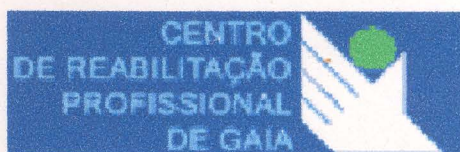


Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto
Departamento de Engenharia Metalúrgica e de Materiais
Relatório de Seminário e Estágio



Estudo das Propriedades dos Materiais
Usados no Fabrico de Ortóteses do
Membro Inferior



Trabalho elaborado por:
Rui Peixoto

E orientado por:
Prof. José Domingos Santos (FEUP)
Prof. Maria Ascensão Lopes (FEUP)
Eng.ª Cristina Crisóstomo (CRPG)





Agradecimentos:

Gostaria de agradecer, quer pela atenção quer pelo apoio que me deram, às seguintes pessoas:

- Professor José Domingos Santos – meu orientador, sempre pronto para me esclarecer e encaminhar;
- Professora Ascensão Lopes – pela ajuda e conselhos prestados;
- Engenheira Cristina Crisóstomo, técnicas Emília Mendes e Isabel Fonseca e os restantes funcionários da oficina de Ajudas Técnicas: Fernando, Nuno, Sr. Leitão, Sr. Mota e Sr. Sousa – por todos os esclarecimentos e ajuda prestada;
- Engenheira Cláudia Botelho – por todos os conselhos;
- Dr. Paulo Nóvoa e Engenheiro António Nicolau do INEGI.

Muito Obrigado a todos:

Rui Peixoto.

ÍNDICE

1 – OBJECTIVO.....	2
2 – O CENTRO DE REABILITAÇÃO PROFISSIONAL DE GAIA	2
2.1 – O SERVIÇO DE REABILITAÇÃO PROFISSIONAL E AJUDAS TÉCNICAS.....	4
I – PARTE TEÓRICA	
3 – A ORTÓTICA.....	5
3.1 – RISCOS ASSOCIADOS.....	6
3.2 – TERMINOLOGIA.....	7
3.3 – ORTÓTESES DO MEMBRO INFERIOR.....	7
3.3.1 – A Marcha.....	7
3.3.2 – Ortóteses do Tornozelo-Pé (AFO's).....	9
3.4 – CUIDADOS COM AS ORTÓTESES.....	12
4 – PATOLOGIAS.....	12
5 – OS MATERIAIS	13
6 – OS POLÍMEROS.....	15
6.1 – OS TERMOPLÁSTICOS.....	18
6.1.1 – Microestrutura.....	18
6.1.2 – Comportamento Mecânico.....	21
6.1.3 – Comportamento a Longo Prazo.....	23
6.1.4 – Comportamento ao Impacto.....	24
6.1.5 – Comportamento à Fadiga.....	25
6.2 – PORQUÊ USAR TERMOPLÁSTICOS?.....	26
6.3 – AS DESVANTAGENS.....	26
6.4 – FOLHAS DE TERMOPLÁSTICOS.....	27
6.5 – MANIPULAÇÃO DAS FOLHAS DE TERMOPLÁSTICOS.....	27
6.6 – TERMOPLÁSTICOS USADOS EM ORTÓTICA.....	28
6.6.1 – O Polipropileno.....	29
II – PARTE EXPERIMENTAL	
7 – PROCESSO EXPERIMENTAL.....	31
7.1 – FABRICO DAS ORTÓTESES.....	31
8 – OBJECTIVO DO ESTÁGIO.....	33
9 – MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
9.1 – MATERIAIS USADOS.....	33

9.2 – TESTES E ENSAIOS REALIZADOS.....	34
9.2.1 – FTIR – Espectroscopia de Infra Vermelho.....	34
9.2.2 – Microdureza Vickers.....	35
9.2.3 – Ensaios de Tracção.....	36
9.2.4 – Ensaios de Flexão.....	37
10 – APRESENTAÇÃO E DISCUSSÃO DE RESULTADOS.....	38
10.1 – FTIR – Espectroscopia de Infra Vermelho.....	38
10.2 – Microdureza Vickers.....	43
10.3 – Ensaios de Tracção.....	44
10.4 – Ensaios de Flexão.....	47
11 – CONCLUSÕES.....	50
12 – BIBLIOGRAFIA.....	52
13 – ANEXO – Resultados Parciais dos Ensaios Realizados.....	54

1 – OBJECTIVO

O objectivo deste seminário é o de otimizar as ortóteses do membro inferior conhecidas como AFO's, actuando ao nível dos materiais de que são feitas. Nesse sentido foi feito um estudo das propriedades físicas e mecânicas dos materiais termoplásticos, assim como das variáveis que as afectam.

A natureza deste trabalho é essencialmente de revisão bibliográfica, no entanto, foi também feito o acompanhamento de todas as etapas de fabrico da ortótese dum doente (desde que foi prescrita até que foi entregue) e ainda se realizaram sessões de acompanhamento com fisiatras do Hospital Maria Pia, que se disponibilizaram para discutir os aspectos relativos à prescrição das ortóteses do membro inferior – incluído na parte experimental (ver capítulo 7) deste trabalho.

2 – O CENTRO DE REABILITAÇÃO PROFISSIONAL DE GAIA

O Centro de Reabilitação Profissional de Gaia (CRPG) nasceu em 1991, de um acordo de cooperação entre o Instituto de Emprego e Formação Profissional (IEFP), a Cooperativa para a Educação e Reabilitação de Crianças Inadaptadas (CERCIGAIA) e a Associação dos Deficientes das Forças Armadas (ADFA).

Em concordância com o Dec. Lei 247/89, o CRPG tem como objectivo “promover a integração profissional de pessoas com deficiência, potenciando os esforços individualizados que cada entidade vinha desenvolvendo, numa área de trabalho comum – a reabilitação profissional de pessoas com deficiência”.^[c]

No dia 30 de Junho de 1999 foi celebrado o protocolo de cooperação com o IEFP, instituindo o CRPG como Centro de Gestão Participada.

"Centro de recursos especializado, designadamente nas áreas da deficiência motora e sensorial e de apoio aos serviços públicos de emprego e às respostas integradas de formação e emprego das pessoas com deficiência"^[c], o CRPG presta serviços às pessoas com deficiência e faz consultoria especializada a instituições e organizações.

O CRPG tem por clientes: pessoas com deficiência, designadamente motora e sensorial, que tenham necessidades de formação profissional, com vista a ter acesso ou recuperarem o seu posto de trabalho; empresas e outras entidades empregadoras; Serviços Públicos de Emprego; Hospitais e Seguradoras.

O Serviço de Orientação Profissional e Apoio ao Emprego apoia, em média, 200 pessoas por ano oriundas de toda a região Norte do país, o que representa cerca de 20 mil horas de serviço por ano.^[c]

Cerca de 200 formandos por ano obtêm formação profissional no CRPG, sendo que cerca de 82,3% foram integrados profissionalmente após a conclusão dos cursos.^[c]

O CRPG tem estado também envolvido em programas nacionais e comunitários de Inovação e Desenvolvimento (I&D), participando em mais de 16 projectos. Participou e coordenou projectos apoiados pela Iniciativa Comunitária Emprego (Eixo HORIZON e Eixo YOUTHSTART), pela Iniciativa Comunitária ADAPT, pelo Programa HELIOS, pelo Programa Leonardo da Vinci e pelo Programa TIDE.^[c]



Figura 1 - O CRPGaia, em Arcozelo – V. N. Gaia^[c]

2.1 – O SERVIÇO DE REABILITAÇÃO PROFISSIONAL E AJUDAS TÉCNICAS

O Serviço de Reabilitação Profissional e Ajudas Técnicas presta, por ano, serviços a cerca de 1000 pessoas, assegurando uma média de 1500 intervenções.^[c]

Tendo por objectivo promover a autonomia da pessoa com deficiência, de modo a tornar possível uma actividade profissional, os Serviços de Reabilitação Funcional e Ajudas Técnicas visam apoiar as pessoas com deficiência e idosas na procura e no desenho da solução mais adequada para os problemas de mobilidade e funcionalidade, comunicação e informação, acessibilidade de domicílios e postos de trabalho.^[c]

Com o objectivo de estudar e apresentar soluções, o Serviço de Reabilitação Profissional e Ajudas Técnicas desenvolve actividades de:

1. avaliação da capacidade funcional e da actividade e participação da pessoa (no âmbito da prescrição de uma ajuda técnica);
2. fisioterapia, terapia ocupacional, treino de utilização de ajudas técnicas e de autonomia (Reabilitação Funcional);
3. produção de próteses e ortóteses;
4. comercialização de Ajudas Técnicas;
5. informação e aconselhamento sobre ajudas técnicas (estudo de soluções e processos de financiamento) e
6. consultoria na área da acessibilidade de domicílios e postos de trabalho.^[c]

Dispondo de técnicos ortoprotésicos e ajudantes de ortoprotesia, numa oficina própria equipada com os equipamentos necessários, o Serviço de Ortoprotesia concebe e monta:

1. Próteses do membro superior
2. Próteses do membro inferior
3. Ortóteses de coluna
4. Ortóteses longas de marcha (ou aparelhos longos de marcha)
5. Ortóteses curtas de marcha (ou aparelhos curtos de marcha)
6. Ortóteses do membro superior
7. Assentos moldados e outros dispositivos de posicionamento
8. Grelhas para teclado

9. Capacetes com ponteiro
10. Diversas Ajudas para a Vida Diária
11. Adaptações no calçado
12. Palmilhas^[c]

Além disso, ainda comercializa e adapta:

1. Ortóteses para a coluna e membro superior (pré fabricadas)
2. Cadeiras de rodas
3. Auxiliares de marcha (canadianas, muletas, tripés, andarilhos, andadeiras, etc.
4. Ajudas para a Vida Diária (pré fabricadas)^[c]

O fabrico, a adaptação e a comercialização de ajudas técnicas são regulamentados pela Directiva Comunitária n.º 93/42/CE transposta para a lei nacional pelo DL n.º 275/95 e Portaria n.º 136/96.

I – PARTE TEÓRICA

3 – A ORTÓTICA

A Ortótica tem como objectivo a procura sistemática de melhorar uma função do corpo ou de partes do corpo pela aplicação de um aparelho – ortótese – exterior ao corpo. O termo ortótese pode referir-se a um número de aparelhos com significado mais restrito como talas ou coletes.

Dependendo do desenho, uma ortótese pode imobilizar totalmente uma articulação ou segmento do corpo, restringir o movimento numa dada direcção, controlar a mobilidade, ajudar num movimento ou reduzir as forças de suporte de peso.

Na presença de músculos fracos ou paralisados, a imobilização de uma articulação ou de um membro completo, pela aplicação de uma ortótese, fornece apoio. Na presença de forças musculares desregradas, a ortótese previne o aparecimento de deformidades ou da contratura da articulação.

Na presença de segmentos musculoesqueléticos inflamados ou magoados, a ortótese reduz a dor e permite a cura. A aplicação de uma ortótese a uma parte sã do corpo pode transferir ou redistribuir as forças de suporte de pesos reduzindo, assim, a carga real.^[1]

O principal princípio por detrás da prescrição de uma ortótese é o melhoramento de uma função corporal. Antes da prescrição de uma ortótese, é necessário determinar as funções precisas que é suposto melhorar. O médico precisa de saber as indicações para prescrever um tipo específico de ortótese, a anatomia e função neuromuscular e os défices funcionais e biomecânicos presentes.

O médico precisa também de compreender os princípios mecânicos da aplicação de ortóteses, conhecer os materiais usados na sua fabricação, os vários tipos disponíveis e o treino que o paciente deve receber, tanto antes como depois de receber a ortótese.

Finalmente, é necessário que o médico conheça o preço da ortótese e as possibilidades financeiras do paciente e as ajudas, se existentes, do Serviço Nacional de Saúde, julgando cuidadosamente se os benefícios obtidos justificam tais custos.

3.1 – RISCOS ASSOCIADOS

As indicações para prescrever e usar uma ortótese são óbvias, mas o mesmo não acontece com os riscos, que são mais subtis.

O uso da ortótese deve ser descontinuo quando causa dor, reduz funções, piora a postura durante a marcha, causa problemas emocionais, ou quando podem ser obtidos resultados mais eficientes com fisioterapia ou com uma pequena cirurgia. A alergia aos materiais da ortótese, a restrição da circulação periférica ou o desenvolvimento de feridas provocadas pela pressão requerem a imediata alteração ou ajustamento da ortótese.

Apesar de uma ortótese poder melhorar significativamente a mobilidade e a auto-suficiência, é também uma lembrança constante de uma incapacidade duradoura ou permanente. A aparência e o conforto da ortótese são dois factores que ajudarão no ajustamento do paciente à incapacidade e facilitarão a aceitação do aparelho.^[1]

3.2 – TERMINOLOGIA

Até há relativamente pouco tempo, o léxico de termos usados para descrever as ortóteses era muito confuso. Os clínicos usavam termos diferentes para designar até os aparelhos mais básicos. Os aparelhos e as suas partes eram designados por nomes que descreviam a sua finalidade, a parte do corpo a que se destinavam, o nome do seu inventor ou o nome do sítio onde foram desenvolvidos.

Para facilitar a comunicação foi desenvolvido um sistema normalizado simples de usar. Este sistema usa a primeira letra do nome de cada articulação que a ortótese passa, na sequência correcta, com a letra O (de Ortótese) no fim. Assim, as ortóteses mais comuns são: AFO (*Ankle-Foot Orthosis* – ortótese do tornozelo-pé), KAFO (*Knee-Ankle-Foot Orthosis* – ortótese do joelho-tornozelo-pé), KO (*Knee Orthosis* – ortótese do joelho), CO (*Cervical Orthosis* – ortótese da cervical) e WHO (*Wrist-Hand Orthosis* – ortótese do pulso-mão).^[2]

Uma prescrição duma ortótese não refere apenas o nome da ortótese: deve também referir a função a ser obtida, o material de que deve ser feita e o desenho específico.

3.3 – ORTÓTESES DO MEMBRO INFERIOR

3.3.1 – A Marcha

O clínico que prescreve ortóteses do membro inferior deve ter um conhecimento apurado da marcha humana normal. A marcha bípede é uma actividade aprendida, como o demonstra o facto de crianças invisuais congénitas terem de ser ensinadas a caminhar sobre as duas pernas, ou ainda as crianças criadas entre animais que caminham sobre os quatro membros.^[2]

A marcha está dividida em duas fases – balanço e apoio – que ocorrem simultaneamente em pernas opostas e sequencialmente na mesma perna. Há duas fases de apoio duplo, durando cada uma cerca de 15 por cento do ciclo total. Durante a corrida, não há fases de apoio duplo.^[8] A divisão das fases é feita na Figura 2.

Apesar de a contribuição de energia muscular ser indispensável a qualquer tipo de marcha, é a transferência desta energia através do sistema musculoesquelético que determina a eficiência da marcha.^[1]

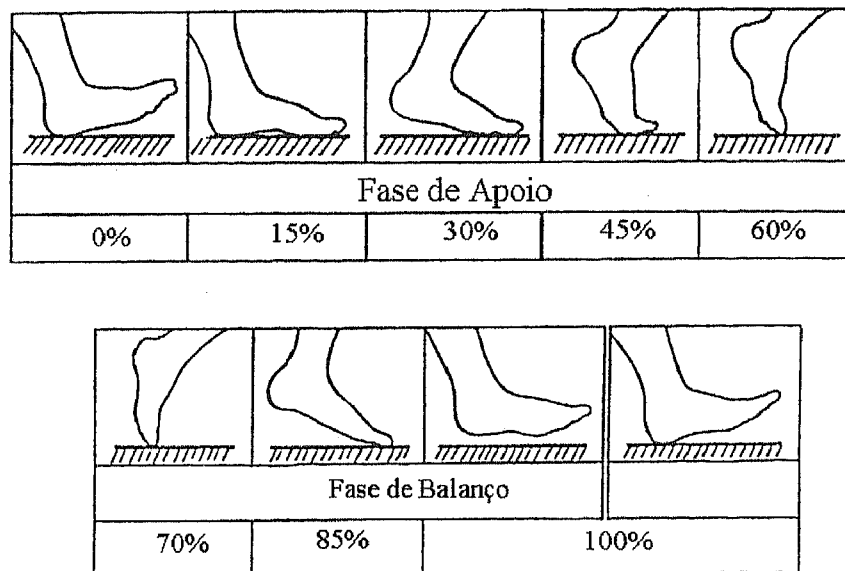


Figura 2 – As fases da marcha e sua duração^[8]

Numa marcha normal, o fluxo de energia reflecte-se na pequena actividade muscular que ocorre nas pernas. Esta actividade pode ser de dois tipos: concêntrica, quando os músculos contraem, ficando mais curtos – proporcionando o movimento para a frente – e excêntrica, quando os músculos distendem, aumentando o comprimento – absorção de choque.^[1] Entre estas duas fases há uma terceira, em que não há variação do comprimento – a fase isométrica. Os padrões de marcha são irregulares nas crianças, mas por volta dos 7 ou 8 anos estabelece-se um padrão rítmico regular de marcha.^[2] Apesar das enormes diferenças individuais na marcha, as características básicas da marcha são muito semelhantes. Para maximizar uma locomoção eficiente em termos de energia, tanto as características comuns como as individuais da marcha são adoptadas para minimizar os movimentos verticais e laterais do centro de gravidade do corpo.

Um desvio significativo do padrão individual de marcha, quer voluntário ou patológico, vai aumentar o gasto de energia para uma distância percorrida num espaço de tempo. A prescrição de ortóteses próprias para marchas patológicas pode tornar a marcha mais segura e eficiente a nível de energia, tornando o padrão mais normal.^[2]

De acordo com alguns autores, a pressão máxima é de 30 N/cm^2 , e faz-se sentir junto ao calcanhar, antes de pousar completamente o pé, e junto à cabeça dos metatarsos – Figura 3.^[1]

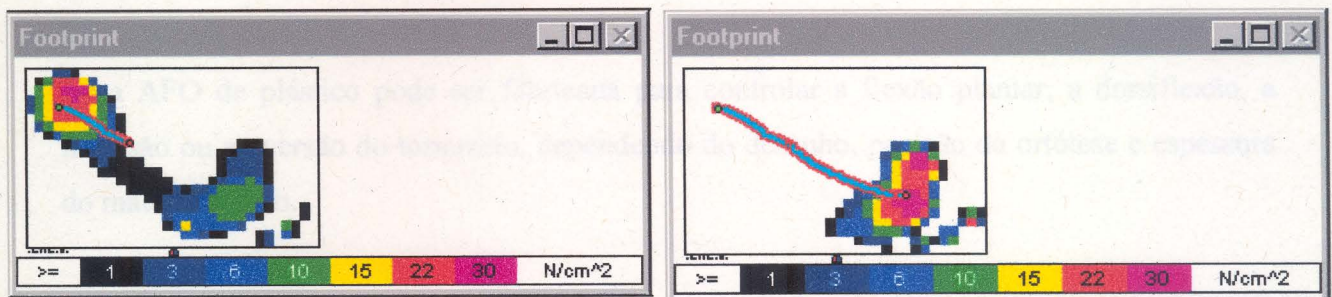


Figura 3 – Representação dos pontos de pressão durante um passo^[1]

3.3.2 – Ortóteses do Tornozelo-Pé (AFO's)

As ortóteses do sistema tornozelo-pé são normalmente prescritas para fraquezas musculares que afectem o tornozelo e as articulações subtalares, como a fraqueza dos dorsiflexores e dos flexores plantares, dos inversores e dos eversores. As AFO's podem também ser prescritas para prevenir ou corrigir deformidades do pé ou do tornozelo e reduzir as forças de suporte de peso. Além de ter efeitos mecânicos sobre o tornozelo, as AFO's podem também afectar a estabilidade do joelho, ao variar o grau de dorsiflexão e de flexão plantar no tornozelo.

Apesar de ainda se prescreverem AFO's de metal, as de plástico são mais comuns. Podem ser fabricadas em termoplásticos ou em termoendurecíveis, conforme a função desejada. Estão disponíveis AFO's baratas e prontas a usar, úteis para patologias mais simples ou temporárias; mas para incapacidades maiores ou permanentes devem usar-se AFO's feitas à medida, moldadas sobre uma réplica do pé, tornozelo e perna do paciente.

As AFO's de plástico são usadas dentro do calçado e consistem, de um modo simplificado, de uma placa para o pé, um componente vertical com a forma da perna e uma tira de Velcro para

fixar à perna. Apesar de se poderem usar com vários pares de calçado, é conveniente que todos tenham uma sola de espessura aproximadamente igual, a nível do calcanhar, de modo a não alterar os efeitos biomecânicos no tornozelo e no pé.

A placa para o pé deve ser moldada de forma a cumprir as funções de apoio dos arcos metatarsal e longitudinal do pé. A componente vertical das AFO's em plástico pode ter vários desenhos, dependendo da função, mas geralmente vai desde a placa para o pé até 3 a 4 cm da cabeça do perónio.

Uma AFO de plástico pode ser fabricada para controlar a flexão plantar, a dorsiflexão, a inversão ou a eversão do tornozelo, dependendo do desenho, posição da ortótese e espessura do material usado.

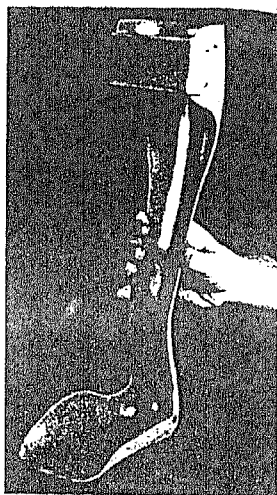


Figura 4 - PLSO (*Plastic Leaf Spring Orthosis*)^[1]

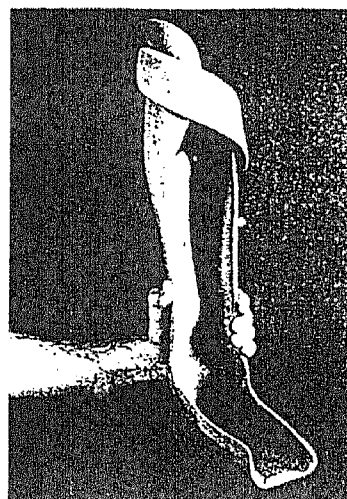


Figura 5 - AFO de tornozelo sólido^[1]

A AFO conhecida por PLSO (*Plastic Leaf Spring Orthosis* – ortótese de mola de folha de plástico) – ver Figura 4 – é a mais receitada. Substitui os dorsiflexores fracos e fornece alguma estabilidade mediolateral. A espasticidade severa do tornozelo pode requerer a aplicação de uma AFO de tornozelo sólido – Figura 5. A maioria das AFO's prontas a usar são do tipo PLSO ou de tornozelo sólido.^[1]

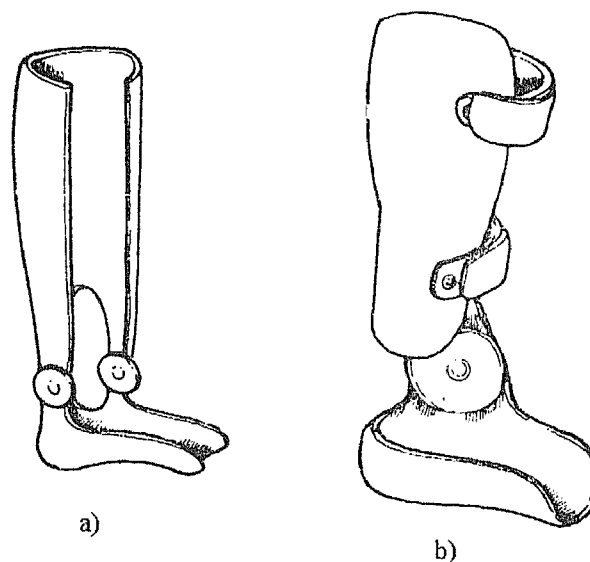


Figura 6 – Ortóteses com articulação mecânica a) dupla e b) simples ^[2]

As AFO's podem ser rígidas ou com uma articulação mecânica no tornozelo – Figura 6. A dobradiça pode permitir livre flexão plantar (movimento descendente do pé) e livre dorsiflexão (movimento ascendente do pé). Em alternativa, as AFO's com dobradiças podem ser feitas de modo a permitir a dorsiflexão mas evitar a flexão plantar; ou ainda, com uma mola, para assistir o movimento de dorsiflexão (ajuda a levantar o pé descaído).^[b]

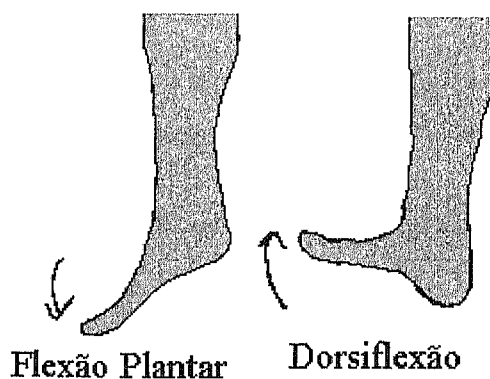


Figura 7 – Esquema dos tipos de flexão do pé^[b]

3.4 – CUIDADOS COM AS ORTÓTESES

Do mesmo modo que um par de sapatos novo, uma ortótese pode ser desconfortável de início. Durante os primeiros dias, é aconselhável alternar o uso da ortótese e estar atento a pontos vermelhos ou dolorosos. Há medida que a tolerância à ortótese aumenta, deve aumentar-se o tempo de uso.

