MÔNICA CRISTINA ASSAIANTE DE SOUZA

CARACTERIZAÇÃO E MODIFICAÇÃO DE POLIURETANO DERIVADO DE ÓLEO VEGETAL PARA CONFECÇÃO DE ÓRTESES

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós–Graduação Interunidades 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 a obtenção do título de mestre em Ciências.

Área de Concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof.ª. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui

Versão Corrigida

São Carlos,
2014

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

S719c

Souza, Mônica Cristina Assaiante de
Caracterização e Modificação de Poliuretano Derivado de Óleo Vegetal para Confecção de Órteses / Mônica Cristina Assaiante de Souza; orientadora Valéria Meirelles Carril Elui. São Carlos, 2014.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação Interunidades Bioengenharia e Área de Concentração 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, 2014.

1. Órtese. 2. Poliuretano. 3. Óleo Vegetal. 4. Termoplástico. I. Título.

Programa de Pós-Graduação Interunidades em Bioengenharia
EESC / FMRP / IQSC

Mônica Cristina Assaiante de Souza
Título: "Caracterização e modificação de poliuretano derivado do óleo de mamona para confecção de órteses".

DISSERTAÇÃO APRESENTADA AO PROGRAMA DE PÓS - GRADUAÇÃO INTERUNIDADES BIOENGENHARIA - EESC/FMRP/IQSC DA UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO PARA OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM CIÊNCIAS NA ÁREA DE BIOENGENHARIA.

Aprovado em: 12 / 09 / 2014

Profa. Dra. Valéria Meirelles Carril Elui (Orientadora) — Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP

Resultado: aprovada — Assinatura: Valeria M C Elui

Prof. Dr. Jonas de Carvalho — Escola de Engenharia de São Carlos - USP

Resultado: Aprovado. — Assinatura:

Dr. Salvador Claro Neto — Instituto de Química de São Carlos - USP

Resultado: APROVADA — Assinatura:

Homologado em: 19 / 11 / 2014

Av. Trabalhador São-carlense, 400 - Centro - São Carlos - SP - 13566-590
Telefone/Fax: (16) 3373-9586 - E-mail: bioeng@sc.usp.br

DEDICATÓRIA

Aos meus pais, Vera e Osvaldo, pelo amor, investimento, apoio e crença incondicionais que sempre me permitiram ir além.

À Ordo Dracones A Religare, por promover meu encontro com meu Real Ser.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais pelos valores e educação que me proporcionaram.

Gratidão a todos os meus familiares que me acolheram, incentivaram e apoiaram no decorrer desta caminhada, com especial destaque aos tios Izabel, Cida e Zé.

À minha orientadora, Professora Doutora Valéria Meirelles Carril Elui, pela confiança e paciência ao longo deste processo.

Agradecimentos especiais ao Dr. Salvador Claro Neto e ao Toninho, por permitirem e suportarem minha presença de aprendiz nos laboratórios do IQSC e por todo o apoio, orientação e paciência durante a confecção das placas e os ensaios.

Gratidão à minha família da Arte, Tradição Eclética das Fadas e Ordo Dracones A Religare, sem os quais eu não seria metade do ser humano que me tornei. E estendo a gratidão a todos os nossos “agregados” e a todas as tríades.

À equipe do Serviço Especializado em Reabilitação da Prefeitura Municipal de Taboão da Serra e a todos os meus amigos, por todo estímulo e carinho.

Aos professores, colegas e funcionários do Programa de Pós–Graduação Interunidades Bioengenharia – EESC / FMRP / IQSC, da Universidade de São Paulo.

À empresa Global PET de São Carlos, que prontamente doou o material necessário para os primeiros testes, e aos técnicos do Laboratório de Polímeros do Departamento de Engenharia de Materiais da UFSCar.

RESUMO

SOUZA, M. C. A. **Caracterização e modificação de poliuretano derivado de óleo vegetal para confecção de órteses,** 2014. 76f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós–Graduação Interunidades Bioengenharia – EESC / FMRP / IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

As patologias que acometem os membros superiores são bastante incapacitantes para os seres humanos, pois elas são sua principal ferramenta de interação com o mundo tanto pelo papel nas tarefas cotidianas quanto pelo simbolismo que carregam. Na Terapia Ocupacional o objetivo é promover uma melhor qualidade de vida, maior autonomia e participação no cotidiano e, dentre os recursos e abordagens possíveis no processo de reabilitação, as órteses têm grande destaque, pois seu uso correto pode "aumentar a função, prevenir ou corrigir deformidade, proteger estruturas em processo de cicatrização, restringir o movimento e permitir o crescimento ou remodelação tecidual" (FESS, 2002, p.98). As órteses mais utilizadas na prática clínica são confeccionadas em material termomoldável de baixa temperatura. Não há opções nacionais deste material, implicando na necessidade de importação que pode gerar dificuldades no acesso a este tipo de material. Leite (2007) desenvolveu um poliuretano derivado do óleo vegetal (mamona) que se mostrou apto para a confecção de órteses após ensaios mecânicos, térmicos e clínicos, mas que necessita de melhorias, principalmente em relação aos aspectos de maleabilidade (moldabilidade) e memória do material. O presente trabalho tem como objetivos caracterizar o material desenvolvido e alguns existentes no mercado e modificar o material desenvolvido por Leite (2007). Para tanto, foram introduzidas modificações – acréscimo de cargas e mudanças na proporção poliol e pré-polímero – e realizados ensaios mecânicos e térmicos de Memória, Dureza, Moldabilidade, Análise Dinâmico-Mecânica, Tração, Temperatura no Contato com a Pele Humana e a velocidade de Resfriamento do material. Os resultados indicam que o acréscimo de Sílica Pirogênica e o aumento da proporção de poliol em relação ao pré-polímero melhoraram a moldabilidade do material e tornaram a memória adequada aos propósitos. Conclui-se que o novo material, o compósito CPU POS, é mais rígido que os importados, suportando maior carga, é seguro para o paciente do ponto de vista de temperatura e possui uma grande validade. A moldabilidade é rápida e necessita que o terapeuta posicione o material, pois ele não se acomoda com a ação da gravidade. A dureza foi diminuída, embora ainda seja maior que a dos materiais de comparação. Assim, o presente estudo contribuiu para um maior conhecimento dos termomoldáveis existentes no mercado utilizados para confecção de órteses e aponta o poliuretano derivado de óleo vegetal, modificado com cargas, como um material adequado para este propósito.

Palavras-chave: órtese, poliuretano, óleo vegetal, termoplástico.

ABSTRACT

SOUZA, M. C. A. **Characterization and modification of vegetable oil based polyurethane to orthosis fabrication.** 2014. 76f. Dissertação (Mestrado) – Programa de Pós–Graduação Interunidades Bioengenharia – EESC / FMRP / IQSC, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2014.

Pathologies that affect the upper limbs are very incapacitating to humans, because they are your primary tool for interaction with the world, both the role of everyday tasks as the symbolism they carry. In Occupational Therapy the objective is promote a better quality of life, more autonomy and participation in daily life and, among the resources and possible approaches in the rehabilitation process, the orthosis have great prominence, because their correct use can "enhance function, prevent or correct deformities, protect structures in the healing process, restrict movement and support the growth or tissue remodeling" (FESS, 2002, p.98). The most used orthosis in clinical practice are fabricated with low temperature thermoplastic. There are no national options of this material, resulting in import which can create difficulties in accessing this type of material. Leite (2007) developed a vegetable (castor) oil based polyurethane that proved suitable for orthosis, after mechanical, thermal and clinical testing, but needs improvements especially aspects of malleability (moldability) and memory of the material. The current work aims at characterizing the material developed and some of the existing materials and modify the material developed by Leite (2007). Therefore, changes have been introduced - increase of fillers and changes in the proportion polyol to prepolymer – and performed mechanical and thermal tests of Memory, Hardness, Moldability, Dynamic Mechanical Analysis, Traction, Temperature in contact with human skin and the speed Cooling the material. The results indicate that the addition of Pyrogenic Silica and increased proportion of polyol in relation to the prepolymer improved moldability of the material and made appropriate memory to the purpose. We conclude that the new material, composite CPU POS, is more rigid than the imported, supporting higher load, it is safe for the patient in terms of temperature and has a great validity. The moldability is fast and requires the therapist to position the material, because it does not settle by gravity. The hardness was decreased, although it is still higher than the comparison material. Thus, the present study contributed to a better understanding of existing market thermoformables used for orthosis and points the polyurethane derived from vegetable oil, modified with fillers, as a suitable material for this purpose.

Keywords: orthosis, polyurethane, vegetable oil, thermoplastic.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Classificação em cascata da ASHT. 19
Figura 2. Etapas da confecção de órteses. 22
Figura 3. Reação de Síntese do Poliuretano 25
Figura 4. Bomba de vácuo e dessecador para retirada dos gases da mistura de poliol e pré-polímero e molde de silicone utilizado para a confecção das placas 29
Figura 5. Placas de PU PET 31
Figura 6. Cargas: Pó de PET e Bentonita 31
Figura 7. Carga Sílica Pirogênica 32
Figura 8. Molde de silicone com peso 33
Figura 9. Posicionamento da amostra e do termômetro durante o Ensaio de Resfriamento 35
Figura 10. Termopar afixado à pele para Ensaio de Temperatura no Contato com a Pele Humana 36
Figura 11. Exemplo de órtese com pontos marcados e medição com paquímetro na Linha 1, durante Ensaio de Memória 37
Figura 12. Máquina DMA Q800. 38
Figura 13. Ensaio de Tração. 40
Figura 14. Durômetro 41
Figura 15. Exemplo de molde do ensaio de Moldabilidade 42
Figura 16. Resultados, em graus Celsius, do Ensaio de Temperatura (Resfriamento) 45
Figura 17. Resultados do Ensaio de Temperatura no Contato com a Pele Humana 47
Figura 18. Tabelas, com valores em milímetros, e Gráficos do Ensaio de Memória 51
Figura 19.Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU Puro (atual) 53
Figura 20. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU Puro de 2007 54
Figura 21. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material CPU Sil 54
Figura 22. . Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU PP 55
Figura 23. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material CPU POS 56
Figura 24. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material Ômega™ 56
Figura 25. Gráfico da Análise Dinâmico-Mecânica do material Solaris™ 57
Figura 26. Gráfico da Análise Dinâmico-Mecânica do material Aquaplast™ 57
Figura 27. Transições Vítreas, comparativo. 58
Figura 28. Gráfico Módulos de Armazenamento 59
Figura 29. Gráfico do ensaio de Tração do material CPU Sil 60

Figura 30. Gráfico do ensaio de Tração do material PU PP 60
Figura 31. Gráfico do ensaio de Tração do material PU Puro 2 mm 61
Figura 32. Ensaio de Tração: valores médios de resistência à tração no limite do escoamento 62
Figura 33. Resultado do Teste de Dureza a 60ºC 63
Figura 43. Ensaio de Resfriamento, em graus Celsius. 72
Figura 34. Tabela do Ensaio de Memória, Linha 1 - Prega Palmar 73
Figura 35. Gráficos do Ensaio de Memória, Linha 1- Prega Palmar..... 74
Figura 36. Tabela do Ensaio de Memória, Linha 2 – Punho 75
Figura 37. Gráficos do Ensaio de Memória, Linha 2 - Punho..... 76

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ASHT – American Society of Hand Therapists

ASTM– American Society for Testing and Materials

CID – Classificação Internacional de Doenças e Problemas Relacionados com a Saúde

CIF – Classificação Internacional de Funcionalidade

CPU Bentonita – Compósito de Poliuretano com carga de Bentonita

CPU PET - Compósito de Poliuretano com carga de pó de PET

CPU POS – Compósito de Poliuretano com maior proporção de Poliol e carga de Sílica Pirogênica

CPU SIL – Compósito de Poliuretano com carga de Sílica Pirogênica

CREFITO – 3 – Conselho Regional de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da 3ª Região (Estado de São Paulo)

DMA – Análise Dinâmico-Mecânica

GQATP – Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros

IBGE – Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

IQSC – Instituto de Química de São Carlos

PET - Polietileno Tereftalato

PU – Poliuretano

PU PO – Poliuretano com maior proporção de Poliol

PU PP – Poliuretano com maior proporção de Pré-Polímero

USP – Universidade de São Paulo

LISTA DE SÍMBOLOS

ºC – Graus Celsius

% - Porcentagem

™ - Trade Mark

Hz - Hertz

lb - Libras

mm – Milímetros

MPa – Mega Pascal

N – Newton

Tg – Temperatura de Transição Vítrea

µm - Micrometro

SUMÁRIO

APRESENTAÇÃO 14
1. INTRODUÇÃO 17
1.1 ÓRTESE 17
1.1.1 HISTÓRICO 19
1.1.2 MATERIAL 20
1.2 POLÍMERO DERIVADO DE ÓLEO VEGETAL 24
1.3 PESQUISA DE LEITE (2007): "DESEMPENHO TÉRMICO, MECÂNICO E CLÍNICO DE MATERIAL À BASE DE POLÍMERO DO ÓLEO DE MAMONA PARA A CONFECÇÃO DE ÓRTESES E COMPARAÇÃO COM OUTRO MATERIAL EXISTENTE NO MERCADO" 25
2. OBJETIVOS 27
2.1 OBJETIVO GERAL 27
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS 27
3. MATERIAL E MÉTODO 28
3.1 ASPECTOS GERAIS 28
3.2 CONFECÇÃO DAS PLACAS DE PU E DE COMPÓSITOS 28
3.2.1 PU PURO 29
3.2.2 CPU PET 30
3.2.3 CPU BENTONITA 31
3.2.4 CPU SIL 32
3.2.5 PU PO (POLIOL) 33
3.2.6 PU PP (PRÉ-POLÍMERO) 33
3.2.7 CPU POS (COMPÓSITO POLIOL E SÍLICA) 34
3.3 ENSAIOS 34
3.3.1 ENSAIO DE RESFRIAMENTO 34
3.3.2 ENSAIO DE TEMPERATURA NO CONTATO COM A PELE HUMANA 36
3.3.3 ENSAIO DE MEMÓRIA 36
3.3.4 ENSAIO DE DMA 38
3.3.5 ENSAIO DE TRAÇÃO 39
3.3.6 ENSAIO DE DUREZA 40
3.3.7 ENSAIO DE MOLDABILIDADE 41
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO 43
4.1 RESULTADOS 43
4.1.1 ENSAIO DE TEMPERATURA – RESFRIAMENTO 43

4.1.2 ENSAIO DE TEMPERATURA NA PELE HUMANA 46
4.1.3 ENSAIO DE MEMÓRIA 48
4.1.4 ENSAIO DE DMA 52
4.1.5 ENSAIO DE TRAÇÃO 59
4.1.6 ENSAIO DE DUREZA 62
4.1.7 ENSAIO DE MOLDABILIDADE 63
4.2 DISCUSSÃO 64
5. CONCLUSÃO 67
6. REFERÊNCIAS 69
APÊNDICE A – TABELA DO ENSAIO DE RESFRIAMENTO 72
APÊNDICE B – ENSAIO DE MEMÓRIA 73

APRESENTAÇÃO

A atividade é inerente ao ser humano. É agindo que ele conhece a si, separa-se do outro, descobre o espaço, o tempo e o mundo que o cerca, nascendo como indivíduo de uma relação de mão dupla em que influencia e é influenciado pelo meio. Nessa relação, o corpo é o instrumento de expressão, sobretudo as mãos.

Para pessoas com deficiência, essas experiências são negadas ou dificultadas por ambientes físicos e sociais que não estão preparados para receber a diversidade humana. É neste território que as tecnologias clínicas e de reabilitação podem ser inseridas, buscando tanto aumentar a funcionalidade[1] e a qualidade de vida quanto auxiliar no acesso à cidadania desta significativa parcela da população: 23,9% da população brasileira, ou seja, 45.606.048 (quarenta e cinco milhões, seiscentos e seis mil e quarenta e oito) indivíduos declararam possuir algum tipo de deficiência, segundo o Censo Demográfico de 2010 (IBGE, 2012).

A classificação de deficiência empregada pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE), em 2012, consiste em quatro grupos – deficiência visual, deficiência motora, deficiência auditiva e deficiência mental ou intelectual – subdivididos pelo nível de dificuldade que a deficiência impõe, mesmo com a utilização de recursos tecnológicos, na realização de uma atividade.

As pessoas com deficiência motora, associada ou não à outra deficiência, correspondem a 7% da população brasileira (IBGE, 2012). Pela tendência de envelhecimento da população brasileira apontada pelo IBGE nos últimos Censos, espera-se um aumento no número de pessoas que apresentarão alguma limitação na sua funcionalidade.

Estes dados ilustram a dimensão da questão da deficiência no Brasil e justificam a importância dos investimentos que objetivem garantir para essa parte da população a efetiva inclusão e oportunidade de participação social, exercendo seus direitos e deveres

---

[1] No decorrer deste trabalho, o termo "funcionalidade" refere-se à filosofia adotada pela Organização Mundial da Saúde na Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde - CIF (OMS, 2003). Segundo Nubila (2010), essa classificação deve ser usada em complementariedade com a Classificação Internacional de Doenças e Problemas Relacionados à Saúde (CID). Enquanto esta engloba os estados de saúde (doenças, lesões), a CIF se ocupa da funcionalidade que "refere-se a todas as funções corporais, atividades e participação, enquanto incapacidade é um termo abrangente para 'deficiências, limitação de atividades ou restrições à participação'" (p. 122). Estes fatores correspondem à Parte I da Classificação e interagem com a Parte II, Fatores Contextuais, divididos em Ambientais e Pessoais, que podem atuar como barreiras ou facilitadores.

de cidadãos. Especificamente na área da saúde esse desafio se dá em duas frentes, previstas na legislação: prevenção e reabilitação.

O Sistema Único de Saúde regulamenta o suporte às pessoas com deficiência através da lei nº 7.853/89. No quesito saúde preconiza:

> a) a promoção de ações preventivas, como as referentes ao planejamento familiar, ao aconselhamento genético, ao acompanhamento da gravidez, do parto e do puerpério, à nutrição da mulher e da criança, à identificação e ao controle da gestante e do feto de alto risco, à imunização, às doenças do metabolismo e seu diagnóstico e ao encaminhamento precoce de outras doenças causadoras de deficiência; b) o desenvolvimento de programas especiais de prevenção de acidente do trabalho e de trânsito, e de tratamento adequado a suas vítimas; c) a criação de uma rede de serviços especializados em reabilitação e habilitação; d) a garantia de acesso das pessoas portadoras de deficiência aos estabelecimentos de saúde públicos e privados, e de seu adequado tratamento neles, sob normas técnicas e padrões de conduta apropriados; e) a garantia de atendimento domiciliar de saúde ao deficiente grave não internado; f) o desenvolvimento de programas de saúde voltados para as pessoas portadoras de deficiência, desenvolvidos com a participação da sociedade e que lhes ensejem a integração social. (BRASIL, Lei nº 7.853, de 24 de outubro de 1989).

Sendo complementada pela lei nº 8.080/90, que regulamenta a organização dos serviços de saúde, pela Política Nacional de Saúde da Pessoa com Deficiência (Portaria MS/GM nº 1060/2002) e a lei nº 12.401/2011, sobre a assistência terapêutica e incorporação da tecnologia em saúde.

Fica claro que a legislação entende que o cuidado com a saúde integral do público alvo necessita de uma multiplicidade de ações. Especificamente quanto à reabilitação/habilitação, a Política Nacional de Saúde da Pessoa com Deficiência (BRASIL, 2002) tem como uma de suas diretrizes a estruturação dos serviços de atendimento, que deve ocorrer em unidades especializadas, com equipe multiprofissional e interdisciplinar composta por fisioterapeuta, terapeuta ocupacional, fonoaudiólogo e, de acordo com a possibilidade do município, psicólogo e assistente social. Além das terapias, prevê a avaliação da necessidade, dispensação e acompanhamento de órteses, próteses e meios auxiliares de locomoção, por haver o

entendimento que estes recursos tecnológicos[2] têm igual importância no processo de recuperação e/ou aquisição de habilidades.

