em seguida o resultado era despejado sobre uma fôrma circular de silicone, onde permanecia por 24 horas até ser retirada a placa pronta. A massa foi calculada de forma a serem conseguidas placas com espessura bastante próxima daquela encontrada nas placas do material utilizado para comparação, ou seja, 3,2 mm.

A placa foi recortada em pedaços menores que, por sua vez, foram levados até a prensa com estampador no formato “gravata borboleta”. Foram feitos cinco corpos de prova do material desenvolvido para o ensaio de tração.

O material Ômega já é adquirido em formato de placas, portanto, bastou recortá-lo em pedaços menores, que se adequassem ao espaço da plataforma da prensa, e finalmente recortar os corpos de prova. Foram confeccionados, também com este material, cinco corpos de prova.

2.3.2.2 Corpos de prova para o ensaio de compressão

Para o ensaio de compressão os corpos de prova foram feitos também com base nas normas da ASTM (D 695 – 02). Sendo assim foram confeccionados cilindros cuja altura representa o dobro do diâmetro da base. Para isso, foram

utilizadas seringas plásticas de 10 ml. Tais seringas tiveram a agulha retirada e o orifício resultante de tal retirada obstruído por uma barreira física.

As seringas foram, então, colocadas no suporte que as mantinha suspensas. Só então recebiam a mistura de poliol e pré-polímero, que ali permanecia por 24 horas até a secagem completa. A preparação da massa polimérica se deu exatamente como na confecção das placas e na confecção dos corpos de prova utilizados no ensaio de tração.

O resultado foram cilindros de aproximadamente 14,5 mm de diâmetro e 80 mm de altura, que foram, então, cortados na altura determinada, ou seja, 29 mm, o que representa exatamente o dobro do diâmetro da base (Figura 15).

Figura 15. Cilindros para ensaio de compressão

Não foram confeccionados corpos de prova para ensaio de compressão com o material importado porque, como já foi dito, este é adquirido somente na forma de

placas. Portanto, não seria possível moldar adequadamente os cilindros especificados pelas normas internacionais.

2.3.2.3 Corpos de prova para o ensaio de flexão em três pontos

Para o ensaio de flexão em três pontos os corpos de prova apresentavam formato retangular e, mais uma vez, foram feitos com base nas normas internacionais (D 790 – 03). Tais retângulos foram feitos tanto com o material Ômega quanto com o material desenvolvido. Para este último, a etapa da preparação da formulação com poliol e pré-polímero se deu exatamente como o que ocorreu para os demais corpos de prova, como descrito nos itens anteriores. No entanto, a massa polimérica, quando pronta e livre de gases, foi colocada em fôrma de silicone preparada para este fim, da qual foram retirados os retângulos.

Posteriormente os corpos de prova foram lixados até apresentarem espessura uniforme em toda a sua extensão, bem como entre um e outro. Para garantir a uniformidade, os corpos de prova foram, então, medidos com paquímetro. O resultado foram retângulos de 127 mm de comprimento, 12,7 mm de largura e espessura variando entre 3,1 e 3,3 mm.

Os corpos de prova do material Ômega para este ensaio foram recortados e apresentavam 127 mm de comprimento, 12,7 mm de largura e 3,2 mm de espessura. Foram utilizados cinco corpos de prova de cada um dos materiais, totalizando dez para este ensaio.

2.3.2.4 Corpos de prova para análise termogravimétrica

Para a análise termogravimétrica foram confeccionados corpos de prova tanto do material desenvolvido quanto do material utilizado para comparação, seguindo as especificações do fabricante do instrumento utilizado, que será descrito adiante. Ambos deveriam ter o mesmo peso, o qual, por sua vez, foi de 11,7 mg (Figura 16).

Figura 16. Corpos de prova para análise termogravimétrica

2.3.2.5 Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica

Para confeccionar os corpos de prova que foram utilizados na análise dinâmico-mecânica foi feito o procedimento de preparação da fórmula como descrito anteriormente. A massa polimérica foi colocada na fôrma de silicone específica e o resultado foram corpos de prova de 60 mm de comprimento, 12,7 mm de largura e espessura variando de 4 mm a 4,8 mm (Figura 17). Todos foram medidos e lixados até se tornarem uniformes em sua espessura. Somente um corpo de prova do

material desenvolvido e um do material Ômega geraram curvas que serão apresentadas neste trabalho.

Figura 17. Corpos de prova para análise dinâmico-mecânica

2.3.3 Ensaios mecânicos

2.3.3.1 Aspectos gerais

Os ensaios mecânicos tiveram várias etapas: ensaios de tração, compressão e flexão em três pontos - realizados em temperatura ambiente - e ensaios termomecânicos.

Os ensaios mecânicos foram realizados na Máquina de Ensaio Universal SINTECH 6 do Laboratório de Química da Universidade de São Paulo, Campus São Carlos (Figura 18).

Figura 18. Máquina de Ensaio Universal

Os ensaios mecânicos de flexão em três pontos e tração, bem como a termogravimetria e a análise dinâmico-mecânica (DMA), foram realizados com o material desenvolvido e com um material importado, para efeito de comparação.

No caso dos ensaios mecânicos o material foi testado sob a forma de corpos de prova, segundo as normas da ASTM. Para a termogravimetria e a análise dinâmico-mecânica foram preparadas amostras segundo as normas especificadas pelos fabricantes dos instrumentos utilizados, que serão descritos nos próximos itens.

Os ensaios de tração e compressão tinham a intenção de pesquisar a resistência mecânica do material em si, independentemente de sua utilização (D'HOOGHE; EDWARDS, 2000). A importância destes ensaios está na necessidade de um material que seja utilizado para a confecção de órteses apresentar boa resistência, já que a perda de uma órtese por danos mecânicos significa a

necessidade da confecção de outra, o que representa um gasto muitas vezes desnecessário.

O ensaio de flexão em três pontos tem sua importância explicada pelo fato de a órtese suportar o peso do membro, além das forças articulares de flexão e/ou extensão. Essas forças atuam, nas órteses prontas, de forma parecida com a que foi mimetizada no ensaio. No caso específico das órteses de punho, a força dos músculos flexores do segmento, em muitos casos, atua em tempo integral sobre a órtese.

2.3.3.2 Ensaio de tração

O ensaio de tração foi realizado na Máquina de Ensaio Universal SINTECH 6, acoplada ao sistema de coleta de dados Test Works™. Os parâmetros escolhidos, bem como os corpos de prova, foram baseados em normas internacionais (ASTM D638 - 03). Foi utilizada uma célula de carga de 1000 Lb e a velocidade de ensaio utilizada foi de 5 mm/min (Figura 19).