Deve examinar-se o estado da pele diariamente, e, se houver zonas dolorosas ou irritadas, consultar o técnico de ortóteses.^[a]

4 – PATOLOGIAS

As condições neurológicas que causam paralisia flácida são, na maior parte dos casos, as que causam lesões do neurónio motor inferior. Estas incluem doenças como poliomielite anterior, esclerose múltipla, lesões traumáticas e congénitas da cauda equina e lesões de nervos periféricos. Também pode ocorrer uma lesão do neurónio motor superior da coluna, devido a trauma ou anormalidade congénita, o mielomeningocelo.

É também importante conhecer a presença, ou não, de sensibilidade. Na ausência de sensibilidade, o paciente terá dificuldade em aperceber-se da posição do membro no espaço e o pé irá fazer a aproximação ao solo em posições totalmente diferentes. Isto pode ser uma falha grave no melhoramento da marcha, e deve ser estudado antes da prescrição da ortótese.

Por outro lado, na ausência de sensibilidade, o paciente não sente a dor, o que pode levar a lesões ainda mais graves e ferimentos.

Nas doenças primárias dos músculos, como distrofias e miopatias, não haverá o defeito sensorial.

A paralisia espástica é causada por doença ou trauma do neurónio motor superior e inclui ferimentos na cabeça, tumores e acidentes neurovasculares, como trombozes de vasos cerebrais.^[2]

5 – OS MATERIAIS

Uma grande variedade de materiais tem sido usada para fabricar aplicações de Ortótica, alguns dos quais ao longo de séculos (metal, borracha, pele e tecido), outros de desenvolvimento recente (plásticos e materiais sintéticos). Na selecção dos materiais apropriados para uma ortótese deve ter-se em conta a resistência, a durabilidade, a flexibilidade e o peso.

O desenho deve ser simples e obedecer ao princípio básico da distribuição das forças sobre uma área suficientemente grande para não aplicar demasiada pressão sobre nenhum ponto do membro em que vai ser aplicada. As partes que vão estar em contacto com o corpo devem ser arredondadas e forradas.

A escolha do material depende da função da ortótese e das características do paciente. As ortóteses tradicionais empregam metais, para conferir resistência e durabilidade, com fitas e forros de pele (Figura 8). Os metais mais usados são o aço e o alumínio, principalmente sob a forma de ligas com vários outros metais para aumentar ainda mais a resistência mecânica e a resistência à corrosão. Apesar de pesadas e pouco estéticas, as ortótese de metal são ajustáveis, o que permite acomodar alterações relacionadas com o crescimento do paciente e com o desenvolvimento da terapia.^[1]

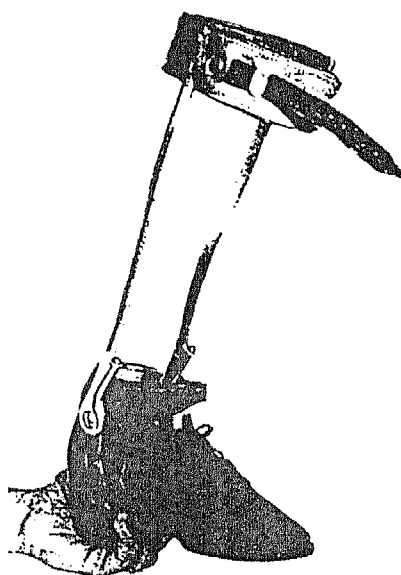


Figura 8 – AFO tipo Klenzac, em metal^[1]

As ortóteses feitas de material plástico (Figura 9) são, em geral, mais leves e mais adaptadas ao paciente, uma vez que podem ser moldadas directamente sobre o membro que vão auxiliar ou sobre uma réplica deste. Esta melhor adaptação das ortóteses plásticas permite uma melhor distribuição das forças correctivas do que as de metal. O conforto também pode ser melhorado pela adição de forros de espuma.

Se o estudo da ortótese tiver em conta o peso dos pacientes, a finalidade e o tipo da ortótese e o tipo de plástico utilizado, geralmente não há problemas de resistência nem de durabilidade. As ortótese em plástico não são, normalmente, ajustáveis em comprimento, mas alguns materiais (termoplásticos) permitem subsequente aquecimento e moldagem para pequenas alterações.

Os termoplásticos de baixa temperatura podem ser moldados directamente sobre o membro, uma vez que têm temperaturas de amolecimento bastante baixas. No entanto estes materiais não têm a resistência e a durabilidade necessárias para aplicações de longo termo, sendo, por isso, usados apenas em talas de dormir.

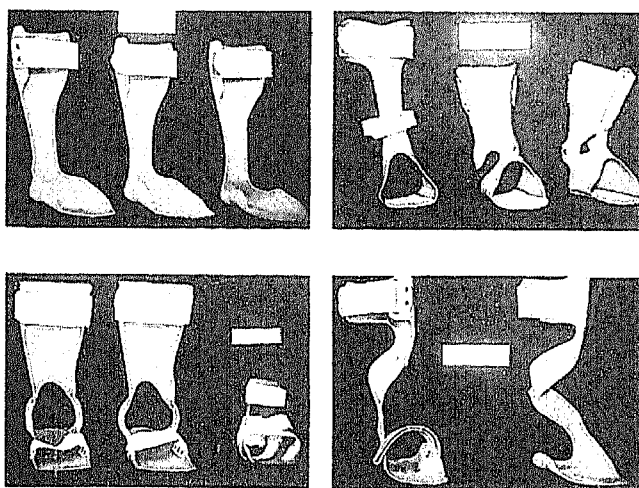


Figura 9 – Vários tipos de ortótese em plástico^[2]

Os termoplásticos de elevadas temperaturas, como o polietileno, o polipropileno, os copolímeros e os polímeros de vinil, requerem temperaturas da ordem dos 150° C para se tornarem moldáveis. Estes materiais são mais resistentes e duráveis do que os de baixa

temperatura. A maioria das ortóteses para uso prolongado é feita em termoplásticos de alta temperatura.^[1]

6 – OS POLÍMEROS

Antes dos anos setenta, os plásticos eram apenas utilizados em aplicações sem grandes especificações técnicas, em que a principal vantagem era o seu baixo preço.^[3]

Com o desenvolvimento dos plásticos existentes e o aparecimento de novos materiais com propriedades capazes de rivalizar com os chamados “materiais tradicionais”, como o vidro, tudo se alterou. A principal vantagem dos plásticos deixou de ser o baixo custo e passou a ser a elevada relação resistência/peso. Estes materiais começaram a ser alternativa mesmo para peças técnicas, devido à sua capacidade de suportar cargas elevadas numa gama larga de temperaturas de serviço e de resistir a ambientes agressivos.^[3]

As moléculas dos polímeros são, por vezes, chamadas de macromoléculas, devido ao seu tamanho. Dentro de cada molécula, os átomos estão ligados por ligações interatómicas covalentes. Para a maioria dos polímeros, estas moléculas têm a forma de cadeias longas e flexíveis, sendo a coluna uma fila de átomos de carbono.^[7]

Os electrões de valência não envolvidos em ligações carbono-carbono podem estar envolvidos em ligações laterais com átomos ou com radicais adjacentes à cadeia.

Estas macromoléculas são compostas por unidades estruturais chamadas meros, que se repetem sucessivamente ao longo da cadeia. A unidade menor chama-se monómero. Ao conjunto de monómeros ligados entre si chama-se polímero. Quando todas as unidades repetidas ao longo da cadeia são do mesmo tipo, o polímero resultante chama-se homopolímero. Se o polímero é composto por dois ou mais tipos de monómeros diferentes chama-se copolímero.^[7]

Os polímeros de cadeias mais longas têm elevados pesos moleculares. Várias propriedades dos polímeros são afectadas pelo peso molecular. Uma das propriedades afectadas é a temperatura de amolecimento: à medida que aumenta o peso molecular (até cerca de 100.000 g/mol) aumenta a temperatura de amolecimento. À temperatura ambiente, os polímeros de cadeia curta (de peso molecular aproximado de 100 g/mol) existem como líquidos ou gases. Os de peso molecular da ordem de 1.000 g/mol são sólidos macios ou tipo cera. Os polímeros sólidos têm pesos moleculares que variam desde 10.000 até vários milhões de g/mol.

Não é credível que as cadeias de polímeros sejam completamente rectas. As ligações interatómicas podem rodar e dobrar nas 3 dimensões. Assim, uma cadeia molecular simples composta por vários átomos pode assumir uma forma parecida com a da Figura 10; também representada na figura está a distância de ponta a ponta da cadeia polimérica r , que é bastante menor que o comprimento total da cadeia.^[4]

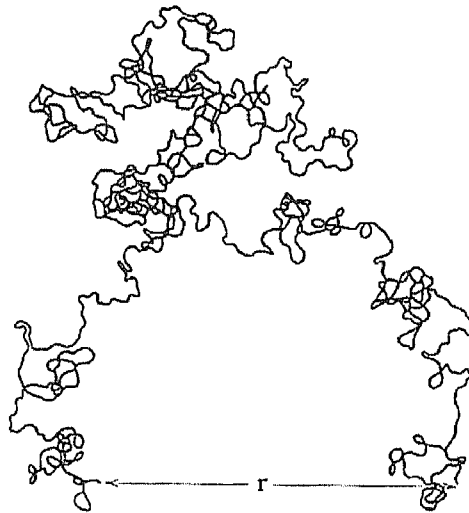


Figura 10 – Representação esquemática de uma molécula polimérica^[4]

Os polímeros são compostos por várias destas cadeias, cada qual capaz de se dobrar, de se enrolar e torcer-se de modo semelhante ao da Figura 10. Isto leva a um emaranhamento entre cadeias vizinhas. Estes emaranhamentos e enrolamentos das cadeias são responsáveis por um número importante de propriedades dos polímeros.

Algumas das propriedades mecânicas e térmicas dos polímeros são função da capacidade dos segmentos das cadeias rodarem em resposta a tensões aplicadas ou vibrações térmicas.^[4]

As características físicas dos polímeros dependem não só do peso molecular ou da forma da molécula, mas também das diferenças estruturais das cadeias moleculares. Há vários tipos de estrutura molecular dos polímeros: linear, ramificada, interligada (*crosslinked*) e em rede (*network*).

Os polímeros lineares são aqueles cujos monómeros estão ligados ponta a ponta em cadeias simples. Estas cadeias longas são flexíveis e podem ser vistas como um fio de *spaghetti*, como representado na Figura 11 a), onde cada círculo representa um monómero.

As cadeias estão ligadas entre si por forças de van der Waals. Polímeros como o polietileno (PE), o policloreto de vinilo (PVC), o poliestireno (PS), o polimetil metacrilato (PMMA), o nylon e os fluorocarbonetos têm estruturas lineares.

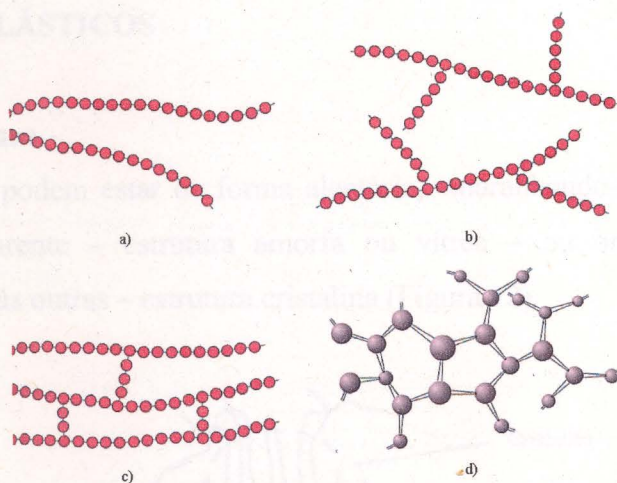


Figura 11 – Estruturas moleculares:

a) linear; b) ramificada; c) interligada e d) em rede

Os polímeros podem ter cadeias laterais ligadas à cadeia principal, numa estrutura designada por ramificada e representada esquematicamente na Figura 11 b). As ramificações resultam de reacções laterais que ocorrem durante a síntese do polímero. A principal consequência é o abaixamento da densidade do polímero, devido à diminuição do factor de empacotamento.^[4]

Nos polímeros interligados ou *crosslinked*, as cadeias lineares adjacentes estão interligadas em várias posições por ligações covalentes, como representado na Figura 11 c). Por vezes, a interligação é obtida pela adição de átomos ou moléculas que se vão ligar covalentemente às cadeias principais. A maioria das borrachas apresentam este tipo de estrutura, obtida por um processo designado por vulcanização.^[4]

Os polímeros em rede são compostos por monómeros com três electrões de valência, que formam redes tridimensionais. Esta estrutura está representada na Figura 11 d). Na realidade esta estrutura é semelhante à dos polímeros com cadeias interligadas: só que a interligação é feita nas 3 dimensões. As resinas epóxicas e o fenol formaldeído (*bakelite*) apresentam estruturas deste tipo.^[4]

É importante salientar que os polímeros não são habitualmente constituídos por um único tipo de estrutura. Um polímero linear tem certamente algumas moléculas ramificadas e outras interligadas, mas as lineares são predominantes.^[4]

6.1 – OS TERMOPLÁSTICOS

6.1.1 – Microestrutura

As macromoléculas podem estar de forma aleatória, emaranhando-se umas nas outras, sem qualquer lógica aparente – estrutura amorfa ou vítrea – ou organizadas, aninhando-se paralelamente umas às outras – estrutura cristalina (Figura 12).

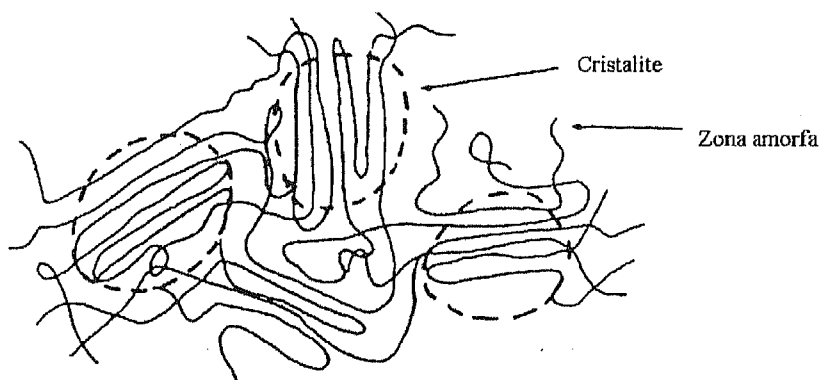


Figura 12 – Estruturas amorfa e cristalina^[4]

Os termoplásticos podem ser divididos em amorfos ou semi-cristalinos, conforme apresentam microestrutura totalmente amorfa (ou com vestígios de cristalinidade) ou com cristalização superior a 10%. Não há termoplásticos completamente cristalinos.^[4]

O grau de cristalinidade está directamente associado à regularidade, simetria e linearidade das macromoléculas.

Na Figura 13 está a representação esquemática duma esferulite, a super-estrutura cristalina mais comum. Estas super-estruturas são compostas por fibrilos – lamelas cristalinas sobrepostas e enroladas em hélice. É comum haver zonas amorfas entre os fibrilos.^[4]

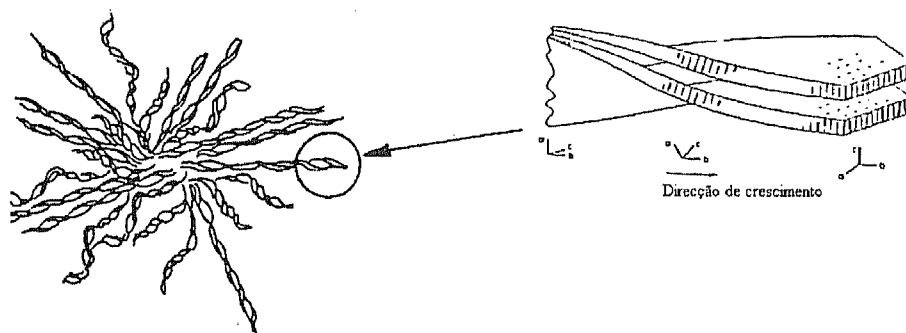


Figura 13 - Representação esquemática duma esferulite^[3]

A cristalização ocorre durante o arrefecimento do polímero entre as temperaturas de fusão – T_m – e de transição vítrea – T_g – num processo de nucleação e crescimento.

As estruturas cristalinas crescem a partir de partículas – núcleos – que podem ser originados por dobragem de cadeias moleculares, por aglomerados de cadeias orientadas ou por elementos estranhos ao polímero – impurezas, pigmentos, rugosidade.

Quando os núcleos aparecem aleatoriamente, isto é, sem introdução de superfícies heterogéneas, a nucleação designa-se por homogénea. Quando há intervenção de superfícies estranhas, como as enunciadas atrás, a nucleação designa-se por heterogénea.

A cristalização depende da tacticidade, isto é, da posição dos grupos substituintes relativamente à cadeia principal. Existem polímeros atácticos (sem qualquer regularidade), sindiotácticos (grupos substituintes em posições alternadas da cadeia) e isotácticos (os grupos substituintes estão sempre na mesma posição relativamente à cadeia principal) – ver Figura 14.^[5]

Quanto mais lineares, simétricas e isotácticas forem as cadeias moleculares, mais facilmente cristalizarão.^[3]

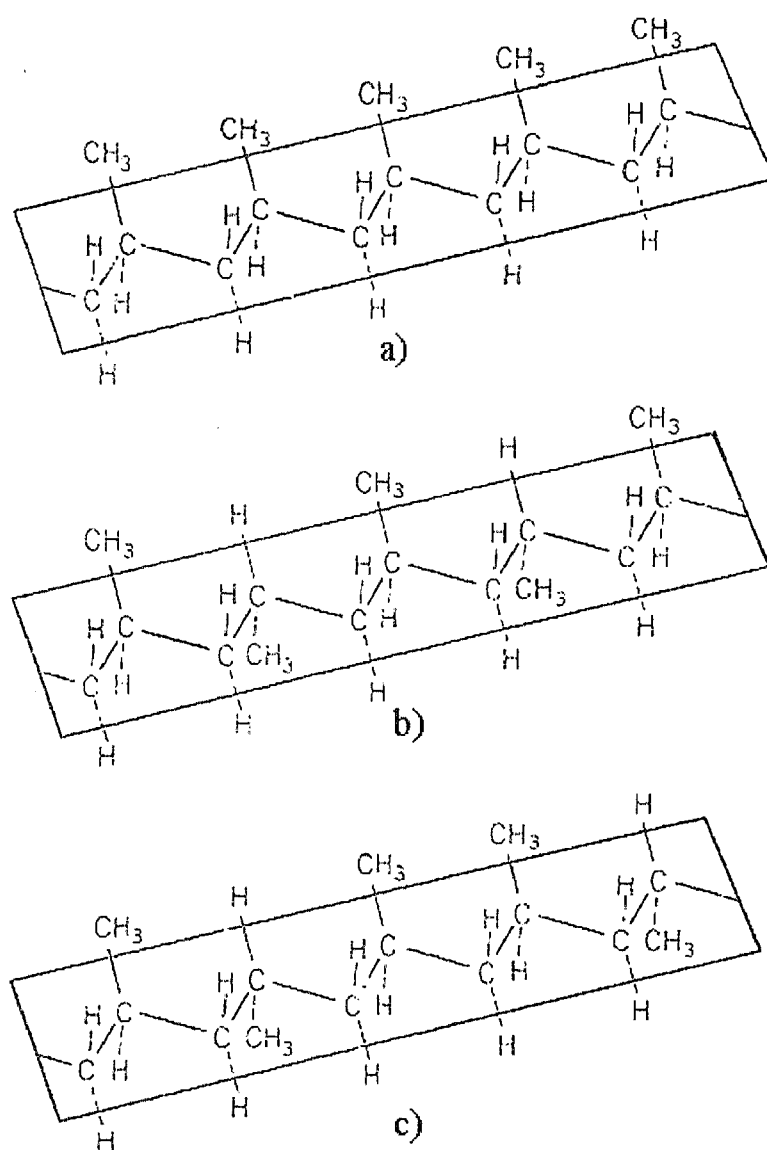


Figura 14 – Representação esquemática do grupo metil em polipropileno
a) isotático; b) sindiotático; c) atático^[5]

6.1.2 – Comportamento Mecânico

Os materiais poliméricos apresentam um comportamento mecânico designado por comportamento viscoelástico. Isto significa que o material tem um comportamento entre um líquido e um material elástico: para uma carga constante, o polímero apresenta uma deformação crescente com o tempo – fluência; para uma deformação constante, o polímero fica sujeito a uma tensão decrescente com o tempo – relaxação de tensões.

Material	Densidade Específica	Módulo (GPa)	Resistência à Tracção (Mpa)	Tensão de Cedência (Mpa)	Deformação à Ruptura (%)
LDPE	0.92 – 0.93	0.17 – 0.28	8.3 – 31.4	9.0 – 14.5	100 – 650
HDPE	0.95 – 0.96	1.06 – 1.09	22.1 – 31.0	26.2 – 33.1	10 – 1200
PVC	1.30 – 1.58	2.40 – 4.10	40.7 – 51.7	40.7 – 44.8	40 – 80
PTFE	2.14 – 2.20	0.40 – 0.55	20.7 – 34.5	–	200 – 400
PP	0.90 – 0.91	1.14 – 1.55	31.0 – 41.4	31.0 – 37.2	100 – 600
PS	1.04 – 1.05	2.28 – 3.28	35.9 – 51.7	–	1.2 – 2.5
PMMA	1.17 – 1.20	2.24 – 3.24	48.3 – 72.4	53.8 – 73.1	2.0 – 5.5
Nylon 6,6	1.13 – 1.15	1.58 – 3.80	75.9 – 94.5	44.8 – 82.8	15 – 300
PET	1.29 – 1.40	2.80 – 4.10	48.3 – 72.4	59.3	30 – 300
PC	1.20	2.38	62.8 – 72.4	62.1	110 – 150

Tabela 1 – Características mecânicas de alguns polímeros (à temperatura ambiente)^[4]

O comportamento dos termoplásticos quando em solicitação mecânica depende da temperatura. A temperaturas inferiores a T_g , a possibilidade do material dissipar energia através de movimentos macromoleculares é reduzida, o que leva a um comportamento frágil – ruptura para pequenos valores de deformação. Acima de T_m o material encontra-se fundido, comportando-se como um líquido viscoso. Daqui se infere que a gama de temperaturas de trabalho tenha, necessariamente, de estar compreendida entre estes dois valores.