E aqui se insere esta pesquisa, que busca, através do desenvolvimento de um material adequado para confecção de órteses que possa ser uma opção nacional, sustentável e de baixo impacto ambiental, tornar a tecnologia mais acessível.

Esta dissertação está estruturada em cinco partes. A primeira visa demonstrar a importância das órteses no processo de reabilitação, através de uma revisão de literatura, acompanhada de um breve histórico e da apresentação dos materiais mais comumente usados na sua confecção. Apresenta ainda o objeto desta pesquisa – o polímero derivado do óleo de mamona – e o material anteriormente desenvolvido.

Na segunda parte os objetivos gerais e específicos são explicitados.
Na seguinte está descrita a metodologia de melhoria do material, os diferentes materiais e execução dos ensaios. A seguir, são apresentados os resultados e a discussão destes em vista do objetivo e por fim estão as conclusões.

[2] A definição de recursos tecnológicos utilizada é "os produtos e tecnologias de assistência são definidos mais estreitamente como qualquer produto, instrumento, equipamento ou tecnologia adaptado ou especialmente projetado para melhorar a funcionalidade de uma pessoa [com incapacidade]". (OMS, 2003, p.201). Serão tratados como sinônimo de Tecnologia Assistiva ou de Assistência ao longo desta dissertação.

1. INTRODUÇÃO

1.1 Órtese

Segundo o Conselho Regional de Fisioterapia e Terapia Ocupacional da 3ª Região (CREFITO – 3), a Terapia Ocupacional busca "tornar a vida das pessoas mais participativa e acessível, facilitando o desempenho e ampliando as capacidades", aumentando a independência nas atividades básicas e instrumentais de vida diária, atuando na prevenção, tratamento e reabilitação. Seu objetivo é promover uma melhor qualidade de vida e utiliza-se de diversos recursos e abordagens para alcançá-lo.

Dentre estes recursos o mais comumente utilizado é a órtese, por permitir alcançar os objetivos terapêuticos que Fess (2002) resumiu em "aumentar a função, prevenir ou corrigir deformidade, proteger estruturas em processo de cicatrização, restringir o movimento, permitir o crescimento ou remodelação tecidual" (p.98), ou seja, a ação deste equipamento atende um grande rol de patologias e por isto é empregada na reabilitação em neurologia, traumato-ortopedia, queimados, reumatologia, doenças osteomusculares relacionadas ao trabalho e como base para adaptações de instrumentos para atividades de vida diária.

Dentre as diversas lesões ou patologias que podem acometer o ser humano, aquelas que afetam o uso dos membros superiores, sobretudo os punhos, são altamente incapacitantes, pois a maioria das tarefas cotidianas depende desta articulação chave para o posicionamento dos dedos e na consequente preensão de objetos.

Portanto, o que à primeira vista parece ser uma restrição apenas física, assume contornos mais profundos. Como aponta Leite (2006), o uso das mãos não é algo que possa ser considerado separado da subjetividade e dos simbolismos que elas carregam. Os danos à mão devem ser considerados com especial atenção, pois não comprometem apenas a funcionalidade, mas o todo, tendo em vista que ela é o principal instrumento de exploração e interação com o mundo. Essa importante papel das mãos tornam-nas também mais expostas aos diversos traumatismos, como aponta Pardini apud Leite (2006) e fez com que o modelo de órtese para punho fosse o escolhido na pesquisa anterior e mantido nesta.

Ela pode ser definida como um dispositivo mecânico de uso externo que segundo Luzo e col. (2004) obedece a um de dois sistemas: o de alavancas (sistema de três pontos) ou os circuitos de coaptação.

> A órtese de três pontos pode ser vista como uma alavanca que possui dois braços de momento ou de força, os quais suportam uma força, uma carga e um fulcro. Um desses braços está localizado no segmento anatômico distal e suporta ou movimenta uma resistência; geralmente, o fulcro está localizado no eixo articular e apóia todo o sistema; o segundo braço de momento está apoiado no segmento anatômico proximal e absorve a força transferida. Os três pontos de pressão são obtidos por um padrão linear, em que a força central é a soma das forças proximal e distal que se opõem a ela.
>
> Sistema de coaptação [...] consiste de dois pontos de contato, duas forças que estão posicionadas num mesmo plano, mas atuam em direções diferentes; são circunferenciais e não necessitam de uma força oposta central e recíproca. Nessas órteses, as forças são direcionadas para dentro, sobre um ponto central. Esse sistema é utilizado tanto nas órteses articulares [como] em órteses não articulares. (p.101).

Quanto à nomenclatura dada à órtese, não existe um consenso entre os autores. Segundo Francisco (2004) e Rodrigues e col. (2007) elas podem ser classificadas de acordo com os seguintes fatores:

1. Localização anatômica: membros superiores, inferiores ou coluna.
2. Articulações envolvidas como, por exemplo, “órtese de punho e mão”.
3. Função/objetivo: extensora, abdutora, estabilizadora entre outras.
4. Design: estática, dinâmica, articulada, estática progressiva e seriada.
5. Tipo de material.

Há ainda a classificação em cascata, publicada em 1992, pela Sociedade Americana de Terapeutas de Mão (ASHT), que descreve o dispositivo numa ordem determinada: se é articular ou não-articular, considerando a articulação principal envolvida. A seguir, a localização anatômica, a direção cinemática (por exemplo, extensão ou flexão), o propósito primário (imobilização, mobilização, restrição ou transmissão de torque) e o tipo, ou seja, quantas articulações secundárias estão envolvidas. Pode ser do tipo 0, 1 ou 2 (RODRIGUES e col., 2007). A figura 1 ilustra esta classificação.

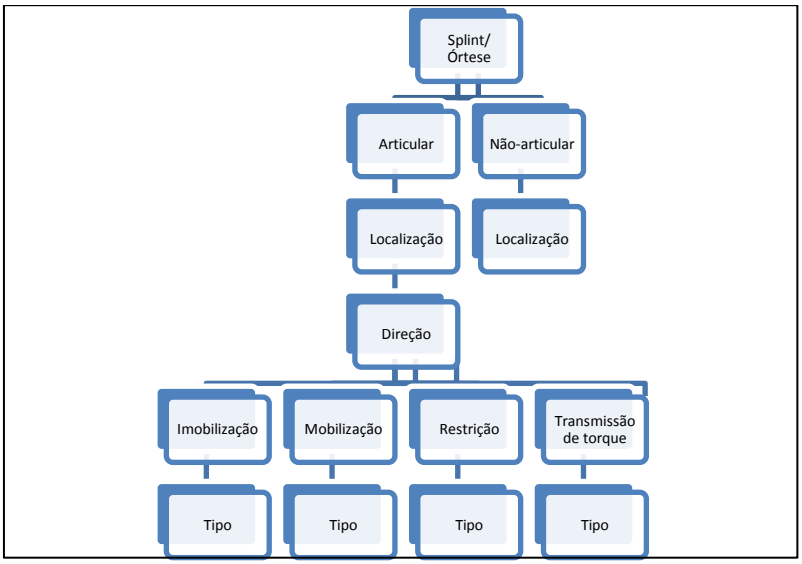

Figura 1. Classificação em cascata da ASHT. Fonte: ASTH (1992) adaptada

O modelo de órtese utilizado para os ensaios de temperatura, memória e moldabilidade deste estudo é, seguindo a classificação em cascata, a órtese articular de imobilização de punho em extensão de restrição tipo 0 e, segundo a classificação de função, órtese estabilizadora de punho.

1.1.1 Histórico

Segundo Fess (2002), o uso de órtese está longe de ser uma prática atual. Há registros datados do Egito Antigo de órteses feitas de forma empírica, em diversos materiais como madeira, couro e metais, buscando imobilizar um segmento, mantendo o alinhamento ósseo, durante a consolidação de fraturas.

Na época medieval utilizou-se, além dos galhos, argila e outras substâncias, como cola de farinha com ovos e seivas de plantas. Os astecas utilizavam madeira, folhas e tiras de couro ou pasta de resina (Idem, 2002).

Ainda segundo Fess (2002), no século XVI, com a aquisição de novos conhecimentos na área de metalurgia e anatomia, e a apropriação destes pelos cirurgiões, novas técnicas foram desenvolvidas para o tratamento de fraturas, contraturas e deformidades. Data de 1592 um manual escrito pelo cirurgião Hieronymus Fabricius contendo órteses para tratamento de contraturas em todas as partes do corpo, baseadas no desenho de uma armadura. Destaca-se também Ambroise Paré, cirurgião

dos monarcas franceses que realizou inúmeros aprimoramentos em técnicas e equipamentos de saúde.

Nos séculos seguintes cirurgiões e fabricantes ("appliance makers") trabalhariam lado a lado desenhando e construindo novos recursos. O gesso de Paris, apesar de conhecido desde 970, não foi aceito na Europa ou Américas até o meio do século XIX (Idem, 2002).

No fim do século XIX livros foram publicados e, enfim, começou-se a dar a devida importância para o processo de reabilitação pós-cirúrgica, incluindo o uso de órteses, como parte importante do tratamento. Ortopedistas gradualmente assumiam o lugar dos cirurgiões e de "fabricantes" (FESS, 2002).

Iniciava-se a expansão de tecnologias da era da Industrialização, da organização dos Estados Nacionais e das duas grandes Guerras. Após a Segunda Guerra Mundial havia um grande saldo de pessoas com deficiência, seja pelos conflitos ou por doenças que agora tinham cura mas deixavam sequelas como, por exemplo, a poliomielite. A necessidade de tratar esses indivíduos e possibilitar que cumprissem suas atividades de vida diária motivou a reorganização do conhecimento em novas áreas, bem como o desenvolvimento de tecnologia de assistência (RODRIGUES e col., 2007).

Esta época de inovação tecnológica demandou pesquisas por novos materiais, com novas especificações e resistência. Os maiores avanços de materiais para órteses são legados da indústria bélica: o alumínio, o plástico e o termoplástico (FRANCISCO, 2004).

1.1.2 Material

As órteses podem ser confeccionadas com uma série de materiais: termomoldáveis de alta e baixa temperatura, couro, tecido, gesso, metal, entre outros. A escolha do material adequado deveria acontecer por um processo que considera as propriedades mecânicas do material (maleabilidade[3], memória[4], rigidez[5] e

[3] Maleabilidade: propriedade em que o material pode ser moldado por deformação, sem se partir (BREGER-LEE e BUFORD, 1992).
[4] Memória: capacidade do material de retornar à sua forma original quando reaquecido (COPPARD e LOHMAN, 2008).
[5] Rigidez: resistência que o material apresenta frente ao stress repetitivo (COPPARD e LOHMAN, 2008).

durabilidade[6]) necessárias de acordo com o objetivo terapêutico, a patologia do cliente e o segmento corporal acometido (RODRIGUES e col., 2007) e, dependendo da instituição ou a fonte pagadora, o terapeuta também terá que considerar a disponibilidade do material devido às possibilidades econômicas do serviço ou do paciente.

Os termomoldáveis à alta temperatura (entre 149ºC e 177ºC), geralmente polipropileno, são comercializados em placas e largamente utilizados nas órteses pré-moldadas, encontradas no comércio em tamanhos pré-estabelecidos (P,M,G). Os termomoldáveis de baixa temperatura têm sido o material mais utilizado atualmente pelos terapeutas para a confecção de órteses sob medida.

Esses materiais são blendas, tendo como base os polímeros Policaprolactona e o Poli-isopreno. A eles são adicionados elastômeros, resinas e outros elementos que possuem efeito sobre a maleabilidade, memória, rigidez e durabilidade. Foram introduzidos na prática terapêutica em 1964 (BREGER-LEE e BUFORD,1992).

Na clínica e na bibliografia consultada, utiliza-se o termo “termoplástico” para todo material termomoldável comercializado para confecção de órteses, tanto termoplásticos, ou seja, materiais que quando expostos à determinada temperatura e pressão amolecem e fluem, podendo ser remodelados repetidas vezes, quanto para termofixos, materiais que após atingirem o estágio final de sua produção (cura) tornam-se insolúveis e infusíveis (CANEVAROLO, 2006). O material desenvolvido, poliuretano, é um termofixo.

Para órteses feitas sob medida os termomoldáveis de baixa temperatura são a escolha mais comum, principalmente por permitirem a moldagem relativamente simples em consultório: após medir o segmento que receberá a órtese, o terapeuta recorta da placa a medida da órtese, aquece em água entre 60º e 75ºC e modela diretamente sobre a pele do paciente (Figura 2). O material resfria-se rapidamente e torna-se rígido, e o paciente pode levar sua órtese pronta no mesmo dia. Outra vantagem é serem comercializados em placas com diversas características de resistência, rigidez, memória e aderência, facilitando a adaptação do material à necessidade do cliente.

[6] Durabilidade: tempo de vida do material, que tende a tornar-se quebradiço com o tempo (COPPARD e LOHMAN, 2008).

Figura 2. Etapas da confecção de órteses.

Os materiais são classificados, segundo Breger-lee e Buford (1992) e Rodrigues e col. (2007), em quatro grupos: “(1) elástico, (2) plástico, (3) borracha e (4) misto (plástico/borracha)”. Os mais plásticos utilizam policaprolactona e os mais emborrachados, poli-isopropeno.

Ainda segundo estes autores, cada grupo é mais adequado para um tipo de órtese, cabendo ao terapeuta escolher de acordo com a necessidade do cliente. Ao menos seis características devem ser levadas em conta para a decisão: rigidez e

flexibilidade, caimento, resistência ao estiramento, memória e acabamento, que segundo Lindemayer (2004) serão descritas a seguir:

A rigidez e flexibilidade referem-se à medida da resistência que o material oferece após moldado. O terapeuta deve analisar o segmento que receberá a órtese para avaliar se é mais interessante um material que suporte as forças a que será submetido ou um material mais flexível.

O caimento é a capacidade do material se ajustar ao segmento com pouca intervenção, sem que o terapeuta tenha que lidar com muita resistência para que ele fique bem acoplado.

Na resistência ao estiramento o termoplástico deve ser capaz de manter sua forma quando aquecido e puxado ou estirado, evitando que fique mais fino e rasgue ou rompa, causando a perda da órtese.

A memória é outra característica a ser cuidadosamente analisada. Pode ser descrita como a capacidade do material em retomar a sua forma plana original quando aquecido, podendo ser reutilizado. No entanto, quanto mais memória, maior a probabilidade de perder a acoplagem após algum tempo de uso.

Na categoria acabamento foram incluídas a auto-aderência e as bordas autocolantes. A primeira significa literalmente que o termomoldável é capaz de aderir em si quando aquecido, tornando a confecção das órteses mais prática e rápida, segundo a autora. A importância das bordas autocolantes está em permitir um acabamento mais seguro para o paciente, pois evita a formação de pontas. Deve-se ter em mente que alterações de sensibilidade não são raras nas patologias tratadas com órteses e, portanto, o cuidado com o acabamento arredondado e que propicie conforto ao colocar e retirar é primordial.

Não há material termoplástico de baixa temperatura nacional disponível comercialmente para a confecção das órteses, o que dificulta o acesso dos terapeutas e da população, principalmente de baixa renda, a essa tecnologia essencial na reabilitação e, segundo Rodrigues e col. (2007), faz com que os serviços optem pela importação do mais barato, não considerando as características adequadas para cada paciente. Este fato nos levou a pesquisar outras possibilidades de material nacional para ser utilizado na confecção de órteses, como o polímero derivado do óleo da mamona.

1.2 Polímero derivado de óleo vegetal

Polímeros são macromoléculas orgânicas, naturais ou sintéticas, formadas pela repetição sucessiva ao longo da cadeia de unidades estruturais menores denominadas "meros", ligadas por covalências e ligação fraca entre cadeias (PADILHA, 2000). Ainda segundo Padilha (2000, p.18) "são baseadas em átomos de carbono, hidrogênio, nitrogênio, oxigênio, flúor e outros elementos não metálicos".

De acordo com Mano e Mendes (1999), as propriedades mecânicas são definidas pelo tipo de cadeia: sem ramificações (polímeros lineares), com ramificações (polímeros ramificados) e com ligações cruzadas (polímeros reticulados). Os polímeros termoplásticos pertencem ao primeiro ou segundo grupo, fundindo-se por aquecimento e solidificando-se por resfriamento, num processo reversível. Os polímeros termofixos quando aquecidos adquirem estrutura reticulada e a reversão não é mais possível, categoria em que se encontra o material desta pesquisa.

Além disso, de acordo com a finalidade para a qual o polímero será utilizado, podem ser adicionadas "cargas", que são materiais sólidos e não solúveis que otimizam as propriedades físicas desejadas – estabilidade dimensional, rigidez, densidade, dureza entre outros – dos polímeros e diminuem seu custo (RABELLO, 2000).

O polímero em questão é o Poliuretano.

Segundo Cangemi e col. (2009), a primeira síntese da uretana remonta a 1849, no laboratório de Wurtz. No entanto, tal material começou a ser usado comercialmente apenas na década de 1940, após Otto Bayer desenvolver o polímero Poliuretano, e levariam ainda quatro décadas para que houvesse a preocupação de produzi-lo de forma menos poluente.

O Poliuretano é resultado da reação química entre um diisocianato e um poliol, conforme pode ser observado na figura 3.

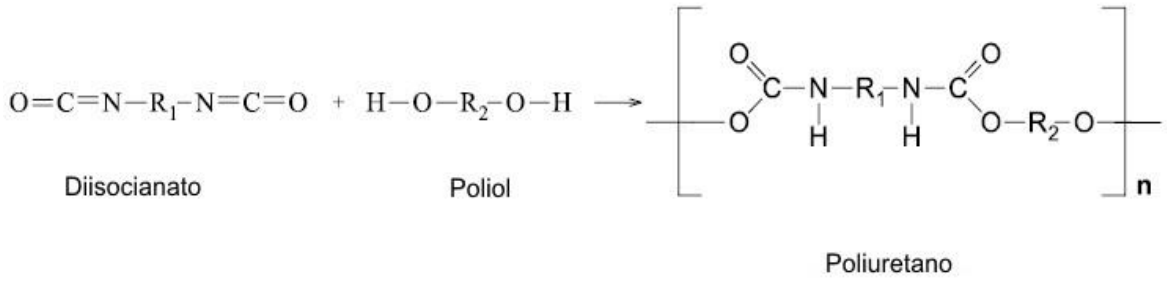

Figura 3. Reação de Síntese do Poliuretano

O poliol utilizado nesta pesquisa foi desenvolvido pelo Grupo de Química Analítica e Tecnologia de Polímeros do Instituto de Química de São Carlos (IQSC), da Universidade de São Paulo (USP), e tem como base o óleo de mamona.

Desde 1984 este Grupo, chefiado pelo Prof. Gilberto Orivaldo Chierice, desenvolve pesquisas com poliuretano derivado de óleo de mamona. Na área médica, o uso desse poliuretano começou com próteses de testículos, cuja biocompatibilidade estimulou o desenvolvimento de novos tipos de próteses para substituir os mais diversos segmentos. Também é biodegradável (CANGEMI e col., 2009).

Pela versatilidade do material, que pode se apresentar como termoplástico, termofixo, elastômero ou fibra, expandido ou não, dependendo da formulação (CANEVAROLO JR, 2006), pensou-se em empregá-lo na confecção de órteses (LEITE, 2007).

1.3 Pesquisa de Leite (2007): "Desempenho térmico, mecânico e clínico de material à base de polímero do óleo de mamona para a confecção de órteses e comparação com outro material existente no mercado"

Entre 2005 e 2007 foi desenvolvido um material polimérico derivado de óleo de mamona para ser utilizado na confecção de órteses.

A pesquisa teve como objetivo desenvolver este material e analisar comparativamente o desempenho mecânico, térmico e clínico do polímero em questão com uma das diversas placas de termoplástico (importadas) usadas na prática clínica.