Figura 19. Corpo de prova rompido após ensaio mecânico de tração

2.3.3.3 Ensaio de compressão

Para o ensaio de compressão também foram utilizados corpos de prova e parâmetros baseados nas normas internacionais (ASTM D695 - 02). Foi utilizada a mesma Máquina de Ensaio Universal e o mesmo software para coleta de dados. A velocidade de ensaio foi de 1,3 mm/min e a célula de carga utilizada de 10000 Lb (Figura 20).

Figura 20. Corpo de prova posicionado para compressão

2.3.3.4 Ensaio de flexão em três pontos

Assim como ocorreu nos demais ensaios, os corpos de prova e os parâmetros foram baseados em norma internacional (ASTM 790 - 03). A velocidade de ensaio foi fixada em 5 mm/min e a célula de carga utilizada foi a de 1000 Lb (Figura 21).

Figura 21. Ensaio de flexão em três pontos

2.3.4 Ensaio termogravimétrico

O ensaio termogravimétrico foi utilizado para observar o comportamento do material quando exposto a temperaturas de crescimento linear. A análise termogravimétrica tem sua importância justificada pelo fato de o material que se pretende estudar ser utilizado em contato com elevações de temperatura acima da temperatura ambiente durante a confecção das órteses e com temperatura ambiente (obviamente variável) durante o uso cotidiano (AGNELLI; TOYODA, 2002). Além disso, esta análise foi realizada também como o material Ômega, o que permitiu fazer análise comparativa de ambos.

As curvas provenientes dessa análise foram obtidas utilizando um módulo simultâneo SDT Q600 da marca TA Instruments (Figura 22). A massa das amostras era de aproximadamente 11,7 mg, a faixa de temperatura variou de 0° C a 700° C, a razão de aquecimento utilizada foi de 10° C/min em atmosfera de N₂ a 100 ml/min. O software utilizado para fornecimento dos gráficos em tempo real e armazenamento de dados foi o Ternal Advantage for Q Series.

Figura 22. Módulo simultâneo SDT Q600

2.3.5 Análise dinâmico-mecânica

A análise termomecânica foi importante para este estudo já que, através dela, foi possível determinar parte do comportamento do material quando submetido a elevação de temperatura. Como os materiais termoplásticos são aquecidos em água antes de serem modelados e muitas vezes reaquecidos para remodelagem, é imprescindível conhecer o comportamento deles quando expostos ao aumento de temperatura.

As análises foram realizadas em um Dynamic Mechanical Analyser, modelo 983, equipamento da marca Du Pont. As amostras, para esta análise, foram presas entre dois braços paralelos e horizontais, cuja distância pode variar de acordo com o material a ser analisado (Figura 23). O princípio básico de funcionamento é a transmissão de movimento realizado no plano horizontal, transmitido ao braço a que se prende a amostra, sendo assim possível determinar seu comportamento quando há movimento repetido e, paralelamente, aumento de temperatura.

Figura 23. Amostra presa aos braços do equipamento

2.3.6 Escolha dos pacientes

Os pacientes foram dez indivíduos em acompanhamento no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto ou no Hospital Nossa Senhora da Conceição de Rio Casca – MG. Foram selecionados pacientes maiores de dezoito anos e sem alteração cognitiva, que pudessem responder de forma confiável aos questionários que a eles foram entregues. Todos assinaram termo de consentimento (Anexo 3) antes de serem incluídos no estudo. Além disso, uma triagem foi realizada para que

participassem apenas pacientes com real acometimento de punho e necessidade do uso de órtese nesse segmento.

2.3.7 Confeção das órteses e respostas aos questionários

Após os testes mecânicos, foram confeccionadas órteses de punho para os voluntários, sendo uma em material importado e a outra com o material em estudo (Figura 24). Cada paciente foi instruído a usar uma das órteses no primeiro dia (o que foi determinado pelo pesquisador) e a outra no dia seguinte. E assim sucessivamente, alternando ambas as órteses até completar oito dias.

Figura 24. Órteses prontas a partir de material em estudo (à esquerda) e com o material importado (à direita)

A órtese utilizada no primeiro dia variou para cada paciente, e a instrução era dada alternadamente. Assim, o paciente foi instruído a utilizar no primeiro dia a órtese confeccionada com o material desenvolvido e o segundo foi instruído a começar pela órtese confeccionada a partir do material importado. E assim se deu sucessivamente, até o décimo paciente.

Ao final dos oito dias, os pacientes retornaram ao serviço de Terapia Ocupacional do HCRP ou ao Hospital Nossa Senhora da Conceição de Rio Casca e responderam a um questionário contendo cinco perguntas para cada uma das órteses. Cada questionamento a respeito do material importado será repetido para o novo material.

As perguntas deste questionário tiveram por objetivo colher informações qualitativas e quantitativas a respeito de conforto (podendo variar de extremamente desconfortável a extremamente confortável), facilidade de higienização (de extremamente difícil a extremamente fácil), aparência e toque da superfície da órtese na pele (de extremamente agradável a extremamente desagradável) e, finalmente, em relação ao peso da órtese (de extremamente pesada a extremamente leve). Além disso, havia espaço para que os pacientes escrevessem livremente suas opiniões.

Após responderem aos questionários, os pacientes ficaram com as duas órteses e tiveram a possibilidade de continuar utilizando aquela que achassem mais conveniente. Os terapeutas se certificaram de que ambas as órteses confeccionadas teriam efeito igualmente benéfico.

O terapeuta, após confeccionar a órtese, respondeu também a um questionário contendo perguntas referentes a facilidade de manuseio, corte, acabamento, colagem de outros materiais (todos estes variando entre extremamente difícil e extremamente fácil) e temperatura de manuseio (de extremamente

desagradável a extremamente agradável). Também havia espaço para que anotassem livremente suas impressões e críticas.

Além disso, os terapeutas ainda tiveram espaço para descrever de forma sucinta sua opinião em relação ao novo material, sugerir as indicações a que ele mais se aplica e levantar pontos positivos e negativos.

É importante ressaltar que o projeto que resultou neste trabalho passou pelo Comitê de Ética, pelo qual foi aprovado, antes de ser colocado em prática, já que envolvia a participação de seres humanos.

Por fim, os dados descritos, tanto pelos pacientes quanto pelos terapeutas, a respeito das duas órteses, foram comparados.