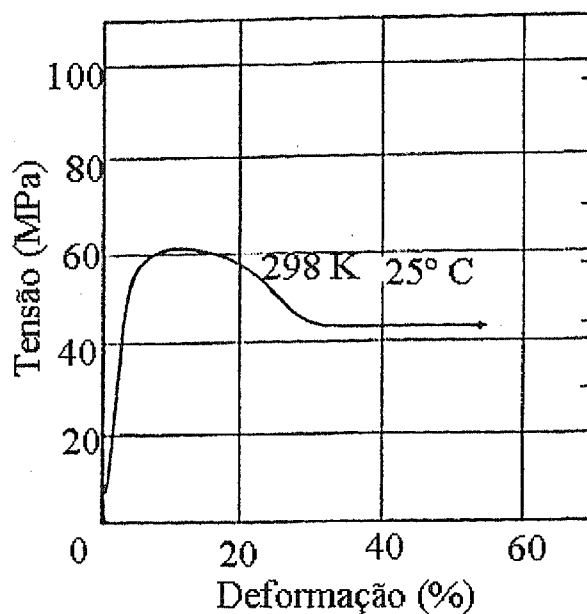


Figura 15 – Curva tensão-deformação do Zytel 408 da DuPont^[3]

A curva da Figura 15 ilustra o comportamento dúctil duma poliamida – Zytel 408 da DuPont – durante um ensaio de tracção. São perfeitamente distinguíveis 3 zonas:

Zona 1 – crescimento quase linear da tensão para pequenas deformações, até ao ponto de cedência. Isto acontece devido à pequena capacidade de movimentação instantânea das macromoléculas.

Zona 2 – aumento da deformação para tensões menores. A parte amorfa das cadeias sofre um processo de desenrolamento, ficando as moléculas orientadas na direcção da solicitação. Aparecimento dum estreitamento da secção resistente – *necking*.

Zona 3 – depois de desenroladas e orientadas na direcção da solicitação, o material deforma-se pelo escorregamento de cadeias moleculares da fase amorfa, o que permite grandes deformações. Este processo termina quando a fase cristalina impedir posterior deformação da fase amorfa.^[3]

Este comportamento só se verifica com velocidades baixas de carregamento. Para velocidades elevadas de carga, os polímeros apresentam comportamento frágil (ver Figura 16). Outro factor que influencia em grande extensão o comportamento do material à tracção é a temperatura, uma vez que a mobilidade molecular é dependente desta (ver Figura 17). A baixas temperaturas o material apresentará, tal como no caso das velocidades de carga elevadas, comportamento frágil, atingindo a rotura para pequenos valores de deformação.

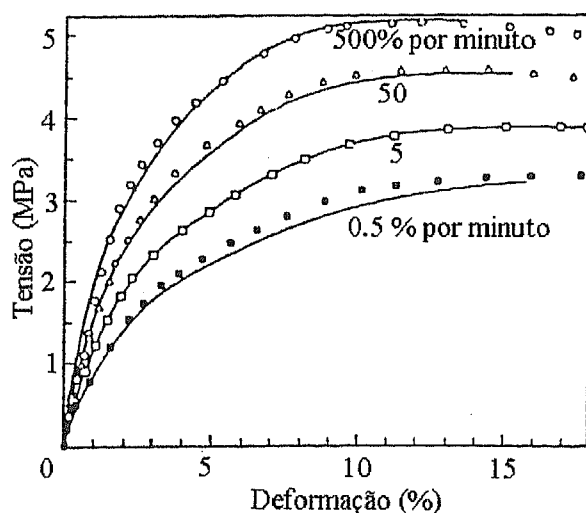


Figura 16 – Curvas tensão-deformação a várias velocidades de deformação para um PE^[3]

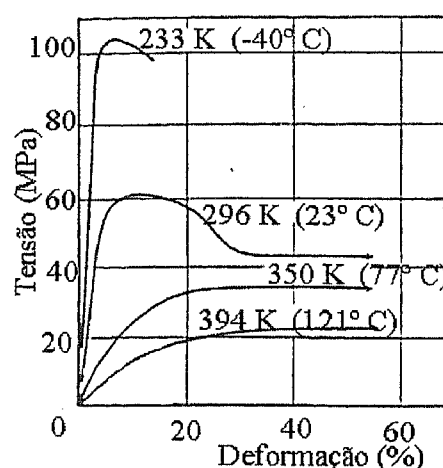


Figura 17– Curvas tensão-deformação a várias temperaturas para uma poliamida – Zytel 408 da DuPont^[3]

6.1.3 – Comportamento a Longo Prazo

O comportamento de componentes ou peças em termoplásticos sujeitos a carga durante longos períodos de tempo é importante para fazer o dimensionamento das peças, e deve ser estudado com base nas informações obtidas a partir de ensaios de fluência ou de relaxamento de tensões. Na Figura 18 estão representadas as curvas de fluência típicas para o polipropileno.^[3]

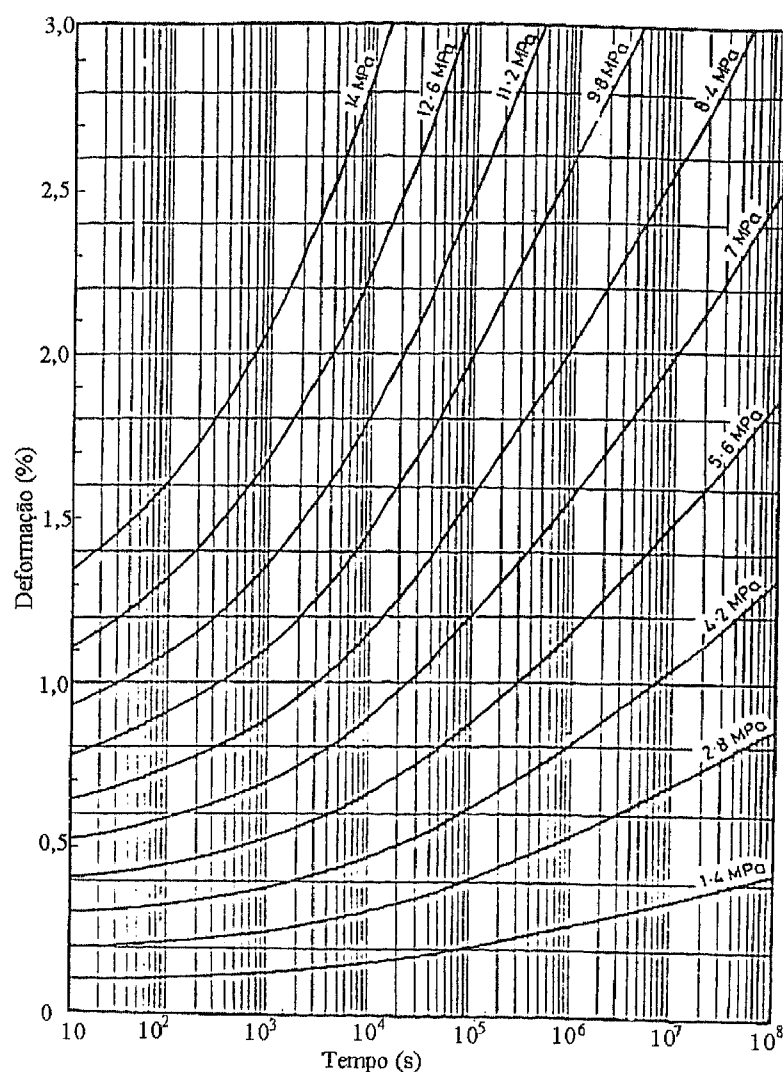


Figura 18 – Curvas de fluência para o PP (Propathene – ICI)^[3]

6.1.4 – Comportamento ao Impacto

Muitas das aplicações de termoplásticos estão sujeitas a ser atingidas ou a colidir com outros objectos. É, pois, importante aferir do comportamento ao impacto destes materiais. Os resultados obtidos nos testes conhecidos para caracterização do comportamento ao impacto têm sido bastante discutidos, uma vez que são muitas as variáveis em jogo – a forma, peso e velocidade do impactor, temperatura do ensaio, o método de fixação do provete, o ponto de impacto, só para referir algumas.

A resistência ao impacto é a capacidade de absorver energia num curto espaço de tempo. Mais uma vez a temperatura é determinante no comportamento do material, uma vez que influencia o mecanismo de movimentação das macromoléculas – ver Figura 19.^[3]

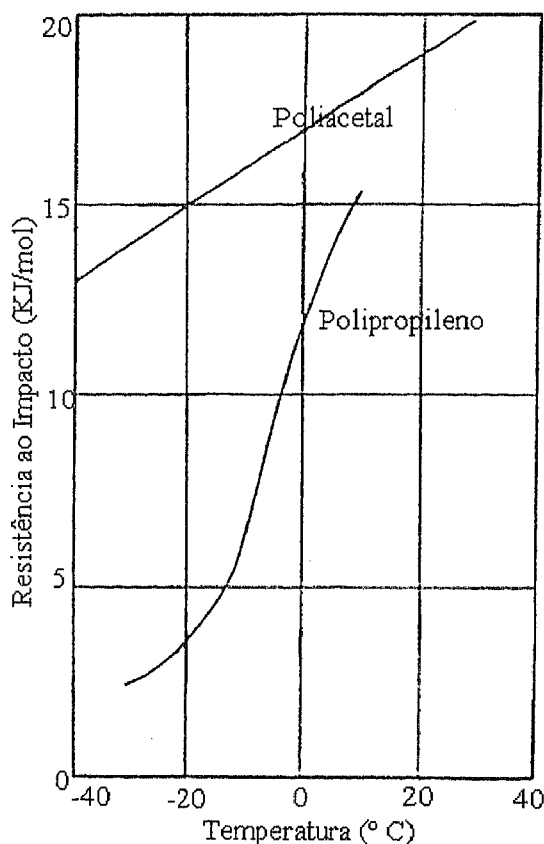


Figura 19 – Resistência ao impacto Vs temperatura para o PP e o poliacetal^[3]

6.1.5 – Comportamento à Fadiga

Comportamento à fadiga é o adoptado pelo material quando sujeito a esforços cíclicos. Os termoplásticos sujeitos a esforços cíclicos, além de abrirem fendas, aquecem. Sendo os plásticos maus condutores, esta energia calorífica não é completamente dissipada. Como já foi visto anteriormente, muitas propriedades dos plásticos são dependentes da temperatura, pelo que as peças sujeitas a fadiga podem falhar por rotura térmica.^[3]

6.2 – PORQUÊ USAR TERMOPLÁSTICOS?

A aceitação das novas técnicas e materiais pelos pacientes deverá estar no topo de qualquer lista de vantagens para essas técnicas ou materiais. A reacção dos pacientes à flexibilidade e peso reduzido das ortóteses em termoplástico tem sido francamente positiva.^[d.1]

A eficiência dos termoplásticos nas ortóteses para os membros inferiores é uma vantagem adicional. O fabrico de ortóteses em termoplástico é rápido e relativamente simples, assim como a formação de pessoal técnico. Quando as ortóteses são fabricadas usando os componentes modulares disponíveis, a eficiência é potenciada pela facilidade de montagem. Uma medida final de eficiência é a durabilidade.^[d.1]

A economia conseguida é outra das vantagens do uso de termoplásticos. Processos de fabrico mais rápidos e facilidade de formação do pessoal técnico, mencionados antes, oferecem vantagens económicas óbvias. Os materiais termoplásticos, quer pré-cortados, quer em folhas, oferecem poupanças significantes de material, em adição à poupança nos tempos de fabrico.^[d.1]

6.3 – AS DESVANTAGENS

Não se pode falar das vantagens sem mencionar as desvantagens. A desvantagem mais associada com as ortóteses em termoplástico é a imprecisão na prova, devida à contracção dos materiais termoplásticos.

A tecnologia dos termoplásticos avançou até ao ponto em que já há literatura de vários distribuidores de plásticos disponível, com recomendações acerca das aplicações específicas do tipo de plástico, espessura, temperatura do forno, tempo de aquecimento, técnicas de arrefecimento, etc. Se tais recomendações forem seguidas, especialmente à luz dos contínuos melhoramentos na qualidade dos materiais termoplásticos, então, estes problemas deverão tornar-se coisa do passado.^[d.1]

6.4 – FOLHAS DE TERMOPLÁSTICOS

O uso de termoplásticos no fabrico de ortóteses e próteses tem aumentado significativamente ao longo dos últimos anos. Entre as muitas características que tornam estes materiais atractivos para este tipo de aplicações contam-se a transparência, a flexibilidade, a rigidez, tempos mais curtos de processamento, ajustamento localizado pela aplicação de calor, inércia química e qualidade da superfície.^[d.2]

O uso de termoplásticos, como qualquer outra tecnologia, está sujeito a uma curva de aprendizagem, onde, devido a falta de conhecimento, podem acontecer falhas. Através da aprendizagem e atenção ao detalhe, os termoplásticos podem converter-se numa das melhores tecnologias disponíveis aos técnicos de prótese e de ortótese.^[d.2]

6.5 – MANIPULAÇÃO DAS FOLHAS DE TERMOPLÁSTICOS

A manipulação das folhas de plástico é crítica para o sucesso do aparelho acabado. Os produtores de resinas produzem vários tipos diferentes para fazer face às necessidades de várias indústrias.^[d.1]

O fabrico de uma resina requer o aquecimento do plástico ao estado líquido por duas vezes, uma para fazer a resina e outra para juntar os aditivos (estabilizadores de luz ultravioleta, modificadores de superfície) que afectam as propriedades finais como a temperatura de fusão ou a deflexão de calor. Depois da adição dos estabilizadores, a resina está na forma de peletes.

As peletes são então enviadas para uma extrusora. O processo de extrusão requer que a resina seja aquecida novamente para formar a folha, adicionando outro ciclo térmico ao historial do material. Durante cada processo de aquecimento, há uma degradação das propriedades físicas do plástico. É normal que o produtor adicione plástico rejeitado, cujas características são diferentes das da resina primária, o que vai influenciar, de maneira mais ou menos imprevisível, as propriedades da resina final.^[d.1]

A folha é feita passando as peletes por rolos quentes. A temperatura e velocidade dos rolos, assim como a pressão e as taxas de arrefecimento, todos têm influência na tensão interna do

plástico. Sendo as oficinas ortoprotésicas consumidores de pequenos volumes de plásticos, é importante manter uma relação próxima com os comerciais responsáveis pelas folhas usadas.

O custo adicional associado aos plásticos de melhor qualidade e aos serviços prestados pelos comerciais é uma garantia contra falhas que podem resultar em repetir todo o processo, o que ficaria bem mais caro.

O aquecimento necessário para produzir a ortótese adiciona um quarto ciclo de aquecimento ao historial térmico do material. É de extrema importância respeitar as especificações do produtor no respeitante aos ciclos térmicos. ^[d.1]

6.6 – TERMOPLÁSTICOS USADOS EM ORTÓTICA

O **polietileno de baixa densidade** (LDPE) foi comercializado pela primeira vez nos anos 40, como revestimento de fios. O LDPE é o membro mais antigo da família de resinas de polietileno (PE). A flexibilidade, a inércia química e uma temperatura de processamento mais baixa tornam este material uma boa opção para aplicações de ortótica e proestética para os membros inferiores. A contracção térmica típica ronda os 1,5 a 3,0%. ^[d.2]

O **polietileno linear de baixa densidade** difere do LDPE na formação das cadeias moleculares. No fabrico de polietileno, o parâmetro crucial da densidade que, de certo modo, descreve a proximidade e regularidade (ou cristalinidade) do empacotamento das cadeias longas de polímero, é variado através de mudanças da pressão e temperatura do reactor. Por outro lado, a densidade do PE linear de baixa densidade varia com a quantidade de comonomero usado. O comonomero forma cadeias curtas ao longo da cadeia principal. Quanto maior for a percentagem de comonomero, menor será a densidade. Como o nome indica, o PE linear de baixa densidade é mais linear, mais cristalino logo, é processado de forma diferente e exhibe propriedades diferentes. A contracção térmica típica varia entre os 1,5 e os 5,0%. ^[d.2]

O **copoliéster**, mais conhecido industrialmente por DURR PLEX, é um material amorfo, transparente e praticamente desprovido de cor, mesmo em secções grandes. É muito duro, rígido e tenaz. O DURR PLEX pode facilmente ser aquecido localmente, com um pequeno maçarico, sendo facilmente modificado durante a fase da prova. Apresenta uma contracção térmica entre 0,5 e 0,75%.^[d.2]

O **ionómero**, produzido pela DuPont sob o nome comercial SURLYN, tem características semelhantes às de uma poliolefina, devido à estrutura de cadeia longa semi-cristalina. Com uma redução da estrutura cristalina melhoram-se as propriedades ópticas. O SURLYN é processado usando os mesmos processos que o LDPE. Tem uma contracção típica de 1,0 a 2,0%.^[d.2]

O **polycarbonato** (PC) é usado há anos nas indústrias de Ortótica e Proestética. A maior desvantagem é ser hidrofílico, pelo que tem de ser seco previamente, para se obterem ortóteses ou próteses aceitáveis. Uma folha de 1 cm de espessura tem de ser aquecida a 120° C durante 48 horas para secar, antes de poder ser usada. Tem uma contracção térmica de 0,3 a 0,7%.^[d.2]

6.6.1 – O Polipropileno

O polipropileno é um dos termoplásticos de maior consumo, devido principalmente à relação entre as suas propriedades e o seu custo, relativamente baixo.^[6]

O polipropileno estereoregular foi obtido pela primeira vez por Natta e seus colaboradores nos anos 50, no Politécnico de Milão. Prepararam o polipropileno semi-cristalino usando catalisadores heterogéneos, do tipo dos descobertos por Ziegler para a polimerização a baixa pressão do polietileno de alta densidade.^[5] A produção industrial foi iniciada em 1957, na antiga RFA.^[3]

A estrutura molecular do polipropileno deriva da do polietileno, pela substituição de um dos átomos de hidrogénio, em átomos alternados de carbono da cadeia principal, por um grupo metil – CH₃.^[6]

O polipropileno comercial tem cerca índices de isotacticidade de cerca de 0,95 ou superiores, isto é, 95 por cento das moléculas são isotáticas. Índices elevados de isotacticidade contribuem para uma maior cristalização do polímero e, conseqüentemente, melhores propriedades mecânicas do produto final. Melhora, por exemplo, a resistência, o módulo elástico e a dureza do polímero.^[5]

São produzidos dois tipos principais de polipropileno: o homopolímero – todas as unidades repetitivas são iguais – e o copolímero – adição de monómeros de polietileno para melhorar a resiliência.

O **polipropileno homopolímero** é um polímero termoplástico com baixo peso específico e boa resistência a produtos químicos e à fadiga. A produção comercial iniciou-se em 1957 e a sua importância é explicada por ser o termoplástico de mais rápido crescimento em termos de produção.

A rigidez, a resistência, a pequena contração (tipicamente entre 1,5 e 2,0%) e a resistência à fadiga são as propriedades que tornam o homopolímero de polipropileno interessante no fabrico de ortóteses e próteses do membro inferior.^[d.2]

O **polipropileno copolímero** tem mais resiliência que o homopolímero. Isto é conseguido pela adição de polietileno entre 5,0 a 25,0%. O copolímero é menos rígido e é processado a temperaturas ligeiramente inferiores. As marcas brancas na superfície do copolímero, em zonas sujeitas a tensão, não são necessariamente uma indicação de falha, como as marcas que aparecem em torno das zonas de falha no homopolímero. As marcas brancas retomarão a cor natural quando aquecidas. Os copolímeros são mais usados em ortóteses. Como com o homopolímero, a contração térmica ronda os 1,5 a 2,0%.^[d.2]

II – PARTE EXPERIMENTAL

7 – PROCESSO EXPERIMENTAL

Durante a realização deste seminário foram feitas várias visitas ao CRP Gaia afim de se acompanhar o processo de fabrico das ortóteses. Estas visitas foram sempre acompanhadas pelas técnicas responsáveis.

Foi, deste modo, possível fazer o acompanhamento do caso de um menino de 5 anos com mielomeningocelo – uma lesão medular – e que foi operado aos dois pés. Após a intervenção cirúrgica foi-lhe prescrito um par de ortóteses curtas de marcha, que foram feitas no Centro – ver capítulo seguinte.

Foi, também, feita uma visita ao Hospital Maria Pia, de crianças, onde foi possível discutir as principais recomendações médicas sobre as características que as ortóteses devem possuir, nomeadamente ser mais leves e confortáveis, menos onerosas e que não formem uma barreira à transpiração. Foram ainda fornecidas indicações acerca das principais patologias que levam ao uso dum aparelho ortótico, como a espasticidade, a flacidez muscular ou a diabetes.

7.1 – FABRICO DAS ORTÓTESES

Depois do médico ter feito um exame completo e diagnosticado o problema particular do paciente, prescreve o tipo de ortótese apropriada para essa doença e encaminha o paciente para um laboratório onde são feitas as ortóteses – neste caso, o CRP Gaia.

Aí, um técnico ortoprotésico elabora um molde, que no CRP Gaia é usualmente em gesso (Figura 20), mas que poderia ser em plástico ou espuma, da parte inferior da perna e do pé na posição correcta. A perna e o pé são envoltos em ligadura impregnada com gesso e humedecida. Quando seca, torna-se num molde rígido em gesso é retirado e ajustado dimensionalmente.



Figura 20 – Modelo do pé e perna em gesso^[e]

Esse molde é, em seguida, fechado com nova camada de ligadura gessada, tendo o cuidado de se fazer umas pequenas extensões das extremidades superior (perna) e inferior (pé), para permitir que o modelo seja, posteriormente, cortado com as dimensões desejadas. O molde é, então, passado por água com detergente (OMO) – para evitar que o modelo adira às paredes do molde – e cheio com gesso micronizado para fazer o modelo que, depois de seco (cerca de 18 horas para modelos de criança), é corrigido (limado até que o ângulo entre a perna e o pé seja de 90°).

Em seguida o modelo corrigido vai secar numa estufa a 90° C durante cerca de um dia. Este modelo, agora totalmente seco, vai ser calçado com uma meia de nylon, ligado a um aparelho de sucção (que vai criar uma baixa pressão) e revestido com polipropileno amolecido – aquecido a cerca de 135° C numa estufa e colorido por aplicação de papel térmico durante cerca de um minuto, à mesma temperatura. Depois de o polipropileno voltar à temperatura ambiente, é cortado com a forma aproximada da ortótese pretendida com um disco de corte, após o que se segue uma fase de desbaste para arredondamento das arestas.

Neste momento a ortótese está pronta para prova: o paciente experimenta-a para confirmar se todas as medidas estão correctas, se não há desconforto. Apesar de ainda faltarem os forros o técnico ortoprotésico já pode saber se o aparelho está conforme as especificações.

8 – OBJECTIVO DO ESTÁGIO

O objectivo deste relatório é estudar a influência das diferentes variáveis do processo de fabrico, nomeadamente a temperatura de trabalho, a temperatura do modelo, a secagem do modelo, a direcção de laminagem e o ciclo térmico usado, nas propriedades do produto final – as ortóteses do membro inferior ou AFO's.

9 – MATERIAIS E MÉTODOS

9.1 – MATERIAIS USADOS

O material maioritariamente usado no fabrico de AFO's, ou talas, é o polipropileno, fornecido em folhas de 2 metros quadrados, com 4 mm de espessura.

Para estudar as variáveis definidas, foram feitas sete talas, conforme se pode ver na tabela 1:

	Modelo (gesso)				Polipropileno			
	Temperatura (a)		Secagem (b)		Temperatura (c)		Temperatura (d)	
Tala	Ambiente	70° C	Ar	Estufa	Trabalho	Ambiente	185° C	250° C
1	X		X		X		X	
2	X			X	X		X	
3	X		X			X	X	
4		X		X	X		X	
5		X		X	X		X	
6	X			X	X			X
7		X		X		X		X

Tabela 2 – Identificação das talas e seus processamentos

a) Temperatura a que se encontrava o modelo em gesso na altura da moldação

b) Secagem do modelo – ao ar durante 24 horas ou em estufa a 70° C durante 4 horas

c) Temperatura a que o polipropileno era introduzido na estufa – com a estufa à temperatura de trabalho ou à temperatura ambiente

d) Temperatura de trabalho.

Nestas talas foram feitas análises por FTIR – Espectroscopia de Infra Vermelhos – (para detectar possíveis alterações a nível molecular), medição da dureza Vickers, ensaios de tracção e flexão.

Todos os testes foram também efectuados numa amostra do polipropileno normalmente usado, sem qualquer tratamento, daqui em diante designada por amostra 0.

Os resultados encontram-se resumidos no Capítulo 10 – Apresentação e Discussão de Resultados. Todos os resultados parciais podem ser encontrados no Anexo 1 – Resultados Completos.