A metodologia consistiu o desenvolvimento do material derivado do óleo de mamona, a confecção de corpo de provas dos dois materiais para os ensaios mecânicos,

termogravimétricos e dinâmicos-mecânicos e análise da moldagem por três terapeutas em aplicação clínica com dez pacientes, que usaram a órtese de punho, tanto confeccionada com o material importado quanto com o desenvolvido, e responderam a um questionário. A marca escolhida do material importado para comparação foi a "Ômega™" por ser uma marca amplamente utilizada na clínica e apresentar-se em placas adequadas para a confecção dos corpos de prova necessários e para os ensaios clínicos. Como resultados Leite (2007) obteve, nos testes mecânicos, que o material desenvolvido é mais resistente comparado com o importado à temperatura ambiente. Na análise termogravimétrica a perda de massa ocorreu antes do material Ômega™, aos 232ºC e 250ºC, respectivamente. Na análise dinâmico-mecânica, o comportamento do polímero derivado do óleo de mamona sob temperaturas elevadas foi compatível para a confecção de órteses. Todavia, também indicou que na temperatura de moldagem na pele humana (60ºC) o material importado tem menos resistência à moldagem do que o confeccionado.

Quanto à avaliação clínica, foi melhor avaliado pelos pacientes em conforto, durabilidade, estética e higienização em relação ao material importado. Os terapeutas, no entanto, destacam a dificuldade de cortar e modelar o material desenvolvido, corroborando os resultados observados no DMA, e notaram perda de acoplagem após a confecção.

Assim o material desenvolvido provou estar apto para a confecção de órteses, sendo inclusive mais resistente que o importado, mas necessita de melhorias em suas características estruturais que refletem na moldabilidade e na sua aplicação clínica.

Leite (2007) sugeriu algumas modificações buscando solucionar as queixas apontadas nos ensaios clínicos quanto à dificuldade de corte e na maleabilidade, o rápido resfriamento e a perda de acoplagem. Foram levantadas algumas hipóteses como: manter a formulação, mas confeccionar placas menos espessas e/ou com padrões de perfurações diferentes; modificar a formulação do polímero adicionando carga ou diminuindo o módulo de elasticidade.

A partir da possibilidade de melhorar o material e tornar possível seu uso na confecção de órtese é que este estudo se justifica.

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Caracterizar e modificar o material polimérico à base de óleo vegetal desenvolvido por Leite (2007), de forma a torná-lo uma opção nacional, de menor custo em relação às opções disponíveis atualmente, sustentável e de baixo impacto ambiental para a confecção de órteses.

2.2 Objetivos Específicos

Para tanto será necessário:

1) Caracterizar o material existente em relação à temperatura de moldagem, de contato com a pele, dureza, maleabilidade e memória.
2) Introduzir modificações no material existente e realizar ensaios mecânicos e térmicos para caracterizá-lo.
3) Caracterizar os materiais importados existentes no mercado.
4) Comparar as características mecânicas e térmicas dos materiais produzidos e importados.

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1 Aspectos Gerais

O trabalho foi desenvolvido na seguinte ordem: confecção da placa de material termomoldável com a mesma formulação utilizada por Leite (2007) e realização dos ensaios de DMA, memória e maleabilidade; implementação de modificações e ensaio de memória no novo material; realização da análise dinâmico-mecânica (DMA) e de ensaios de temperatura, dureza, tração e maleabilidade de todos os materiais que foram aprovados no teste de memória. Optou-se, para efeitos didáticos, em descrever inicialmente como as placas foram confeccionas e após os ensaios a que foram submetidas.

3.2 Confecção das placas de PU e de Compósitos

Foram confeccionadas oito tipos de placas:

- Dois utilizando a mesma formulação de Leite (2007), com diferentes espessuras – 3,2mm e de 2 mm – nomeadas PU Puro 3,2mm e PU Puro 2mm, respectivamente.
- Três placas de compósitos com diferentes cargas – PET, Bentonita e Sílica Pirogênica –, mantendo a proporção 1:1 entre poliol e pré-polímero. Foram denominadas CPU PET, CPU Bentonita e CPU SIL, respectivamente.
- Duas placas mudando a relação estequiométrica entre o poliol e o pré-polímero, designadas como PU PO e PU PP.
- Uma placa de compósito utilizando Sílica Pirogênica como carga e alterando a proporção poliol / pré-polímero, denominada CPU POS.

Para a comparação e análise do comportamento mecânico e térmico foram utilizados os materiais importados Ômega™, Solaris™, Easy Fit ™ e Aquaplast™.

3.2.1 PU Puro

Para a confecção destas placas, com a mesma formulação utilizada por Leite (2007), o poliol e o pré-polímero foram pesados separadamente em balança de precisão (proporção 1:1), misturados e agitados manualmente por 2 minutos. A mistura foi então colocada no dessecador ligado à bomba de vácuo (Fig.4) para desprendimento dos gases presentes na massa através de pressão negativa. Este processo durou 2 minutos, sendo retirada e colocada imediatamente no molde de silicone (Fig.4), de onde só foi retirada após a completa solidificação.

Figura 4. Bomba de vácuo e dessecador para retirada dos gases da mistura de poliol e pré-polímero e molde de silicone utilizado para a confecção das placas

Foram confeccionadas duas placas com espessuras diferentes, 3,2mm (espessura utilizada por Leite em 2007) e outra com 2 mm de espessura. Os ensaios ocorreram após o tempo de cura de 72 horas.

Ambas foram submetidas aos ensaios de Dureza, Resfriamento e Memória. A placa mais grossa foi submetida também ao ensaio de DMA.

3.2.2 CPU PET

Visando melhorar os aspectos de maleabilidade e memória, optou-se por adicionar carga.

A primeira carga utilizada para modificar a formulação da placa foi o pó de Polietileno Tereftalato (PET) (Fig.6), cedido pela empresa Global PET de São Carlos. O pó utilizado é originário da moagem, para reciclagem, das garrafas PET em máquina de extrusão.

As primeiras tentativas buscavam determinar a proporção do pó de PET que deveria ser adicionada aos demais ingredientes, tornando o resultado final mais fácil de cortar e moldar sem perder a resistência nem aumentar a memória. Para isso realizou-se alguns testes que consistiram em moldar placas com diferentes porcentagens e, após a cura, aquecê-las e enrolá-las em formato cilíndrico (uma única direção) com as bordas se tocando. Com um paquímetro mediu-se o distanciamento das bordas a cada hora, por 8 horas. Assim, chegou-se à proporção de 10% de pó de PET. A placa resultante desta mistura estava mais fácil de cortar após o aquecimento do que a placa de PU Puro e conseguia manter-se no formato cilíndrico moldado com pouca perda após 3 horas de modelagem (resfriamento total).

Houve muita expansão do poliuretano nos primeiros testes, mostrando que a carga continha água: durante a polimerização, a água reage com uma porção do isocianato, originando dióxido de carbono, cujas bolhas, após a solidificação, conferem o aspecto de espuma sólida ao material final. Para solucionar este problema, o pó foi lavado em álcool anídrico e colocado para secar em estufa a 75ºC por 2 a 4 horas (dependendo da quantidade de pó). O PU deixou de expandir como no início, mas ainda apresentava-se muito poroso. Assim, o pó passou a ser lavado em acetona pura ao invés de álcool, mantendo o tempo de estufa.

A preparação das placas aconteceu na seguinte sequência: pesagem do pó em balança de precisão, adição do poliol na proporção especificada, agitação manual até que o pó fosse incorporado, adição do pré-polímero, nova agitação até tornar a mistura homogênea e esta era depositada no molde. Antes dos ensaios foi respeitado o tempo de cura de 72 horas. A espessura é de 3mm.

No entanto, as placas ainda apresentavam-se porosas (Fig. 5). Instituiu-se então duplo vácuo: um após a adição do poliol e outro após a adição do pré-polímero. O aspecto poroso melhorou, embora mantivesse algumas bolhas (Fig.5).

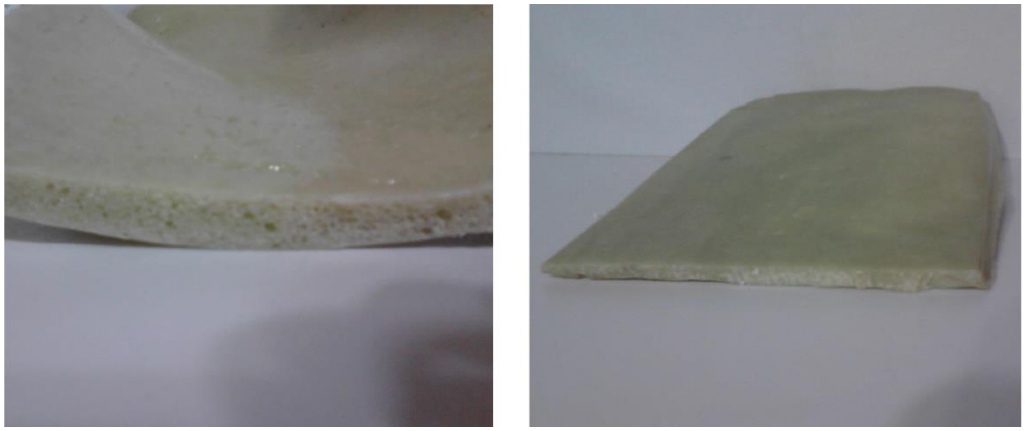

Figura 5. Placas de PU PET. À direita, material poroso. À esquerda, aspecto após aplicação de duplo vácuo

Esta placa também foi submetida aos ensaios de Resfriamento e Memória.

3.2.3 CPU Bentonita

Uma carga mineral foi testada: a Bentonita (Fig.6), uma argila cujo principal componente é a montmorilonita, comumente utilizada em compósitos poliméricos (Araújo e col., 2007).

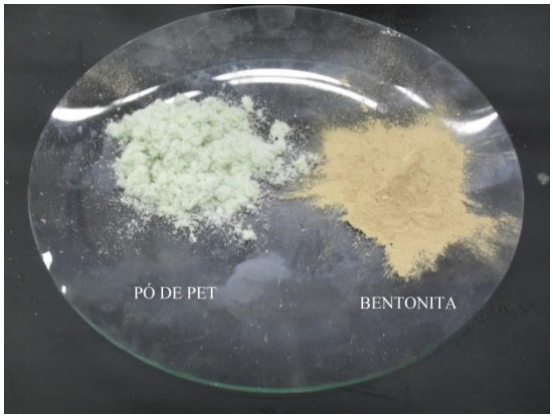

Figura 6. Cargas: Pó de PET e Bentonita

A preparação das placas seguiu o mesmo processo da placa de CPU PET, excetuando-se a manipulação do pó, que foi apenas seco em estufa a 70ºC por 2 horas. Assim como no CPU PET, foram testadas diferentes proporções de Bentonita, chegando

à 10%. Quanto ao aspecto final da placa, não mostrou bolhas. Possuem espessura de 2 e 3mm.

Estas placas foram submetidas aos ensaios de Resfriamento e Memória.

3.2.4 CPU SIL

A carga utilizada foi a Sílica Pirogênica (ou Fumada), um pó fino, branco, amorfo, inodoro, de elevada pureza e que atua como agente tixotrópico (Figura 7). Foi adicionado na proporção de 5% da mistura e, após testes de memória, fixou-se a proporção 1:1 entre poliol e pré-polímero.

Figura 7. Carga Sílica Pirogênica

Devido à intensa formação de bolhas, mesmo após secagem do pó em estufa, foi necessária instituir uma nova rotina para a confecção das placas: a sílica, misturada com o poliol em béquer, era aquecida em estufa por 30 minutos para retirada da umidade.

Após a retirada, permanecida 10 minutos no dessecador à vácuo. Era novamente agitada e dessecada por 5 minutos. A adição do pré-polímero ocorria após o total resfriamento e então a mistura era submetida a dois minutos de vácuo e colocada no molde até a solidificação. Pela textura apresentada pela mistura, foi necessário utilizar um peso para que ela assumisse a forma de placa, como pode ser observado na figura 8. Esta e as demais placas de PU modificado possuem 2 mm de espessura.

Figura 8. Molde de silicone com peso: a massa está entre os dois

As placas resultantes foram submetidas aos ensaios de Memória, Resfriamento, Temperatura de Contato com a Pele Humana, Moldabilidade, Dureza, Tração e DMA.

3.2.5 PU PO (Poliol)

Estas placas foram confeccionadas com a mesma rotina do PU Puro. A modificação introduzida na formulação referiu-se à relação estequiométrica entre poliol e pré-polímero: 1:0,8 e 1:0,9, respectivamente. Esta opção foi feita porque o aumento do poliol (hidroxila) diminui o entrecruzamento das cadeias, aumentando a flexibilidade do material resultante. No entanto, ambas as amostras foram descartadas, pois tornaram-se flexíveis em temperatura ambiente, não sendo próprias para um material a ser usado para confecção de órteses rígidas.

3.2.6 PU PP (Pré-Polímero)

Introduziu-se nova modificação na relação estequiométrica entre poliol e pré-polímero: 0,8:1, respectivamente, mantendo a rotina de confecção do PU Puro. A maior proporção de pré-polímero em relação ao poliol tem a função de aumentar o entrecruzamento das cadeias poliméricas. O resultado foi submetido aos ensaios de

Memória, Moldabilidade, Tração, Resfriamento, Temperatura no contato com a pele humana, Dureza e DMA.

3.2.7 CPU POS (Compósito Poliol e Sílica)

A amostra PU PO foi descartada por apresentar memória não compatível com a confecção de órteses. No entanto, com o bom resultado apresentado neste quesito pelo poliuretano após a adição da sílica, considerou-se testar novamente a placa com maior proporção de poliol, desta vez com inserção de carga.

Foram confeccionadas duas placas: uma com relação estequiométrica de 1,2:1 de poliol em relação ao pré-polímero, adicionando 8% de carga, e outra com relação estequiométrica de 1,5:1 de poliol para pré-polímero, com adição de 10% de carga de sílica pirogênica. A placa de 1,5:1 foi descartada pois apresentava-se flexível ainda em temperatura ambiente.

A placa com relação estequiométrica 1,2:1, denominada CPU POS, foi submetida aos ensaios de Contato com a pele humana, Resfriamento, Memória, Moldabilidade, Dureza e DMA.

3.3 Ensaios

Os ensaios dividem-se em térmicos e mecânicos. Nos térmicos incluem-se os ensaios de Resfriamento e de Temperatura de Contato do material com a pele humana, e os mecânicos são o DMA, os ensaios de Memória e Dureza, Tração e Moldabilidade.

Os ensaios de Resfriamento, Memória, Temperatura de Contato com a Pele Humana e Moldabilidade foram desenvolvidos para este trabalho com base nas exigências da prática clínica para um material a ser utilizado na confecção de órteses.

3.3.1 Ensaio de Resfriamento

O ensaio de resfriamento mensurou o comportamento do material quando aquecido, monitorando a velocidade de sua perda de calor para determinar quanto tempo é necessário para que ele retorne à temperatura ambiente.

Para a moldagem de órteses, os termoplásticos comercializados tem indicação de serem aquecidos entre 60ºC e 75ºC. Se eles resfriam rápido demais, pode ser necessário reaquecer o material durante a moldagem. E em caso contrário, ou seja, se o termoplástico retém muito calor, há o risco de causar danos à pele do paciente, de dificultar a moldagem e da órtese perder um pouco da forma devido ao efeito da memória.

Este ensaio foi realizado, com o PU Puro 3,2mm, PU Puro 2mm, CPU Sil, PU PP, CPU POS, Solaris™, Ômega™, Aquaplast™ e Easy Fit™. O CPU PET e CPU Bentonita foram testados apenas para caracterização. Aferiu-se a temperatura ambiente. Cada um dos materiais foi recortado no formato de um quadrado de 10cm² e cada amostra teve sua temperatura aferida em temperatura ambiente, com o termômetro infravermelho MINIPA MT-350, sendo em seguida mergulhada em água a 75ºC, onde permaneceu submersa por um minuto. Após esse tempo a amostra foi retirada e posicionada em uma bancada de madeira, tendo sua temperatura aferida com o termômetro a cada 10 segundos até o 1º minuto, depois a cada minuto até o 5º, no 10º, 20º, 30º, 60º e 120º minutos. Após a retirada da água. A figura 9 ilustra este ensaio, utilizando a placa de CPU Bentonita como exemplo.

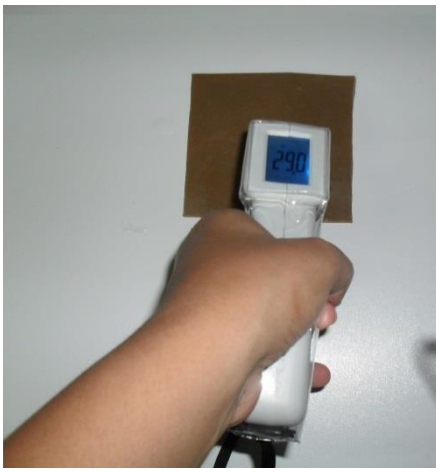

Figura 9. Posicionamento da amostra e do termômetro durante o Ensaio de Resfriamento

3.3.2 Ensaio de Temperatura no Contato com a Pele Humana

O ensaio de temperatura no contato com a pele humana é importante por possibilitar determinar qual a faixa de temperatura é segura e confortável para o paciente durante a moldagem de órteses com os materiais estudados.

Os corpos de prova consistiram em moldes da órtese estabilizadora de punho nos materiais PU Puro 3,2mm, PU Puro 2mm, CPU Sil, PU PP, CPU POS, Solaris™ e Ômega™. Aferiu-se a temperatura ambiente. Após, cada amostra foi mergulhada em água a 75ºC, onde permaneceu por um minuto.

Após esse período, retirou-se a amostra da água e controlou-se sua temperatura com o termômetro digital MINIPA MT-350 até que ela chegasse a 60º C, iniciando então a moldagem no membro superior direito da pesquisadora. Para controle de temperatura na pele utilizou-se um termômetro MINIPA 401-A e termopar tipo K, que foi afixado na pele (Fig.10). Anotou-se a temperatura inicial da pele, a temperatura máxima atingida durante a moldagem da órtese e a temperatura ao final. A moldagem durou de 2 minutos.

Figura 10. Termopar afixado à pele para Ensaio de Temperatura no Contato com a Pele Humana

3.3.3 Ensaio de Memória

Este ensaio avalia se o material desenvolvido possui estabilidade dimensional, ou seja, se é capaz de manter a forma moldada, definindo se a amostra seria descartada ou submetida aos outros testes. Foi realizado após o de Resfriamento, pois aquele forneceu dados sobre o comportamento do material que facilitaram o manuseio durante

a moldagem, e após o de Contato com a pele humana, por ser necessário verificar se o material seria seguro para o paciente. Todos os materiais desenvolvidos foram testados, e os materiais importados foram utilizados como controle.

Neste teste, a órtese do modelo eleito foi confeccionada imergindo-se o material em água entre 72ºC e 75ºC, onde permaneceu por um minuto. Foi então retirado e aguardou-se que atingisse 60ºC para ser posicionado e moldado no segmento corporal. Após a confecção da órtese, dois pontos foram estabelecidos em cada borda e, com um paquímetro, mediu-se a distância entre eles na órtese estabilizadora de punho pronta, como demonstrado na figura 11. Todas as órteses passaram pelo mesmo processo. Nomeou-se estas distâncias de Linha 1 – Prega Palmar e Linha 2 – Punho. Foram realizadas mensurações a cada minuto até o 5º minuto, depois no 10º, 20º e 30º minutos. Continuou-se a medir na 1ª e 2ª horas, quando o material retorna à temperatura ambiente, segundo o ensaio de Resfriamento. Também foi medido no dia seguinte e uma semana após, visando verificar se houve perda da moldagem ao longo do tempo.

