

**Estudo de várias propriedades mecânicas do polidimetilsiloxano  
(PDMS) usado em dispositivos biomédicos**

**Núria Renata Pinheiro Moreira**

Trabalho de Projeto apresentado à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**

Para obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Outubro de 2013

---

**Estudo de várias propriedades mecânicas do polidimetilsiloxano  
(PDMS) usado em dispositivos biomédicos**

**Núria Renata Pinheiro Moreira**

Trabalho de Projeto apresentado à  
**Escola Superior de Tecnologia e Gestão**  
**Instituto Politécnico de Bragança**

Para obtenção do grau de Mestre em  
**Tecnologia Biomédica**

Este trabalho foi efetuado sob orientação de:

**Prof. Rui Lima**  
**Prof. Lucas F M da Silva**

Este trabalho de Projeto não inclui as críticas e sugestões feitas pelo Júri

Outubro de 2013



*“A ciência compõe-se de erros que, por sua vez, são os passos até à verdade.” (Julio Verne)*



# Agradecimentos

Desde já gostaria de agradecer a todos as pessoas que direta ou indiretamente contribuíram para a realização desta tese, sendo esta uma etapa muito importante da minha vida. Queria então agradecer:

ao Professor Doutor Rui Lima pela ótima orientação, pela sua disponibilidade e ensinamentos sempre que era necessário;

ao Professor Doutor Lucas F M da Silva pela sua orientação e por me acolher numa faculdade e num ambiente que eram desconhecidos para mim;

ao Professor Luís Mesquita por me auxiliar com a rotina de Matlab utilizada;

aos meus colegas de laboratório, em especial à Diana Pinho, ao Elmano Pinto, ao David Bento e à Vera Faustino pela ajuda prestada nas mais diversas etapas do desenvolvimento do trabalho;

aos meu colegas do grupo de adesivos da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, em especial ao Ricardo Carbas pela disponibilidade e paciência, à Ana Queirós pela ajuda prestada e à Rosa Paiva pela cedência de alguns artigos;

aos meus pais, por toda a paciência, dedicação, incentivo, carinho, amor e todo o sacrifício que fazem para que isto seja possível. Ao meu irmão pelo apoio que sempre me deu e ao meu namorado por estar sempre presente, pelo incentivo e por me fazer acreditar que é possível;

a todos os meus amigos que fizeram este percurso académico comigo, muito obrigado pela grande amizade 3;

Gostaria também de agradecer à FCT, COMPETE, QREN e União Europeia (FEDER) no âmbito dos projetos PTDC/SAU-BEB/105650/2008, PTDC/SAU-BEB/108728/2008, PTDC/EME-MFE/099109/2008, e PTDC/SAU-ENB/116929/2010.

# Resumo

Esta tese de mestrado foi elaborada no âmbito da aquisição do grau de mestre em Tecnologia Biomédica- Biomecânica e Reabilitação, tendo como objetivo principal a caracterização mecânica do polidimetilsiloxano (PDMS) usado em dispositivos biomédicos.

Ao longo deste trabalho foram efetuados diversos ensaios mecânicos nomeadamente de tração e adesão de forma a obter valores de tensão, módulo de elasticidade, deformação assim como de tensão de corte, força máxima e deslocamento. Para além destes ensaios foi testada uma aplicação do PDMS, neste caso no âmbito da biomicrofluidica, sendo que o objetivo principal foi a medição da pressão máxima que os microdispositivos propostos neste trabalho conseguem atingir durante o escoamento de um fluido Newtoniano.

Inicialmente projetou-se duas geometrias diferentes em AutoCad que foram impressas em vinil com o auxílio da técnica de microfabricação conhecida por xurografia. Após a fabricação dos microcanais foi montado um sistema que consiste na ligação do microcanal a uma bomba de seringa para controlar o escoamento do fluido e um transdutor de pressão para realizar a medição da queda de pressão, estando estes ligados a um software que possibilitou a obtenção dos dados em formato digital. Este sistema experimental possibilitou testar a pressão máxima que o microcanal consegue aguentar devido à pressão exercida pelo fluido.