9.2 – TESTES E ENSAIOS REALIZADOS

9.2.1 – FTIR – Espectroscopia de Infra Vermelho

A espectroscopia de absorção no Infra Vermelho (IV) é uma técnica muito usada para estudar fenómenos físicos, químicos e biológicos. Permite analisar, de modo não destrutivo, compostos químicos em qualquer estado físico. Aplica-se, por exemplo, na determinação da composição de estrelas e cometas.^[9]

Quando um feixe de radiação electromagnética atravessa uma substância, as moléculas desta podem absorver ou transmitir essa radiação. Ao absorver radiação, as moléculas ganham energia, estando esta dependente da frequência da radiação – quanto maior a frequência, maior é a energia absorvida.^[9]

Esta energia vai provocar um aumento da rotação dos átomos ou de vibração da molécula, ou excitar os electrões, isto é, transferi-los para níveis de energia superiores. Cada molécula absorve radiação com uma determinada frequência, independentemente do meio envolvente. Esta frequência depende das variações de vibração, rotação ou estado electrónico permitidas a essa molécula.^[9]

Deste modo, é possível identificar a presença de grupos funcionais e moléculas num determinado composto observando o seu espectro de absorção.

Para este ensaio foram usadas uma amostra do polipropileno (0) e uma de cada uma das ortóteses (1 a 7). As amostras não sofreram qualquer tratamento. Os espectros apresentados nas figuras 21 a 23 do capítulo 10 são a média dos 100 espectros determinados para cada amostra.

9.2.2 – Microdureza Vickers

Os ensaios de dureza Vickers aplicam-se, nos polímeros, principalmente para determinação de efeitos de cristalização, anisotropia, estudo de misturas poliméricas, etc.^[10]

Este ensaio utiliza um penetrador de diamante, em forma de pirâmide de base quadrangular para perfurar a superfície da amostra. As diagonais da impressão são, seguidamente, medidas, e a dureza Vickers é calculada pela fórmula:^[11]

$$HV = 0.1891 F / d^2$$

em que: HV – dureza Vickers
F – força aplicada, em Kgf
d – diagonal média, em mm

A superfície a ensaiar deve estar polida, para que não tenha impurezas ou sujidades capazes de alterar os resultados. A amostra deve estar solidamente apoiada, com a superfície a ensaiar perpendicular ao eixo do penetrador.^[11]

Neste ensaio foram testadas uma amostra do polipropileno usado e uma de cada ortótese fabricada. Em cada uma destas amostras foram feitas 10 incisões, com uma carga de 25 gf. A dureza média e o desvio padrão de cada amostra estão representados na Figura 24.

9.2.3 – Ensaio de Tracção

É um ensaio universal, quer pela facilidade de execução quer pela reprodutibilidade de resultados, largamente usado na investigação, para selecção de materiais, e na indústria, como controlo de qualidade.^[11]

Os ensaios de tracção são os mais usados em materiais poliméricos. O princípio é simples: traccionar um provete até à rotura e medir, simultaneamente, a força desenvolvida pela máquina e o alongamento do provete. Os resultados são apresentados sob a forma de um gráfico tensão versus deformação.^[10]

Os provetes podem ter secção circular, rectangular, quadrada ou anelar, conforme o produto de onde foram obtidos. Regra geral são obtidos por maquinagem, mas podem também obter-se provetes de tracção por prensagem ou fundição. Os perfis, barras ou arames podem ser testados sem qualquer preparação prévia. Os provetes e todos os procedimentos de ensaio estão descritos em normas, como a NP / EN 10002 – 1; DIN 50125; ASTM A 370 – E8; AFNOR A03 – 160.^[11]

As máquinas para efectuar estes ensaios são prensas com duas garras (uma fixa e outra móvel). São estas garras que fixam os provetes durante o ensaio. A garra móvel é movimentada por via eléctrica, mecânica ou hidráulica. A força desenvolvida é medida por uma célula de carga e o alongamento por extensómetros.^[10]

Para a execução deste ensaio foram retiradas 3 amostras de cada uma das ortóteses e da placa de polipropileno. Estas amostras foram posteriormente maquinadas para fazer provetes, de acordo com a Norma NP-1198 (1976) – em anexo. As amostras 3 de cada tala foram retiradas da zona correspondente ao tendão de Aquiles, estando, por isso bastante encurvadas, o que se reflecte nos resultados.

Os provetes foram depois traccionados com uma velocidade de ensaio de 1 mm por minuto até à tensão máxima.

Os resultados estão apresentados nos gráficos das figuras 26 a 28 e sintetizados na tabela 3.

9.2.4 – Ensaio de Flexão

O ensaio de flexão é bastante aplicado a materiais poliméricos, e está normalizado internacionalmente pela norma ISO 178. Nos ensaios de flexão existe um gradiente de tracção e compressão: a superfície onde é aplicada a carga fica sujeita a compressão, a superfície oposta fica sujeita a tracção, e há um plano neutro – que poderá ou não coincidir com o centro do provete.^[10]

O ensaio consiste em apoiar o provete em dois pontos distanciados dum comprimento l – geralmente 16 vezes a espessura – e aplicar lentamente uma carga F no centro dos dois apoios. As secções mais usadas são a circular e a rectangular, por facilidade de cálculo, mas são permitidas várias secções.^[11]

Os resultados dos ensaios de flexão são afectados pela velocidade de aplicação da força de ensaio, pela distância entre apoios e pelas dimensões do provete.^[11]

Para este ensaio foram colhidas duas amostras de cada ortótese e três da folha de polipropileno. Devido à forma das ortóteses, as amostras foram colhidas da zona correspondente à barriga da perna – gémeos – por ser a zona menos encurvada. A superfície em que foi aplicada a carga foi a convexa. Estas amostras foram maquinadas para fazer provetes, de acordo com a norma ISO 178 – em anexo.

Os provetes foram ensaiados – flexão em 3 pontos – a uma velocidade de 2 mm por minuto até à tensão máxima. A distância entre apoios foi de 64 mm. A carga foi aplicada na face convexa das amostras, que estavam ligeiramente encurvadas. Houve o cuidado de colher as amostras em zonas idênticas de cada tala.

Os resultados estão apresentados nas figuras 29 a 31 e na tabela 4.

10 – RESULTADOS

10.1 – FTIR – Espectroscopia de Infra Vermelho

Na figura 20 está representado o espectro FTIR do polipropileno encontrado na bibliografia^[12]:

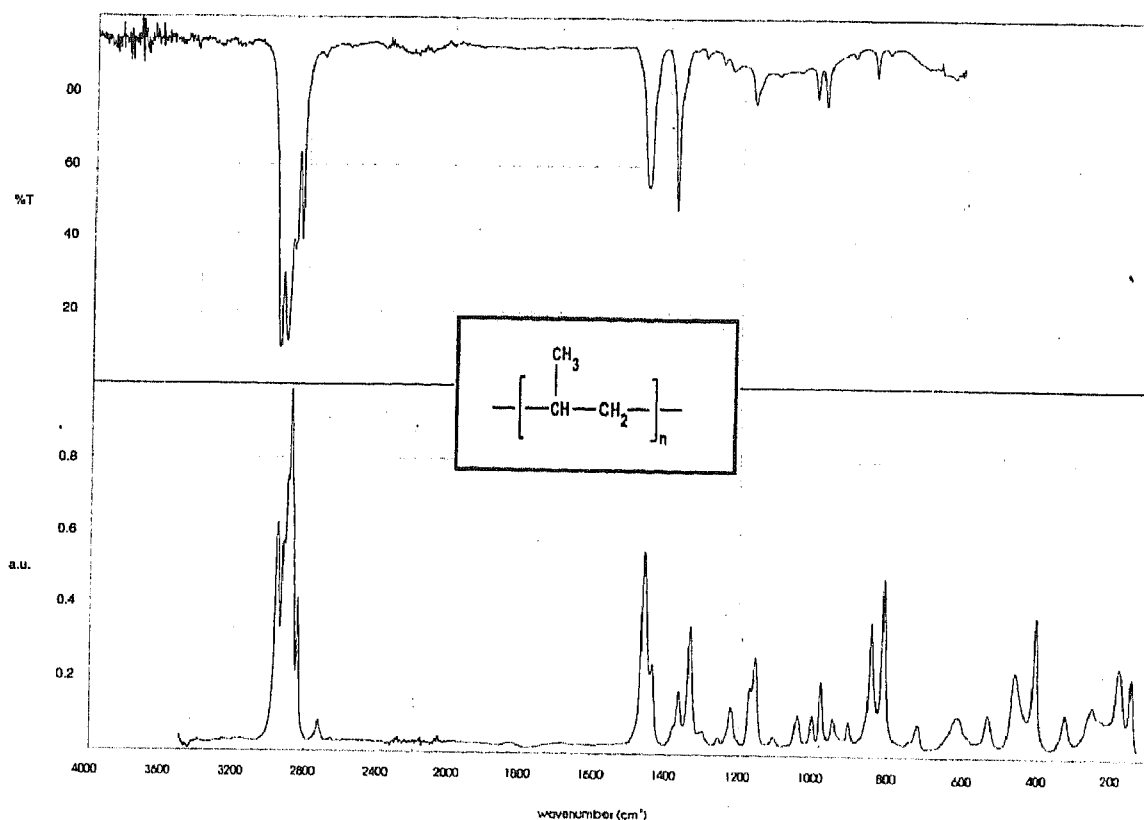


Figura 20 – Espectro do polipropileno encontrado na bibliografia – em transmitância (parte superior) e absorvância (parte inferior).^[12]

De acordo com a literatura, as bandas na zona 2800 – 3000 e 1300 – 1500 cm⁻¹ são características para o polipropileno e correspondem a grupos CH₂ e CH₃.^[13]

Na figura 21 estão representados os espectros FTIR da folha de polipropileno utilizada no CRPG e de amostras das talas 1, processada normalmente de acordo com parâmetros definidos pelo CRPG, 2 e 6 – os parâmetros de processamento estão descritos na tabela 2 da Secção 9.1.

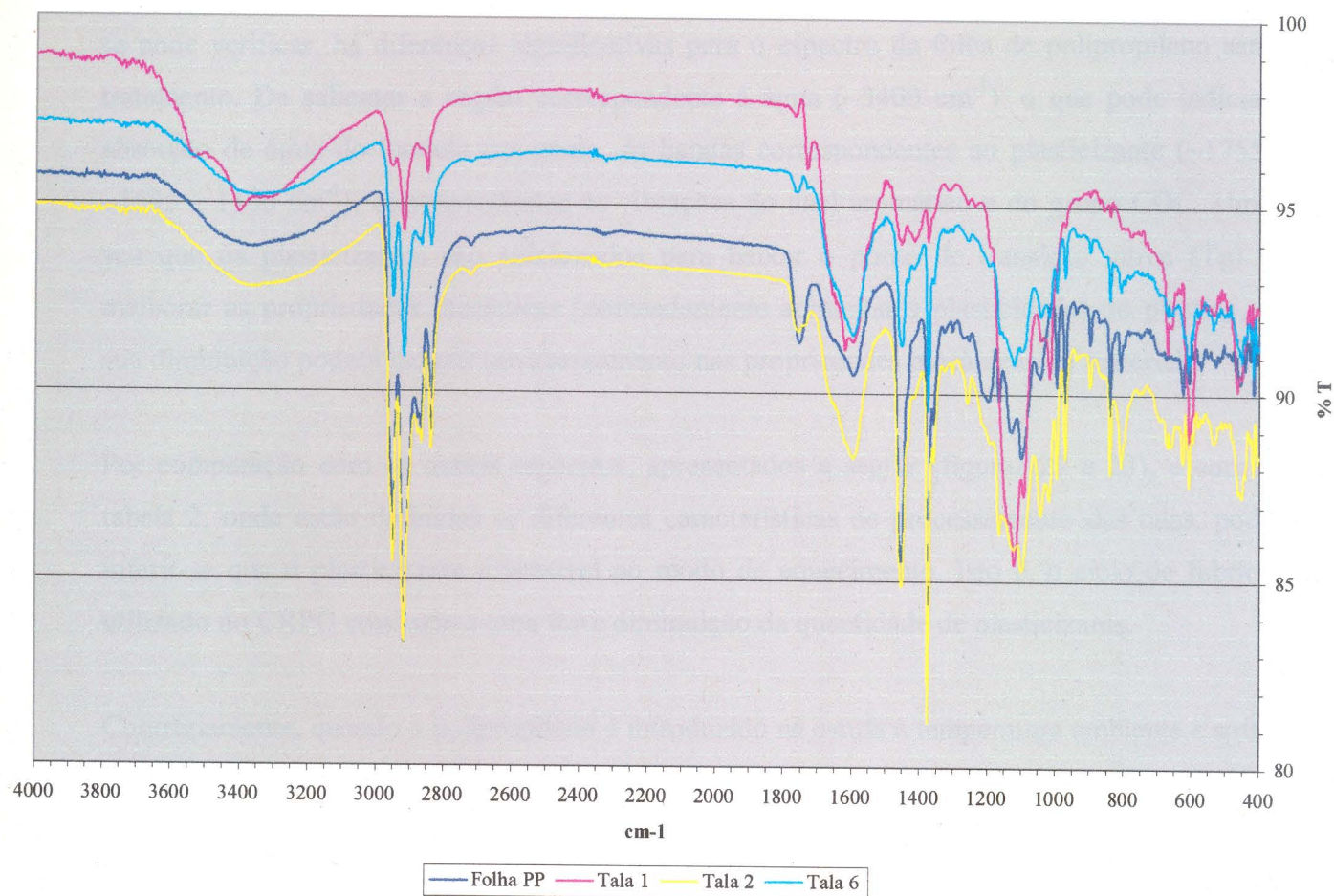


Figura 21 – Espectro de transmitância FTIR das amostras 0 (folha de PP sem tratamento), 1, 2 e 6 (retiradas respectivamente das talas 1, 2 e 6).

Note-se a grande semelhança entre o espectro da folha de PP sem tratamento (catalogada como “Folha PP” na legenda) e o da figura 20. As principais diferenças são o aparecimento de bandas na região 3350, na região 1600 – 1750 e à frequência 1100 cm^{-1} .

De acordo com a bibliografia, a primeira banda mencionada ($\sim 3350 \text{ cm}^{-1}$) deverá corresponder a água de hidratação e as bandas da região 1600 – 1750 e 1100 cm^{-1} ao plasticizante, provavelmente a um éster ftálico.^[13]

Na figura 21, está também representado o espectro da tala 1 – obtida utilizando os parâmetros normalmente usados no Centro, a cor de rosa e identificada como “Tala 1” na legenda. Como se pode verificar, há diferenças significativas para o espectro da folha de polipropileno sem tratamento. De salientar a região correspondente à água ($\sim 3400\text{ cm}^{-1}$), o que pode indicar absorção de água do modelo em gesso, as bandas correspondentes ao plasticizante (~ 1755 , ~ 1595 e 1100 cm^{-1}), correspondentes às vibrações do anel aromático e do grupo COC. Uma vez que os plasticizantes são adicionados para baixar o ponto de transição vítrea (T_g) e melhorar as propriedades mecânicas (nomeadamente aumentar a plasticidade) do plástico, a sua diminuição poderá induzir um abaixamento nas propriedades mecânicas do material.

Por comparação com os outros espectros, apresentados a seguir (figuras 22 e 23), e com a tabela 2, onde estão definidas as diferentes características de processamento das talas, pode inferir-se que o plasticizante é sensível ao modo de aquecimento. Isto é, o ciclo de fabrico utilizado no CRPG conduziu a uma forte diminuição da quantidade de plasticizante.

Contrariamente, quando o polipropileno é introduzido na estufa à temperatura ambiente e sofre um aquecimento controlado, as bandas relativas ao plasticizante permaneceram praticamente inalteradas – casos das talas 3 e 7.

As bandas correspondentes aos grupos CH_2 e CH_3 estão também bastante alteradas.

Na tala 2, a amarelo, há a salientar a diminuição da banda correspondente ao éster ftálico – $\sim 1750\text{ cm}^{-1}$ – o plasticizante que, como já foi referido pode ser devida ao ciclo térmico sofrido pelo material durante o fabrico – introdução na estufa previamente aquecida a 185°C . No entanto, ao contrário da tala 1, as bandas correspondentes aos grupos CH_2 e CH_3 ($2800 - 3000$ e $1300 - 1500\text{ cm}^{-1}$) estão bastante semelhantes ao da amostra de polipropileno (“Folha PP” na legenda).

A tala 6 apresenta um espectro (a azul turquesa) onde há a salientar uma enorme diminuição das bandas correspondentes ao éster ftálico e aos grupos CH_2 e CH_3 – apenas evidenciada nas talas 1 e 6.

A figura 22 apresenta os espectros da folha de PP sem tratamento e da tala 1 – a preparada com os parâmetros de fabrico do CRPG – como meio de comparação com os espectros das talas 3 e 7.

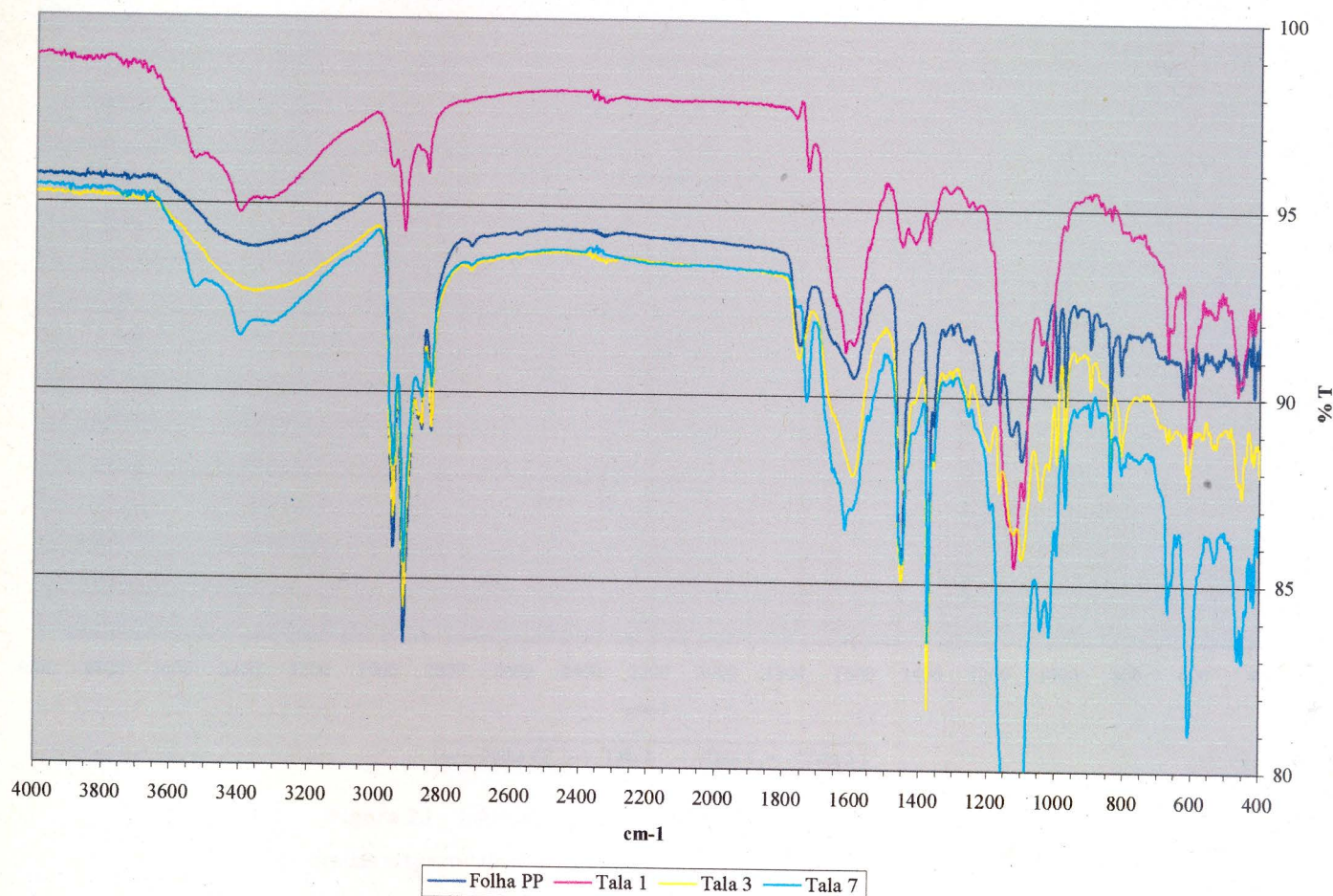


Figura 22 – Espectro de transmitância FTIR das amostras 0, 1, 3 e 7 (retiradas da folha de PP sem tratamento e das talas 1, 3 e 7).

As talas 3 e 7 foram as únicas que foram introduzidas na estufa à temperatura ambiente e que aqueceram lentamente até à temperatura de trabalho. São, também, as únicas que apresentam as bandas do éster do plasticizante semelhantes às do espectro da folha de PP.

Apesar de semelhantes nas bandas correspondentes aos grupos CH₂ e CH₃, há diferenças consideráveis nas bandas da água (~3450 cm⁻¹) – semelhante à da tala 1 – e da vibração do grupo COC do plasticizante (~1100 cm⁻¹) que aumentou consideravelmente no espectro da tala 7.

Na figura 23 apresentam-se, uma vez mais os espectros da amostra de polipropileno usado no Centro de Reabilitação e da tala 1, como comparação, e os das talas 4 e 5.

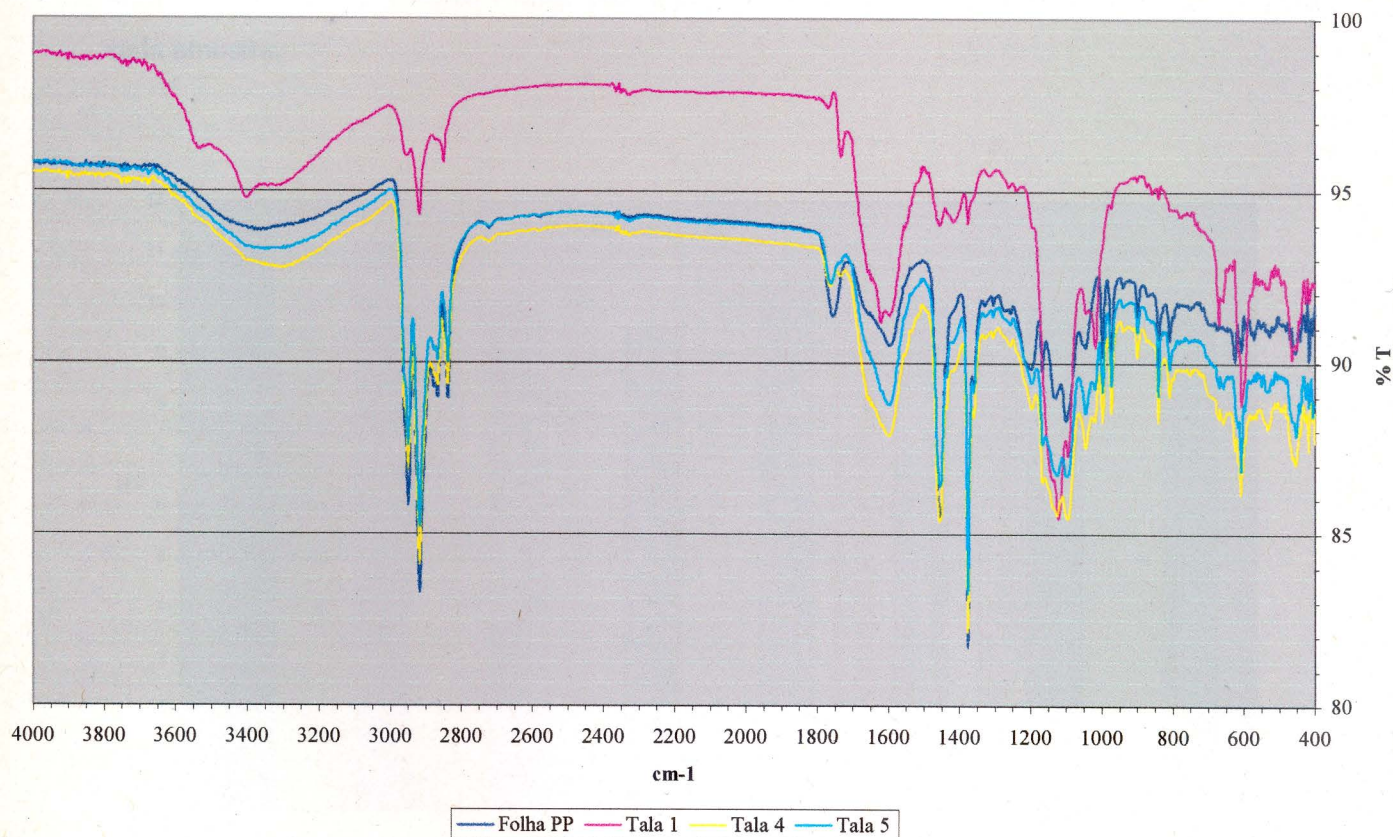


Figura 23 – Espectro de transmitância FTIR das amostras 0, 1, 4 e 5
(retiradas respectivamente da folha de PP sem tratamento e das talas 1, 4 e 5).