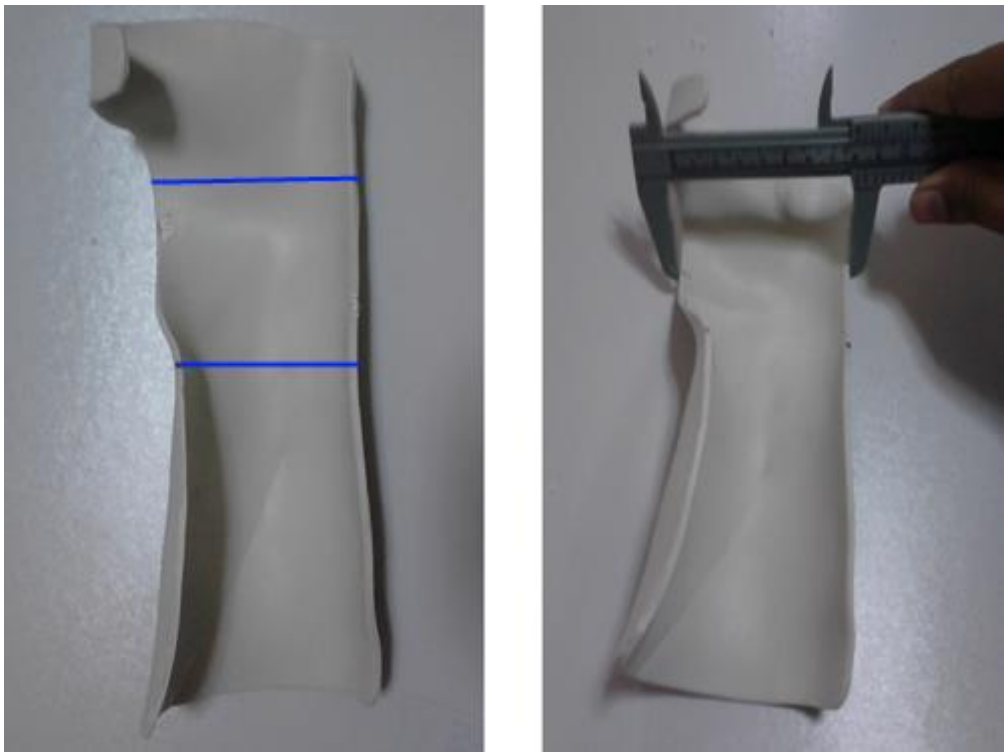

Figura 11. Exemplo de órtese com pontos marcados e medição com paquímetro na Linha 1, durante Ensaio de Memória

3.3.4 Ensaio de DMA

Realizado no laboratório do GQATP/LATEQS do IQSC, com a máquina DMA Q800 (Fig. 12) e software da TA Instruments. A análise dinâmico-mecânica fornece dados sobre o comportamento viscoelástico do polímero, monitorando a força resultante – deformação ou tensão – na região elástica, após uma força oscilante (senoidal) de baixa amplitude ser aplicada na amostra. É possível determinar a transição vítrea (Tg), fusão, cristalização e inferir se o material é puro ou resultado de blendas.

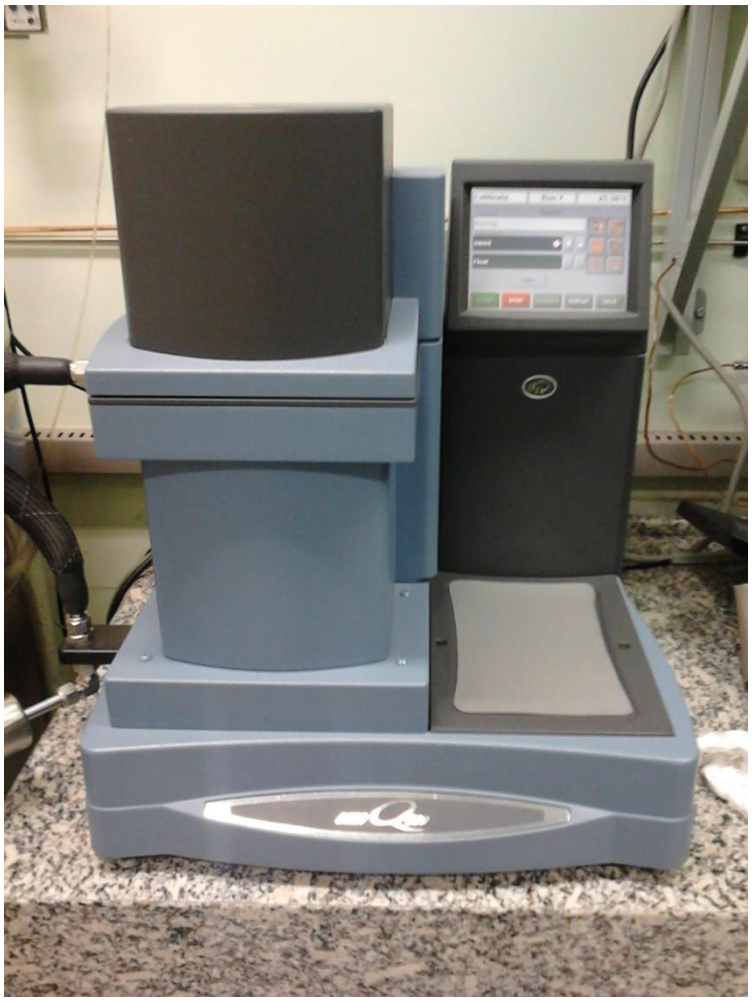

Figura 12. Máquina DMA Q800.

A análise é feita com base em um gráfico gerado pelo software, em que o pico da curva Tan Delta, obtida da razão entre o Módulo de Perda e o Módulo de Armazenamento em função da temperatura, indica a temperatura de transição vítrea do material. Este é o momento em que os segmentos amorfos das cadeias poliméricas adquirem mobilidade, e o material polimérico passa do estado vítreo (rígido) para o

estado borrachudo (maleável), permitindo então a moldagem de polímeros termomoldáveis. Ela é usada para distinguir duas categorias de polímeros: plásticos ou borrachudos / elastômeros (MANO E MENDES, 1999).

A outra curva a ser considerada é o “Módulo de Armazenamento”. Este mostra a energia mecânica armazenada no sistema, isto é, a rigidez do material, diretamente relacionada com a força necessária para moldá-lo. Assim, relacionando esta curva com o momento da Tg, sabe-se a força necessária para moldar o material.

Foram realizados ensaios, com duas amostras do PU Puro, uma de 2007 e outra atual (3,2mm), com os materiais termoplásticos importados Solaris™, Aquaplast™ e Ômega™ e com os modificados CPU Sil, PU PP e CPU POS.

Para a realização do teste, o equipamento foi calibrado, os corpos de prova medidos e adequados (lixados) quando necessário (espessura da placa x 60mm x 12mm), e os dados foram inseridos na interface do software. A amostra foi presa, com torque de 3 lb, à garra de flexão three point bent do equipamento. Programou-se como rotina 1) Resfriamento até -100ºC, 2) Equilibrar e Repetir o torque, 3) Isoterma de 1 minuto, 4) Razão de Aquecimento de 3ºC / minuto até 100ºC. A Amplitude foi de 20µM e a Frequência Fixa de 1 Hz.

3.3.5 Ensaio de Tração

Visando determinar se o acréscimo de carga ou a mudança da proporção poliol / pré-polímero alterou negativamente a resistência do material, realizou-se o ensaio de tração nos materiais modificados, o compósito com sílica e o PU PP. O equipamento utilizado foi a Máquina de Ensaio Universal SINTECH 6, sendo os dados coletados pelo software Test Works™. Os parâmetros do teste e os corpos de prova basearam-se na norma D638-10 da ASTM. A figura 13 ilustra o ensaio.

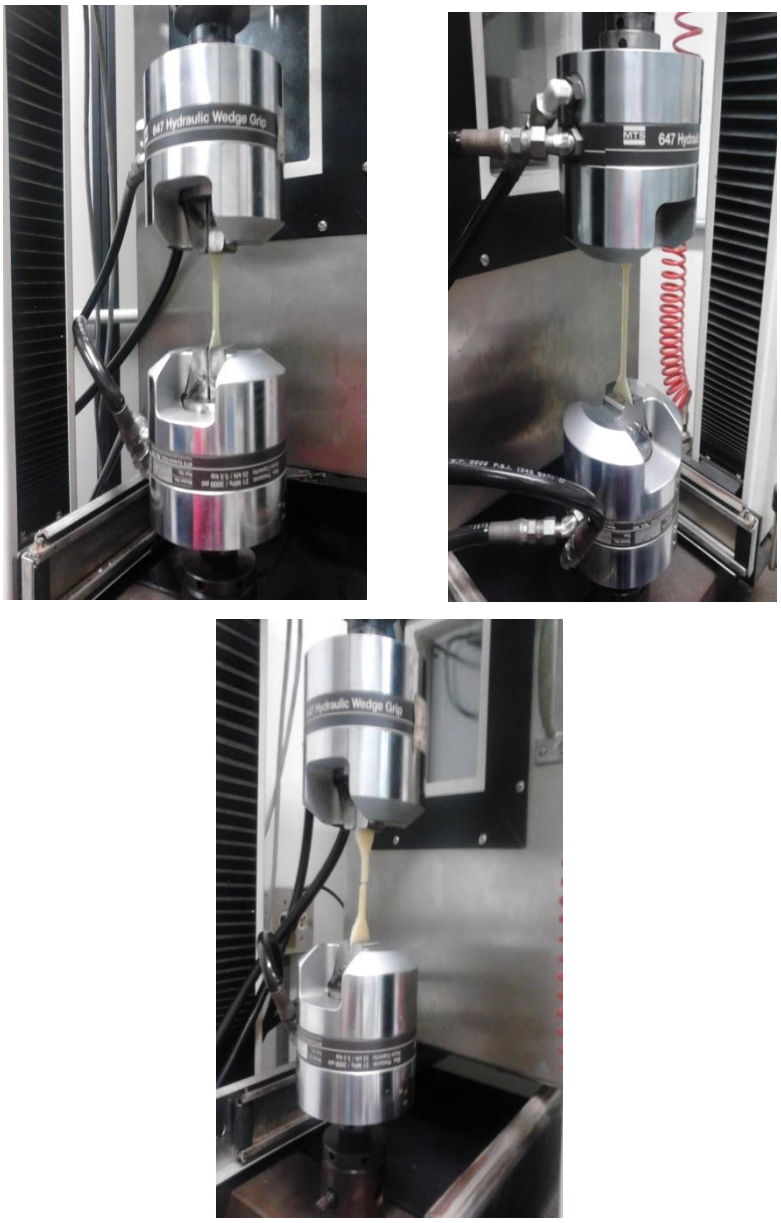

Figura 13. Ensaio de Tração.

3.3.6 Ensaio de Dureza

O objetivo deste ensaio é determinar a força necessária para romper a superfície do material, pois não há na literatura consultada nenhuma indicação de teste ou investigação feita que buscasse aferir a força necessária para cortar o material termoplástico voltado para a confecção de órteses.

Este ensaio ocorreu de acordo com a norma D 2240-05 da ASTM, que o define como um teste empírico, destinado para propósito de controle.

Utilizou-se o Durômetro Shore™A Hardness (Fig. 14). O durômetro é composto de um indentador, uma mola, um indicador da profundidade da penetração e uma base. O teste consiste em pressionar o durômetro contra o material até encostar a base do aparelho na amostra. O resultado depende do módulo de elasticidade e do comportamento viscoeslástico deste material. Quanto maior a penetração, menor o valor indicado. A medida de Shore A é indicada pela ASTM para polímeros macios, portanto, adequada para avaliar o polímero da pesquisa quando aquecido.

Figura 14. Durômetro

As amostras do PU Puro de 2 mm e 3,2mm, CPU Sil, PU PP, CPU POS, PU Puro de 2007, Solaris™, Aquaplast™ e Ômega™, foram aquecidas por um minuto em água a 75ºC, retiradas e posicionadas na bancada. Quando a temperatura da amostra chegou a 60ºC, o indutor foi pressionado em cinco pontos aleatórios das amostras, considerando-se como resultado a média dos valores obtidos. O controle da temperatura da água e da amostra foi feito com o termômetro digital MINIPA MT-350.

3.3.7 Ensaio de Moldabilidade

Ensaio empírico e comparativo, com objetivo de determinar as características dos diferentes materiais durante a moldagem, apontando vantagens e desvantagens. Foram testadas amostras de Solaris™, Ômega™, Easy Fit™, Aquaplast™, PU Puro 2mm, PU Puro 3,2mm, PU Puro 3,2mm de 2007, PU PP, CPU SIL e CPU POS. Cada amostra foi aquecida por um minuto em água a 75ºC, retirada e cortada no molde da órtese pré-estabelecida. Na figura 15 está um dos materiais importados, já recortado no molde.

Figura 15. Exemplo de molde do ensaio de Moldabilidade

Após, era novamente mergulhada na água quente para que a moldagem pudesse ser feita com o material a 60ºC. O molde era e então posicionado no membro superior esquerdo do voluntário pelo tempo necessário para moldar a órtese, entre um e dois minutos, dependendo da resistência apresentada pela amostra.

As características observadas durante a moldagem foram então anotadas pela pesquisadora.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

4.1 Resultados

Foram encontradas algumas dificuldades na confecção dos materiais modificados. Enquanto o processo das placas de poliuretano sem carga – Puro 3,2 e 2 mm, PP e PO – consistiam na mistura de dois líquidos viscosos, facilmente homogeneizados e dessecados, o uso de cargas exigia a diluição prévia destas no poliol antes da adição do pré-polímero. A bentonita dissolveu-se com facilidade, tornando o processo de produção desta placa de compósito tão descomplicado quanto o do PU Puro. O pó de PET incorporava-se ao poliol, sem se dissolver. E a sílica pirogênica exigia o aquecimento da mistura de poliol com carga para ser possível a incorporação e o dessecamento, além do cuidado necessário para a manipulação da sílica pelo tamanho das partículas e o uso de peso para moldagem da placa, já mencionado.

Ambos, pó de PET e sílica pirogênica, resultaram em misturas com textura que dificultava a moldagem de placas regulares e permaneciam com bolhas de ar.

Todos os materiais foram submetidos aos ensaios de Resfriamento e Memória. A falha no ensaio de Memória foi o critério para o descarte do material. Assim, os PU Puros de 3,2 e 2 mm, CPU PET, CPU Bentonita e PU PO foram reprovados nesta etapa, por não conseguirem manter o formato de órtese.

4.1.1 Ensaio de Temperatura – Resfriamento

O primeiro material a ser testado foi o importado Solaris™. A temperatura inicial do material foi igual a do ambiente, 21ºC. A temperatura de saída após um minuto na água a 72º C foi de 68ºC. A queda de temperatura foi intensa nos primeiros 20 segundos, quando foi aferido 50,5ºC. A partir de então a perda da temperatura foi mais lenta até o completo resfriamento em sessenta minutos.

A temperatura inicial aferida no material importado Ômega™ foi semelhante a do ambiente, 25ºC. A pós um minuto na água a 72ºC, apresentou temperatura de 70ºC.

Também teve queda intensa de temperatura no primeiro minuto, quando foi aferido 55,5ºC. A partir de então a perda de calor foi constante até o resfriamento total em 90 minutos.

A amostra de Aquaplast™ demonstrou temperatura inicial idêntica à do ambiente, 21ºC. Apresentou 60ºC na saída da água. Seu período mais intenso de queda da temperatura ocorreu nos dois primeiros minutos, sendo aferido 42ºC no 2º minuto. Então iniciou perda de calor de forma constante até o total resfriamento em 60 minutos.

O material importado Easy Fit™ teve comportamento semelhante no início: saída da água a 64ºC, com perda intensa nos dois primeiros minutos, apresentando 47ºC e 40ºC graus no 1º e 2º minutos, respectivamente. Do terceiro ao quinto minuto, houve aumento de temperatura até 44ºC, quando voltou a esfriar. Portanto, este material (uma blenda) não resfria de maneira uniforme.

O PU Puro de 2mm apresentou temperatura inicial de 20ºC (temperatura ambiente a 21ºC). Após ser retirado da água a 72ºC estava a 65ºC. Apresentou comportamento de perda de calor semelhante ao da placa Solaris™, atingindo o completo resfriamento (1ºC a menos que a temperatura ambiente) em 60 minutos. A temperatura ambiente foi atingida com 30 minutos.

O PU Puro de 3,2 mm teve temperatura inicial igual a do ambiente. Após a imersão por um minuto em água a 72ºC apresentou 62ºC. Teve comportamento bastante semelhante ao das outras placas, mas seu período mais intenso de perda de calor durou 30 segundos. O completo resfriamento ocorreu em uma hora.

A temperatura inicial do CPU PET foi de 22ºC (um grau acima da temperatura ambiente). A temperatura de saída da água foi de 62,5ºC. O período de maior perda foi até o 30º segundo. Atingiu a temperatura inicial em 30 minutos.

O ensaio com o CPU Bentonita não ocorreu no mesmo dia que os demais. A temperatura inicial aferida foi igual a do ambiente, de 25ºC. A temperatura de saída da água a 72ºC foi de 70,5ºC. Ao contrário das demais placas, a CPU Bentonita não apresentou um período inicial mais intenso de resfriamento. Atingiu a temperatura ambiente em uma hora.

Os CPU SIL e PP foram testados no mesmo dia. A temperatura inicial, igual a do ambiente, era 22ºC. A temperatura de saída da água do CPU SIL foi de 71ºC, ocorrendo queda intensa desta nos primeiros 5 minutos, quando a perda se torna mais uniforme. A temperatura inicial foi atingida em 30 minutos. O PU PP apresentou comportamento semelhante, assim como o CPU POS.

Na figura 16 estão os gráficos do resfriamento das placas, no momento de saída da água (denominado “0”), no 1º minuto, aos 5, 30, 60 e 120 minutos. A tabela com todos os dados aferidos no ensaio consta no Apêndice A.

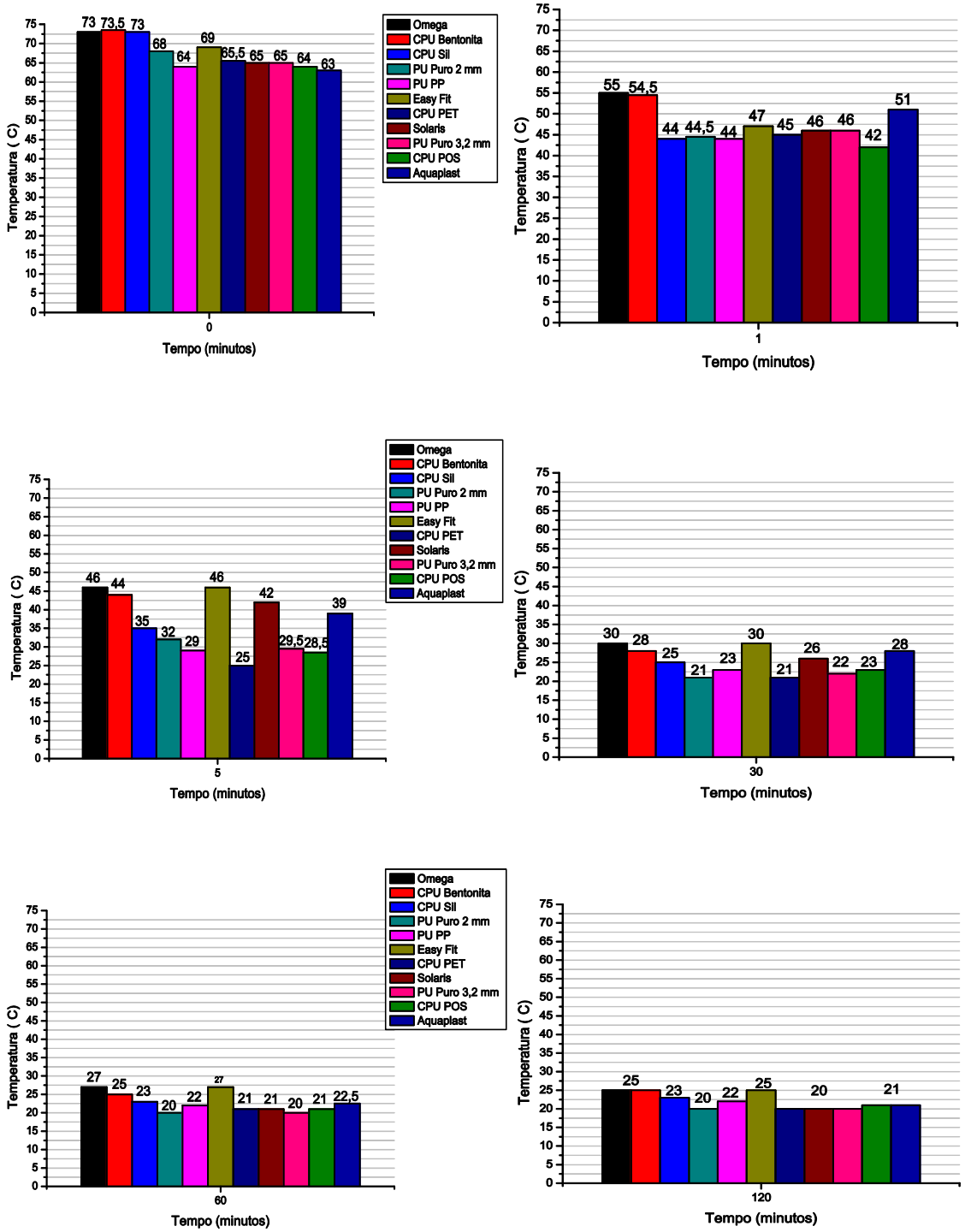

Figura 16. Resultados, em graus Celsius, do Ensaio de Temperatura (Resfriamento)

Observa-se que os materiais importados perdem calor mais lentamente que os confeccionados. Por sua vez, os materiais produzidos, com exceção do CPU Bentonita e CPU Sil, tem comportamento semelhante apesar das diferentes cargas adicionadas. Eles apresentam perda intensa do calor nos primeiros 5 minutos, atingindo a temperatura inicial por volta dos 30 minutos. Já o acréscimo das cargas de bentonita e sílica fizeram com que o material se aquecesse mais rápido e trocasse o calor mais lentamente com o ambiente do que as outras placas, até o 5º minuto, quando se torna semelhante ao material importado.