Os resultados obtidos demonstram que o PDMS é um material bastante versátil e que pode ser aplicado em diversas circunstâncias devido às diversas vantagens que apresenta.

**Palavras-chave:** PDMS, adesão, propriedades mecânicas, xurografia, microcanais, biomicrofluidica.

# Abstract

This thesis was prepared for the acquisition of the master degree in Biomedical Technology, having as main objective the mechanical characterization of polydimethylsiloxane (PDMS) used in biomedical devices. Throughout this work several mechanical tests were performed including tensile and adhesion to obtain tension values, elasticity modulus (Young's modulus), strain, shear stress, maximum strength and displacement. In addition to these experiments, a PDMS application was tested in the biomicrofluidics area, where the main objective was to measure the maximum pressure that the microdevices could support when submitted to the flow of a Newtonian fluid.

Initially two different geometries were fabricated with vinyl by xurography, which is known as a low cost technique. After the microchannel fabrication, the inlet of the channel was connected to a syringe pump to control the fluid flow, and a pressure transducer was used to measure the pressure drop. This experimental system allowed testing the maximum pressure, exerted by the fluid, that the microchannel can support.

The results shows that PDMS has mechanical properties not as good as other biomaterials, however it is a material very versatile and can be applied in many circumstances due to the advantages it presents.

Keywords: PDMS, adhesion, mechanical properties, xurography, microchannels, biomicrofluidics.

# Conteúdo

<b>Lista de Figuras</b> .....	xiii
<b>Lista de Tabelas</b> .....	xviii
Capítulo 1	
Introdução.....	Pag.1
1.1.Motivação.....	Pag.1
1.2.Definição do Problema.....	Pag.1
1.3.Objetivos.....	Pag.1
1.4.Metodologia de Investigação.....	Pag.2
1.5.Estrutura da Tese.....	Pag.2
Capítulo 2	
Fundamentos Teóricos.....	Pag.4
2.1.Polímeros.....	Pag.4
2.2.Polidimetilsiloxano (PDMS).....	Pag.5
2.2.1. Estrutura Química e Molecular do PDMS.....	Pag.6
2.2.2. Propriedades Químicas e Mecânicas do PDMS.....	Pag.6
2.2.3. Cura Química do PDMS.....	Pag.7
2.2.4. Aplicações Biomédicas do PDMS.....	Pag.8
2.3.Propriedades Mecânicas.....	Pag.9
2.3.1. Curva de Engenharia.....	Pag.9
2.3.2. Curva Real.....	Pag.13
2.4.Rugosidade.....	Pag.14
2.5. Energia Superficial.....	Pag.16
2.6.Adesão.....	Pag.18
2.6.1. Adesão em Biomedicina.....	Pag.19
2.6.2. Ensaios de Adesão.....	Pag.19
2.6.3. Juntas de Sobreposição Simples.....	Pag.20

2.7. Microfabricação.....	Pag.21
2.7.1. Xurografia.....	Pag.22
2.8. Mecânica dos Flúidos e Bioflúidos.....	Pag.23

### Capítulo 3

Ensaio de Tração e Adesão.....	Pag.24
3.1. Produção do PDMS.....	Pag.24
3.2. Fabricação dos Provetes de Tração e Adesão.....	Pag.25
3.3. Ensaio de Tração.....	Pag.28
3.3.1. Materiais e Métodos.....	Pag.28
3.3.2. Análise e Discussão dos Resultados.....	Pag.30
3.4. Ensaio de Adesão.....	Pag.34
3.4.1. Materiais e Métodos.....	Pag.34
3.4.2. Análise e Discussão dos Resultados.....	Pag.37
3.5. Ensaio de Energia Superficial.....	Pag.42
3.5.1. Materiais e Métodos.....	Pag.42
3.5.2. Análise e Discussão dos Resultados.....	Pag.43
3.6. Ensaio de Rugosidade.....	Pag.45
3.6.1. Materiais e Métodos.....	Pag.45
3.6.2. Análise e Discussão dos Resultados.....	Pag.46