3 RESULTADOS

3.1 ENSAIOS MECÂNICOS

3.1.1 Ensaio mecânico de tração

As curvas obtidas no ensaio de tração realizado com o polímero relacionam a força de tração em Newtons (no eixo das ordenadas) e a deformação em milímetros (no eixo das abscissas), como se pode observar no Gráfico 1:

Gráfico 1. Curva do ensaio de tração para amostra do material desenvolvido

O gráfico mostra que, sob tração, o material se comportou como o esperado para os polímeros em geral, que após uma região linear em que se encontram em

sua fase elástica, passam por deformação plástica até a ruptura ou até o final do ensaio, já que nem todas as amostras romperam. As cinco amostras que passaram pelo ensaio geraram curvas semelhantes e o valor médio encontrado, entre as amostras, de resistência à tração no limite de escoamento foi de $(773,86 \pm 34,23)\text{N}$ ou $(78,96 \pm 3,49)\text{ kg}$.

As cinco amostras do material Ômega também geraram gráficos semelhantes, passando por uma região linear de elasticidade e, posteriormente, sofrendo deformação plástica até o final do ensaio (Gráfico 2). O valor médio de resistência à tração no limite de escoamento encontrado para as cinco amostras foi de $(257,66 \pm 10,13)\text{N}$ ou $(26,29 \pm 1,03)\text{ kg}$.

Gráfico 2. Curva do ensaio de tração para amostra do material Ômega

O gráfico abaixo (Gráfico 3) mostra a comparação entre a resistência máxima à tração suportada por unidade de área, tanto pelo material desenvolvido quanto pelo material importado, em kg/cm^2 .

Gráfico 3. Comparação entre a resistência máxima à tração por unidade de área

3.1.2 Ensaio mecânico de compressão

Devido à impossibilidade de confeccionar corpos de prova para ensaio de compressão a partir do material importado, este ensaio foi realizado somente com o material desenvolvido.

Assim como no caso da tração, as curvas obtidas no ensaio de compressão relacionam a força compressiva em Newtons (no eixo das ordenadas) e a deformação em milímetros (no eixo das abscissas).

Nos ensaios de compressão o material desenvolvido apresentou comportamento semelhante àquele observado no ensaio de tração, embora os resultados, nesse caso, revelem maior resistência às forças de compressão do que às de tração (Gráfico 4). A média encontrada entre os corpos de prova na resistência máxima suportada foi de $(5.222,93 \pm 86,92)\text{N}$ ou $(532,95 \pm 8,87)\text{ kg}$.

Gráfico 4. Curva do ensaio de compressão para amostra do material desenvolvido

3.1.3 Ensaio mecânico de flexão em três pontos

Assim como foi observado anteriormente, as curvas obtidas no ensaio de flexão em três pontos mostram, no eixo das ordenadas, a força de tração em Newtons, no eixo das abscissas, a deformação em milímetros (Gráfico 5).

Gráfico 5. Curva do ensaio de flexão em três pontos para amostra do material desenvolvido

No ensaio de flexão em três pontos houve, também, uma região linear de deformação elástica, inicialmente e, posteriormente, deformação plástica até o final do ensaio. Para o material desenvolvido o valor médio de resistência máxima à flexão em três pontos, entre as amostras, foi de $(86,6 \pm 4,97)\text{N}$ ou $(8,84 \pm 0,51)\text{ kg}$.

No caso do material Ômega as curvas obtidas foram semelhantes àquelas encontradas para o material desenvolvido, no entanto o valor médio, entre as amostras, de resistência máxima foi menor do que aquele encontrado para o material desenvolvido, ficando em torno de $(50 \pm 2,91)\text{N}$ ou $(5,1 \pm 0,3)\text{ kg}$ (Gráfico 6).

Gráfico 6. Curva do ensaio de flexão em três pontos para amostra do material Ômega

O gráfico a seguir (Gráfico 7) mostra a comparação entre a resistência máxima à flexão em três pontos suportada por unidade de área, tanto pelo material desenvolvido quanto pelo material importado, em kg/cm^2 .

Gráfico 7. Comparação entre a resistência máxima à flexão em três pontos por unidade de área

3.2 ANÁLISE TERMOGRAVIMÉTRICA

As curvas obtidas por meio do ensaio termogravimétrico analisaram o comportamento do polímero durante sua decomposição. A seguir encontra-se a curva que apresenta os resultados obtidos pelo material desenvolvido (Gráfico 8).

Gráfico 8. Curva termogravimétrica do material desenvolvido

Pode-se perceber que o material começa a perder massa de forma significativa em aproximadamente 232° C, terminando a primeira decomposição em 385,76° C, com perda de aproximadamente 51,27% de massa. Numa segunda etapa de decomposição, que vai de 385,76° C até 549,98° C, há a segunda fase de perda substancial de massa, que é de 43,7%. A perda de massa que começa à temperatura de 100° C é considerada insignificante.

Portanto, nota-se que a decomposição do material se dá em duas etapas. Isso ocorre porque há tipos diferentes de ligações na formulação que se quebram gradativamente. A curva mostra, ainda, que ao final da decomposição há resíduo de aproximadamente 5% da massa.

No Gráfico 9 observa-se a curva termogravimétrica do material utilizado para comparação.

Gráfico 9. Curva termogravimétrica do material Ômega

Observa-se que a perda de massa começa a ser observada por volta dos 152° C, mas que esta perda inicial é desprezível. A perda significativa de massa começa a 250° C, e esta primeira etapa de decomposição se mantém até 389° C, com perda de 69,87% da massa. A segunda etapa de decomposição se dá entre 389° C e 670° C, com perda de 16,6% da massa. Pode-se observar ainda que, após a decomposição, resta um resíduo de aproximadamente 14%, provavelmente resultado da presença de material de carga.

3.3 ANÁLISE DINÂMICO-MECÂNICA

A análise dinâmico-mecânica (DMA) foi realizada com amostras tanto do material desenvolvido quanto do material importado. No Gráfico 10 observam-se as curvas obtidas a partir do material desenvolvido.

Gráfico 10. Curva de análise dinâmico-mecânica do material desenvolvido

Através da análise das curvas do DMA observa-se, pelo pico da curva Tan Delta, a temperatura de transição vítrea do material, isto é, a temperatura a partir da qual suas características físicas se alteram mais significativamente, passando de uma fase semi-cristalina para uma fase predominantemente amorfa. Para o material desenvolvido este valor é de 82,56° C.