Esta diferença no resfriamento do material desenvolvido reflete na dificuldade relatada pelos terapeutas durante a moldagem: o material resfria-se muito rapidamente e, em algumas vezes, é necessário reaquecê-lo durante a confecção da órtese.

4.1.2 Ensaio de Temperatura na Pele Humana

As órteses de material termomoldável são moldadas diretamente sobre o segmento do corpo, ou seja, a pele realiza troca de calor diretamente com o material. Justifica-se, portanto, a preocupação de mensurar se a temperatura máxima que ele atinge é segura para o paciente e ao mesmo tempo em que permite a moldagem.

Segundo Bolgiani e Serra (2010), a pele pode suportar até 44ºC de temperatura sem lesões. Acima disto, a gravidade das lesões varia de acordo com a temperatura e tempo de exposição.

Assim, estabeleceu-se aguardar que o material atingisse a temperatura de 60ºC para iniciar a moldagem. De acordo com o ensaio de resfriamento previamente realizado, tal temperatura é atingida entre 10 e 20 segundos após a retirada da água quente nos materiais testados, com exceção do CPU Bentonita que demorou 50 segundos para chegar a esta temperatura.

Com o Ômega™, material importado comercializado, aferiu-se 33ºC como temperatura inicial da pele. Durante a modelagem a temperatura da pele chegou a 47ºC, caindo para 41ºC após a retirada do material.

A temperatura inicial da pele com o material Solaris™ foi de 34ºC. Atingiu a temperatura máxima de 43ºC e apresentou 40ºC após a moldagem.

O PU Puro 3,2mm teve a mesma temperatura inicial da pele, chegando a 40ºC como temperatura máxima e apresentando 39ºC quando o material foi retirado. Com o

PU Puro 2mm a temperatura inicial da pele foi de 33ºC, a temperatura máxima foi de 37ºC e, ao final, 36ºC.

As placas modificadas CPU PET, CPU Bentonita, CPU SIL e PU PP, tiveram como temperatura inicial da pele 33ºC. Obtiveram como valores máximos, 43ºC no PU SIL, 41ºC no PU PET e PU PP e 40ºC com o CPU Bentonita.

O CPU POS apresentou 33º, 41º e 38ºC antes da moldagem, durante e após a retirada da órtese, respectivamente.

A figura 17 resume estes dados.

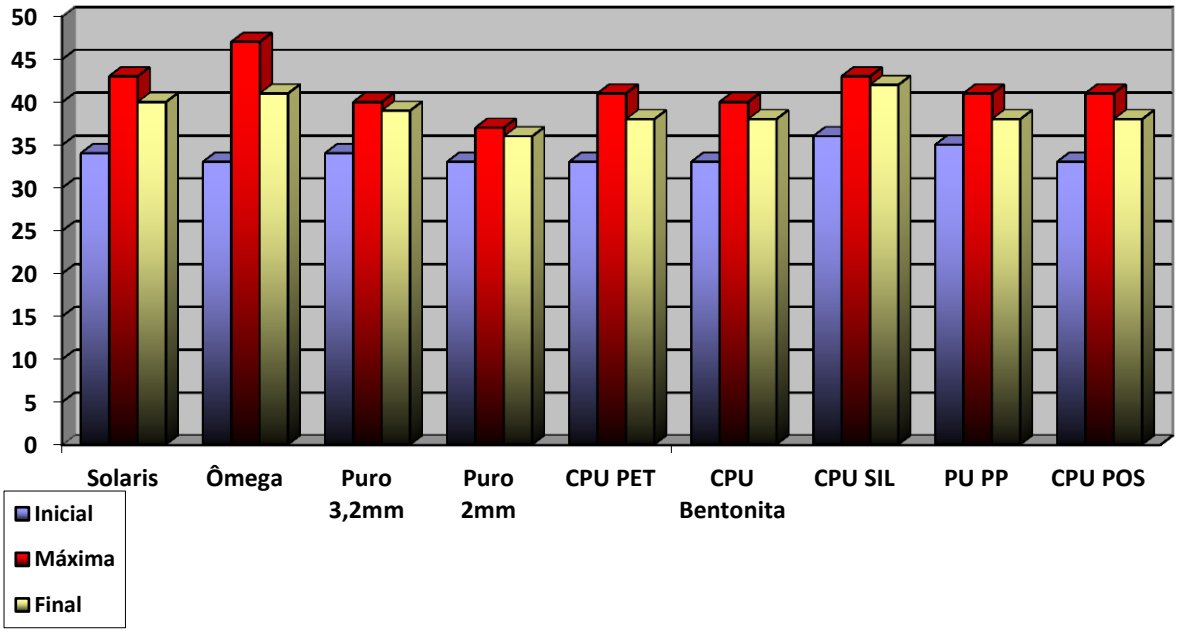

Figura 17. Resultados do Ensaio de Temperatura no Contato com a Pele Humana

Percebe-se que os valores máximos da temperatura durante a moldagem de todas as placas, com exceção do material Ômega™, ficaram bem próximos, entre 40ºC e 43ºC, portanto seguros para moldagem no paciente segundo a literatura consultada (BOLGIANI E SERRA, 2010). Apesar da temperatura aferida do Ômega™ ter ficado acima da recomendada pela literatura, não se observou danos na pele ou desconforto, embora com sensação maior de calor, provavelmente ocorrido devido ao pouco tempo de contato necessário para moldagem.

4.1.3 Ensaio de Memória

Durante este ensaio, verificou-se que o material Ômega™ manteve as medidas da moldagem por sessenta minutos, perto do momento de resfriamento total, segundo o ensaio anteriormente realizado. Apresentou então um encolhimento de 1mm em cada Linha. Manteve esta nova medida até o final do ensaio, após uma semana.

A amostra Solaris™ apresentou uma única alteração na Linha 2, um encolhimento de 1 mm aos 30 minutos.

No material Aquaplast™ foi aferido encolhimento em ambas as linhas. Na Linha 1, houve perda de 1 mm aos 5 minutos e mais 1 mm aos 20 minutos, 2 mm no total. Na Linha 2, houve encolhimento de 1 mm aos 3 minutos e mais 1 mm aos 120 minutos, 2 mm no total.

O Easy Fit™ apresentou alterações nas duas Linhas. A Linha1 mostrou encolhimento em dois momentos: aos 2 e 5 minutos, 1 mm em cada momento, totalizando 2 mm. A Linha 2 apresentou 3 mm de encolhimento, sendo um 1 mm aos 3 minutos, outro aos 4 e o último milímetro ao 60 minutos.

O PU Puro 3,2 mm apresentou aumento total de 150 mm na Linha 1, a partir dos 20 minutos. Na Linha 2, houve aumento de 170 mm na medida do punho. Estabilizou-se após duas horas.

O PU Puro 20 mm teve um aumento de 20 mm na Linha 1 e 60 mm na Linha 2 ao fim de duas horas. Após 7 dias, aferiu-se um aumento de mais 50 mm na Linha 2, portanto 110 mm de aumento no total.

No CPU PET observou-se variação nos dois pontos de medida: a Linha 1 teve perda de 1 mm e a Linha 2 teve aumento de 50 mm. Ao final da semana do ensaio, a Linha 2 havia aumentado mais 30 mm.

O CPU Bentonita também apresentou variação nas duas linhas: aumento de 60 mm na Linha 1 e 80 mm na Linha 2. Ao final da semana de ensaio, havia aumentado mais 10 mm na Linha 1 e 100 mm na Linha 2.

O CPU SIL apresentou variação apenas na Linha 2 de 1mm, após 20 minutos.

O PU PP mostrou encolhimento de 1mm, após 5 minutos de ensaio, na Linha 2.

A amostra CPU POS teve aumento de 5 mm na Linha 2.

Na figura 18 estão a tabela com os dados do ensaio e os gráficos ilustrativos até o 120º minuto.

TEMPO	PLACAS											
	Ômega		Solaris		Aquaplast		Easy		Puro 3,2mm		Puro 2mm	
(Minutos)	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2
0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	20
2	-	-	-	-	-	-1	-1	-	-	-	10	-
3	-	-	-	-	-	-	-	-1	-	10	10	-
4	-	-	-	-	-	-	-1	-1	-	20	-	-
5	-	-	-	-	-1	-	-	-	-	10	-	-
10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-10	-
20	-	-	-	-	-1	-	-	-	40	30	-	10
30	-	-	-	-1	-	-	-	-	50	20	-	30
60	-1	-1	-	-	-	-	-	-1	10	40	10	-
120	-	-	-	-	-	-1	-	-	50	40	-	-
1 dia	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1 semana	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	50
TOTAL	-1	-1	0	-1	-2	-2	-2	-3	150	170	20	110

TEMPO	PLACAS									
	CPU PET		CPU Bentonita		CPU SIL		PU PP		CPU POS	
(Minutos)	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2	Linha 1	Linha 2
0	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
1	-	10	50	-	-	-	-	-	-	-
2	-	20	-	60	-	-	-	-	-	-
3	-	-	-	10	-	-	-	-	-	-
4	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2
5	-	-	10	-	-	-	-	-1	-	-
10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	2
20	-	-	-	-	-	1	-	-	-	1
30	-1	-	-	-	-	-	-	-	-	-
60	-	10	-	10	-	-	-	-	-	-
120	-	10	-	-	-	-	-	-	-	-
1 dia	-	70	10	30	-	-	-	-	-	-
1 semana	-	230	-	70	-	-	-	-	-	-
TOTAL	-1	350	70	180	0	1	0	-1	0	5

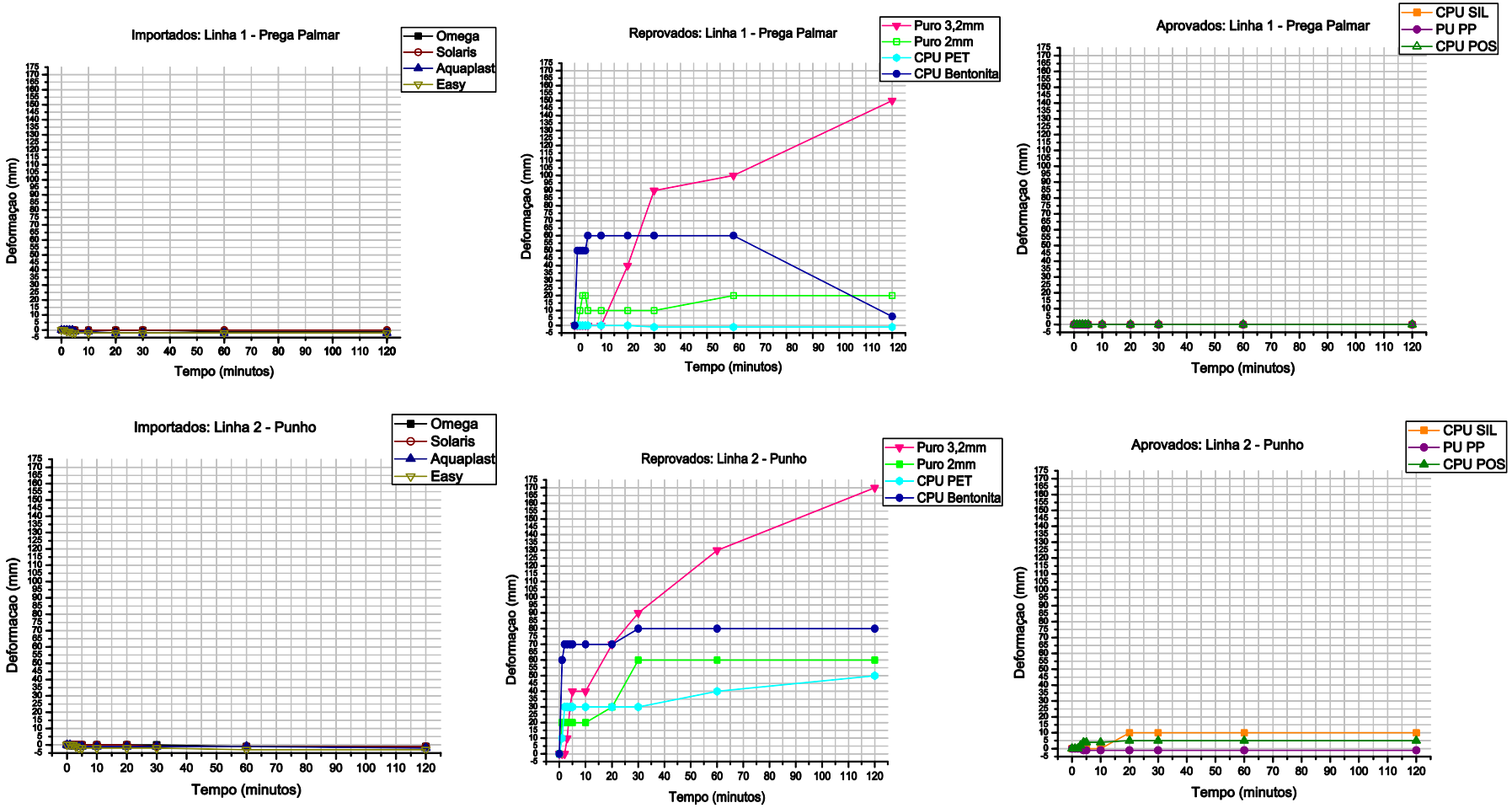

Figura 18. Tabelas, com valores em milímetros, e Gráficos do Ensaio de Memória

Assim sendo, nota-se que alguns dos materiais modificados não conseguiram manter a forma moldada, retornando, pela propriedade de memória, a um formato próximo da placa inicial. Tal comportamento gerou perda considerável de acoplagem no segmento. Após este ensaio foram descartados PU Puro, ambos, CPU PET e CPU Bentonita.

No Apêndice B encontram-se as tabelas e gráficos deste Ensaio com as medidas iniciais e finais das órteses.

4.1.4 Ensaio de DMA

Devido à atualização do equipamento de análises térmico-mecânicas entre o estudo de 2007 e o atual, considerou-se importante refazer este ensaio com os materiais já utilizados na pesquisa anterior (Ômega™ e PU Puro de 3,2 mm). Foram testados ainda os materiais Solaris™ e Aquaplast™, em busca de um padrão entre os importados que pudesse ser usado para efeitos de comparação com o material confeccionado. Além deles, foram utilizadas amostras do CPU SIL, PU PP e CPU POS. E, para obter dados do envelhecimento do material, uma amostra do PU Puro de 2007 também foi testada.

Serão apresentados a seguir os gráficos de cada amostra, delimitados entre a temperatura de 50ºC e 80ºC. Em cada um estão indicados a temperatura de transição vítrea e o módulo de armazenamento em três momentos: na Tg, a 60ºC, temperatura em que se inicia a moldagem no paciente, e a 65ºC. A opção por esta última temperatura considerou que, no consultório, a água é aquecida entre 70ºC e 80ªC pra imersão do material a ser moldado, e que há uma queda intensa da temperatura do material no primeiro minuto, conforme Ensaio de Resfriamento. Assim, estima-se ser esta a temperatura em que o terapeuta cortará o material para fazer o molde final.

Inicialmente apontar-se-á os dados individuais de Tg e Módulo de Armazenamento, com respectivas representações gráficas, e após a análise comparativa nos 60ºC e 65ºC.

As curvas obtidas do PU Puro atual podem ser observadas na figura 19.

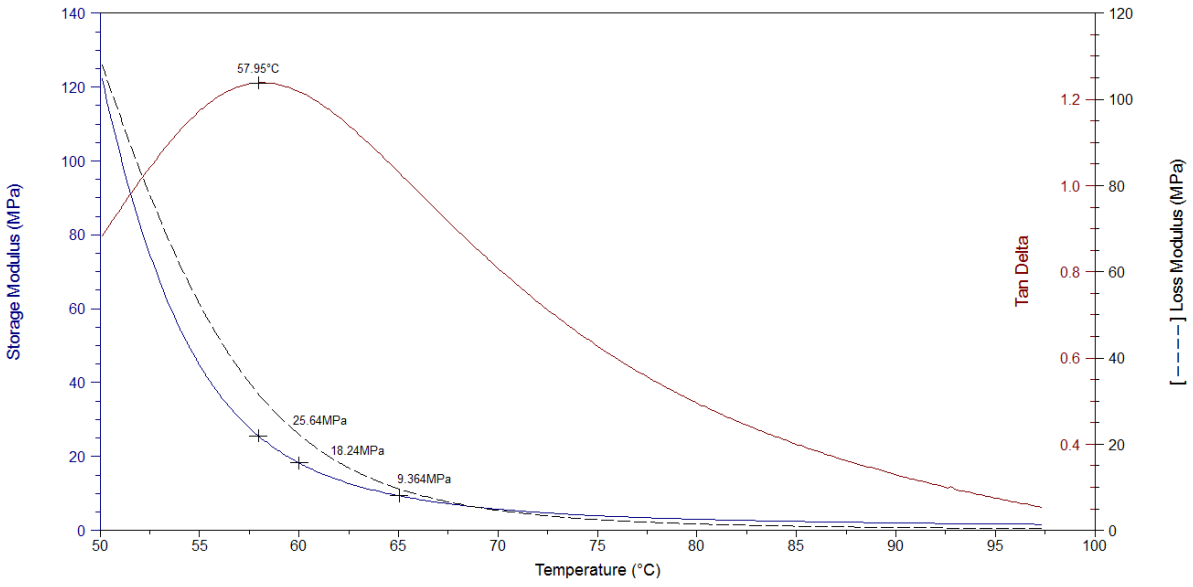

Figura 19.Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU Puro (atual)

Como anteriormente explicado, a análise ocorre com base na Tg (linha marrom) e no Módulo de Armazenamento (linha azul). Conforme indicado no gráfico, a Tg está em 57,95ºC, momento em que o módulo de armazenamento é 25,64 MPa. Quanto maior a temperatura, menor é o Módulo de Armazenamento, ou seja, menor a resistência oferecida pelo material à moldagem, como é necessário que seja para um termomoldável voltado para confecção de órteses.

A seguir, testou-se o PU Puro de 2007. Ponderou-se que seria interessante realizar este ensaio para avaliar como o material reage ao envelhecimento (cerca de seis anos). Conforme pode ser observado no gráfico da figura 20, o material desenvolvido por Leite (2007) demonstrou o Tg e o Módulo de Armazenamento semelhantes ao do material atual, 57,47ºC e 24,10 Mpa, respectivamente. Assim, do ponto de vista do DMA, este material ainda está apto para a confecção de órteses.