### Capítulo 4

Microfabricação e Escoamento em Microcanais.....	Pag.49
4.1. Materiais e Métodos.....	Pag.49
4.1.1. <i>Plotter</i> de Corte JaguarII.....	Pag.55
4.1.2. Flúidos Utilizados.....	Pag.56
4.1.3. Sistema de Medição da Queda de Pressão.....	Pag.57
4.2. Análise e Discussão dos Resultados.....	Pag.58
4.2.1. Geometria Simples Com Microcanal de Secção Retangular.....	Pag.59
4.2.2. Geometria de Um Microcanal de Secção Retangular Com	
Bifurcações.....	Pag.60
4.2.3. Geometria de Um Microcanal de Secção Retangular Com Estrei-	
tamento.....	Pag.61

## Capítulo 5

Conclusões e Trabalhos Futuros.....	Pag.65
5.1. Conclusões.....	Pag.65
5.2. Trabalhos Futuros.....	Pag.67
Referências.....	Pag.68
Anexos.....	Pag.70

# Lista de figuras

<b>Figura 1:</b> Polidimetilsiloxano (PDMS) pré-polímero e agente de cura.....	Pag.6
<b>Figura 2:</b> Estrutura química do polidimetilsiloxano.....	Pag.6
<b>Figura 3:</b> Escoamento sanguíneo em microcanais fabricados em PDMS.....	Pag.8
<b>Figura 4:</b> Lentes de contacto.....	Pag.9
<b>Figura5:</b> Lei de Hooke.....	Pag.10
<b>Figura6:</b> Diagrama tensão-deformação.....	Pag.11
<b>Figura7:</b> Exemplo de provete utilizado em ensaios de tração.....	Pag.12
<b>Figura8:</b> Gráfico tensão-deformação.....	Pag.12
<b>Figura9:</b> Máquina de ensaios de tração INSTRON.....	Pag.13
<b>Figura10:</b> Representação da comparação das curvas tensão/deformação para a curva real e para a curva de engenharia.....	Pag.14
<b>Figura11:</b> Exemplo de representação de um perfil de rugosidade.....	Pag.15
<b>Figura12:</b> Medição do ângulo de contato $\theta$ entre uma gota de líquido e uma deter minada superfície.....	Pag.17
<b>Figura13:</b> Ângulos de contato entre líquidos e superfícies sólidas, para líquidos que a) molham perfeitamente, b) molham predominantemente, c) não molham predominantemente e d) não molham.....	Pag.18
<b>Figura14:</b> Geometrias de diferentes juntas adesivas.....	Pag.20
<b>Figura15:</b> Junta de sobreposição simples.....	Pag.21
<b>Figura16:</b> <i>Plotter</i> de corte com o vinil utilizado para fazer os moldes.....	Pag.22
<b>Figura17:</b> Microcanais fabricados impressos na <i>Plotter</i> de corte.....	Pag.22
<b>Figura18:</b> Balança electrónica.....	Pag.24
<b>Figura19:</b> Mistura do PDMS com uma espátula.....	Pag.25