Outra análise importante é a do módulo de elasticidade de armazenamento (E'), que, na prática, mostra a rigidez do material, o que, por sua vez, representa a facilidade de moldá-lo a partir de forças aplicadas sobre ele, o que é de suma importância para o presente estudo. A uma temperatura de 27° C, que seria próxima da temperatura ambiente, o material apresenta módulo de aproximadamente 1,1 GPa. A temperaturas mais elevadas esse módulo diminui gradativamente, apresentando-se por volta de 0,8 GPa a 65° C e 0,45 GPa a 70° C.

As curvas abaixo foram obtidas a partir do material Ômega (Gráfico 11).

Gráfico 11. Curva de análise dinâmico-mecânica do material Ômega

De acordo com o Gráfico 11, a transição vítrea do material é de aproximadamente 85,45° C. Seu módulo de elasticidade de armazenamento é de 0,79 GPa em temperatura de 27° C, passando para 0,62 GPa à temperatura de 65° C e para 0,49 GPa à temperatura de 70° C.

3.4 DESEMPENHO CLÍNICO COMPARATIVO

3.4.1 Opinião dos terapeutas

Três terapeutas que acompanharam os pacientes incluídos neste estudo responderam a perguntas referentes ao material desenvolvido comparativamente ao material Ômega.

Na primeira questão, relativa à temperatura de manuseio, a média obtida para o material desenvolvido foi de $(4,67 \pm 1,15)$ pontos (numa escala em que 0 significa extremamente desconfortável e 10 extremamente confortável) e para o material Ômega atingiu $(5,33 \pm 3,21)$ pontos.

A segunda pergunta avaliou a facilidade de cortar as placas para confeccionar as órteses. Numa escala em que 0 representa extremamente difícil e 10 extremamente fácil, o polímero derivado do óleo de mamona alcançou média de $(3,33 \pm 0,58)$ pontos enquanto o material utilizado para comparação obteve média de $(7 \pm 1,73)$ pontos.

Para analisar a facilidade de modelagem ou drapeamento do material, a terceira questão estabeleceu uma nota que variou de 0 (extremamente difícil) até 10 (extremamente fácil). A placa do material em estudo ficou com média de $(4,67 \pm 2,9)$ pontos, ao passo que o material importado conseguiu média de $(7 \pm 2,64)$ pontos.

Em relação à facilidade de fixar velcro ou outros dispositivos à superfície da órtese, o material desenvolvido chegou à média de (10 ± 0) pontos. Já o material Ômega obteve média de $(9,67 \pm 0,58)$ pontos. A pontuação variou de 0 (extremamente difícil) a 10 (extremamente fácil).

O último quesito tratou do acabamento da órtese. A média do polímero derivado do óleo de mamona foi de $(3 \pm 1,73)$ pontos, sendo que 0 equivalia a extremamente difícil e 10 a extremamente fácil. O material comercial, por sua vez, alcançou média de $(6,33 \pm 2,31)$ pontos.

O gráfico a seguir (Gráfico 12) ilustra os resultados obtidos por meio dos questionários respondidos pelos profissionais da área que manusearam ambas as placas.

Gráfico 12. Médias atingidas pelos materiais na análise dos terapeutas

No campo destinado a críticas e sugestões, os terapeutas foram unânimes em afirmar que o material desenvolvido apresenta maior resistência ao corte e à modelagem, porém também destacaram que o utilizariam novamente para confeccionar órteses. Dois dos profissionais disseram que o material deveria ser aproveitado para a confecção de órteses utilizadas no tratamento de patologias específicas, que requerem dispositivo mais rígido.

3.4.2 Opinião dos pacientes

Dos treze pacientes para os quais foram confeccionadas as órteses, apenas dez retornaram ao serviço e apresentaram os questionários respondidos. Os resultados apresentados a seguir dizem respeito a esse grupo de dez pacientes.

O primeiro item avaliou o conforto proporcionado pela órtese, variando entre 0 (extremamente desconfortável) e 10 (extremamente confortável). A média alcançada pelo material desenvolvido chegou a $(8 \pm 2,26)$ pontos. Já o material Ômega conseguiu uma média de $(6,1 \pm 2,56)$ pontos.

A segunda questão examinou a facilidade de higienização da órtese. Para o polímero derivado do óleo de mamona, o resultado foi uma média de $(8,4 \pm 1,58)$ pontos, enquanto para o material utilizado para comparação a média ficou em $(7,2 \pm 2,9)$ pontos. Nesse caso, 0 equivale a extremamente difícil e 10 a extremamente fácil.

No terceiro quesito, os pacientes atribuíram nota à aparência: 0 para extremamente desagradável e 10 para extremamente agradável. O material nacional fez média de $(8,1 \pm 1,79)$ pontos. O material importado obteve média de $(6,2 \pm 1,99)$ pontos.

A quarta pergunta recolheu informações relativas ao peso da órtese, sendo que 0 significa extremamente pesada e 10 extremamente leve. O material em estudo atingiu média de $(9,1 \pm 1,29)$ pontos. O material Ômega alcançou uma média de $(5,9 \pm 2,64)$ pontos.

O último item coletou as impressões sobre o toque da superfície da órtese na pele dos pacientes. O material derivado do óleo de mamona conseguiu média de $(7,7 \pm 3,13)$ pontos, ao passo que o material usado para comparação ficou com

média de $(7 \pm 2,67)$ pontos. Os valores estão dentro de uma escala na qual 0 representa extremamente desagradável e 10 extremamente agradável.

O Gráfico 13 apresenta as médias obtidas pelos dois materiais nos cinco tópicos avaliados pelos pacientes.

Gráfico 13. Médias atingidas pelos materiais na análise dos pacientes

Somente três dos pacientes optaram por utilizar o espaço reservado para a livre expressão de suas opiniões. Dois deles afirmaram que o novo material resulta em órtese mais arejada e mais leve. Duas pessoas ressaltaram o fato de a órtese perder acoplagem com o passar do tempo, ou seja, o fato de o material ainda ter memória alta.

4 DISCUSSÃO

A prescrição de órteses por profissionais da área de saúde está bem documentada na literatura e através de vários estudos foi possível perceber o quanto a utilização de órteses tem se tornado, cada vez mais, uma parte imprescindível do tratamento de vários tipos de patologia (BOBATH, 1990; BREGER-LEE; BUFORD, 1992; CAPELLO; TOYODA, 2000; HEBERT et al., 2003; KOGLER, 2000; LUZO; MELLO; CAPANEMA, 2004; MELVIN, 1995; PEDRETTI; EARLY, 2004; TROMBLY, 1989; VAN LEDE; VELDHoven, 2004).