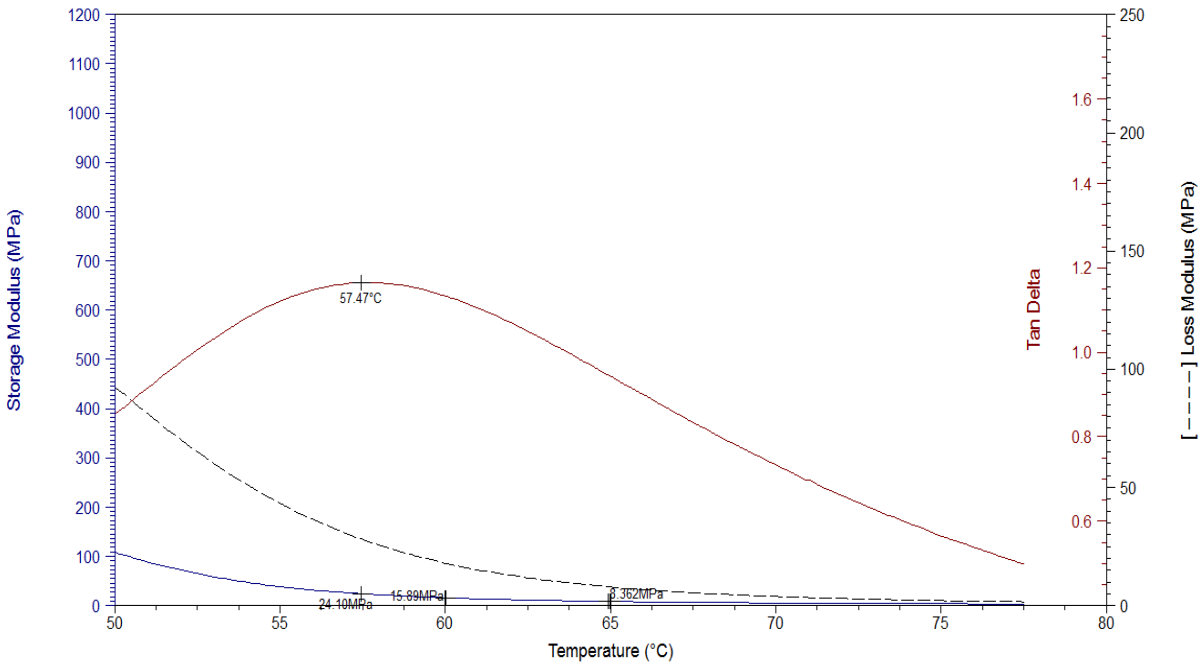

Figura 20. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU Puro de 2007

O material modificado CPU Sil forneceu como dados Tg em 64,67ºC, com Módulo de Armazenamento em 11,02 MPa como pode ser observado na figura 21. Portanto, o acréscimo da carga Sílica Pirogênica aumentou a temperatura de Tg.

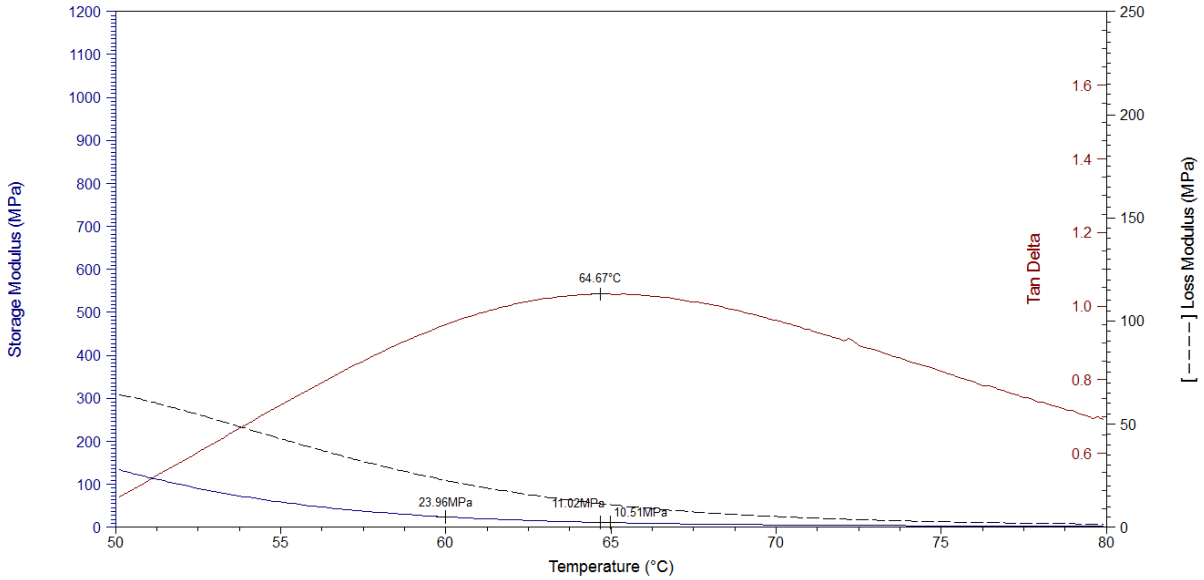

Figura 21. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material CPU Sil

Na análise do material PU PP, observa-se que houve um deslocamento de 16ºC na temperatura de Tg, devido ao aumento do grau de entrecruzamento entre as cadeias gerado pela maior porcentagem de pré-polímero em relação ao poliol (PEREIRA, 2010). O Módulo de Armazenamento é de 24,10 MPa, resultando nas seguintes curvas (Figura 22).

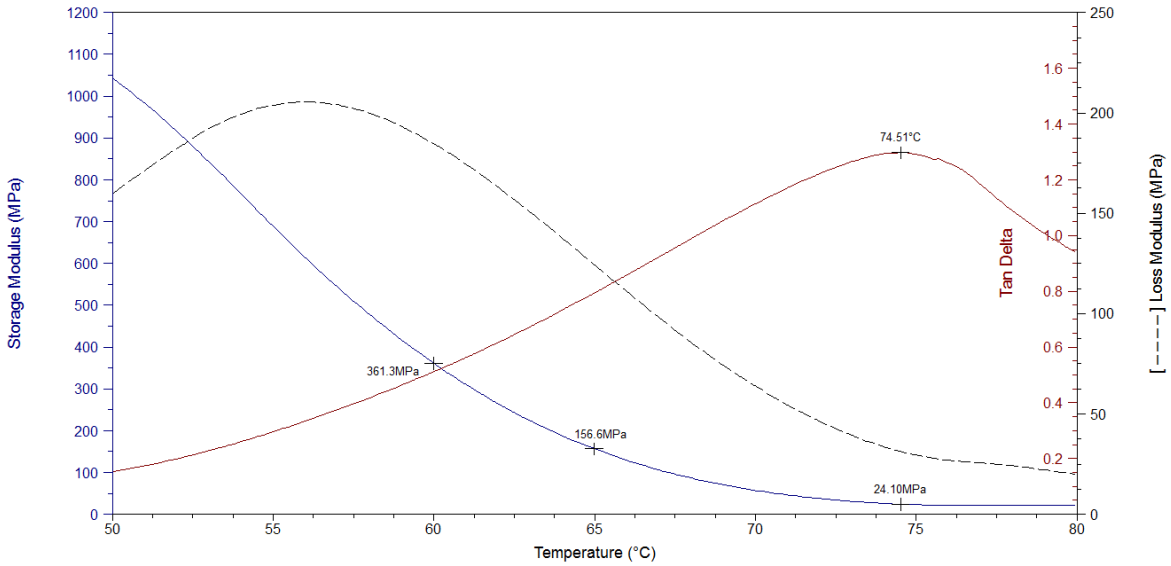

Figura 22. . Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material PU PP

A combinação de Sílica Pirogênica e maior proporção de poliol em relação ao pré-polímero (CPU POS) fez com que a Tg ficasse mais próxima da encontrada na formulação original, 59,30ºC, conforme pode ser observado na figura 23. Na Tg, o Módulo de Armazenamento está em 27,85 MPa. À 65ºC, este valor é de 12,74 MPa.

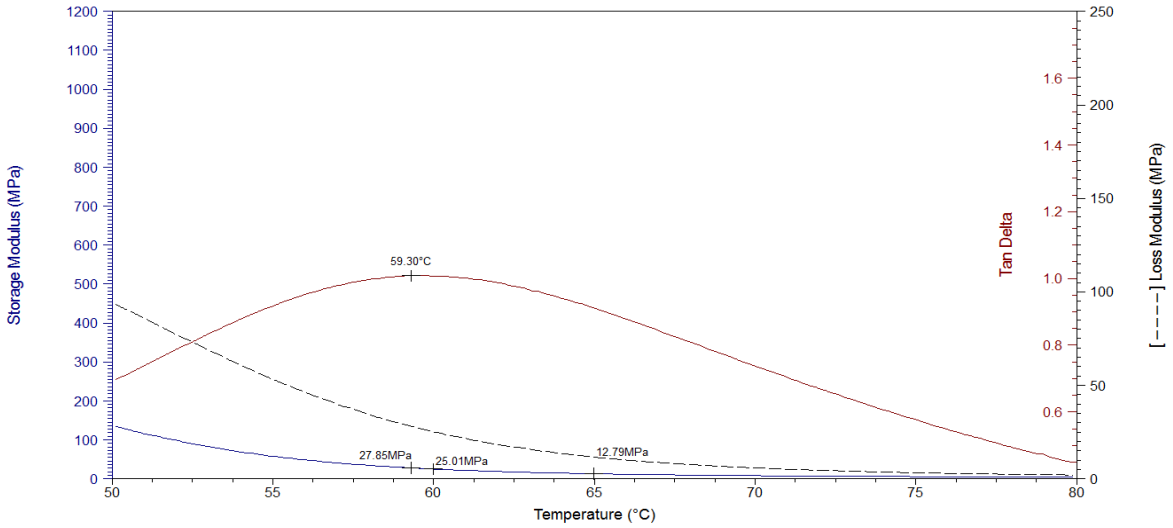

Figura 23. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material CPU POS

O material Ômega™ de 2,5mm de espessura, apresentou Tg em 58,33ºC, quando o Módulo de Armazenamento estava em 221,6 MPa (Figura 24).

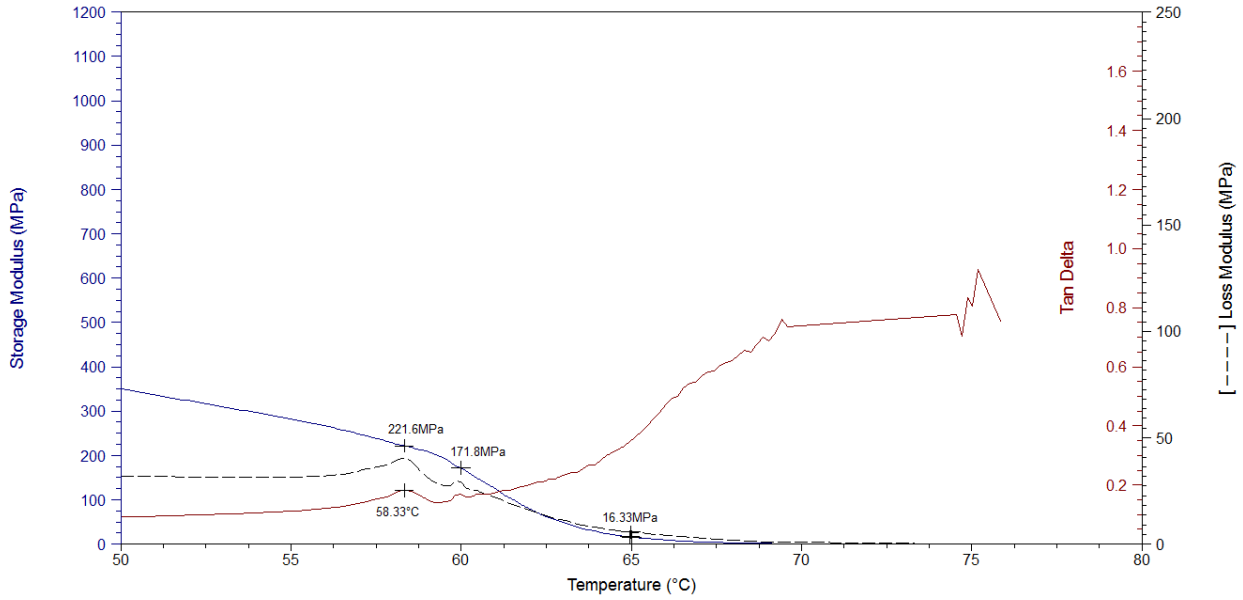

Figura 24. Gráfico da análise dinâmico-mecânica do material Ômega™

O Ômega™ possui mais de uma transição vítrea, demonstrando que ao contrário dos PU Puros anteriormente testados, este é uma blenda, como Breger-lee e Buford (1992) haviam relatado em seu artigo. Considerou-se para efeitos de comparação a primeira transição vítrea na faixa entre 50ºC e 80ºC.

A seguir observam-se as curvas do material Solaris™ (Figura 25). A exemplo do Ômega™, o Solaris™ também é uma blenda. Apresenta sua primeira transição vítrea em 57,30ºC. O módulo de elasticidade é de 325,7 MPa na primeira transição.

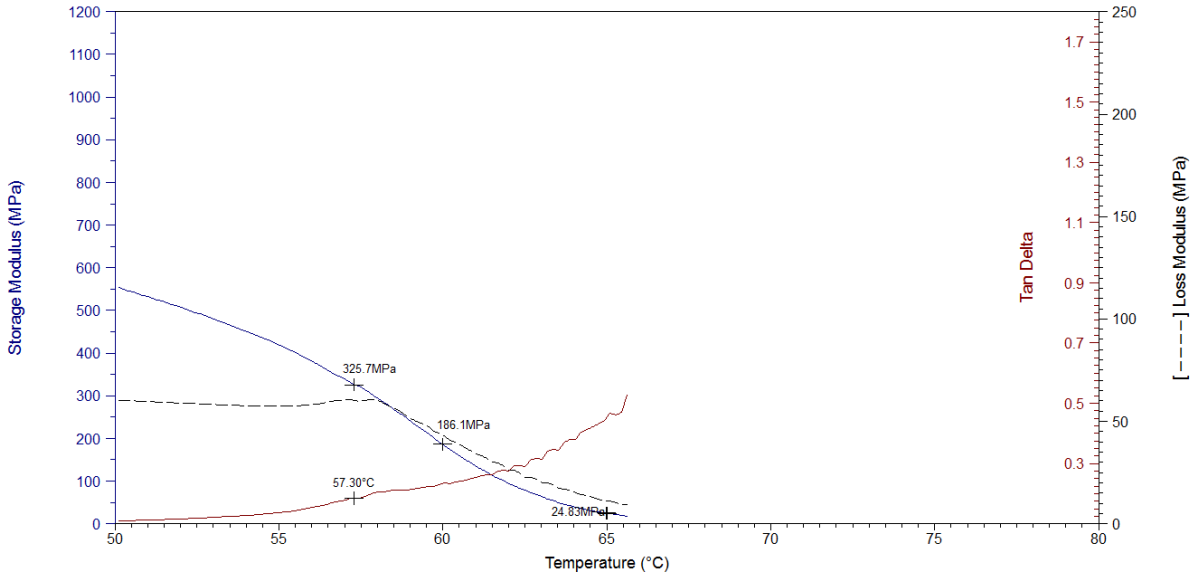

Figura 25. Gráfico da Análise Dinâmico-Mecânica do material Solaris™

A última amostra é do material Aquaplast™ (Figura 26). O Aquaplast também é uma blenda. A primeira transição vítrea ocorre em 58,30ºC depois mais algumas são indicadas pela curva do Tan Delta, mas foram ignorados pela irregularidade. O módulo de elasticidade é de 131,2 MPa.

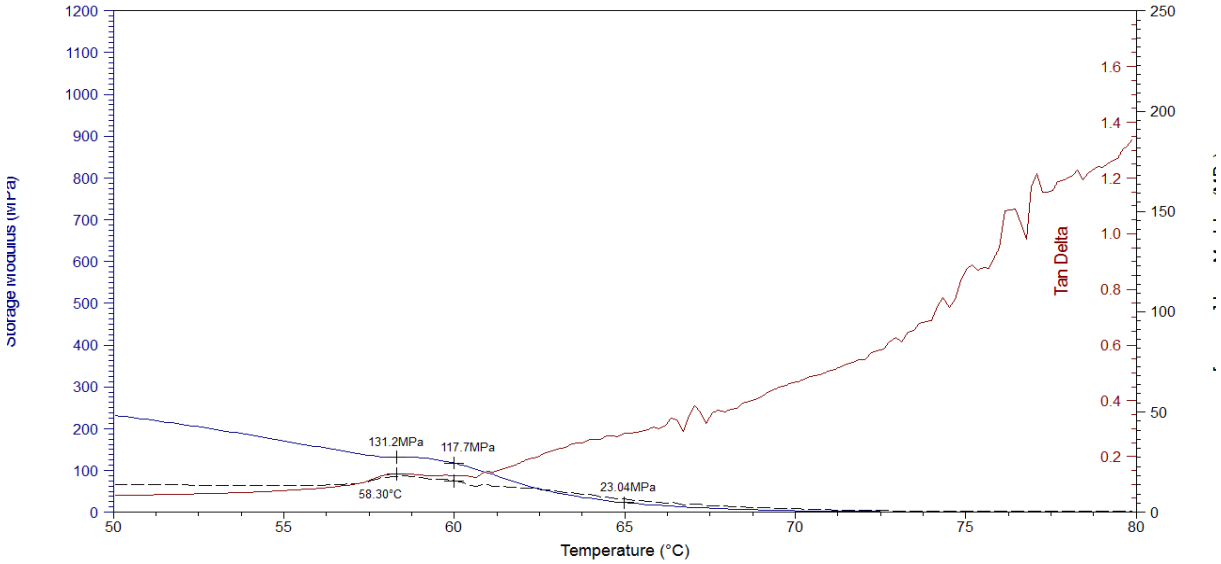

Figura 26. Gráfico da Análise Dinâmico-Mecânica do material Aquaplast™

Comparativamente, portanto, as temperaturas de Transição Vítrea podem ser representadas da seguinte forma (Figura 27).

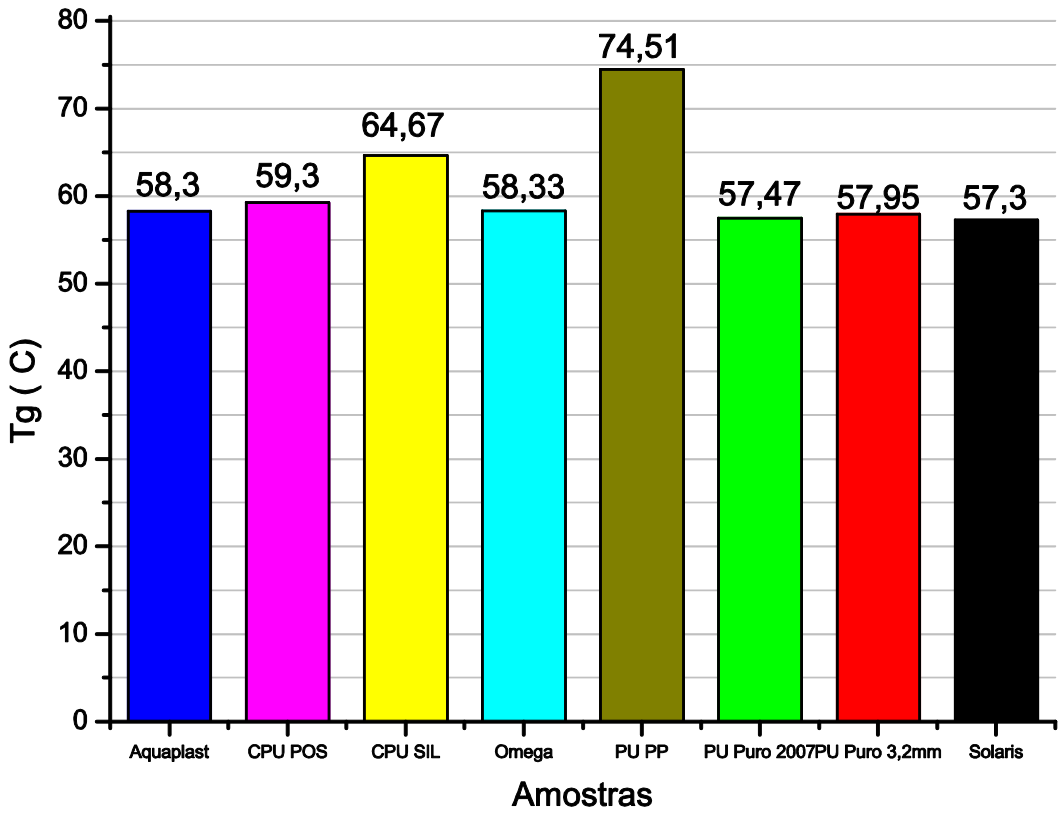

Figura 27. Transições Vítreas, comparativo.