Os espectros a amarelo e a azul turquesa da figura 23 são os correspondentes às amostras 4 e 5. Pode verificar-se a semelhança entre eles, já esperada, uma vez que estas talas foram processadas do mesmo modo. A diferença entre elas é que o material de base foi cortado a 90°, para inferir da influência da direcção de laminagem.

10.2 – Microdureza Vickers

A seguir – figura 24 – apresenta-se o resumo dos resultados dos ensaios de dureza Vickers, efectuados para a folha de polipropileno sem tratamento, matéria prima usada no fabrico das talas – amostra 0 – e para as 7 talas. No Anexo 1 apresentam-se os resultados completos para cada amostra.

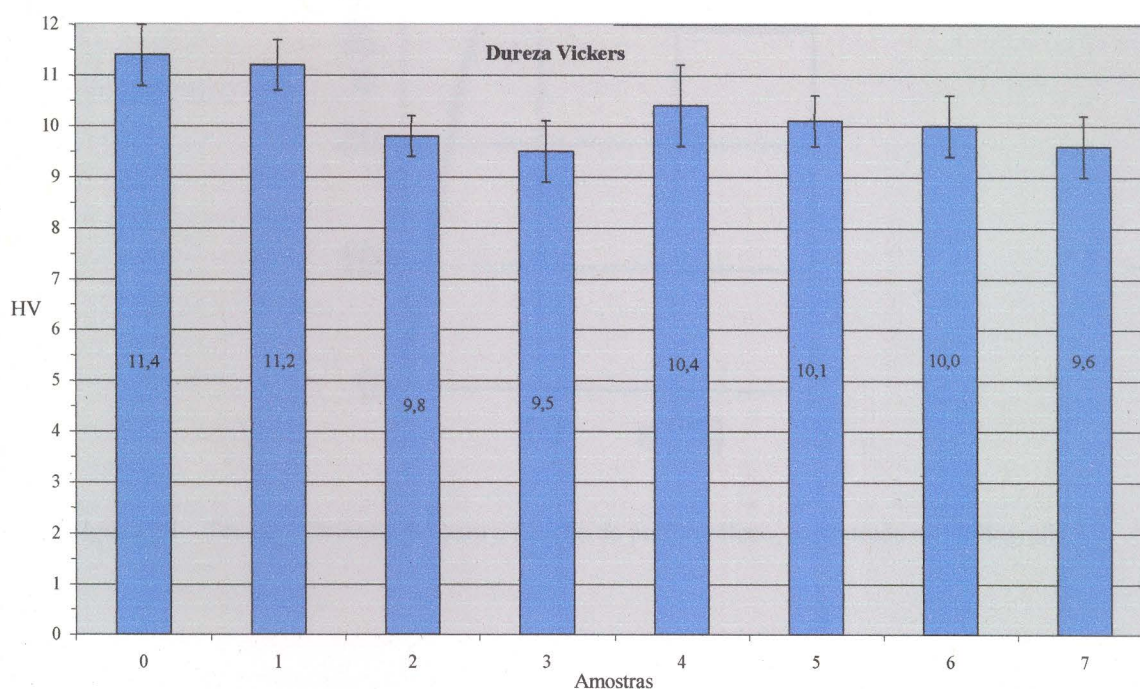


Figura 24 – Gráfico de barras comparando as diferentes amostras
(0 – folha de PP sem tratamento; 1 a 7 – amostras das talas 1 a 7).

A maior dureza Vickers pertence à folha de polipropileno ($11,4 \pm 0,6$ HV). Em relação às talas, a mais dura é a 1 – $11,2 \pm 0,5$ HV. As talas 3 e 7 são as que apresentam menor dureza, respectivamente $9,5 \pm 0,6$ e $9,6 \pm 0,6$ HV. Sendo as que tiveram aquecimento progressivo desde a temperatura ambiente, poderá significar que esta propriedade é afectada com o tempo de exposição a temperaturas elevadas. As talas 6 e 7 tiveram um aquecimento excessivo – 250°C – o que também vai fazer baixar a dureza.

10.3 – Ensaios de Tracção

A figura 25 apresenta o gráfico tensão – deformação para o polipropileno, encontrada na bibliografia^[14]. Na figura 26 apresentam-se as curvas tensão – deformação para as 3 amostras colhidas para a folha de PP.

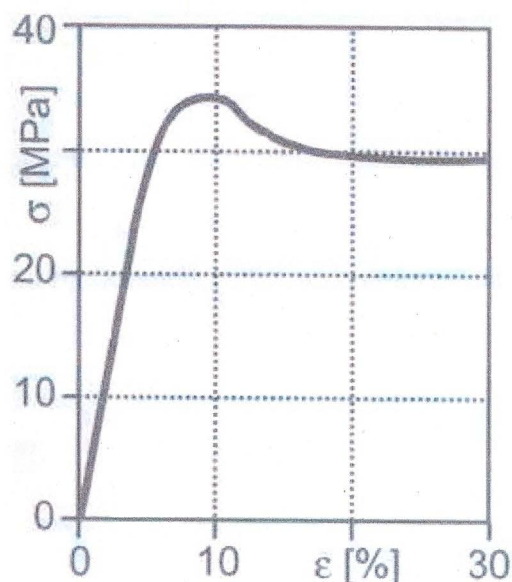


Figura 25 – Tensão – deformação para a tracção do polipropileno, encontrada na bibliografia.^[14]

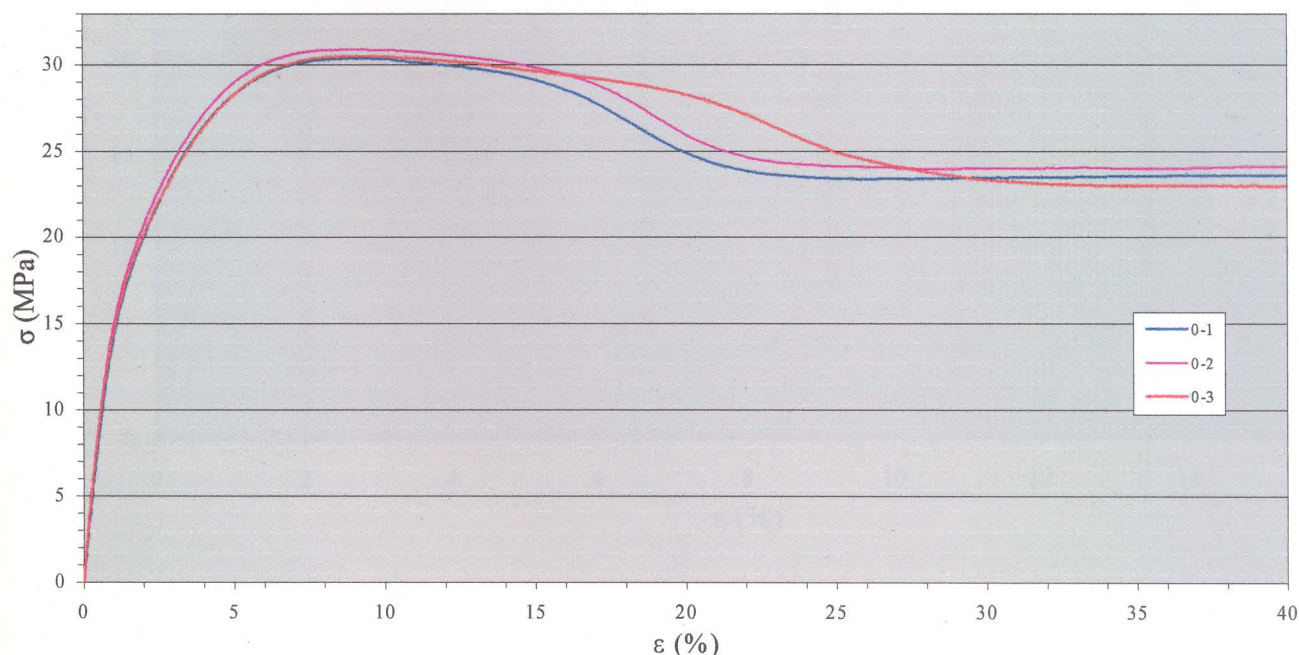


Figura 26 – Tensão – deformação para a tracção das 3 amostras da folha de polipropileno.

Como se pode verificar há uma grande semelhança entre as curvas tensão – deformação determinadas para a folha de polipropileno utilizada e a curva da bibliografia, como seria de esperar.

Pode verificar-se na figura 26 que os resultados são bastante reprodutíveis, uma vez que as curvas são bastante idênticas.

Foi feita a opção de executar o ensaio dos provetes das talas apenas até à tensão máxima por uma questão de economia de tempo, uma vez que o ensaio era feito a uma velocidade de ensaio de 1 mm/min e que a bibliografia indica uma deformação à rotura de 100 a 600% – ver tabela 1.^[4]

A seguir, figura 27, apresenta-se o gráfico tensão – deformação para a tala 2, representativa de todas as talas. Os restantes gráficos estão apresentados no Anexo 1.

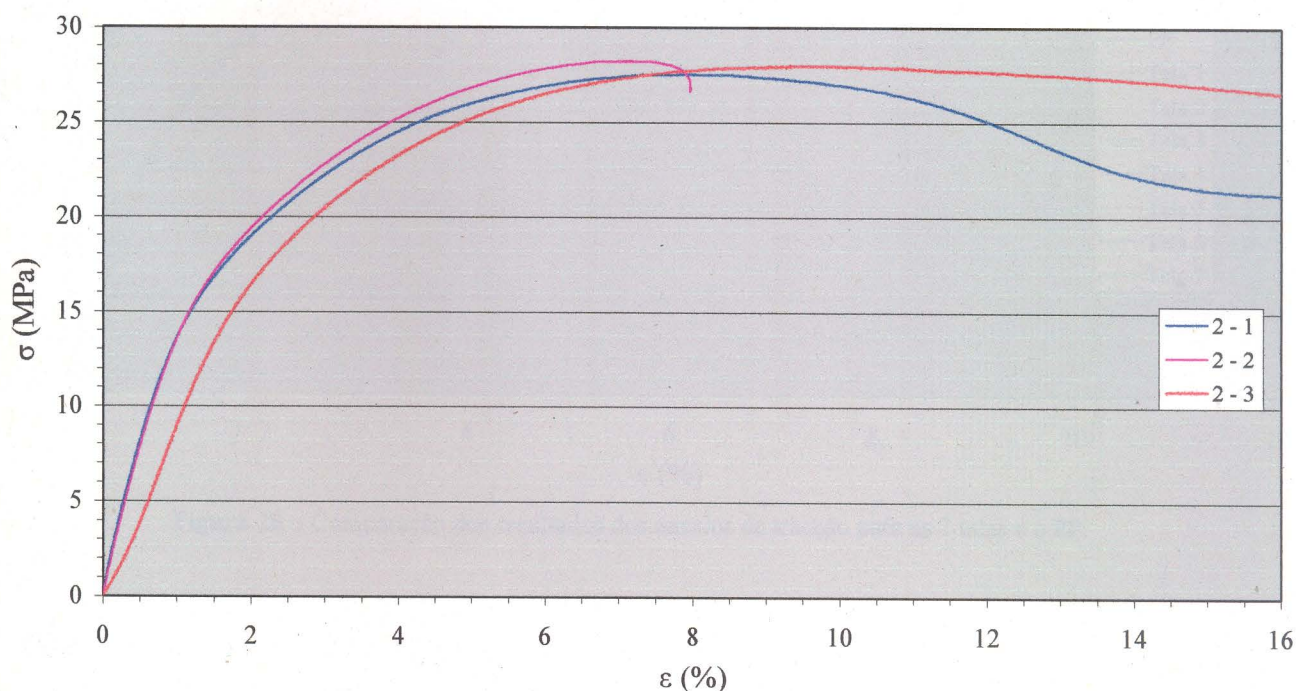


Figura 27 – Tensão – deformação para a tracção da tala 2.

As 3 curvas correspondem às 3 amostras retiradas da tala 2. Como se pode verificar a amostra 3 tem um comportamento diferente das outras. Isto é visível em todas as amostras 3 de todas as talas e deve-se ao facto de estas amostras terem sido retiradas de uma zona significativamente empenada – a zona correspondente ao tendão de Aquiles.

A curva da amostra 2 (identificada na legenda como 2 – 2, a cor de rosa) está interrompida a cerca de 8% de deformação, porque houve escorregamento do extensómetro.

O gráfico seguinte apresenta a comparação entre as curvas-tipo da folha de polipropileno e de cada uma das talas:

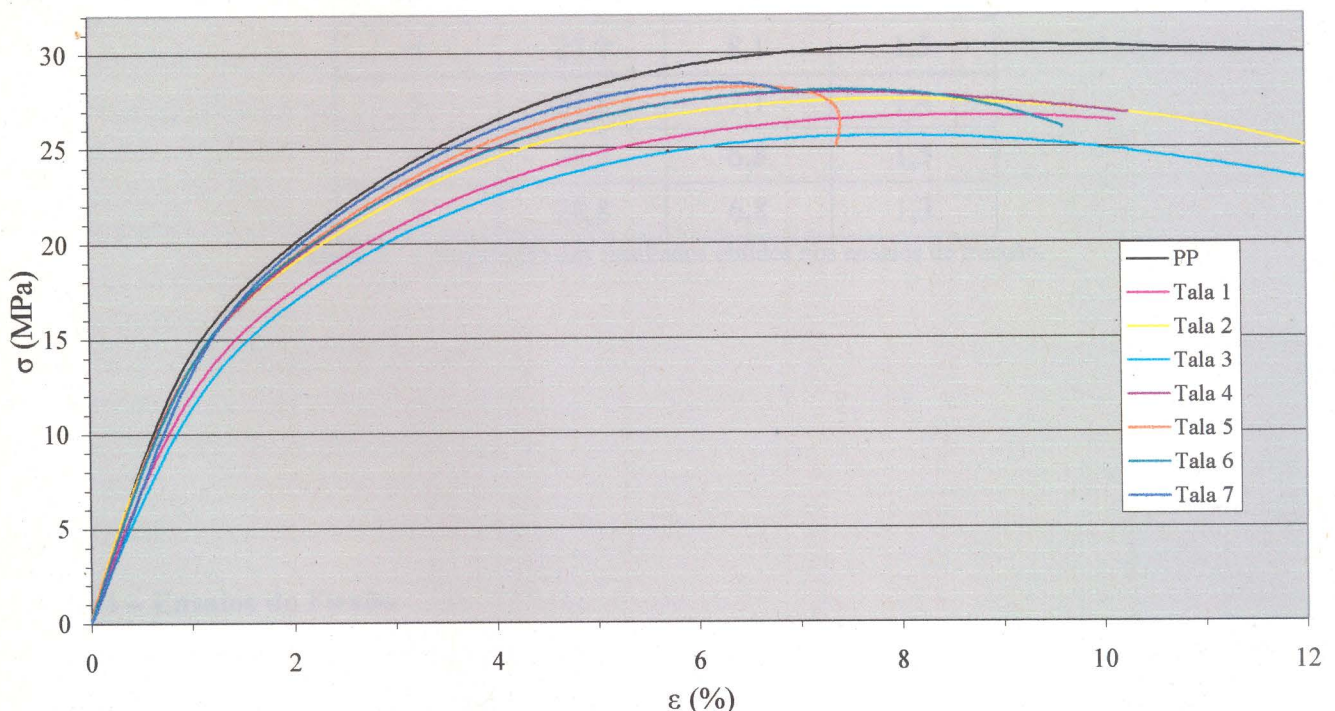


Figura 28 – Comparação dos resultados dos ensaios de tracção para as 7 talas e o PP.

Como se pode verificar na figura anterior e na tabela 4, a folha de PP é a que apresenta a maior resistência à tracção – $30,6 \pm 0,3$ MPa de tensão máxima – sendo simultaneamente a 2ª melhor em relação à deformação à tensão máxima – $8,6 \pm 0,1\%$ – atrás apenas da tala 1. No entanto, apenas a tala 3 tem uma menor resistência à tracção do que a tala 1 – ver tabela 3.

As talas 6 e 7, que sofreram aquecimento até aos 250° C, são as que apresentam menor deformação à tensão máxima, conforme se verifica na tabela 3. Este facto pode dever-se à degradação provocada pela excessiva temperatura de trabalho.

	Tracção		
	σ máx (MPa)	E a σ máx (%)	Módulo de Young (GPa)
PP	30,6	8,6	1,8
1	26,8	8,9	1,3
2	27,9	8,0	1,4
3	26,2	8,1	1,1
4	27,9	8,1	1,5
5	27,8	7,1	1,4
6	28,2	6,8	1,5
7	28,8	6,8	1,3

Tabela 3 – Comparação dos resultados obtidos nos ensaios de tracção.

10.4 – Ensaios de Flexão

A figura seguinte representa as curvas tensão – deformação para a flexão determinadas para as 3 amostras da folha de polipropileno ensaiada:

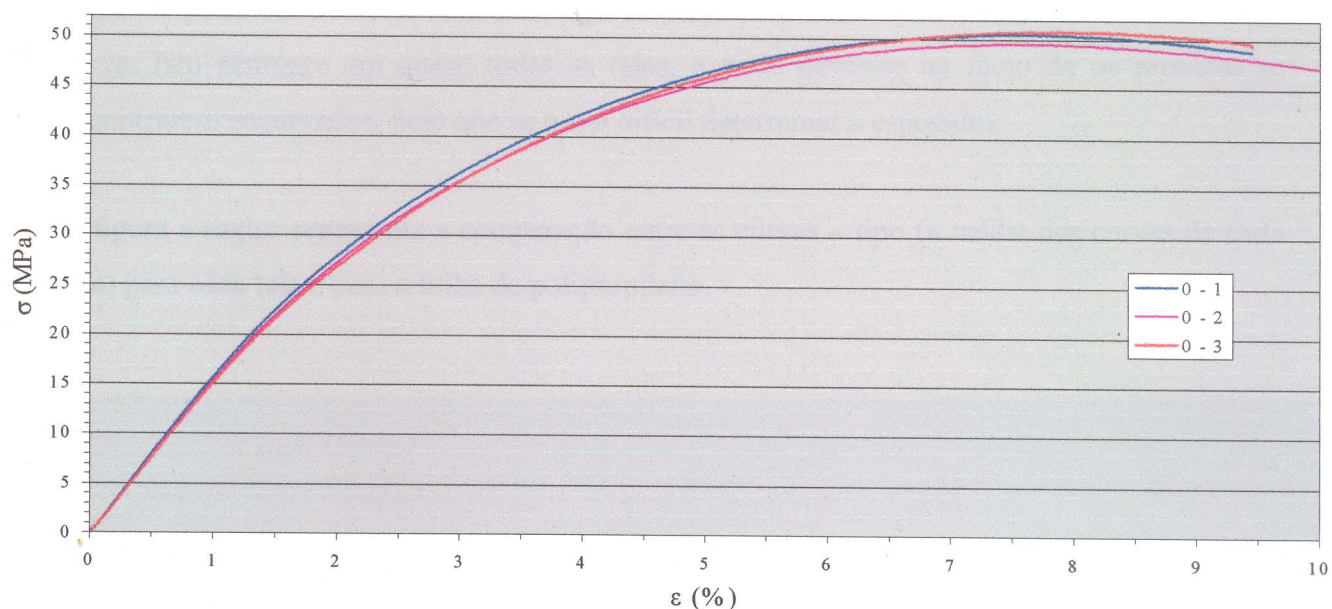


Figura 29 – Tensão – deformação na flexão da folha de PP sem tratamento.

A figura seguinte representa as curvas tensão – deformação para a flexão das 2 amostras da tala 7, e apresenta-se aqui como representativa de todas as talas. Os gráfico correspondentes aos ensaios de flexão de todas as talas encontram-se no Anexo 1.

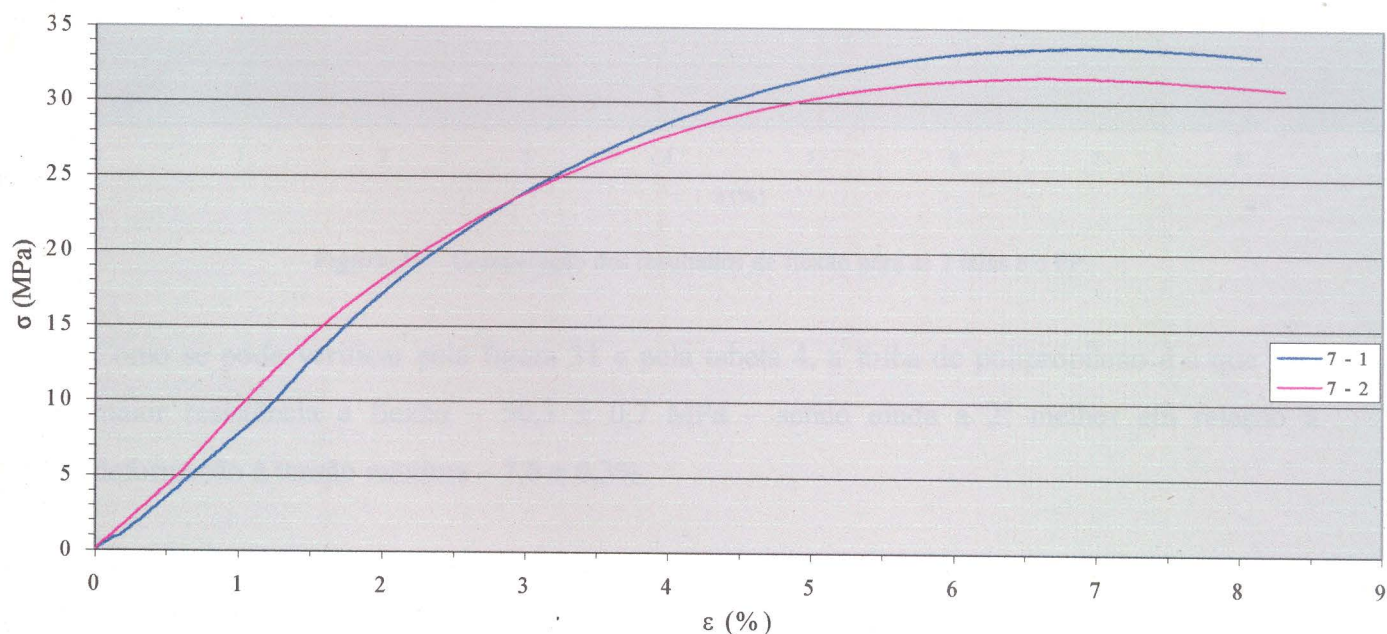


Figura 30 – Tensão – deformação na flexão da tala 7.

Como se pode verificar, há uma diferença de cerca de 2 MPa entre a tensão máxima de cada curva. Isto acontece em quase todas as talas, e pode dever-se ao facto de os provetes se encontrarem encurvados, pelo que se torna difícil determinar a espessura.

A figura a seguir representa a comparação entre as curvas – tipo (a média das curvas de cada tala) para cada tala e para a folha de polipropileno.