Paralelamente a isso, a utilização, na área de saúde, de produtos confeccionados com polímero derivado do óleo de mamona tem ganhado também espaço cada vez maior na literatura (BARROS et al., 2003; CLARO NETO, 1997; CLARO NETO; ARAÚJO; CHIERICE, 1999; FONSECA, 1997).

A primeira etapa deste trabalho foi a elaboração da formulação ideal, que levasse à produção de placas com a característica de serem termomoldáveis. O teste das placas era a manipulação das mesmas por terapeutas experientes. Os resultados dessa manipulação levavam a novas tentativas de formulação, com o objetivo de corrigir os problemas da anterior. As observações feitas pelos terapeutas nessa etapa não estão incluídas no estudo por não serem parte de seus objetivos e por se tratar apenas de percepção subjetiva.

Outra etapa que tomou bastante tempo foi a necessidade de confecção de moldes para fabricação das placas. Com o passar do tempo e a melhoria da

qualidade dos moldes, a confecção de placas se tornou cada vez mais prática e rápida, o que gradativamente fez com o que o processo ficasse mais ágil, permitindo produzir maior quantidade de placas em um intervalo de tempo cada vez mais reduzido.

Durante a confecção dos corpos de prova, os esforços foram todos no sentido de deixá-los uniformes individualmente e entre si, para que o resultado dos testes fosse o mais confiável possível.

A Tabela 1 apresenta, de forma resumida, o desempenho mecânico de ambos os materiais estudados neste trabalho: o polímero derivado do óleo de mamona e outro material importado comercialmente disponível, que foi utilizado para comparação.

	Material desenvolvido	Material importado
Carga máxima no ensaio de tração (em kg/ cm²)	520	105,2
Carga máxima no ensaio de flexão em três pontos (em kg/ cm²)	22,6	12,1

Tabela 1. Desempenho mecânico comparativo

Os ensaios mecânicos foram todos realizados a temperatura ambiente. Os resultados acima, portanto, não demonstram a facilidade de manuseio do material no momento da modelagem das órteses, mas sim a resistência mecânica da órtese depois de pronta, ao ser utilizada pelo paciente em tratamento.

A Tabela deixa clara a superioridade do novo material no que diz respeito a resistência mecânica à temperatura ambiente. Uma órtese de material resistente é de extrema importância, já que significa redução de custos. Na prática clínica, é fácil perceber que, muitas vezes, o paciente retorna ao serviço com problemas no dispositivo confeccionado de material importado, que comumente é danificado ao longo do tempo, levando muitas vezes à necessidade da confecção de outra órtese. Num país em desenvolvimento, como é o caso do Brasil, no qual a maioria da população vive em condição de pobreza e há uma série de deficiências no sistema público de saúde, reduzir gastos significa assistir uma maior parcela da população.

A partir da observação dos resultados da análise termogravimétrica foi possível tirar conclusões importantes. A Tabela 2 apresenta, resumidamente, a comparação dos principais eventos ocorridos durante o ensaio dos materiais.

	Material desenvolvido	Material Importado
Início da primeira etapa de decomposição	232° C	250° C
Resíduo	5%	14%

Tabela 2. Comparação da análise termogravimétrica

Pode-se perceber que a perda significativa de massa do material Ômega começa a ocorrer em uma temperatura mais elevada do que aquela observada para

o material desenvolvido. Isso significa que o material importado permanece estável, sem perda representativa de massa, por uma faixa de temperatura mais ampla do que a apresentada pelo polímero derivado do óleo de mamona. No entanto, tal diferença não representa empecilho para utilização do novo material na confecção de órteses, já que mesmo quando aquecida, a placa não chega a ser exposta à temperatura de 232° C. Assim, não haverá perda de massa durante o processo de confecção. A perda de massa inicial, aos 100° C para o material desenvolvido e aos 152° C para o material importado, é considerada insignificante e pode ser o resultado da presença de umidade na amostra.

O resíduo maior presente na amostra do material importado é indício da presença de carga inorgânica. O material desenvolvido, cuja formulação é conhecida pelos pesquisadores do Instituto de Química, não tem carga inorgânica, por isso o pequeno resíduo apresentado.

A análise dinâmico-mecânica comparativa também permitiu deduções importantes. A Tabela 3 apresenta os dados que relacionam a temperatura e o módulo de elasticidade de armazenamento (E') apresentado durante análise pelos dois materiais.

Temperatura	Módulo de elasticidade de armazenamento do material desenvolvido	Módulo de elasticidade de armazenamento do material importado
27° C	1,1 GPa	0,79 GPa
65° C	0,8 GPa	0,62 GPa
68° C	0,6 GPa	0,55 GPa
69° C	0,51 GPa	0,53 GPa
70° C	0,45 GPa	0,49 GPa

Tabela 3. Módulo de elasticidade de armazenamento dos materiais em diferentes temperaturas

Nota-se que, a uma temperatura próxima da ambiente, ou seja, 27° C, o material importado apresenta módulo de elasticidade de armazenamento menor do que o apresentado pelo material desenvolvido, o que, na prática, leva a crer que a rigidez apresentada por ele nessa faixa de temperatura é menor do que a apresentada pelo material derivado do óleo de mamona, o qual, portanto, apresenta-se mais rígido. Essa diferença se torna cada vez menor com a elevação da temperatura e, a partir de aproximadamente 69° C, o material importado passa a apresentar módulo superior àquele encontrado para o material nacional, ou seja, a partir de tal temperatura o novo polímero se tornaria menos resistente à modelagem do que o material atualmente existente no mercado. Em contrapartida, a temperatura mais elevada sem dúvida significaria menor conforto tanto para o terapeuta quanto para o paciente.

É importante lembrar que, em ortótica, cada caso, cada segmento afetado leva à prescrição de órteses diferenciadas e específicas. Tal especificidade pode levar à exigência de materiais com diferentes propriedades mecânicas. Assim, um material com maior resistência mecânica, ainda que mais rígido, pode se mostrar superior a outro, de menor resistência mecânica porém menos rígido, em alguns casos. Em outros ocorrerá o inverso.

A temperatura de transição vítrea do material desenvolvido apresentou-se próxima de 82,56° C, enquanto que a do material Ômega ficou em torno de 85,45° C. A diferença é pequena, mostrando que ambos passam de fase semi-cristalina para fase predominantemente amorfa a temperaturas próximas, tendo nesse aspecto comportamentos parecidos.

No caso do desempenho clínico, a opinião dos terapeutas e a dos pacientes foi bastante diferente.