Observa-se que, de modo geral, a adição de cargas causa discreto aumento da Tg em relação ao PU puro.

Para o corte de ajustes finais e a modelagem de uma órtese de material termomoldável, aquece-se o material em água, conforme já foi descrito. No momento da transição vítrea os materiais desenvolvidos apresentem menor rigidez.

Como observado na figura 28, a 60ºC, os materiais desenvolvidos PU Puro, PU Puro de 2007, CPU Sil e CPU POS apresentam valores bastante próximos entre si – de 15 e 24 MPa – e abaixo dos materiais importados, que estão entre 117 e 186 MPa. O PU PP, exceção entre os confeccionados, apresenta 361,3 MPa de Módulo de Armazenamento nesta temperatura.

A 65ºC, com exceção do PU PP que apresenta 156,6 Mpa de Módulo de Armazenamento, os materiais desenvolvidos apresentam valores menores que os importados, embora mais próximos que a 60ºC.

Assim, é possível avaliar que a dificuldade referenciada pelas terapeutas quanto ao corte e moldagem (LEITE, 2007) não pode ser atribuído a maior rigidez do material

desenvolvido, pois quando aquecido acima da Tg, pelo resultado do DMA, avalia-se que ele seria menos resistente à deformação que os importados. No entanto, conforme demonstrou o ensaio de Resfriamento, os matérias desenvolvidos resfriam-se mais rapidamente após a retirada da fonte de calor, reassumindo sua rigidez, ao que pode-se atribuir o maior esforço desprendido pelos terapeutas nestes momentos.

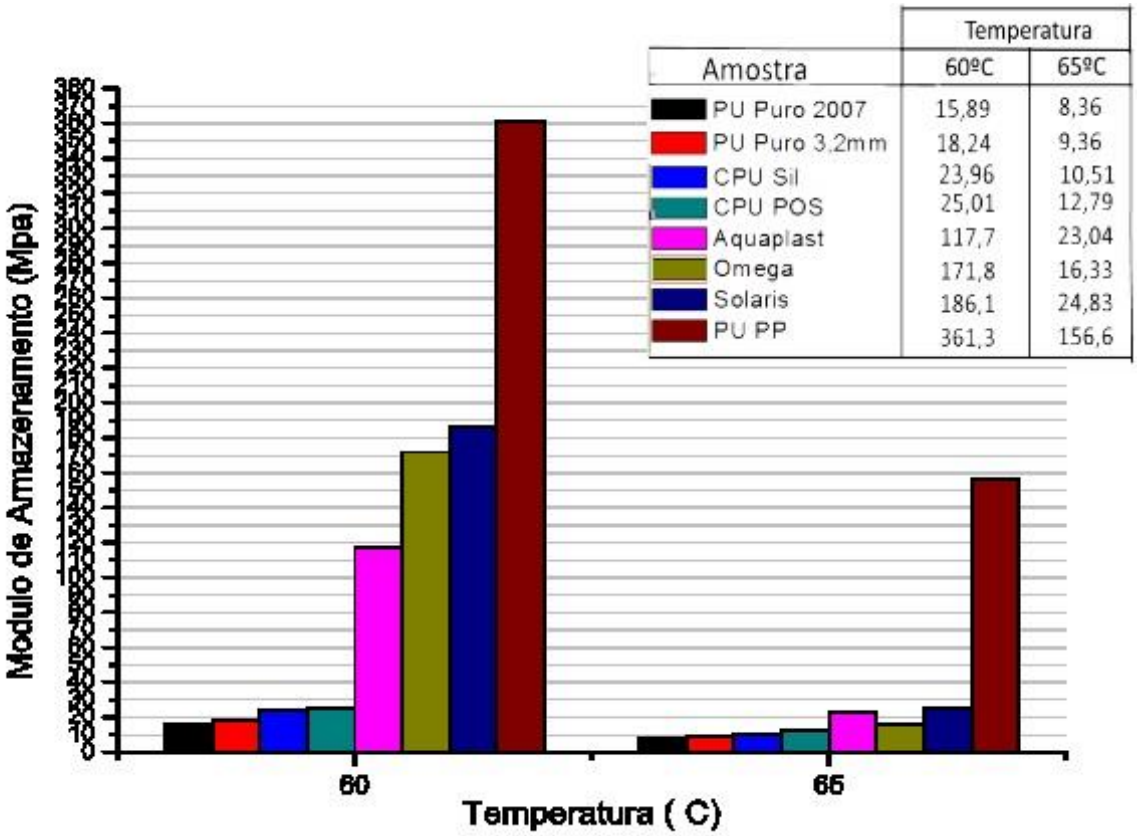

Figura 28. Gráfico Módulos de Armazenamento

4.1.5 Ensaio de Tração

Os gráficos que serão apresentados demonstram as curvas da relação entre a força de tração, em Newtons (N), e a deformação, em milímetros (mm).

Do material desenvolvido CPU Sil obteve-se a curva observada na figura 29, em que as amostras, após uma região linear de elasticidade, sofreram deformação plástica até a ruptura. Todas as amostras romperam. As curvas obtidas foram semelhantes e o valor médio de resistência à tração no limite do escoamento foi de 287,35 N.

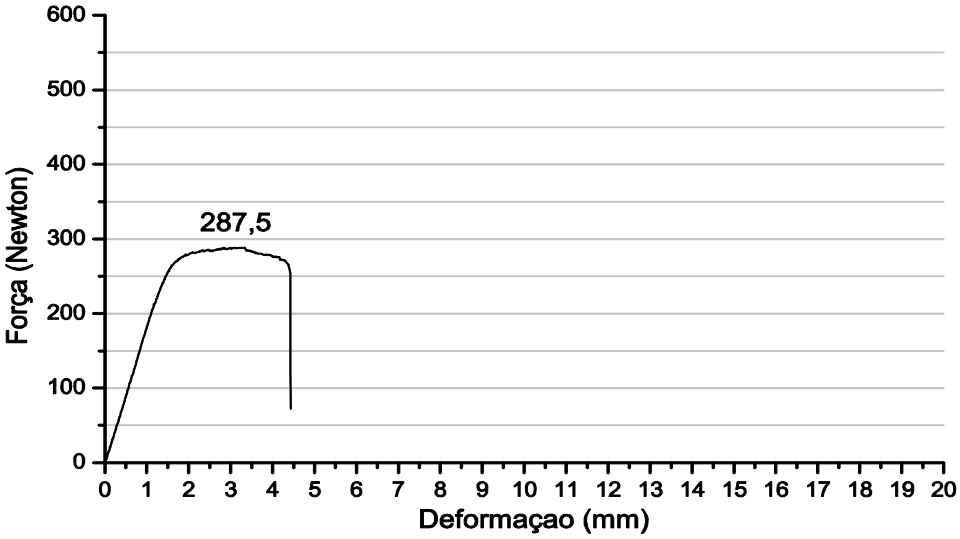

Figura 29. Gráfico do ensaio de Tração do material CPU Sil

O outro material desenvolvido, PU PP, apresentou o seguinte gráfico (Fig.30):

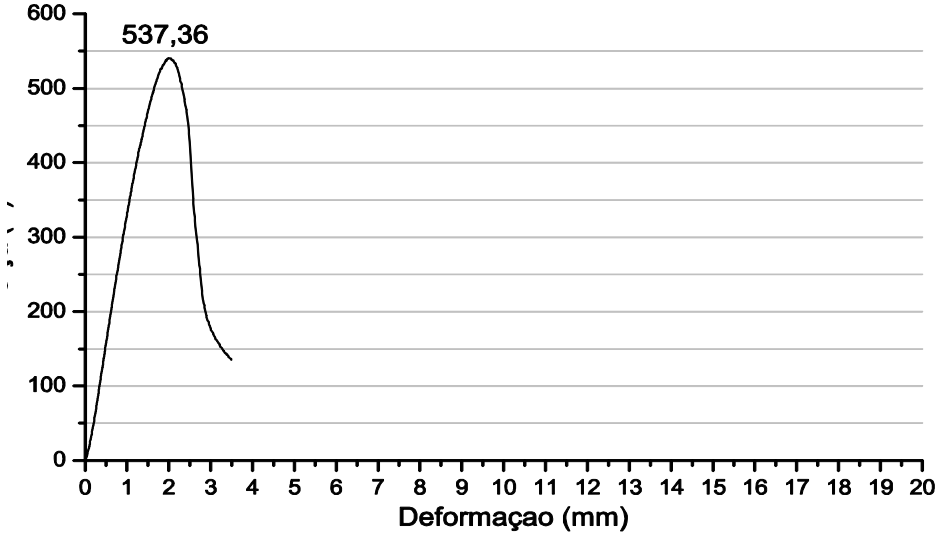

Figura 30. Gráfico do ensaio de Tração do material PU PP

Novamente, as curvas obtidas de todas as amostras foram semelhantes. Observa-se que o valor médio de resistência à tração no limite do escoamento foi de 537,36 N.

As amostras de PU Puro de 2 mm foram testadas para avaliar se a diminuição de espessura prejudicaria a resistência do material. Apenas uma amostra não rompeu. O valor médio de resistência à tração no limite do escoamento foi 489,13 N, conforme a figura 31. Este material sofreu a maior deformação antes de romper.

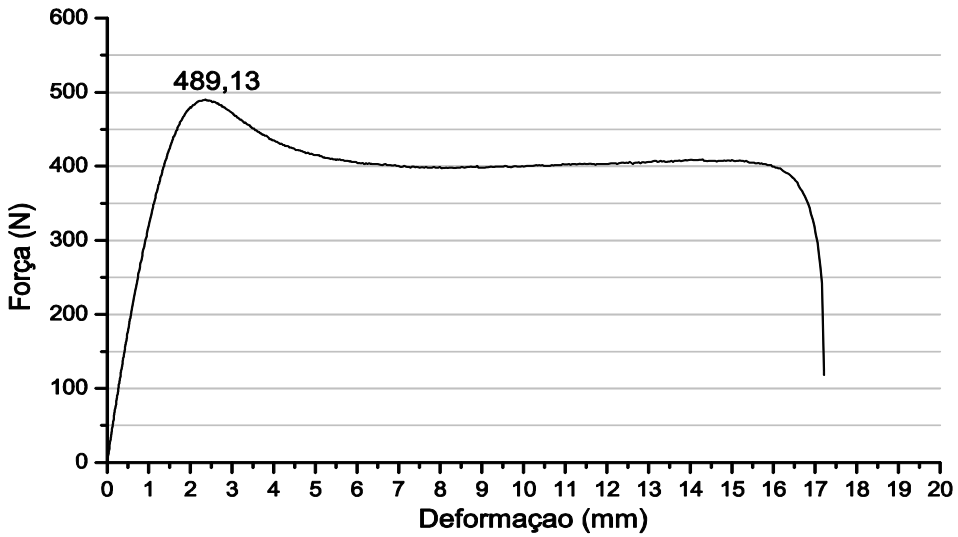

Figura 31.

Figura 31. Gráfico do ensaio de Tração do material PU Puro 2 mm

No PU Puro de 3,2 mm, segundo Leite (2007), este valor é de 773,86 N. Para o importado de comparação, Ômega, este valor é de 257,66 N (LEITE, 2007). Portanto, a adição de cargas e a diminuição da espessura da placa reduziu a resistência à tração do material, em temperatura ambiente, mas o material modificado ainda mostra-se mais resistente que o importado, conforme pode ser observado na figura 32.

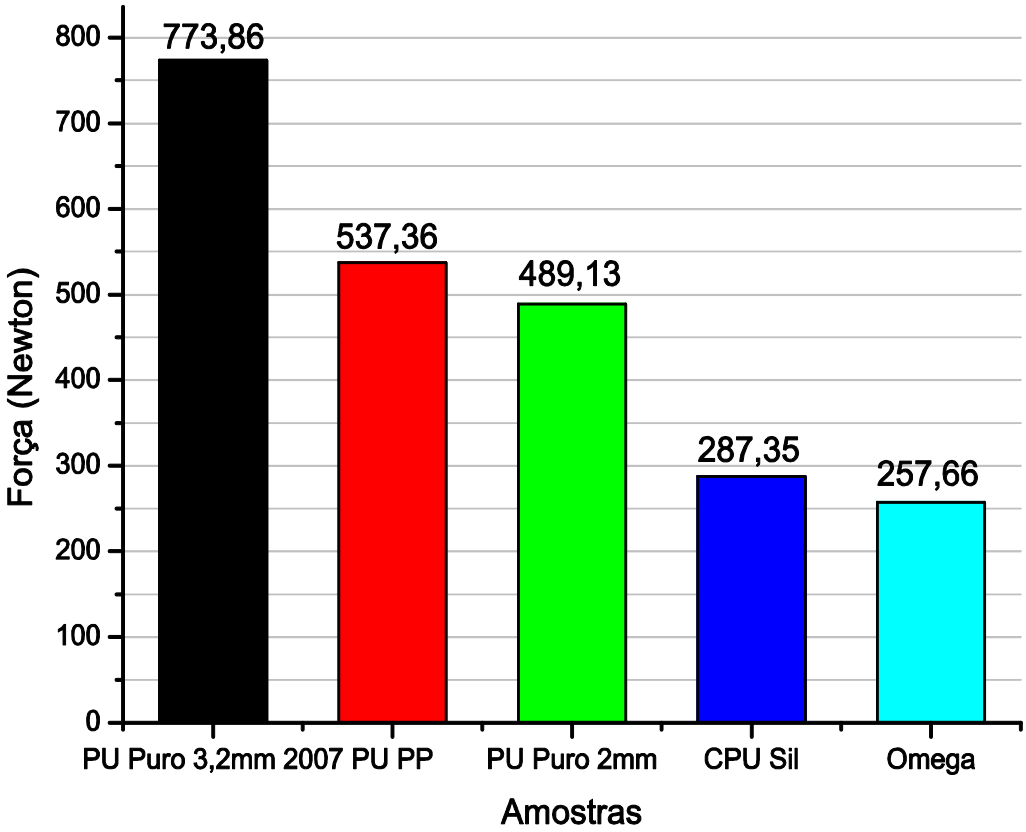

Figura 32. Ensaio de Tração: valores médios de resistência à tração no limite do escoamento

4.1.6 Ensaio de Dureza

Conhecer a dureza dos materiais desenvolvidos faz parte da caracterização a que esse trabalho se propôs. Este conhecimento é importante tanto para a decisão do segmento corporal em que o material será usado quanto para o planejamento da confecção da órtese, visando à facilidade ou dificuldade em lidar com o mesmo.

Na figura 33 estão organizados os dados por ordem de dureza:

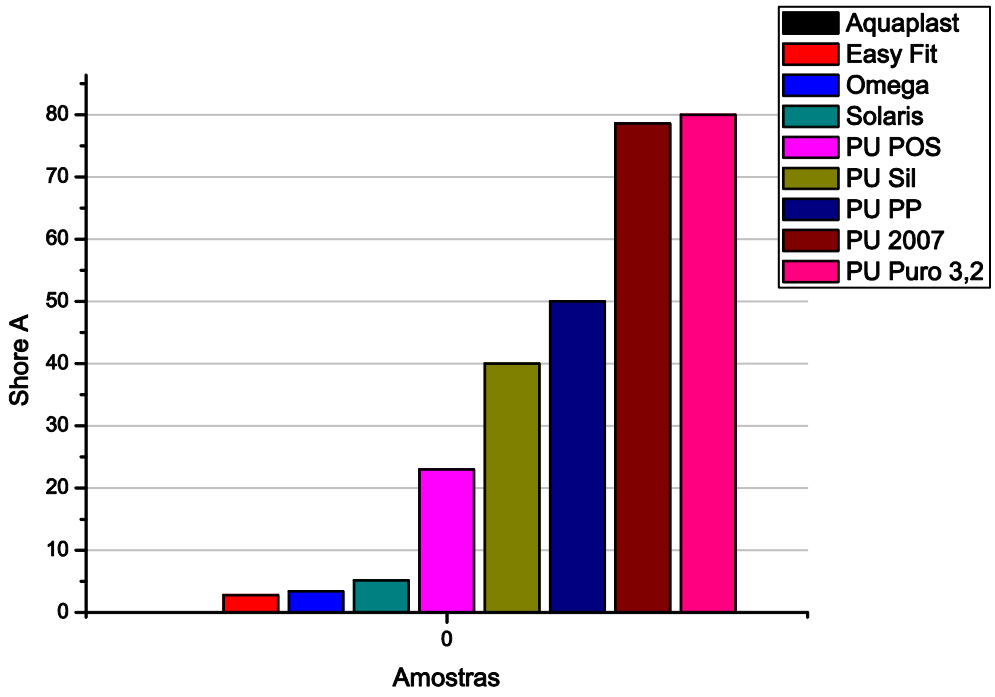

Figura 33. Resultado do Teste de Dureza a 60ºC

A escala Shore A é recomendada pela ASTM para medir a dureza de polímeros macios. Utilizou-se o Shore A pela característica de rigidez que o material quando aquecido além do momento de Tg. Portanto, o ensaio comprovou que as placas de PU realmente possuem maior dureza em comparação com as outras comumente utilizadas para a confecção de órteses. Também demonstrou que a adição de carga tornou a placa menos dura, o que facilitaria o corte da mesma durante a confecção da órtese.

4.1.7 Ensaio de Moldabilidade

A amostra Ômega™ apresentou grande dificuldade de ser manipulada quando aquecida, pois se tornou pegajosa, aderindo ao fundo da forma e rasgando quando retirada. Quando posicionada no segmento, molda-se a ele facilmente. O material Easy Fit™ fica transparente quando aquecido, permitindo a visualização do segmento corporal e aumentando a precisão da moldagem. Molda-se bem ao segmento. No entanto, o material demora cerca de 2 minutos para começar a ficar rígido, obrigando o terapeuta a mantê-lo posicionado durante todo o tempo.

O Aquaplast™, assim como o Ômega™, fica muito mole quando aquecido, embora não pegajoso. E assim como o Easy Fit, demora cerca de 2 minutos para voltar a ficar rígido, dificultando a moldagem no segmento.

Os materiais confeccionados, PU Sil e PU PP, são semelhantes durante a moldagem: são mais rígidos necessitando da constante pressão do terapeuta para manter a acoplagem no segmento, permitindo uma moldagem rápida. O PU Sil é levemente menos rígido e mais fácil de cortar e moldar que o PU PP. De todos os desenvolvidos, o PU POS é mais fácil de cortar e moldar no segmento. Mantém a característica de rápido resfriamento e endurecimento, mas molda-se melhor ao segmento. Todos os importados possuem a vantagem de serem menos rígidos quando aquecidos por serem blendas sendo, portanto ideais para confecção de órteses para diferentes necessidades e apresentando um maior tempo para a realização do acoplamento e ajustes. Já os materiais desenvolvidos, por sua característica de rápido resfriamento e rigidez, são possivelmente mais indicados para órteses que recebam maior resistência do membro afetado como, por exemplo, nos segmentos espásticos.

4.2 Discussão

A órtese configura-se como importante recurso da Terapia Ocupacional na reabilitação física, por todas as possibilidades de uso já apontadas por Fess (2002) e ratificadas pelas demais fontes consultadas. O material termomoldável de baixa temperatura mostra-se o melhor material para a confecção de órteses sob medida, pela facilidade de moldagem e rapidez do resultado final (FESS, 2002).