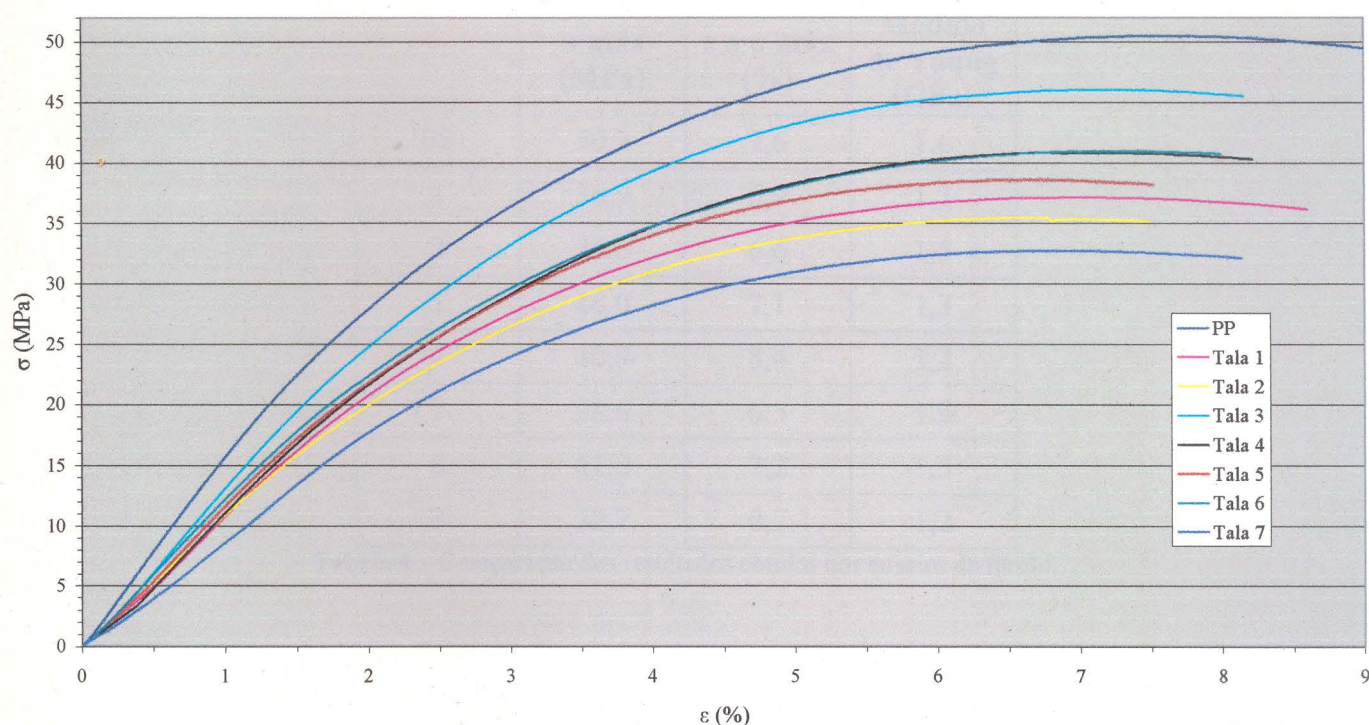


Figura 31 – Comparação dos resultados de flexão para as 7 talas e o PP.

Como se pode verificar pela figura 31 e pela tabela 4, a folha de polipropileno é a que tem maior resistência à flexão – $50,3 \pm 0,7$ MPa – sendo ainda a 2ª melhor em relação à deformação à tensão máxima – $7,6 \pm 0,3\%$.

A tala 7 é a que tem menor resistência, sendo ainda das que tem menor deformação à tensão máxima. A exposição a temperaturas elevadas pode ser a causa da degradação das propriedades, uma vez que a tala 6, aquecida à mesma temperatura mas com um menor tempo de exposição, conseguiu valores superiores de tensão máxima e de deformação à tensão máxima.

Os resultados da tala 1 são baixos, quer para a tensão máxima – $36,9 \pm 0,3$ MPa, o 3º pior entre as talas – quer para a deformação à tensão máxima – $6,9 \pm 0,1\%$, o 4º pior na comparação entre as talas – ver tabela 4.

	Flexão		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo de Young (GPa)
PP	50,3	7,6	1,6
1	36,9	6,9	1,3
2	35,6	6,6	1,5
3	46,0	7,1	1,3
4	40,9	8,4	1,2
5	38,6	6,5	1,5
6	41,0	7,2	1,5
7	32,7	6,7	1,2

Tabela 4 – Comparação dos resultados obtidos nos ensaios de flexão.

11 - CONCLUSÕES

Como se pode verificar pelos espectros de FTIR, o ciclo térmico mais apropriado consiste em introduzir o polipropileno na estufa à temperatura ambiente, de modo a promover um aquecimento lento, mais homogéneo, até aos 185° C, para não provocar grandes perdas de plasticizante.

O modelo em gesso deve ser preparado com as proporções exactas água – gesso definidas pelo fornecedor e, posteriormente, seco na estufa a 70° C durante 4 horas. Uma secagem deficiente provoca a libertação de grandes quantidades de vapor de água durante o processamento do polipropileno, o que se torna indesejável.

Os resultados para o módulo de Young obtidos por tracção (tabela 3) e por flexão (tabela 4) (entre os pontos com 0,25 e 0,5% de deformação) são bastante semelhantes. Em ambos os ensaios, a folha de polipropileno foi a que teve o maior módulo.

No esquema seguinte descreve-se o procedimento proposto ao CRPG para processamento das talas:

Procedimento:

- 1 – Fazer o modelo positivo em gesso, respeitando as proporções água/gesso recomendadas pelo fornecedor;
- 2 – Após o gesso ganhar presa (cerca de 30 minutos, de acordo com o fornecedor), desmoldar o modelo, corrigi-lo e secá-lo na estufa a 70° C durante 4 horas – tempo e temperatura suficientes para perder água equivalente a 1 dia de secagem ao ar;
- 3 – Introduzir a peça de polipropileno – aproximadamente 500 x 600 mm – na estufa à temperatura ambiente e regular a estufa para 185° C;
- 4 – Quando o gesso estiver seco, preparar o modelo para a moldagem do PP – colocar a meia de nylon e preparar o sistema de sucção;
- 5 – Quando o polipropileno estiver amolecido – completamente transparente – retirá-lo da estufa com a ajuda do teflon e moldá-lo no modelo de gesso;
- 6 – Deixar arrefecer com a sucção ligada;
- 7 – Cortar a tala e dar retoques finais – limar as arestas, adicionar os forros, as correias de pele.

12 – BIBLIOGRAFIA

- [1] – J. B. Lippincott, “Rehabilitation Medicine – Principles and Practice” – Volume I; Edited by Joel A. De Lisa, M.D., M.S. – 1988.
- [2] – G. K. Rose, “Orthotics: Principles and Practice”; William Heinemann Medical Books – 1986.
- [3] – António Augusto Magalhães da Cunha, “A Inter-relação Estrutura – Propriedades – Processamento em Polímeros Semi-cristalinos Moldados por Injecção”; Universidade do Minho – 1987.
- [4] – William D. Callister, Jr, “Materials Science and Engineering – An Introduction” – 5th Edition; John Wiley & Sons, Inc. – 2000.
- [5] – Vittoria Vittoria, “Properties of Isotactic Polypropylene” in “Handbook of Polymer Science and Technology” – Volume 2; Edited by Nicholas P. Cheremisinoff – 1989.
- [6] – ASM Handbook, “Volume 20 – Materials Selection and Design”; ASM International – 1997.
- [7] – William F. Smith, “Princípios de Ciência e Engenharia de Materiais” – 3^a Edição; McGraw Hill – 1998.
- [8] – Margareta Nordin and Victor H. Frankel, “Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System” – 2nd Edition – Lea & Febiger – 1989.
- [9] – Manuela Brás, “Espectroscopia de Infra-Vermelho” – INEB – 1999.
- [10] – Roger Brown, “Handbook of Polymer Testing – Physical Methods” – Marcel Dekker, Inc. – 1999.

[11] – J. P. Davim, A. G. Magalhães, “Ensaaios Mecânicos e Tecnológicos” – Estante Editora – 1992.

[12] – A. H. Kuptsov, G. N. Zhizhin, “Handbook of Fourier Transform Raman and Infrared Spectra of Polymers” – Elsevier – 1998.

[13] – George Socrates, “Infrared and Raman Characteristic Group Frequencies – Tables and Charts” – 3rd Edition – John Wiley & Sons, Ltd – 2001.

[14] – Gottfried W. Ehrenstein, “Polymeric Materials – Structure – Properties – Applications” – Hanser – 2001.

[a] – www.capeprosthetics.com

[b] – www.thefootspecialist.com/orthoticsq&a.html

[c] – www.crpgaia.pt

[d] – www.oandp.org/jpo/library

1 – C. Michael Schuch, “Thermoplastic Applications in Lower Extremity Prosthetics”.

2 – William Clover Jr, “Lower Extremity Thermoplastics: An Overview”.

[e] – www.ottobock.com

[f] – www.guardian.curtin.edu.au/cga/archives/6-3-97/right.gif

13 – ANEXO – Resultados Parciais dos Ensaios Realizados

Anexo 1 – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Microdureza Vickers

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
65,50	65,00	65,25	4257,56	10,9	11,4
63,00	63,75	63,38	4016,39	11,5	
63,00	60,00	61,50	3782,25	12,3	
65,00	66,50	65,75	4323,06	10,7	Desv. Pad.
64,50	64,00	64,25	4128,06	11,2	0,6
59,50	62,50	61,00	3721,00	12,5	
63,50	65,00	64,25	4128,06	11,2	
65,00	66,00	65,50	4290,25	10,8	
66,50	63,00	64,75	4192,56	11,1	
64,00	62,00	63,00	3969,00	11,7	

Tabela 1 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na folha de polipropileno

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
66,00	63,00	64,50	4160,25	11,1	11,2
66,75	63,00	64,88	4208,77	11,0	
65,50	66,00	65,75	4323,06	10,7	
68,50	64,00	66,25	4389,06	10,6	Desv. Pad.
64,00	63,25	63,63	4048,14	11,5	0,5
65,00	62,00	63,50	4032,25	11,5	
67,00	65,00	66,00	4356,00	10,6	
63,00	65,50	64,25	4128,06	11,2	
65,00	62,00	63,50	4032,25	11,5	
61,00	62,50	61,75	3813,06	12,2	

Tabela 2 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 1

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
71,00	69,00	70,00	4900,00	9,5	9,8
68,00	70,50	69,25	4795,56	9,7	
68,00	69,00	68,50	4692,25	9,9	
69,00	68,00	68,50	4692,25	9,9	Desv. Pad.
68,00	70,00	69,00	4761,00	9,7	0,4
68,00	66,00	67,00	4489,00	10,3	
70,00	69,00	69,50	4830,25	9,6	
64,00	68,00	66,00	4356,00	10,6	
70,00	70,00	70,00	4900,00	9,5	
70,00	71,50	70,75	5005,56	9,3	

Tabela 3 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 2

Anexo I – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Microdureza Vickers

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
75,00	72,00	73,50	5402,25	8,6	9,5
70,00	70,50	70,25	4935,06	9,4	
69,00	69,00	69,00	4761,00	9,7	
72,50	73,50	73,00	5329,00	8,7	Desv. Pad.
70,00	72,00	71,00	5041,00	9,2	0,6
71,50	68,50	70,00	4900,00	9,5	
65,00	67,00	66,00	4356,00	10,6	
67,50	68,00	67,75	4590,06	10,1	
70,00	66,00	68,00	4624,00	10,0	
70,00	72,50	71,25	5076,56	9,1	

Tabela 4 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 3

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
65,00	67,00	66,00	4356,00	10,6	10,4
63,00	62,00	62,50	3906,25	11,9	
68,00	69,00	68,50	4692,25	9,9	
68,00	67,00	67,50	4556,25	10,2	Desv. Pad.
66,00	65,00	65,50	4290,25	10,8	0,8
64,00	65,00	64,50	4160,25	11,1	
68,00	67,00	67,50	4556,25	10,2	
70,00	70,00	70,00	4900,00	9,5	
65,00	66,00	65,50	4290,25	10,8	
70,50	70,00	70,25	4935,06	9,4	

Tabela 5 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 4

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
68,50	66,50	67,50	4556,25	10,2	10,1
67,00	65,00	66,00	4356,00	10,6	
68,50	67,50	68,00	4624,00	10,0	
65,50	65,00	65,25	4257,56	10,9	Desv. Pad.
71,00	69,50	70,25	4935,06	9,4	0,5
66,00	65,00	65,50	4290,25	10,8	
71,00	68,00	69,50	4830,25	9,6	
67,50	68,00	67,75	4590,06	10,1	
69,50	70,00	69,75	4865,06	9,5	
69,50	65,00	67,25	4522,56	10,3	

Tabela 6 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 5

Anexo I – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Microdureza Vickers

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
70,00	70,00	70,00	4900,00	9,5	10,0
68,00	65,00	66,50	4422,25	10,5	
71,50	70,00	70,75	5005,56	9,3	
67,00	69,00	68,00	4624,00	10,0	Desv. Pad.
67,00	65,50	66,25	4389,06	10,6	0,6
71,50	68,50	70,00	4900,00	9,5	
63,00	68,00	65,50	4290,25	10,8	
68,50	69,00	68,75	4726,56	9,8	
70,00	71,00	70,50	4970,25	9,3	
64,00	66,00	65,00	4225,00	11,0	

Tabela 7 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 6

D1	D2	Dm	Dm2	HV	HVm
71,00	71,00	71,00	5041,00	9,2	9,6
71,00	70,00	70,50	4970,25	9,3	
71,00	68,50	69,75	4865,06	9,5	
65,00	69,00	67,00	4489,00	10,3	Desv. Pad.
66,00	68,00	67,00	4489,00	10,3	0,6
70,00	70,50	70,25	4935,06	9,4	
75,00	75,00	75,00	5625,00	8,2	
66,00	71,00	68,50	4692,25	9,9	
67,00	70,00	68,50	4692,25	9,9	
68,50	66,00	67,25	4522,56	10,3	

Tabela 8 – Resultados dos ensaios de dureza efectuados na tala 7

Anexo 1 – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Tracção

Polipropileno	Tracção		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
0 – 1	30,4	8,6	1,7
0 – 2	30,9	8,5	1,8
0 – 3	30,5	8,8	1,9
Média	30,6	8,6	1,8
Desv. Pad.	0,3	0,1	0,1

Tabela 9 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para o PP

Tala 1	Tracção		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
1 – 1	26,7	8,4	1,5
1 – 2	25,4	8,5	1,4
1 – 3	28,3	9,8	0,9
Média	26,8	8,9	1,3
Desv. Pad.	1,5	0,8	0,3

Tabela 10 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 1

Tala 2	Tracção		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
2 – 1	27,5	7,8	1,7
2 – 2	28,2	7,0	1,7
2 – 3	27,9	9,2	0,8
Média	27,9	8,0	1,4
Desv. Pad.	0,4	1,1	0,5

Tabela 11 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 2

Tala 3	Tracção		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
3 – 1	25,6	7,7	1,2
3 – 2	25,5	7,7	1,3
3 – 3	27,3	8,9	0,8
Média	26,2	8,1	1,1
Desv. Pad.	1,0	0,7	0,3

Tabela 12 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 3

Anexo I – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Tracção

Tala 4	Tracção		
	σ máx (MPa)	ε a σ máx (%)	Módulo (GPa)
4 – 1	27,9	7,3	1,6
4 – 2	27,2	8,0	1,7
4 – 3	28,6	8,9	1,2
Média	27,9	8,1	1,5
Desv. Pad.	0,7	0,8	0,2

Tabela 13 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 4

Tala 5	Tracção		
	σ máx (MPa)	ε a σ máx (%)	Módulo (GPa)
5 – 1	28,2	6,4	1,6
5 – 2	25,8	5,9	1,7
5 – 3	29,3	8,8	0,8
Média	27,8	7,1	1,4
Desv. Pad.	1,8	1,6	0,5

Tabela 14 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 5

Tala 6	Tracção		
	σ máx (MPa)	ε a σ máx (%)	Módulo (GPa)
6 – 1	28,0	7,3	1,6
6 – 2	28,4	7,0	1,8
6 – 3	28,1	6,2	1,1
Média	28,2	6,8	1,5
Desv. Pad.	0,2	0,6	0,3

Tabela 15 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 6

Tala 7	Tracção		
	σ máx (MPa)	ε a σ máx (%)	Módulo (GPa)
7 – 1	28,0	6,0	1,7
7 – 2	28,4	6,2	1,4
7 – 3	30,0	8,4	0,9
Média	28,8	6,8	1,3
Desv. Pad.	1,1	1,4	0,4