<b>Figura20:</b> a) Excicador com copo contendo PDMS, b)Exsicador conetado à bomba de vácuo.....	Pag.25
<b>Figura21:</b> Molde em aço dos provetes de tração.....	Pag.26
<b>Figura22:</b> Provette “osso de cão” com as dimensões utilizadas neste ensaio segundo a norma BS 2782.....	Pag.26
<b>Figura23:</b> Junta de sobreposição simples com as dimensões em milímetros.....	Pag.26
<b>Figura24:</b> Molde em aço para os provetes de adesão e das guias de alinhamento.....	Pag.27
<b>Figura25:</b> Forno utilizado para a cura dos provetes de PDMS.....	Pag.27
<b>Figura26:</b> Provetes de tração (esquerda) e adesão (direita) em PDMS após remoção do molde.....	Pag.28
<b>Figura27:</b> Provette devidamente marcado colocado na máquina de tração.....	Pag.29
<b>Figura28:</b> Esquema elucidativo do ensaio de tração.....	Pag.29
<b>Figura29:</b> Imagem representativa da rutura correta do provete, para que este possa ser válido.....	Pag.30
<b>Figura30:</b> Tensão/ deformação convrncional e real para $T_c=80^\circ\text{C}$ .....	Pag.31
<b>Figura31:</b> Tensão/ deformação convencional e real, pata $T_c=125^\circ\text{C}$ .....	Pag.31
<b>Figura 32:</b> Gráfico relativo à tensão obtida para diferentes temperaturasde cura.....	Pag.32
<b>Figura33:</b> Gráfico relativo deformação obtida tendo em conta a temperaturas de cura e o rácio em massa.....	Pag.33
<b>Figura34:</b> Gráfico relativo ao Módulo de Young obtido tendo em conta a temperaturas de cura e o rácio em massa.....	Pag.33
<b>Figura35:</b> Imagem esquemática da junta de sobreposição simples em análise.....	Pag.35
<b>Figura36:</b> a) Bomba de vácuo conectada com b) <i>Spin Coater</i> .....	Pag.36
<b>Figura37:</b> Lâmina de vidro colocada no <i>Spin Coater</i> .....	Pag.36
<b>Figura38:</b> Imagem esquemática da montagem do provete de adesão com <i>Spin Couter</i> .....	Pag.37
<b>Figura39:</b> Curvas força-Deslocamento obtida no ensaio de adesão, para a temperatura de cura de $125^\circ\text{C}$ .....	Pag.38

<b>Figura40:</b> Curvas força-Deslocamento obtido no ensaio de adesão, para a temperatura de cura de 80°C.....	Pag.39
<b>Figura41:</b> Curvas força-Deslocamento obtida no ensaio de adesão com <i>Spin Coater</i> .....	Pag.39
<b>Figura42:</b> Tensão de corte obtida por ensaio de adesão.....	Pag.40
<b>Figura43:</b> Força obtida no ensaio de adesão com utilização de <i>Spin Coater</i> .....	Pag.41
<b>Figura44:</b> Gota de água sobre um provete de PDMS.....	Pag.42
<b>Figura45:</b> Microscópio ótico invertido.....	Pag.45
<b>Figura46:</b> Corte de provete de adesão analisado ao microscópio.....	Pag.46
<b>Figura47:</b> Imagens obtidas através de microscópio ótico invertido com objetiva de 5X do corte da ligação de dois provetes aderidos com os rácios:a) 10:1, b) 20:1 e c)5:1.....	Pag.46
<b>Figura48:</b> Microscópio de luz refletida modelo Axiovert 405M.....	Pag.47
<b>Figura49:</b> Imagem referente à análise superficial do PDMS cura a 125°C, a) Rácio 10:1, b) Rácio 5:1 e c) Rácio 20:1.....	Pag.48
<b>Figura50:</b> Imagem referente à análise superficial do PDMS cura a 80°C, a) Rácio 10:1, b) Rácio 5:1 e c) Rácio 20:1.....	Pag.48
<b>Figura51:</b> Geometria simples com um microcanal de secção retangular e respectivas dimensões.....	Pag.51
<b>Figura52:</b> Geometria de um microcanal de secção retangular com bifurcações e respectivas dimensões.....	Pag.51
<b>Figura53:</b> Geometria de um microcanal de secção retangular com estreitamento e respectivas dimensões.....	Pag.52
<b>Figura54:</b> Vinil utilizado na fabricação dos microcanais.....	Pag.52
<b>Figura55:</b> PDMS a ser vazado sobre as geometrias na caixa de <i>petri</i> .....	Pag.53
<b>Figura56:</b> Lâmina de vidro com uma película de PDMS no <i>Spin Coater</i> .....	Pag.54
<b>Figura57:</b> a)Placa metálica com os imans, b)Placa de petri colocada sobre os imans e c) Pregos contidos na caixa de petri já recoberta com PDMS.....	Pag.55
<b>Figura58:</b> a) <i>Plotter</i> de corte JaguarII e b)computador onde se encontra o software de interface <i>GreatCut</i> .....	Pag.56