Conforme já exposto, os únicos materiais disponíveis atualmente são os importados, o que gera a dificuldade de aquisição do equipamento pelo paciente. Há pesquisas recentes buscando materiais alternativos e mais baratos para suprir esta demanda reprimida como, por exemplo, reutilização de garrafas PET na pesquisa de Francisco (2004).

O desenvolvimento de um material nacional, neste panorama, poderia facilitar o acesso a um material de boa qualidade para confecção de órteses duradouras e adequadas.

O material adequado para a confecção de órtese apresenta seis características, segundo Lindemayer (2004):

1) Rigidez – o material modificado demonstrou, através do ensaio de tração, que possui esta característica, sendo inclusive mais rígido que os existentes no mercado, ou seja, suporta mais resistência e peso do membro ortotizado.
2) Flexibilidade – pelos ensaios de dureza e maleabilidade, constatou-se que o poliuretano é menos flexível que o material importado, por resfriar-se mais rapidamente que os materiais de comparação e ser mais duro. Com a adição de carga essa característica no PU POS ficou dentro das necessidades para confecção de órtese.
3) Caimento – com o auxílio do terapeuta, o material ajusta-se ao segmento e mantém a acoplagem. Sua característica de rápido resfriamento e endurecimento deve ser considerada na escolha do segmento a ser tratado ou do modelo da órtese.
4) Resistência ao estiramento – esta característica foi testada empiricamente durante o ensaio de moldagem. O material desenvolvido é mais resistente que o importado, pois mantem a sua forma durante a manipulação, ou seja, não estirando, não se tornando mais fino ou rasgando durante a moldagem, como ocorreu, por exemplo, com o material importado Ômega ™ durante o ensaio.
5) Memória – essa foi uma das principais modificações implementadas. O material desenvolvido é capaz de manter a forma da moldagem da órtese enquanto aquecida após seu endurecimento, conforme o ensaio de memória demonstrou.
6) Acabamento – segundo o ensaio de moldabilidade, apesar de não possuir bordas autocolantes, o poliuretano tem um bom acabamento de bordas, não criando pontas ou bordas cortantes quando recortado no formato da órtese. Não foi possível implementar a auto-aderência.

Outra característica que um material termomoldável para confecção de órteses em consultório deve apresentar é ser moldável entre 60ºC e 70ºC, o que foi comprovado pelo ensaio de DMA, moldabilidade e memória. Além disso, houve a preocupação em determinar a segurança térmica do paciente, pelo ensaio de contato com a pele humana.

Quanto à validade, o material desenvolvido em 2007 ainda mostrava-se adequado para a confecção de órteses nos quesitos aparência, rigidez, comportamento mecânico e térmico. Não se encontrou na literatura consultada a durabilidade dos

materiais existentes no mercado. Observa-se na clínica que o material importado está apto para o uso por cerca de 3 anos.

O material desenvolvido possui a vantagem de ser biodegradável, por ser derivado da biomassa, conforme apontado por Leite (2007).

Os termomoldáveis com baixa temperatura tem sido comumente utilizados na confecção de órteses desde a década de 1980 (FESS, 2002). Do período de seu surgimento, na década de 1970, até os dias atuais, diversas opções de termomoldáveis com diferentes características (rigidez, dureza, cores entre outras) foram colocadas no mercado internacional. Ainda assim, a literatura existente sobre este material é parca. Este estudo propiciou maior conhecimento das características dos materiais mais comumente utilizados na clínica. Além disto, testou o material desenvolvido na pesquisa anterior e modificado nesta, buscando realizar ensaios mecânicos e térmicos que fossem correlacionados com as exigências feitas ao material na prática clínica.

O poliuretano derivado do óleo de mamona possui características mecânicas e térmicas que tornam possível seu uso para a confecção de órteses. Estas características são agora melhor conhecidas, o que permitiu o aprimoramento do material.

Dos seis materiais desenvolvidos – PU Puro (3,2mm e 2 mm), PU PET, PU Bentonita, PU Sil, PU PP e PU POS – três foram descartados por não apresentarem as características esperadas de memória. As amostras restantes demostram que a modificação e aprimoramento do material são possíveis, conforme a hipótese inicial desta pesquisa.

5. CONCLUSÃO

O conhecimento das características necessárias para um material que se destina a confecção de órteses (materiais importados e desenvolvidos) e sua relação com a aplicação clínica foram a base para que fosse desenvolvida a metodologia de avaliação deste trabalho, sendo criados os ensaios de Resfriamento, Memória, Contato com a Pele Humana e Moldabilidade para tal. Também permitiu a modificação do material desenvolvido em 2007, sendo eleito como material mais indicado o PU POS.

É um material seguro para o paciente do ponto de vista de temperatura durante a moldagem e, segundo relatos dos pacientes da pesquisa de Leite (2007), são mais confortáveis durante o uso, termicamente e em relação a odores. Foi possível modificar as características de memória (manutenção do formato após resfriada) e dureza (moldabilidade e corte do material). O material é mais rígido que os do mercado, suportando maior carga, e tem durabilidade.

Quanto à moldabilidade é rápida e necessita que o terapeuta posicione o material na posição desejada (não é realizada pela gravidade) e seu corte aquecido é possível ainda com um pequeno esforço, este minimizado pela espessura da placa, de 2 mm.

Este material representa o equilíbrio entre memória e moldabilidade. Pode-se prevenir a perda de acoplagem com a aplicação do velcro logo após a moldagem e orientação ao paciente que sempre mantenha-o fechado quando não estiver em uso, tendo em vista que o material cede 5 mm após moldado.

Cada um dos materiais testados, importados e desenvolvidos, apresentaram vantagens e desvantagens. Cabe ao terapeuta decidir, com base no quadro clínico do paciente e seus objetivos terapêuticos, a melhor opção

Não foram realizados ensaios clínicos com o material. O estudo concentrou-se em caracterizar os materiais e modificar as características apontadas como desvantagens pelos terapeutas do estudo de Leite (2007). Indica-se, portanto, como sugestão de trabalhos futuros, que este ensaio seja realizado. Para tanto, será necessário desenvolver um método que permita a confecção de placas maiores e uniformes, pois se encontrou grande dificuldade nesta moldagem devido à textura da mistura resultante do acréscimo de Sílica como carga, na quantidade necessária para produzir mudanças na memória. Além disso, conhecendo-se melhor as características e comportamentos do material desenvolvido após este estudo, pode-se testar blendas que tornem o material mais competitivo com o importado.

Outros trabalhos podem concentrar-se em realizar uma análise de mercado, buscando analisar a possibilidade de colocação de um novo material para a confecção de órteses.

6. REFERÊNCIAS[7]

ARAUJO, L. C. R. **Caracterização química, térmica e mecânica de poliuretanas elastoméricas baseadas em materiais oleoquímicos.** Dissertação (mestrado) - Instituto de Física e Química de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 1992.

BOLGIANI, A. N.; SERRA, M.C.V.F. Atualização no tratamento local das queimaduras. **Revista Brasileira de Queimaduras**, v.9, n.2, p.38-44, abril/maio/junho de 2010. Disponível em: http://www.rbqueimaduras.com.br/detalhe_artigo.asp?id=32. Acesso em 29/07/2013.

BRASIL. Portal da Saúde**.** Em: **http://portal.saude.gov.br/portal/saude/visualizar_texto.cfm?idtxt=30077&janela=1**

CANEVAROLO JR, S. V. **Ciência dos polímeros:** um texto básico para tecnólogos e engenheiros. 2ª ed. São Paulo: Artliber Editora, 2002.

CANGEMI, J. M.; SANTOS, A. M.; CLARO NETO, S. **Poliuretano:** De Travesseiros a Preservativos, um Polímero Versátil**.** Revista Química Nova na Escola. V.31, n.3, agosto. 2009. Disponível em: <http://qnesc.sbq.org.br/online/qnesc31_3/02-QS-3608.pdf>. Acesso em 04 maio de 2012.

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

COPPARD, B. M.; LOHMAN, H. **Introduction to Splinting:** A clinical reasoning and problem-solving approach. 3 ed. St Louis: Mosby, 2008, p.3-50.

FARIAS, N.; BUCHALLA, C. M. A. classificação internacional de funcionalidade, incapacidade e saúde da organização mundial da saúde: conceitos, usos e perspectivas. **Rev. bras. epidemiologia**, São Paulo, v. 8, n. 2, jun. 2005 . Disponível em <http://www.scielosp.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-790X2005000200011&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em 09 maio 2012.

FESS, E. E. A History of splitting: to understand the present, view the past. **Journal of Hand Therapy**, v.15, n.2, p. 97-132, abril 2002.

[7] De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

FRANCISCO, N. P. F. **Avaliação das características de três materiais de baixo custo utilizados na confecção de órtese para estabilização de punho.** Dissertação (Mestrado). São José dos Campos: UNIVAP, 2004.

IBGE. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. **Censo Demográfico 2010:** Aglomerados Subnormais – Primeiros Resultados. Rio de Janeiro, 2012. Disponível em: ftp://ftp.ibge.gov.br/Censos/Censo_Demografico_2010/Resultados_Gerais_da_Amostra/resultados_gerais_amostra.pdf> Acesso em 07 maio 2012.

LEDE, P. V.; VELDHOVEN, G.V. **Therapeutic Hand Splints:** a rational approach. Bélgica: Provan, 2002, v.1, p.71-93.

LEITE, T. A. A. F. As mãos na interação do indivíduo consigo e com o mundo: uma reflexão em prol da reabilitação física. **O mundo da saúde,** São Paulo, v.30, n.1, p.129-140, janeiro/março, 2006.

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.** Dissertação (Mestrado). USP: São Carlos, 2007.

LINDEMAYER, C. K. **Estudo e avaliação de termoplásticos utilizados na confecção de órteses.** Dissertação (Mestrado). São José dos Campos: UNIVAP, 2004. Disponível em:
http://biblioteca.univap.br/dados/000000/000000B7.pdf

LUZO, M. C. M.; MELLO, M. A.F.; CAPANEMA, V. M. Recursos Tecnológicos em Terapia Ocupacional – Órteses e Tecnologia Assistiva. In, DE CARLO, M. M. R. P.; LUZO, M. C. M. (Org). **Terapia Ocupacional:** reabilitação física e contextos hospitalares. São Paulo: Roca, 2004.

MANO, E. B.; MENDES, L. C. **Introdução a polímeros**. 2. ed. São Paulo: Editora Edgard Blücher Ltda, 1999.

NUBILA, H. B. V. Di. Uma introdução à CIF - Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde. **Revista Brasileira de Saúde Ocupacional**, São Paulo, v.35, n.121, pp. 122 – 123, janeiro-junho, 2010. Disponível em:
http://redalyc.uaemex.mx/src/inicio/ArtPdfRed.jsp?iCve=100513733013.

OMS (Organização Mundial da Saúde), **CIF: Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde** [Centro Colaborador da Organização Mundial da Saúde para a Família de Classificações Internacionais, org.; coordenação da tradução

Cassia Maria Buchalla]. São Paulo: Editora da Universidade de São Paulo – EDUSP, 2003.

PADILHA, A. F. **Materiais de Engenharia** – Microestrutura. Hemus, 2007.

PEREIRA, P. H. L. **Estudo das propriedades físico-químicas da poliuretana derivada do óleo de mamona com potencial aplicação na área médica.** Dissertação (Mestrado). USP: São Carlos, 2010.

RABELLO, M. **Aditivação de Polímeros**. 1. ed. São Paulo: Artliber Editora, 2000.

ROCHA, E. F.; CASTIGLIONI, M. C. Reflexões sobre recursos tecnológicos: ajudas técnicas, tecnologia assistiva, tecnologia de assistência e tecnologia de apoio. **Rev. Ter. Ocupacional Univ. São Paulo**, São Paulo, v. 16, n. 3, set. 2005. Disponível em <http://www.revistasusp.sibi.usp.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1415-91042005000300002&lng=pt&nrm=iso>. Acesso em 09 maio 2012.

RODRIGUES, A.V.N.; CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. Órtese e Prótese. In: CAVALCANTI, A.; GALVÃO, C. **Terapia Ocupacional – Fundamentação e Prática**. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2007. p.435-50.

SAURON F. N. Órteses para membros superiores in Teixeira E e col.. **Terapia ocupacional na reabilitação física**. São Paulo: Roca; 2003.

APÊNDICE A – Tabela do Ensaio de Resfriamento

	Aquaplast ™	Easy Fit ™	Ômega ™	Solaris ™	PU Puro 2mm	PU Puro 3,2mm	PU PET	PU Bento_ nita[8]	PU SIL	PU PP	PU POS
Temperatura inicial	21	21	25	21	20	21	22	25	23	22	21
Temperatura da Água		75									
Temperatura de Saída	63	69	73	65	68	65	65,5	73,5	73	64	64
10 segundos	60,5	66,5	68	58,5	61	59,5	57	72,5	71	63	58,5
20 segundos	58	61	63	53,5	53	57,5	54	68,5	69	61	57,5
30 segundos	53	56	60,5	49	50	54,5	50	63,5	64	54	55,5
1 minuto	51	47	55	46	44,5	49	45	54,5	56,5	45	42,5
2 minutos	42	40	48	43	39	37	28	49	44	39	37,5
5 minutos	39	44	46	42	32	29,5	25	44	35	29	28,5
10 minutos	41	37	44	36	25	25	23	40	29	25	27
20 minutos	33	30	34	29,5	22	23	21,5	32	26	23	24
30 minutos	28	27	30	26	21	22	21	28	25	23	23
1 hora	22,5	21	27	21	20	20	21	25	23	22	21
2 horas[9]	21	21	25	20	20	20	20	25	23	22	21

Figura 34. Ensaio de Resfriamento, em graus Celsius.

[8] Temperatura ambiente de 25ºC.
[9] Temperatura ambiente de 20ºC a partir deste momento.

APÊNDICE B – Ensaio de Memória

LINHA 1 - PREGA PALMAR

TEMPO	PLACA										
	Ômega	Solaris	Aquaplast	Easy	Puro 3,2mm	Puro 2mm	CPU PET	CPU Bentonita	CPU SIL	PU PP	CPU POS
(Minutos)	mm										
0	82	80	83	88	82	82	80	82	77	79	83
1	82	80	83	88	82	82	80	87	77	79	83
2	82	80	83	87	82	83	80	87	77	79	83
3	82	80	83	87	82	84	80	87	77	79	83
4	82	80	83	86	82	84	80	87	77	79	83
5	82	80	82	86	82	84	80	88	77	79	83
10	82	80	82	86	82	83	80	88	77	79	83
20	82	80	81	86	86	83	80	88	77	79	83
30	82	80	81	86	91	83	79	88	77	79	83
60	81	80	81	86	92	84	79	88	77	79	83
120	81	80	81	86	97	84	79	88	77	79	83

Figura 35. Tabela do Ensaio de Memória, Linha 1 - Prega Palmar

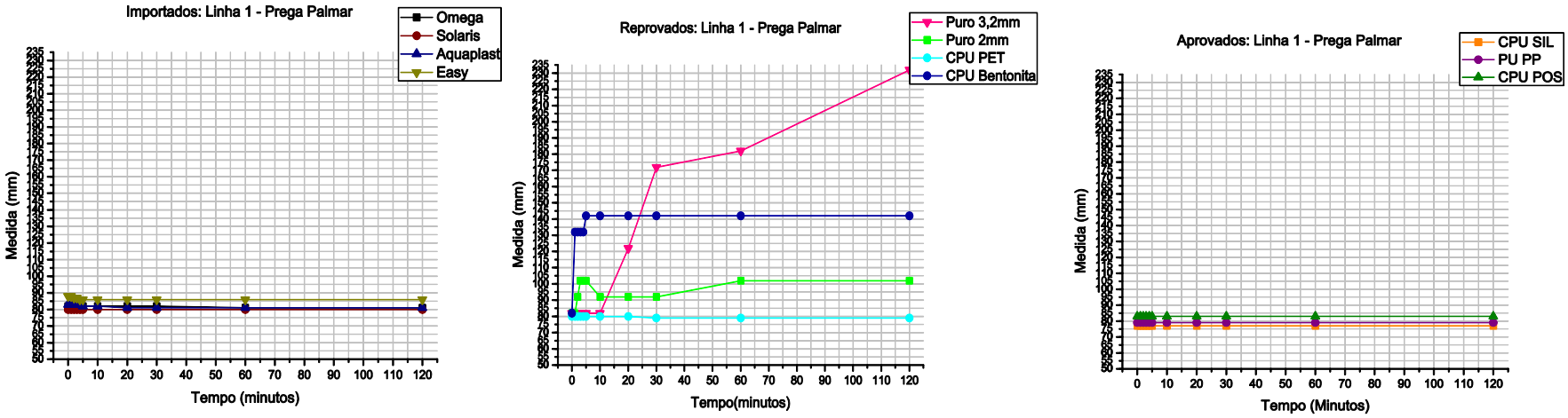

Figura 36. Gráficos do Ensaio de Memória, Linha 1- Prega Palmar

LINHA 2 – PUNHO

TEMPO	PLACA										
	Ômega	Solaris	Aquaplast	Easy	Puro 3,2mm	Puro 2mm	CPU PET	CPU Bentonita	CPU SIL	PU PP	CPU POS
(Minutos)	mm										
0	64	66	68	56	55	56	79	68	62	68	60
1	64	66	68	56	55	58	80	68	62	68	60
2	64	66	67	56	55	58	82	74	62	68	60
3	64	66	67	55	56	58	82	75	62	68	60
4	64	66	67	54	58	58	82	75	62	67	60
5	64	66	67	54	59	58	82	75	62	67	60
10	64	66	67	54	59	58	82	75	62	67	60
20	64	66	67	54	62	59	82	75	63	67	60
30	64	65	67	54	64	62	82	76	63	67	60
60	63	65	67	53	68	62	83	76	63	67	60
120	63	65	66	53	72	62	84	76	63	67	60

Figura 37. Tabela do Ensaio de Memória, Linha 2 – Punho

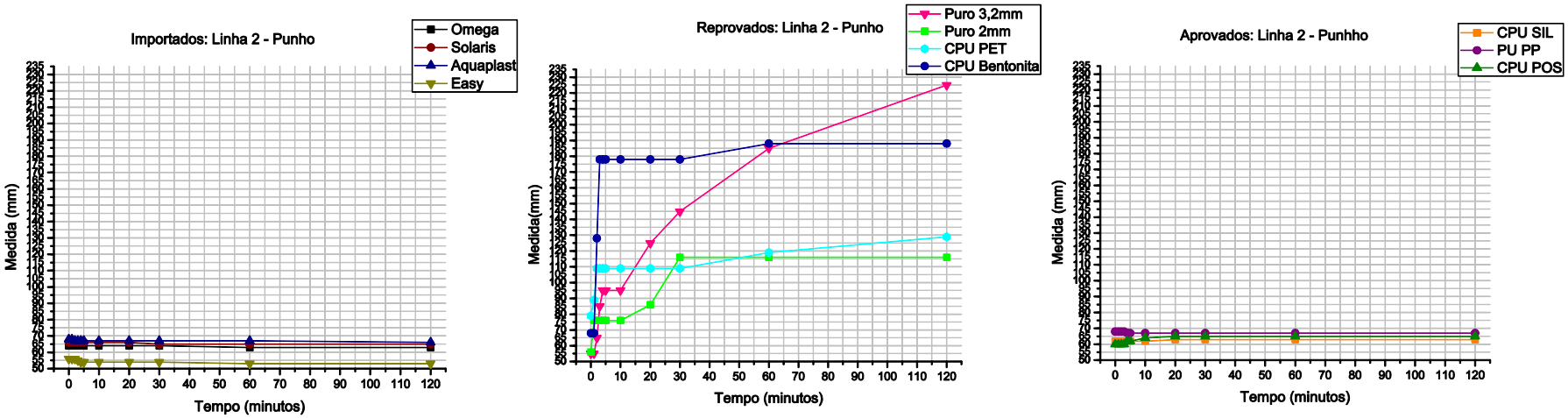

Figura 38. Gráficos do Ensaio de Memória, Linha 2 - Punho