Tabela 16 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 7

Anexo 1 – Resultados Completos dos Ensaio Realizados – Tracção

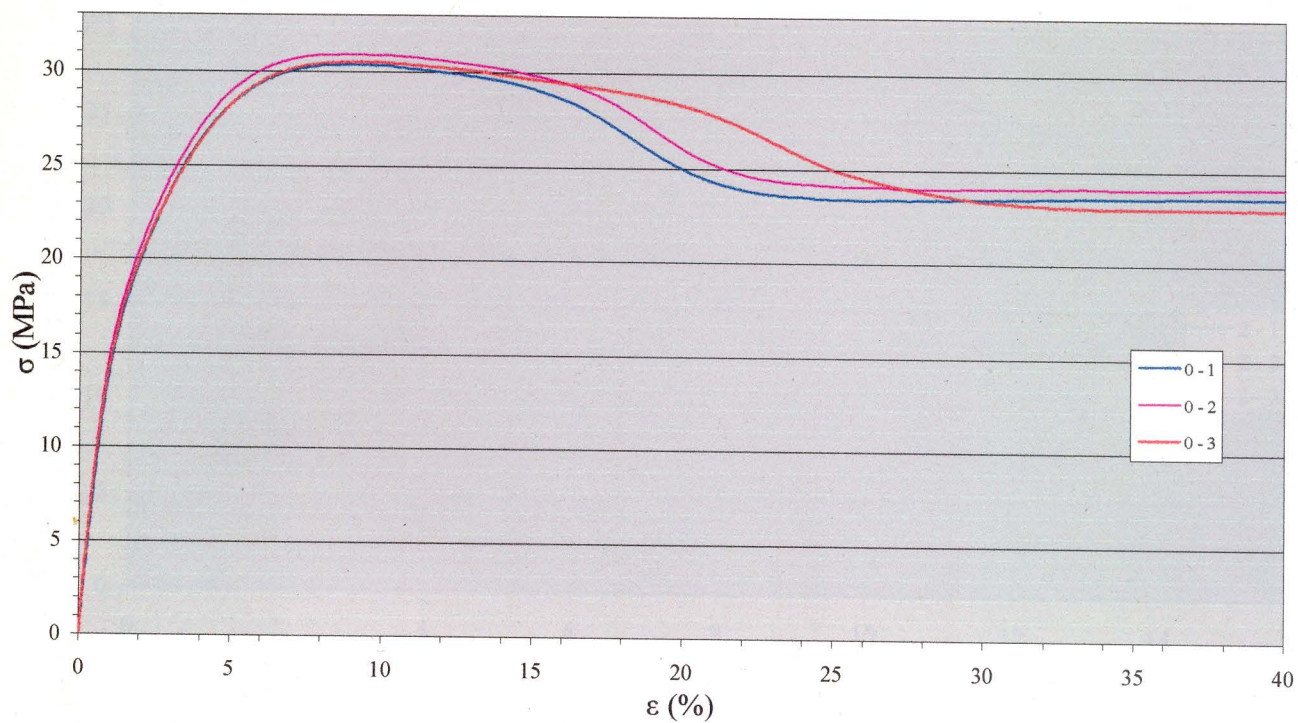


Figura 1 – Tensão – deformação para a tracção da folha de PP

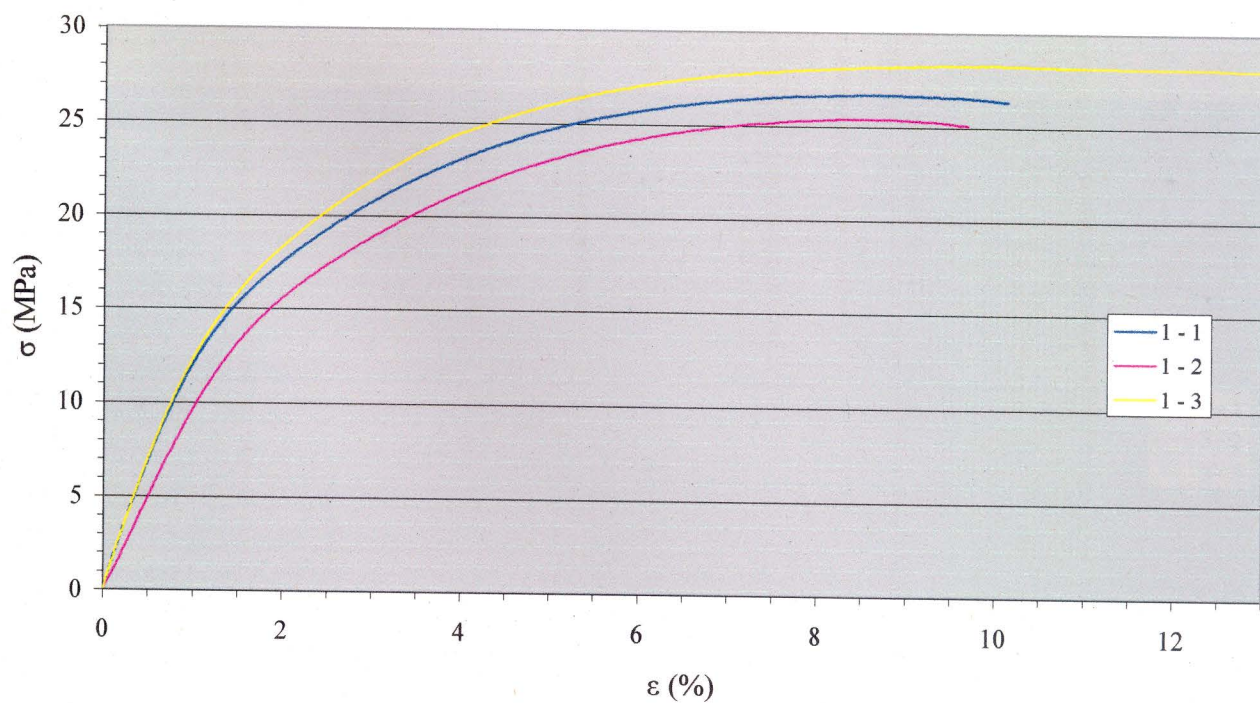


Figura 2 – Tensão – deformação para a tracção da tala 1

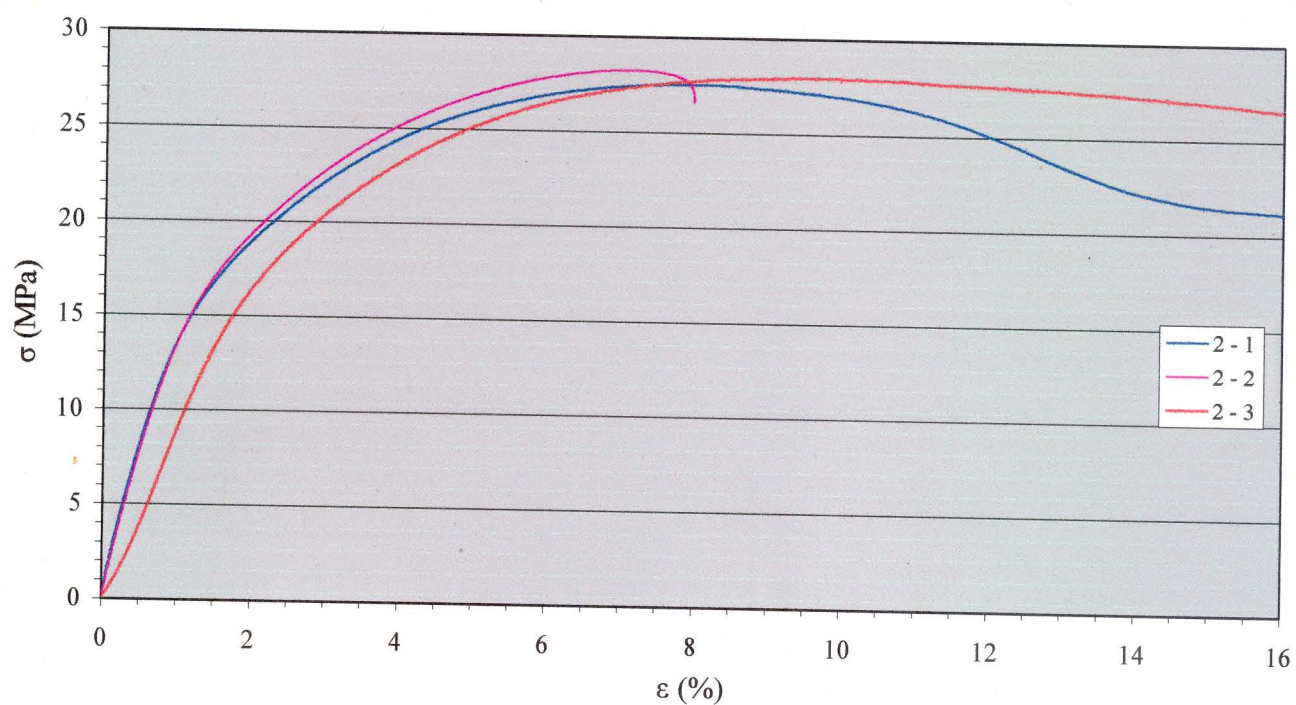


Figura 3 – Tensão – deformação para a tracção da tala 2

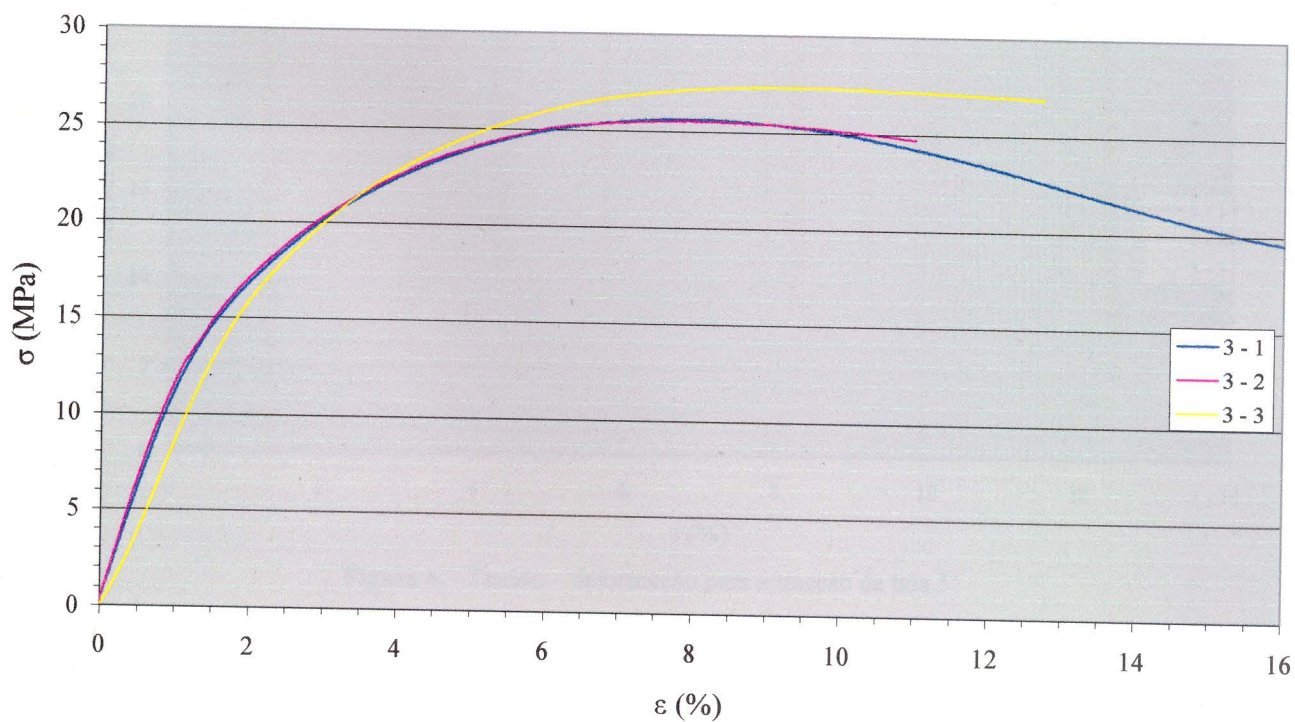


Figura 4 – Tensão – deformação para a tracção da tala 3

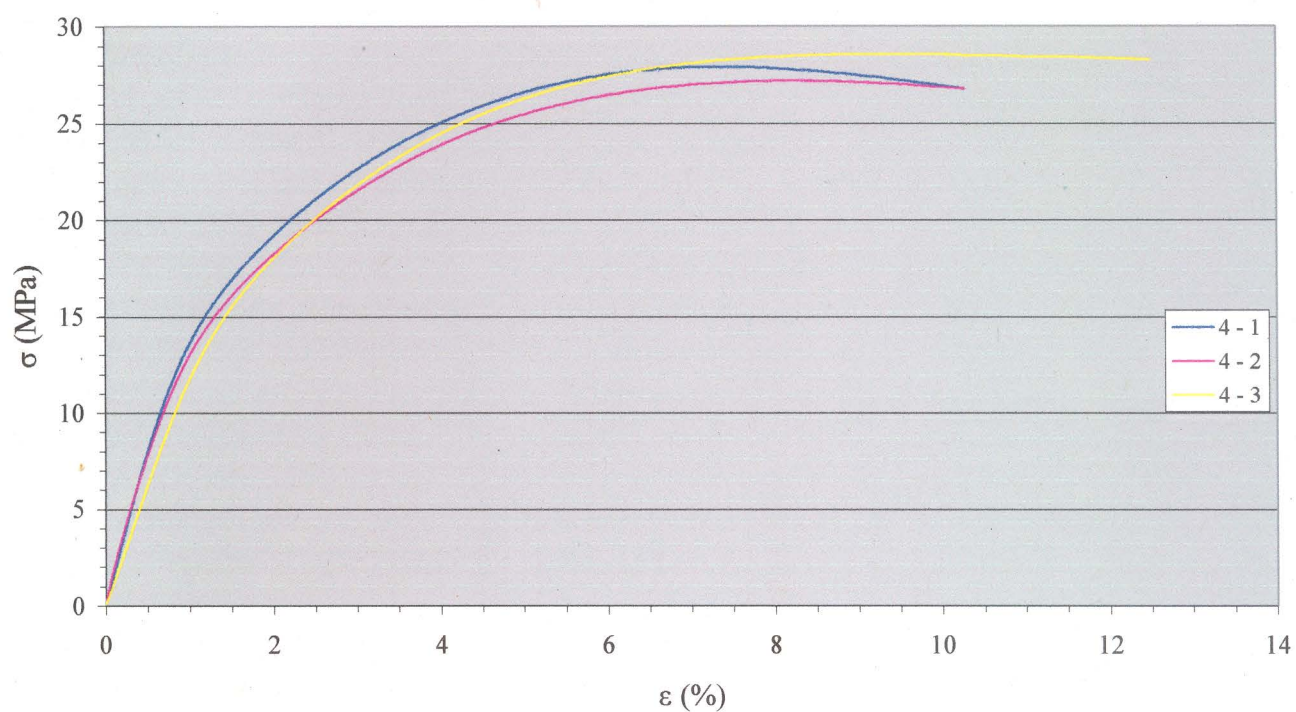


Figura 5 – Tensão – deformação para a tracção da tala 4

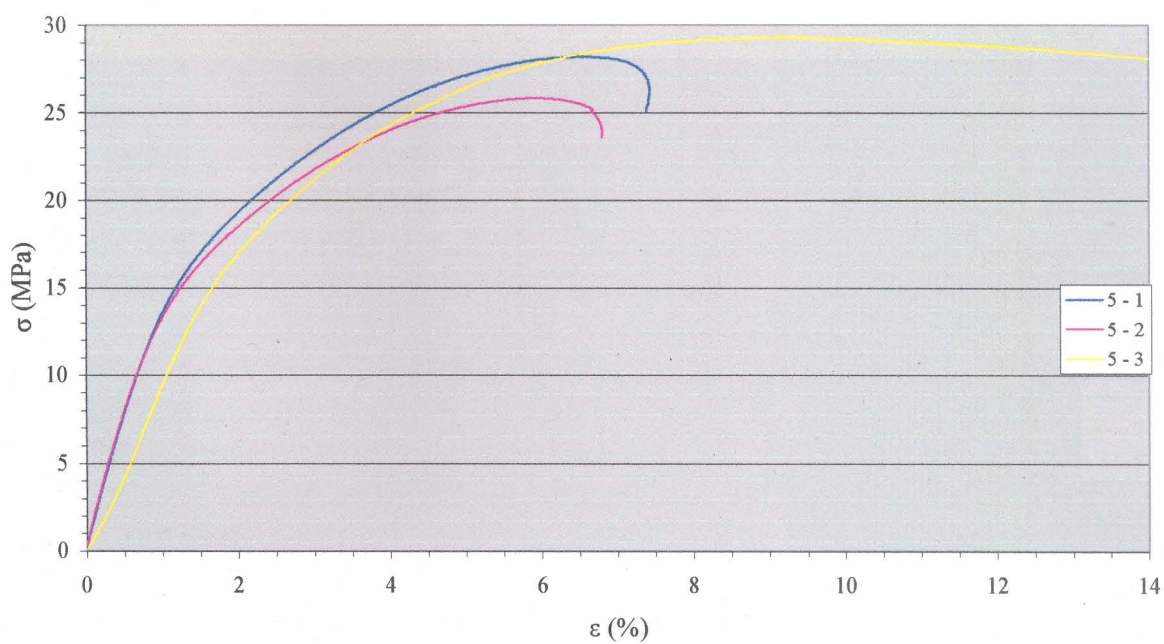


Figura 6 – Tensão – deformação para a tracção da tala 5

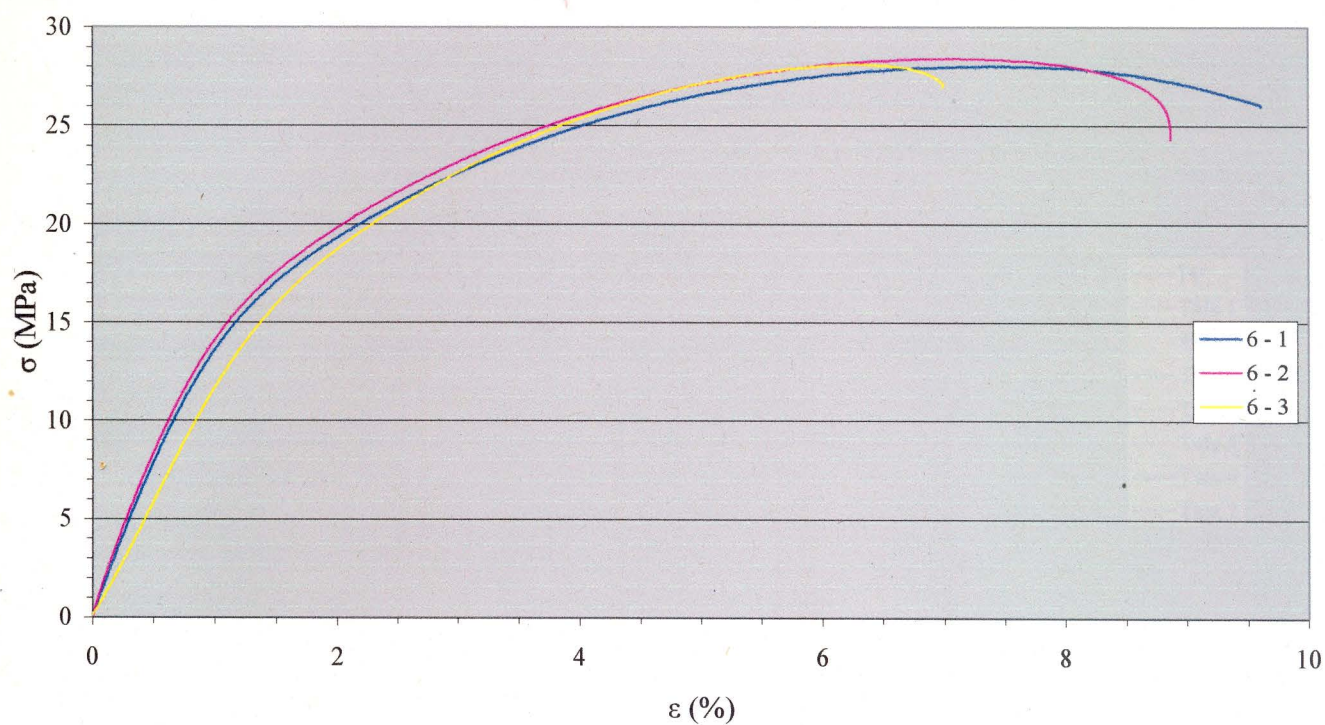


Figura 7 – Tensão – deformação para a tracção da tala 6

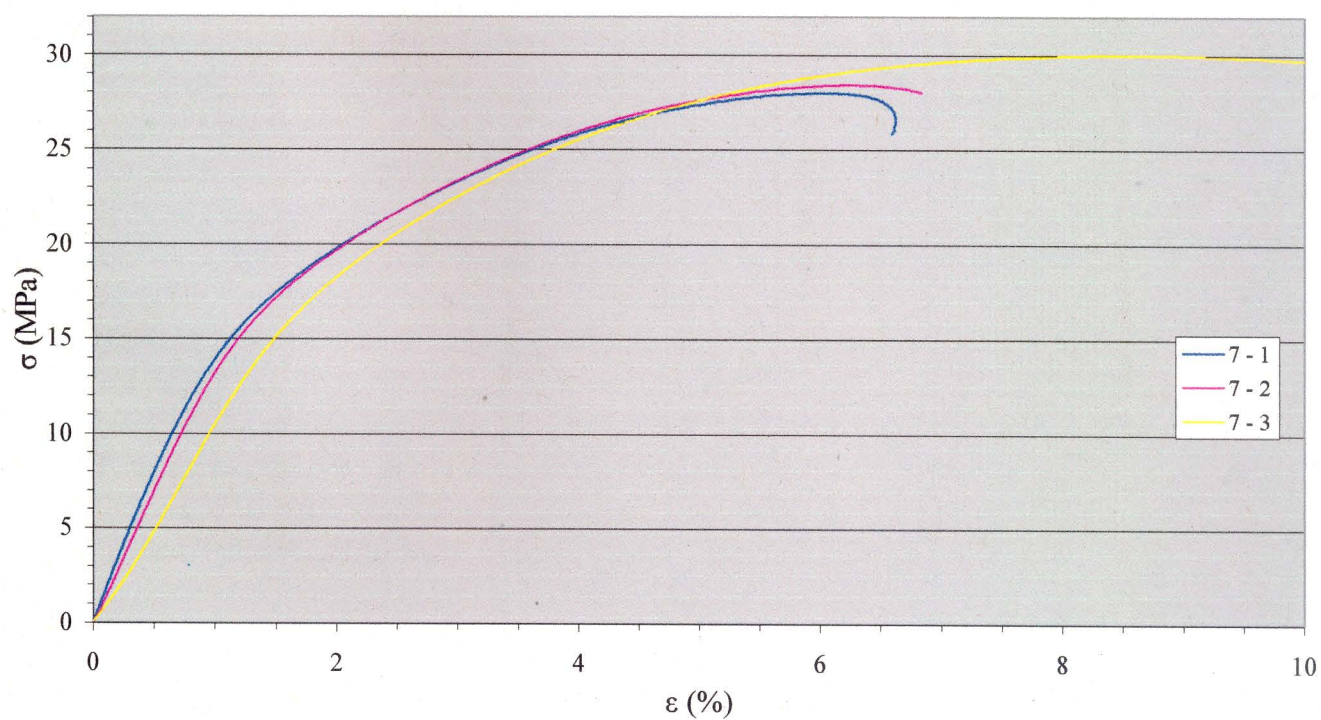


Figura 8 – Tensão – deformação para a tracção da tala 7

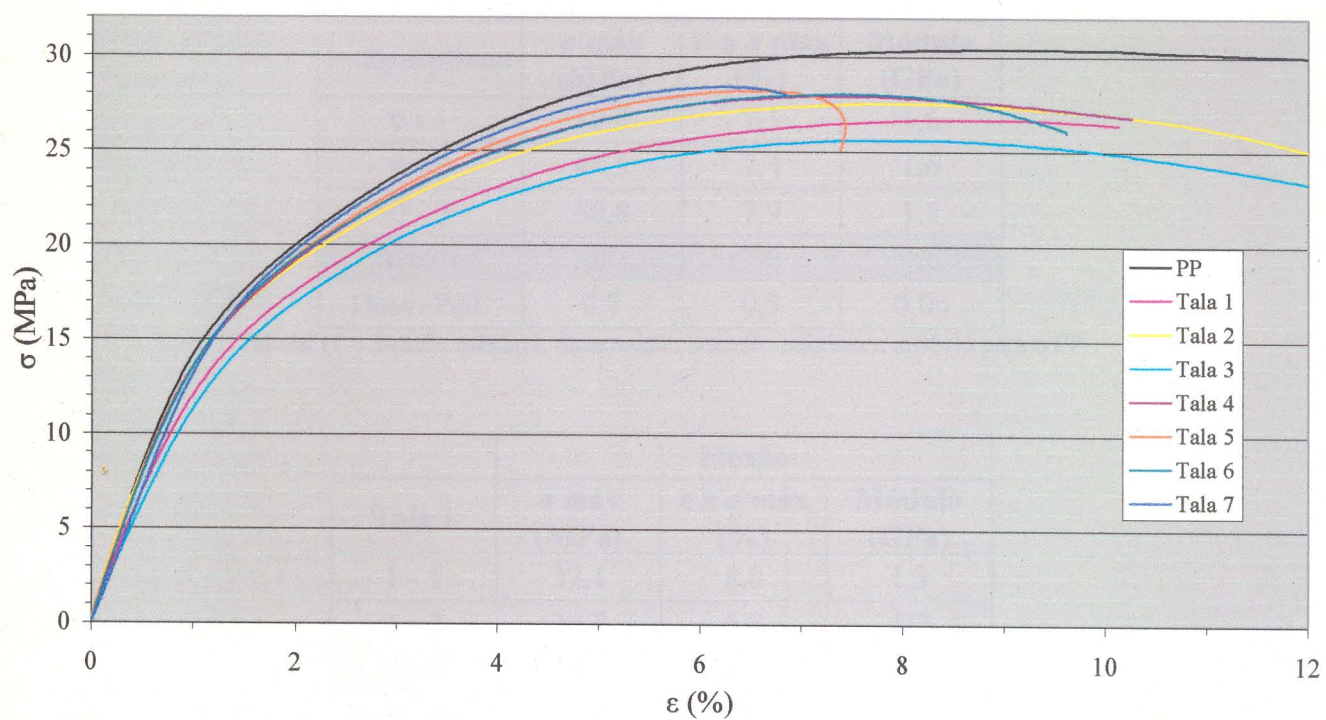


Figura 9 – Comparação dos resultados do ensaio de tracção

Anexo 1 – Resultados Completos dos Ensaios Realizados – Flexão

Polipropileno	Flexão		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
0 - 1	50,5	7,5	1,6
0 - 2	49,5	7,4	1,6
0 - 3	50,8	7,9	1,5
Média	50,3	7,6	1,6
Desv. Pad.	0,7	0,3	0,06

Tabela 17 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para o PP

Tala 1	Flexão		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
1 - 1	37,1	8,0	1,3
1 - 2	36,7	6,8	1,2
Média	36,9	6,9	1,3
Desv. Pad.	0,3	0,1	0,04

Tabela 18 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 1

Tala 2	Flexão		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
2 - 1	35,2	6,7	1,2
2 - 2	35,9	6,4	1,7
Média	35,6	6,6	1,4
Desv. Pad.	0,4	0,2	0,4

Tabela 19 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 2

Tala 3	Flexão		
	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
3 - 1	48,7	7,3	1,4
3 - 2	43,3	6,8	1,1
Média	46,0	7,1	1,3
Desv. Pad.	3,8	0,4	0,2

Tabela 20 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 3

	Flexão		
Tala 4	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
4 - 1	40,8	7,0	1,1
4 - 2	41,0	9,9	1,3
Média	40,9	8,4	1,2
Desv. Pad.	0,1	2,1	0,1

Tabela 21 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 4

	Flexão		
Tala 5	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
5 - 1	41,4	6,7	1,6
5 - 2	35,8	6,4	1,3
Média	38,6	6,5	1,5
Desv. Pad.	4,0	0,2	0,2

Tabela 22 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 5

	Flexão		
Tala 6	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
6 - 1	44,6	7,6	1,5
6 - 2	37,4	6,9	1,5
Média	41,0	7,2	1,5
Desv. Pad.	5,1	0,5	0,02

Tabela 23 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 6

	Flexão		
Tala 7	σ máx (MPa)	ϵ a σ máx (%)	Módulo (GPa)
7 - 1	33,7	6,8	1,2
7 - 2	31,7	6,6	1,3
Média	32,7	6,7	1,2
Desv. Pad.	1,4	0,1	0,07