<b>Figura59:</b> Água com corante vermelho a passar no microcanal com bifurcações.....	Pag.56
<b>Figura60:</b> Sistema experimental utilizado na medição da queda de pressão nos microcanais.....	Pag.57
<b>Figura61:</b> Janela referente ao software <i>SAD</i> .....	Pag.58
<b>Figura62:</b> Queda de pressão registada no microcanal retangular.....	Pag.59
<b>Figura63:</b> Valores de queda de pressão em termos relativos para microcanal com bifurcação.....	Pag.61
<b>Figura64:</b> Valores de queda de pressão para microcanal com estreitamento em termos relativos.....	Pag.62
<b>Figura65:</b> Caudal máximo registado aquando do rompimento do canal.....	Pag.63
<b>Figura66:</b> Rompimento no meio do canal com estreitamento.....	Pag.63
<b>Figura67:</b> Rompimento na entrada do canal com estreitamento.....	Pag.64

## Lista de tabelas

<b>Tabela 1:</b> Propriedades do PDMS.....	Pag.7
<b>Tabela 2:</b> Resultados de Energia Superficial.....	Pag.43
<b>Tabela 3:</b> Resultados do ângulo de contato .....	Pag.44
<b>Tabela4:</b> Valores do caudal aquando do rompimento do canal.....	Pag.62



# Capítulo 1

## Introdução

No ramo da tecnologia biomédica são efetuados diversos estudos relativos à procura de novas técnicas, novos materiais e novos equipamentos para solucionar alguns problemas que surjam por exemplo a nível da biomedicina, assim como na busca de novos equipamentos e materiais capazes de auxiliar o tratamento de algumas patologias.

Atualmente são diversos os biomateriais disponíveis no mercado capazes de solucionar algumas patologias, auxiliando o seu tratamento nomeadamente através de estudos laboratoriais, sendo esse o caso do PDMS (polidimetilsiloxano). Este trata-se de um biomaterial, biocompatível e que apresenta um baixo custo.

### 1.1. Motivação

O principal motivo da escolha deste tema para o desenvolvimento da tese de mestrado foi a crescente utilização dos biomateriais, nomeadamente na biomedicina e a necessidade da sua caracterização, de forma a otimizar a sua utilização.

### 1.2. Definição do Problema

O Polidimetilsiloxano é um biomaterial que atualmente já é bastante comercializado e com inúmeras aplicações nas mais diversas áreas, como é o caso da biomedicina. No entanto, devido a ser um material relativamente recente, ainda não existe muita informação relativa às suas características mecânicas para rácios diferentes do 10:1, sendo este por norma recomendado pelo fabricante, daí a caracterização mecânica deste polímero.

### 1.3. Objetivos

Neste trabalho pretendeu-se efetuar a caracterização mecânica deste material, nomeadamente a obtenção de propriedades como módulo de elasticidade, tensão máxima, deformação e tensão de corte medidos para três rácios diferentes e duas temperaturas de cura. Estas propriedades foram obtidas através de testes de tração e adesão.

Para além desta caracterização mecânica, foi também testada uma aplicação deste material na área da biomicrofluidica. Foram fabricados microcanais pela técnica de

xurografia, sendo este em PDMS. De seguida estes microcanais foram conetados a uma bomba de seringa que permitiu controlar o caudal e com o auxilio de um transdutor de pressão a queda de pressão foi medida em função do caudal. O principal objetivo desta aplicação foi testar a pressão máxima que o microcanal consegue aguentar devido à pressão exercida pelo fluido (água com corante e glicerina).