Ficou claro, ao longo do estudo, que um número maior de opiniões de terapeutas levaria a resultados mais precisos, inclusive com menor desvio padrão. No entanto, como a etapa inicial de busca da formulação ideal tomou bastante tempo, aumentar o número de opiniões infelizmente seria tarefa inviável devido ao pouco tempo disponível para fazê-lo.

Em todos os quesitos pesquisados, os terapeutas manifestaram opinião favorável ao material importado, o que provavelmente está relacionado à maior resistência à formatação apresentada pelo novo material. Contudo, algumas

medidas simples poderiam diminuir tal resistência, como por exemplo a confecção de placas de menor espessura e com orifícios menores e mais próximos.

A modelagem do novo material, o que envolve o corte e drapeamento, é mais difícil do que a feita com o material importado. Este fato ocorre não exatamente pelo seu comportamento quando sob altas temperaturas, já que foi possível notar que o módulo de elasticidade de armazenamento do material nacional é bastante próximo do encontrado para o importado. É provável que tal dificuldade de modelagem se dê pelo fato de o material resfriar mais rapidamente, tornando-se rígido em pouco tempo quando comparado ao material importado. A dificuldade de modelar o material pode ser amenizada se a confecção da órtese ocorrer em duas etapas, evitando que o material esfrie. É o que afirmou um dos terapeutas participantes deste estudo: “...o material endurece rapidamente, ainda na fase de corte do molde, fazendo com que esta etapa tenha que ser feita rapidamente ou em duas vezes”.

Porém, a fixação de velcro ou outros dispositivos se dá de maneira satisfatória. Os terapeutas participantes do estudo, embora representem pequena amostragem, são experientes na confecção de órteses e afirmaram unanimemente que voltariam a utilizar o novo material para este fim.

Dois dos três terapeutas que participaram do estudo sugeriram a utilização do material em pacientes neurológicos graves, que necessitam de órteses mais resistentes. Os profissionais foram unânimes em afirmar que o material desenvolvido apresenta alta memória, o que leva à perda da acoplagem com o tempo. Todos eles

também concordaram que utilizariam o material novamente para confecção de órteses.

Por outro lado, no caso da opinião dos pacientes, o material desenvolvido mostrou-se superior ao importado em todos os quesitos, os indivíduos acharam as órteses feitas com o novo material mais leves, mais arejadas, com toque mais agradável na pele, mais confortáveis e com melhor aparência do que aquelas confeccionadas a partir do material Ômega: “...o material chama menos a atenção...”, “fica mais fresco e é mais leve que o outro...”. O fato de os pacientes terem relatado melhor aparência do novo material possivelmente tem ligação com a característica de ele ser translúcido, apresentando cor que se aproxima da tonalidade da pele quando posicionado no segmento a ser tratado.

Um dos principais ajustes que se precisa fazer no material é melhorar sua memória, para que as órteses não percam acoplamento ao segmento a ser tratado ao longo do uso. Um dos pacientes escreveu: “...a minha órtese está bastante aberta, parecendo que não havia sido moldada para mim.”.

Além disso, o material desenvolvido é derivado da biomassa, o que o faz causador de menos danos ao meio ambiente, coincidindo com a preocupação ambiental, a qual, por sua vez, é uma tendência mundial da atualidade.

5 CONCLUSÃO

Os resultados mostraram, em primeiro lugar, que o material desenvolvido pode ser utilizado para a confecção de órteses. Mostraram, ainda, que o novo material, apesar de apresentar maior resistência ao drapeamento, tem resistência mecânica superior àquela encontrada para o material utilizado na comparação e que, portanto, leva à confecção de órteses mais duráveis, com vida útil provavelmente mais longa.

6 SUGESTÕES DE TRABALHOS FUTUROS

Devido à grande importância da utilização de órteses em saúde, bem como à diversidade de possibilidades de aplicação dos polímeros derivados do óleo de mamona, estudos futuros poderiam ser realizados no sentido de pesquisar a possibilidade de uma nova formulação com diminuição do módulo de elasticidade de armazenamento em temperaturas mais baixas, como também poderiam ser realizadas pesquisas com a mesma formulação utilizada neste estudo, porém com a confecção de placas menos espessas, com diferentes padrões de perfuração ou, ainda, para confecção de órteses diferentes das que foram aqui estudadas, seja para outros segmentos corporais ou para outras patologias.

Poderiam, ainda, ser realizados estudos com acréscimo de materiais de carga para serem observadas as possíveis alterações ocorridas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

AGNELLI, L. B; TOYODA, C. Y. (2002). **Estudo de materiais para a confecção de órteses e sua utilização prática por terapeutas ocupacional no Brasil**. Relatório final de projeto de pesquisa elaborado por Luciana B. Agnelli, graduanda do curso de Terapia Ocupacional da UFSCar sob orientação da Profa. Dra. Cristina Yoshie Toyoda. São Carlos.

AMERICAN SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS (2002). **D 695 – 02**: Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Plastics. Philadelphia.

_____. (2003). **D 638 – 03**: Standard Test Method for Tensile Properties of Plastics. Philadelphia.

_____. (2003). **D 790 – 03**: Standard Test Methods for Flexural Properties of Unreinforced and Reinforced Plastics and Electrical Insulating Materials. Philadelphia.

BARROS V. M. et al., (2003). In vivo biocompatibility of three different chemical compositions of Ricinus communis polyurethane. **Journal of Biomedical Material Research – Part A**. 2003 Oct 1;67(1):235-9.

BERTOLETTI, Acd; CHIERICE, G. O.; SANTOS. (2004). Antonia Marli dos et al. Viabilidade de candida Albicans CCT 0776 in vitro sob atividade antimicrobiana do poliquilgerm derivado do óleo de ricinus communis L. (mamona). **Resumo São Pedro**, São Pedro, p. 142, 20 abr.

BOBATH, K. (1990). **Uma Base Neurofisiológica para o Tratamento da Paralisia Cerebral**. São Paulo: Manole.

BRASIL. Ministério da Saúde, Secretaria de Atenção à Saúde. (2006). **Tabelas do sistema de informações ambulatoriais (SIA) e do sistema de informações hospitalares (SIH)**. Disponível em: <www.saude.gov.br/sas>. Acesso em 28 fev. 2005.

BREGER-LEE, D. E.; BUFORD, W. L. (1992) Properties of Thermoplastic Splinting Materials. **Journal of Hand Therapy**, 5(4), 203 – 211, Oct./Dec.

CANEVAROLO JR., S. (1991). Análise dinâmico-mecânica para sistemas poliméricos – parte I – o amortecimento ($Tan\sigma$). **Boletim ABPol**, São Carlos, v.6, p.36-40.