Tabela 24 – Tensão máxima, deformação à tensão máxima e módulo para a tala 7

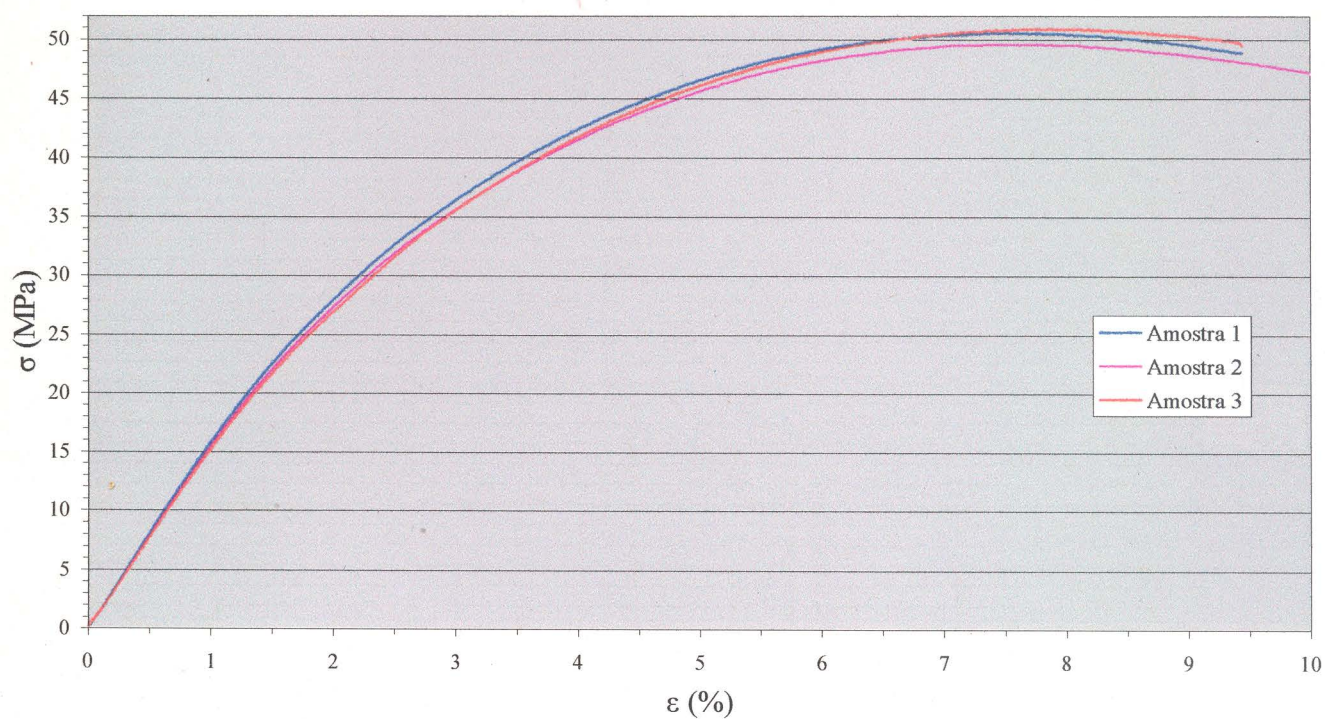


Figura 10 – Tensão – deformação para a flexão da folha de PP

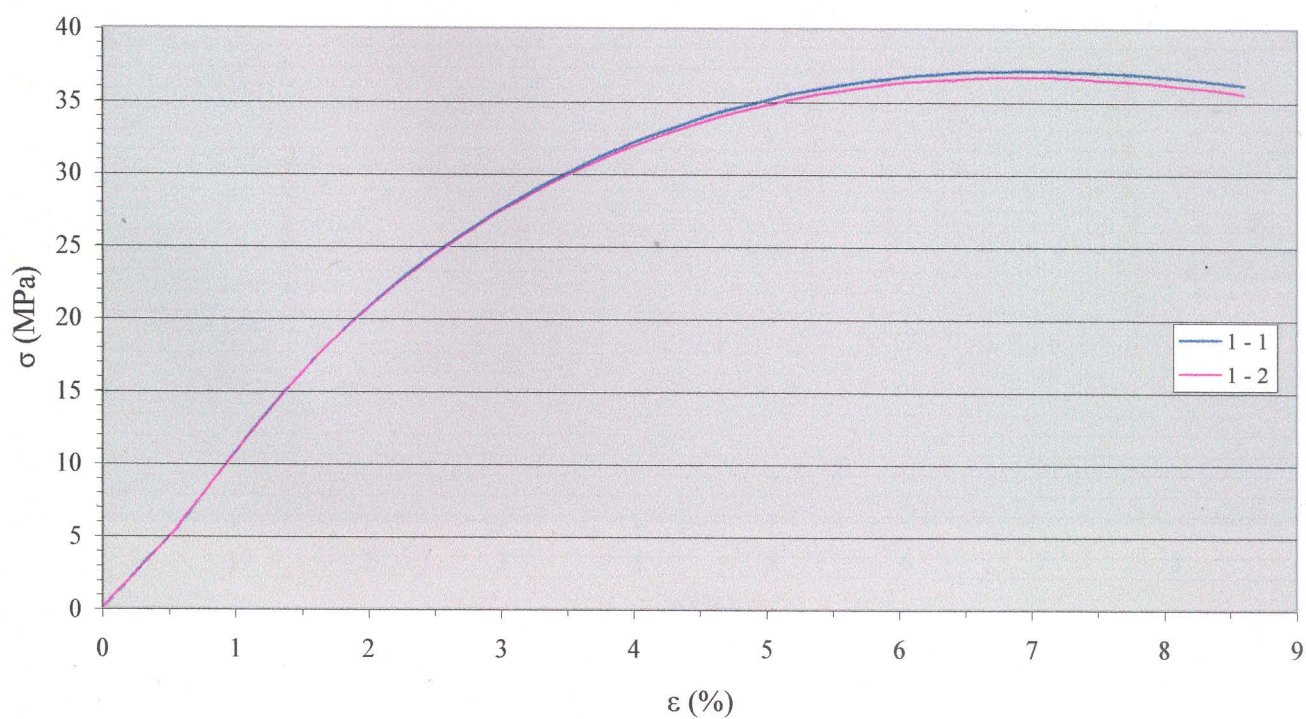


Figura 11 – Tensão – deformação para a flexão da tala 1

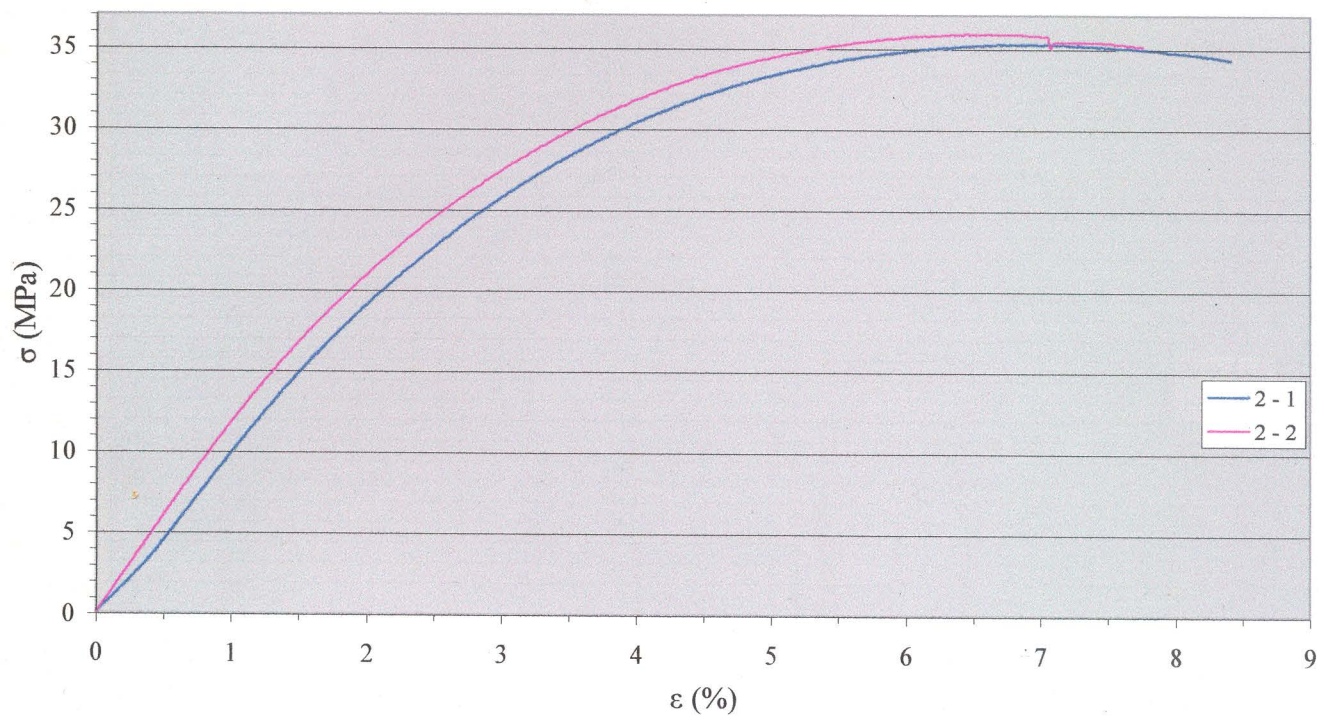


Figura 12 – Tensão – deformação para a flexão da tala 2

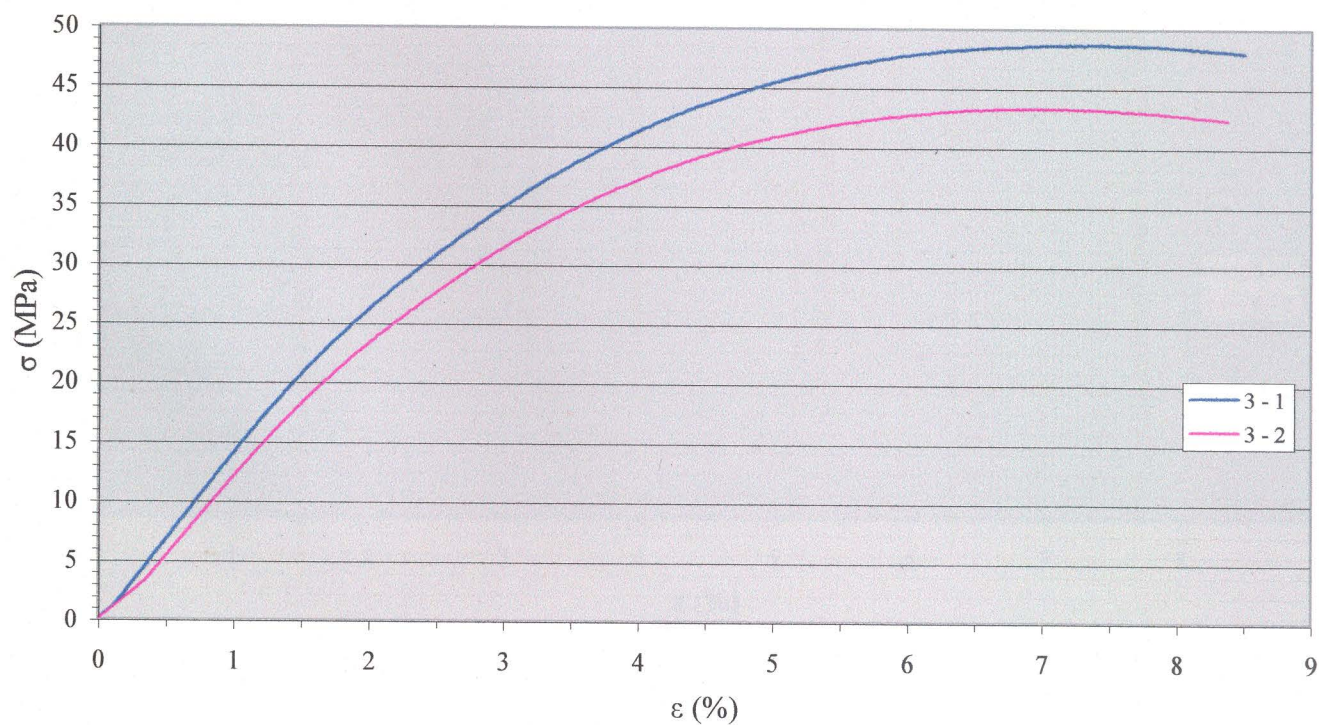


Figura 13 – Tensão – deformação para a flexão da tala 3

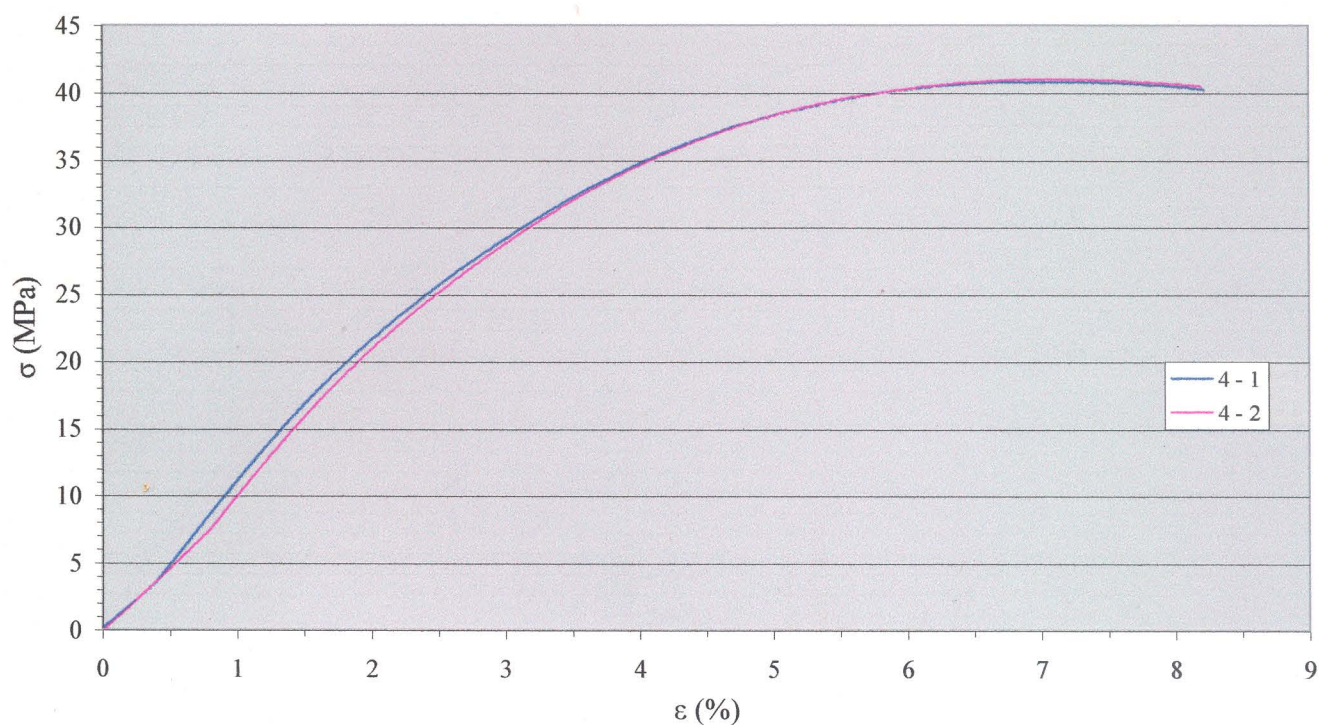


Figura 14 – Tensão – deformação para a flexão da tala 4

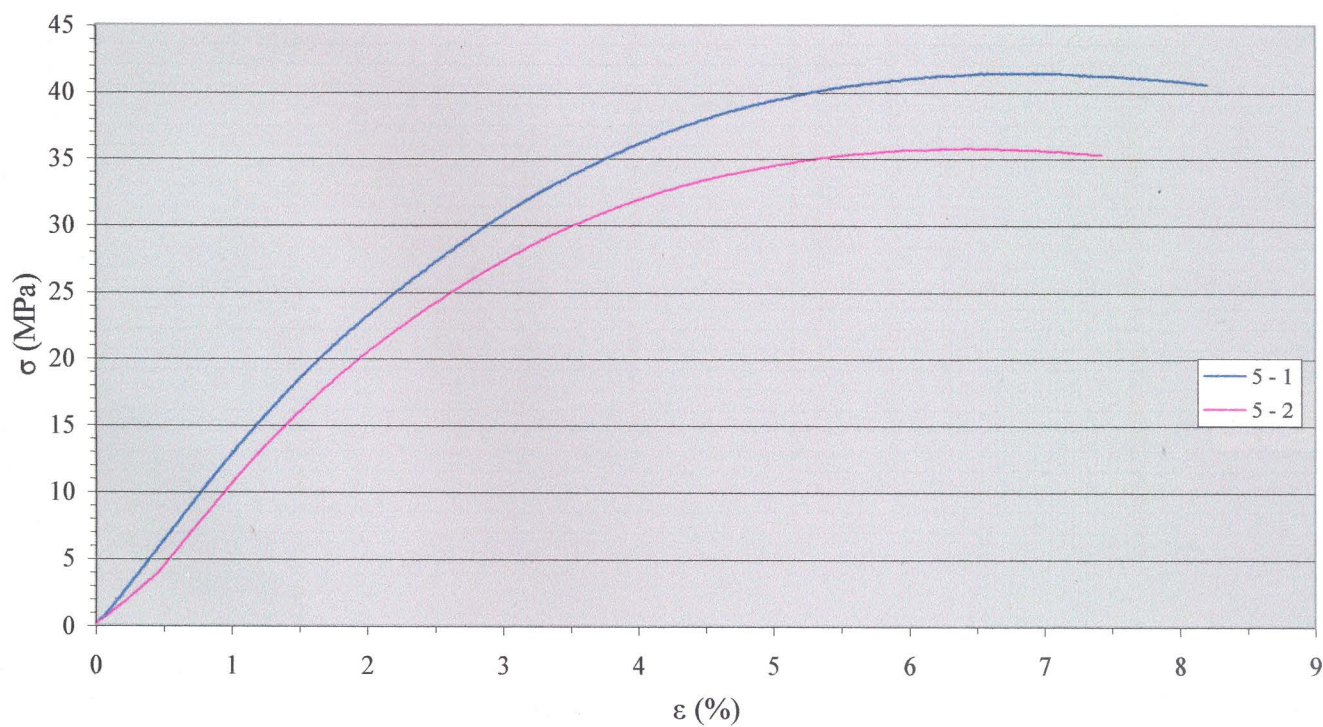


Figura 15 – Tensão – deformação para a flexão da tala 5

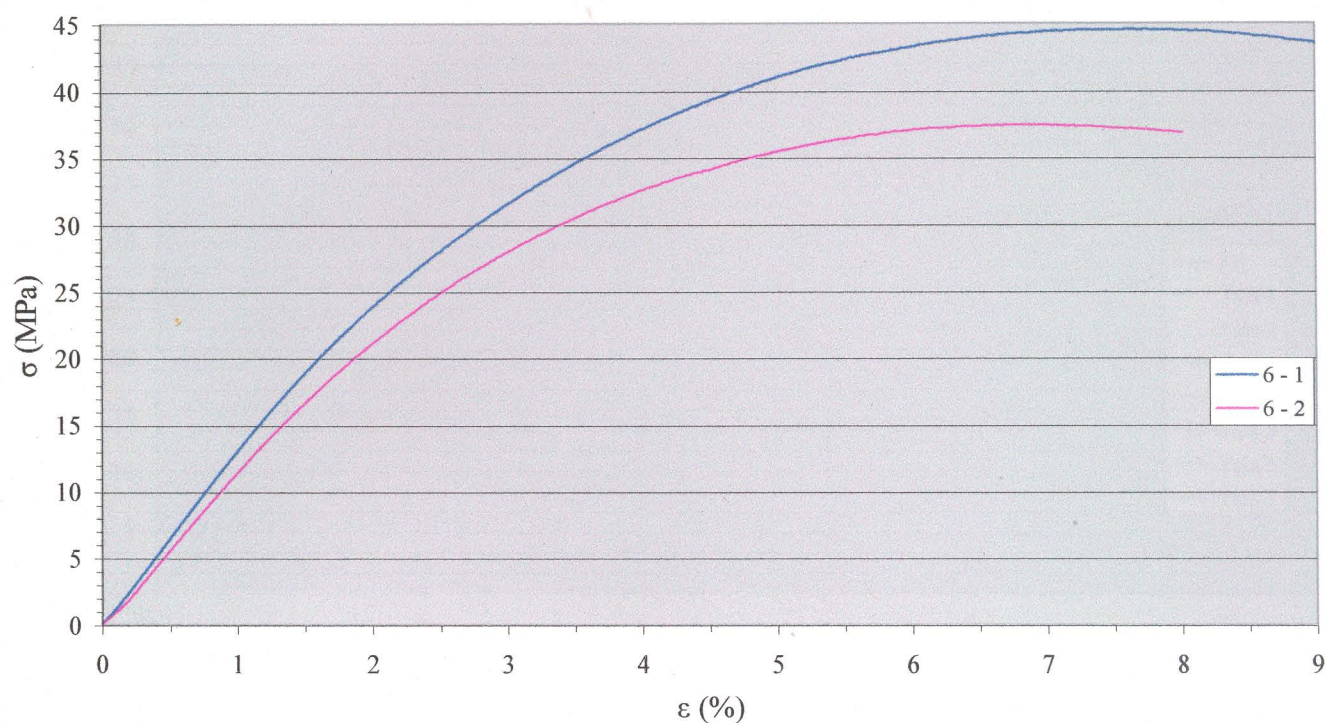


Figura 16 – Tensão – deformação para a flexão da tala 6

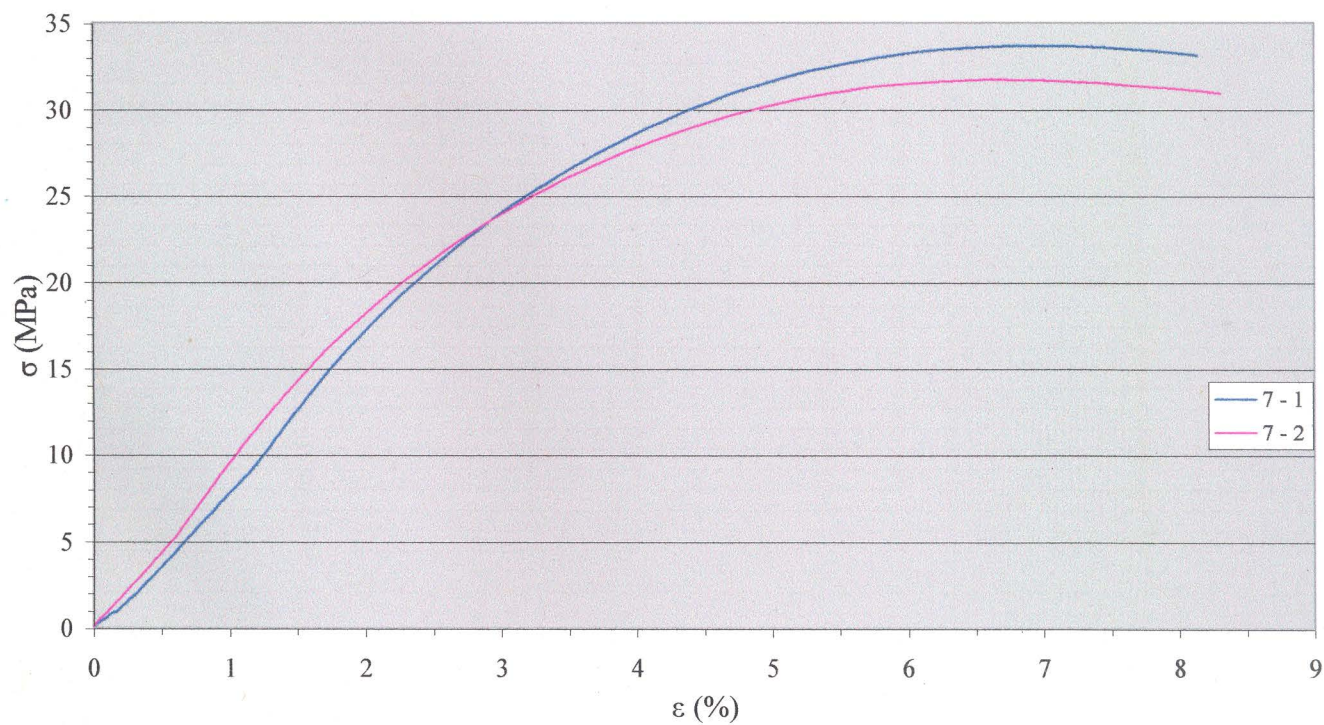


Figura 17 – Tensão – deformação para a flexão da tala 7

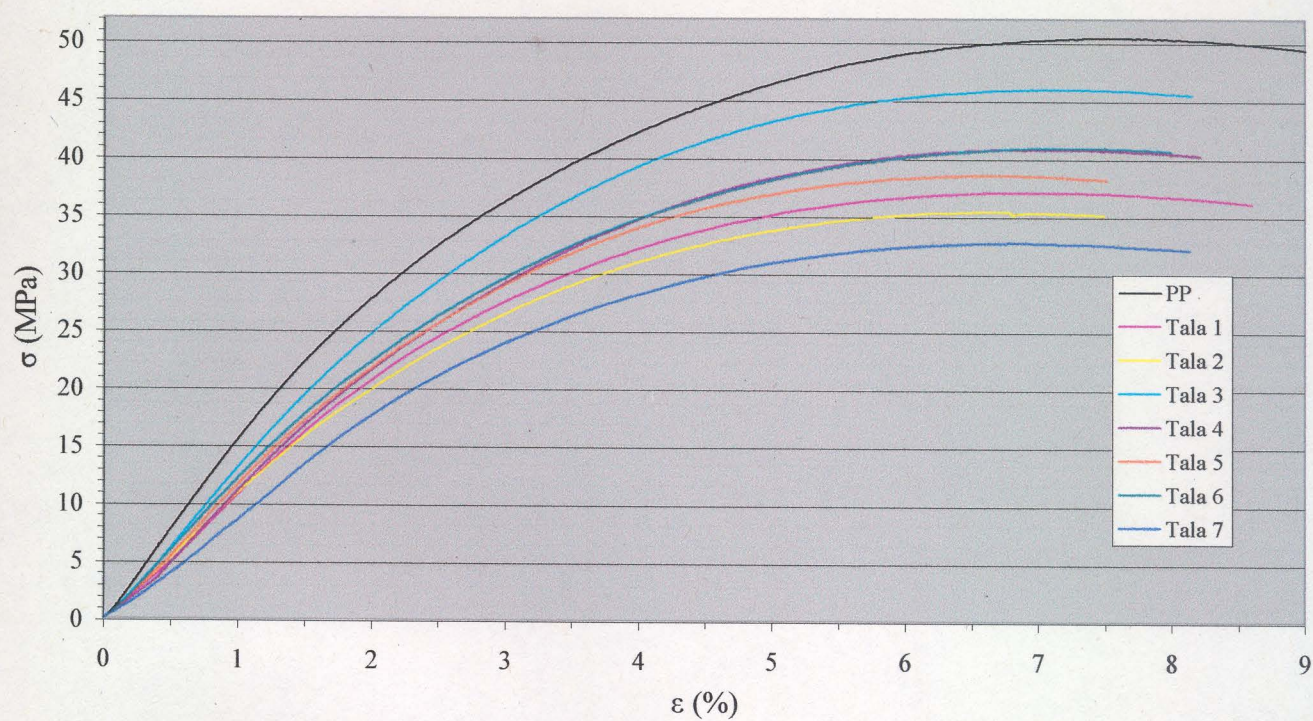


Figura 18 – Comparação dos resultados do ensaio de flexão