#### **1.4. Metodologia de Investigação**

Com o intuito de resolver o problema apresentado anteriormente, que é a caracterização mecânica do PDMS, foi desenvolvido um plano de trabalho que consiste numa recolha bibliográfica de forma a adquirir alguns conceitos importantes no decorrer do trabalho, de seguida foram definidos os ensaios a fazer para esta caracterização, sendo selecionados ensaios de tração e de adesão e ainda ensaios de energia superficial e rugosidade, sendo estes complementares. Foi feita uma análise destes mesmos resultados e por último foi desenvolvida uma aplicação deste material, que ao mesmo tempo ajudou a caracteriza-lo, nomeadamente no apuramento da máxima queda de pressão medida aquando da passagem de um fluido em microcanais feitos em PDMS.

#### **1.5. Estrutura da Tese**

De forma a facilitar a consulta desta tese, a mesma será composta por cinco capítulos onde o primeiro é a apresentação do tema assim como a motivação da sua realização, os principais objetivos, a metodologia experimental e ainda o enquadramento e estrutura.

No segundo capítulo será apresentada uma introdução teórica ao tema com base numa revisão literária, para que seja mais fácil a perceção dos conceitos utilizados e das suas potencialidades.

No capítulo três é apresentada a atividade laboratorial relativa à caracterização mecânica, nomeadamente a produção de PDMS, à fabricação dos provetes até à obtenção dos resultados de adesão e tração, energia superficial, assim como os ensaios de rugosidade.

No capítulo quatro é apresentada a aplicação elaborada no âmbito de estudos biomédicos, nomeadamente na biomicrofluídica, desde o fabrico dos microcanais por xurografia à obtenção das quedas de pressão.

No capítulo cinco são apresentadas as principais conclusões deste trabalho, assim como as aprendizagens e as principais dificuldades sentidas ao longo do seu desenvolvimento. Ainda neste capítulo são descritos trabalhos futuros que possam dar seguimento ao estudo efetuado nesta tese.

## Capítulo 2

### Fundamentos Teóricos

Neste capítulo são apresentados alguns conceitos teóricos de importância fulcral para o desenvolvimento e percepção deste trabalho. Esta introdução teórica permite ainda enquadrar o trabalho experimental que é descrito nos capítulos seguintes.

#### 2.1. Polímeros

Os polímeros podem ser definidos como sendo moléculas bastante grandes formadas pela repetição de pequenas e simples unidades químicas designadas por monómeros.

Estes materiais podem ser divididos em três grupos: os termoplásticos, termoendurecíveis e elastómeros (Marques, 2011).

Relativamente aos termoplásticos, estes constituem a maioria dos polímeros comerciais, sendo a sua principal característica a capacidade de fundir diversas vezes. Variando o tipo de plástico, também é possível dissolver-se em diversos solventes. Estes polímeros à temperatura ambiente podem apresentar-se maleáveis, rígidos ou até frágeis.

Por outro lado os termoendurecíveis são conhecidos por serem rígidos e frágeis, são muito estáveis a variações de temperatura. É ainda de salientar que a temperaturas demasiadamente elevadas o polímero pode decompor-se, verificando-se que o processo de reciclagem pode não ser realizado.

Por fim os elastómeros, ou borrachas como também são conhecidos, são classificados como sendo uma classe intermédia entre os dois tipos já apresentados. Os elastómeros apresentam alta elasticidade e incapacidade de fusão, o que leva a uma impossibilidade do processo de reciclagem (Marques, 2011).

## 2.2. Polidimetilsiloxano (PDMS)

O polidimetilsiloxano é um elastómero de silicone, sendo na atualidade um dos materiais poliméricos orgânicos mais utilizados na indústria biomédica devido às inúmeras características que apresenta nomeadamente a biocompatibilidade, o baixo custo, que é um fator de elevada importância neste momento e ainda devido ao fato de ser facilmente manuseado à temperatura ambiente.