CAPELLO, V.A.; TOYODA, C.Y. (2000). **Indicação e confecção de órteses: papel do terapeuta ocupacional no tratamento da mão**. Lins: Faculdades Salesianas de Lins. Trabalho de Conclusão de Curso.

CLARO NETO, S. (1997). **Caracterizações físico-químicas de um poliuretano derivado de óleo de mamona utilizado para implantes ósseos**. Tese (Doutorado) – Instituto de Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1997.

CLARO NETO, S.; ARAÚJO, L.C.R.; CHIERICE, G.O. (1999). Comportamento viscoelástico de um polímero derivado de óleo de mamona utilizado em implantes ósseos. In: CONGRESSO BRASILEIRO DE POLÍMEROS, 5., 1999, Águas de Lindóia. **Anais...** São Paulo: ABPol. p.52-55.

COSSERNELLI, W. (1972). **Reumatologia básica**. São Paulo: SARVIER.

D'HOOGHE, E.L.; EDWARDS, C.M. (2000). Thermoplastic composite technology, Tougher than you think. **Advanced Materials**, Weinheim, v.12, n.23, p.1865-1868, Dec.

FESS, E. E.; PHILIPS, C. A. (1987). **Hand Splinting – Principles and Methods**. Toronto: Mosby

FONSECA, M.C.R.F. (1997). **Ensaio mecânico de tração de uma poliuretana elastomérica derivada do óleo da mamona para uso como implante tendinoso**. Dissertação (Mestrado) - Interunidades EESC-FMRP-IQSC, Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto/Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 1997.

HEBERT, S. et al. (2003). **Ortopedia e traumatologia: princípios e prática**. Porto Alegre: Artmed.

HELFENSTEIN, M.J. (2004). Epidemiologia e classificação das doenças reumáticas. In: _____. **Guia de reumatologia**. Barueri: Manole.

IGNACIO, H. et al. (1996). Estudos sobre a aplicabilidade médica da poliuretana derivada da mamona. **Resenha Ortopédica**, São Paulo, v.2, n.6, p.10-11.

JESUS, J.M.h.; CALIL JR., C.; CHIERICE, G.O. (2002). Resistência à tração de emendas dentadas com o adesivo poliuretano a base de mamona: parâmetros de colagem. In: encontro brasileiro em madeiras e em estruturas de madeira, 8., 2002, Uberlândia. **Anais...** Uberlândia: FECN-UFU/IBRAMEM.

KOGLER, G.F. (2000). Materials and technology. In: LUSARDI, M.M.; NIELSEN, C.C. **Orthotics and prosthetics in rehabilitation**. Woburn: Butter Worth–Heinemann. Section 1, Cap.2, p.31-32.

LU, J. et al. (2000). Toughening mechanics in commercial thermoplastic polyolefin blends. **Journal of Applied Polymer Science**, New York, v.76, n.2, p.311-319, Oct.

LUZO, M.C.M.; MELLO, M.A.F.; CAPANEMA, V.M. (2004). Recursos tecnológicos em terapia ocupacional – órteses e tecnologia assistida. In: DeCARLO, M.M.R.P.; LUZO, M.C.M. (Org.). **Terapia ocupacional** – reabilitação física e contextos hospitalares. São Paulo: Roca. Cap.5.

- MACHADO, A. B. M. (1993). **Neuroanatomia funcional**. Rio de Janeiro: Atheneu.
- MARTINS, H.S.; SCALABRINI NETO, A.; VELASCO, I.T. (2006). **Emergências clínicas baseadas em evidências**. São Paulo: Atheneu.
- MELVIN, J.L. (1995). Tratamento ortótico da mão – quais são as inovações?. **A Folha Médica**, Rio de Janeiro, v.111, n.2, p.217-220.
- MURAKAMI, C.R. et al. (1999). Uso de resinas poliuretanas derivadas do óleo de mamona na fabricação de isoladores poliméricos. In: ENCUESTRO REGIONAL LATINOAMERICANO DE LA CIGRE, 8., 1999, Ciudad del Este. **Libro de resumos...** Ciudad del Este:CIGRE/ANDE.
- NAVARRO, R.F. (2001). **Materiais e ambiente**. João Pessoa: Ed.Universitária.
- PADILHA, A.F. (1997). **Materiais de engenharia**. São Paulo: Hemus.
- PEDRETTI, L.W.; EARLY, M.B. (2004). **Terapia ocupacional** – capacidades práticas para disfunções físicas. Tradução de L.S.F.Mello; C.A.Rocha. São Paulo: Roca.
- REY, Luís. (1999). **Dicionário de termos técnicos de medicina e saúde**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A.
- SHUHONG, W. et al. (1994). Mechanical properties os thermoplastic elastomers of poly (buthylene terephthalate) and poly (ethylene glycol) in a bending deformation. **Journal of Applied Polymer Science**, New York, v.51, n.1, p.141-145.
- SILVA, D.D. et al. (2000). Nova coluna capilar (polyh4-md) com aplicação do polímero poliuretano derivado de óleo de mamona (Castor). In: CONGRESSO LATINOAMERICANO DE CROMATOGRAFIA Y TECNICAS AFINES, 8., 2000, Buenos Aires. **Libro de Resumes...** Buenos Aires: [s.n.]. v.1, p.222.
- SILVEIRA, A. (1981). O Polipropileno na confecção de órteses e próteses. **Revista Brasileira de Ortopedia**, Belo Horizonte, v.16, n.2, p.47-50, jun.
- SKARE, T.L. (1999). **Reumatologia** – princípios e prática. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan.
- TOYODA, C.Y. (2000). **Órteses**: estudo dos materiais utilizados em sua confecção por terapeutas ocupacionais paulistas. São Carlos: UFSCar. Projeto de Pesquisa.
- TROMBLY, C.A. (1989). **Terapia ocupacional para a disfunção física**. Tradução de Therezinha Oppido. São Paulo: Santos.
- UENO, C. S; TOYODA, C. Y. (2001). **Ergonomia na Prevenção das LER/DORT II**. In: IX CONGRESSO DE INICIAÇÃO CIENTÍFICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE SÃO CARLOS, 2000, São Carlos.

VAN LEDE, P.; VELDHoven, G. (2004). **Therapeutic hand splints** – a rational approach. Knokke-Heist: Provan Bvba. v.2.

VANALLE, R.M. (1987). **Caracterização e elementos de projeto de órteses para membros inferiores**. Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 1987.

ZMURKO, M.G.; BELKOFF, S.M.; HERZENBRG, J.E. (1997). Mechanical evaluation of soft cast material. **Orthopedics**, Thorofore, v.20, n.8, p.693-698, Aug.

ANEXO 1 - Questionário Terapeuta

Questionário

Nome do Terapeuta: _____

Por favor, responda a este questionário, sobre suas impressões a respeito do novo material, em comparação com o material importado que você tem disponível em seu serviço para a confecção de órtese estática para punho. Dê, ainda, a sua opinião em relação ao manuseio em geral para a confecção de outras órteses.

A – Em relação à temperatura de manuseio, a confecção foi:

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10
(onde zero é extremamente desconfortável e dez é extremamente confortável)

B – O corte do material foi:

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

C – A modelagem (drapeamento) da órtese com esse material foi:

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

D – Em relação à facilidade de fixar o velcro ou outro dispositivo, a confecção foi:

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

E – O acabamento da órtese foi:

0-----1-----2-----3-----4-----5-----6-----7-----8-----9-----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

6 – Você utilizaria o material para a confecção de órteses novamente?

() Sim () Não

Por favor, descreva de forma sucinta a sua opinião em relação ao material desenvolvido. Fale livremente a respeito de suas impressões, como por exemplo o tipo de aplicação que acredita ser a melhor, os pontos positivos e negativos.

ANEXO 2 - Questionário Paciente

Questionário Nome _____ RGHC _____

Data: ____/____/____

Primeiro dia de uso: () termoplástico () Material novo

Termoplástico

A – Em relação ao conforto, o uso da órtese foi:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desconfortável e dez é extremamente confortável)

B – Em relação à facilidade de higienização (facilidade para limpar a órtese):

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

C – O que você achou da aparência da órtese?

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desagradável e dez é extremamente agradável)

D – Em relação ao peso, a órtese é:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente pesada e dez é extremamente leve)

E – Em relação ao toque da superfície da órtese na pele, o uso foi:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desagradável e dez é extremamente agradável)

Material Novo

A – Em relação ao conforto, o uso da órtese foi:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desconfortável e dez é extremamente confortável)

B – Em relação à facilidade de higienização (facilidade para limpar a órtese):

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente difícil e dez é extremamente fácil)

C – O que você achou da aparência da órtese?

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desagradável e dez é extremamente agradável)

D – Em relação ao peso, a órtese é:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente pesada e dez é extremamente leve)

E – Em relação ao toque da superfície da órtese na pele, o uso foi:

0----1----2----3----4----5----6----7----8----9----10
(onde zero é extremamente desagradável e dez é extremamente agradável)

ANEXO 3

FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO
DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
CURSO DE GRADUAÇÃO EM FISIOTERAPIA
DEPARTAMENTO DE NEUROLOGIA, PSIQUIATRIA E
PSICOLOGIA MÉDICA

Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Consentimento formal de participação no estudo intitulado **“Estudos térmicos e mecânicos de um poliuretano derivado do óleo de mamona e sua aplicabilidade na confecção de órteses”**

Pesquisadora Responsável: Fábria Alvim Leite

Orientadora Responsável: Profa. Dra. Valéria Meireles Carril Elui

Eu, _____,
 portador do RG nº _____, residente à _____
 _____ nº _____, complemento _____
 bairro _____, cidade: _____.

Declaro que tenho _____ anos de idade e que concordo em participar, voluntariamente, da pesquisa conduzida pela pesquisadora responsável e por sua respectiva orientadora.

Objetivo do Estudo:

Testar um material termomoldável e observar a sua utilização na clínica para a confecção de órteses.

Explicação do Procedimento:

Este trabalho será baseado na comparação de características de duas órteses, cada uma utilizando um tipo de material.

Estou ciente de que utilizarei as duas órteses confeccionadas durante 8 dias e responderei a um questionário a respeito de minhas impressões relacionadas ao peso, conforto, higiene e aparência de ambas as órteses após este período. Usarei no primeiro dia, segundo a orientação do pesquisador uma das órteses e no segundo dia a outra e assim sucessivamente por 8 dias quando retornarei para responder ao questionário. Estou ciente de que a avaliação clínica, através de questionários, será realizada no ambulatório de Terapia Ocupacional do Hospital das Clínicas da FMRP/USP.

Possíveis Benefícios:

Estou ciente de que a utilização de órteses seria, ainda que não participasse do estudo, um procedimento utilizado para o tratamento de minha patologia e que sua utilização poderá melhorar o posicionamento da região afetada. Além disso, receberei duas órteses e poderei escolher aquela com a qual melhor me adaptar.

Desconforto e Risco:

Fui informado de que este experimento não trará nenhum tipo de desconforto ou risco a minha saúde e que minha identidade será mantida em sigilo absoluto.

Seguro de Saúde ou de Vida:

Eu entendo que não existe nenhum tipo de seguro de saúde ou de vida que possa vir a me beneficiar em função de minha participação neste estudo.

Liberdade de Participação:

A minha participação neste estudo é voluntária. É meu direito interromper minha participação a qualquer momento sem que isso incorra em qualquer penalidade ou prejuízo à minha pessoa ou ao meu tratamento. Também entendo que o pesquisador tem o direito de excluir meus dados deste estudo no caso de coleta incompleta ou não adequação dos dados ao objetivo desse trabalho.

Sigilo de Identidade:

As informações obtidas nesta pesquisa não serão de maneira alguma associadas a minha identidade e não poderão ser consultadas por pessoas leigas sem minha autorização oficial. Estas informações poderão ser utilizadas para fins estatísticos ou científicos, desde que fique resguardados a minha total privacidade e meu anonimato. Autorizo que sejam retiradas fotos durante a participação na pesquisa para fins de documentação.

Para questões relacionadas a este estudo contate:

Profa. Dra. Valéria Meireles Carril Elui

Curso de Terapia Ocupacional – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – FMRP-USP

Fone: (0XX16) 602-4414 e-mail: velui@fmrp.usp.br

ou

Pós-graduanda: Fábila Alvim Leite

e-mail: fabialvim@gmail.com

Caso deseje saber mais sobre este estudo entre em contato com os seus idealizadores. Sua participação deve ser livre e espontânea. É seu direito manter uma cópia deste consentimento de participação.

Ribeirão Preto, _____ de _____ de 2007.

Nome do voluntário: _____

Assinatura do Voluntário: _____

Pesquisador Responsável: Fábila Alvim Leite

Orientadora Responsável Profa. Dra. Valéria M. C. Elui