Segundo *F Schneider, et al.*, este tipo de materiais, os silicones, foram sintetizados pela primeira vez por Wacker Chemie em 1950, sendo utilizados nas mais diversas áreas. O PDMS começou a ser utilizado no encapsulamento de componentes eletrônicos, promovendo o prolongamento da vida de um chip. No entanto mais tarde outras aplicações surgiram nomeadamente no desenvolvimento de micro e nanotecnologias, no estudos de fluidos, sistemas óticos, e em sensores, podendo estes ser químicos ou médicos (*Schneider, et al., 2008*).

O PDMS é cerca de 50 vezes mais barato do que o silício monocristalino e apresenta inúmeras propriedades muito interessantes. A primeira é a baixa temperatura à qual pode curar. A sua suavidade permite o movimento mecânico de componentes como válvulas e bombas sendo tolerante a partículas que contêm líquidos, como é o caso de suspensões de células. Por último é de salientar a capacidade de deformação reversível do PDMS, o que o torna favorável em atuadores de membrana simples (*Ainla, 2008*).

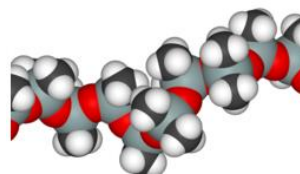
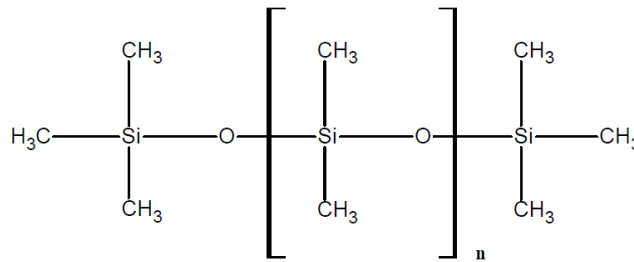
São inúmeros os fabricantes deste produto no mercado, porém para a realização deste trabalho foi escolhido o PDMS Sylgard ® 184 da empresa Dow Corning (Figura 1), uma das líderes do mercado. O material é fornecido em dois componentes, o pré-polímero e o agente de cura que serão misturados consoante um determinado rácio.



**Figura 1:** Polidimetilsiloxano (PDMS) pré-polímero e agente de cura.

### 2.2.1. Estrutura Química e Molecular do PDMS

O PDMS pertence à família dos silicones, que por sua vez estão inseridos no grupo dos polímeros orgânicos sintéticos. Este apresenta silício e ligações de oxigênio na sua cadeia, como é perceptível na Figura 2.



**Figura 2:** Estrutura química do polidimetilsiloxano (Marques,2011).

### 2.2.2. Propriedades Químicas e Mecânicas do PDMS

Quimicamente o PDMS é considerado inerte, termicamente estável, permeável a gases, sendo ainda facilmente manuseado à temperatura ambiente. Trata-se de um material que apresenta propriedades isotrópicas e homogêneas assim como reduzidos custos e é um material ideal para o desenvolvimento de microestruturas (Mata, *et al.*, 2005).

Na tabela 1 podemos ficar a conhecer algumas das propriedades, mecânicas e químicas deste composto.

**Tabela 1:** Propriedades do PDMS (Schneider, *et al.*, 2008).

<b>Propriedade</b>	<b>PDMS Sylgard 184®</b>
<b>Cor</b>	Transparente
<b>Viscosidade (mPa s)</b>	3900
<b>Módulo de Elasticidade (MPa)</b>	1,8
<b>Condutividade térmica (<math>W m^{-1} K^{-1}</math>)</b>	0,18
<b>Coefficiente térmico de expansão (<math>\mu m m^{-1} K^{-1}</math>)</b>	310
<b>Resistência dielétrica (kV mm<sup>-1</sup>)</b>	21,2
<b>Constante dielétrica</b>	2,65
<b>Resistividade (<math>\Omega cm</math>)</b>	$1,2 \times 10^{14}$

### 2.2.3. Cura Química do PDMS

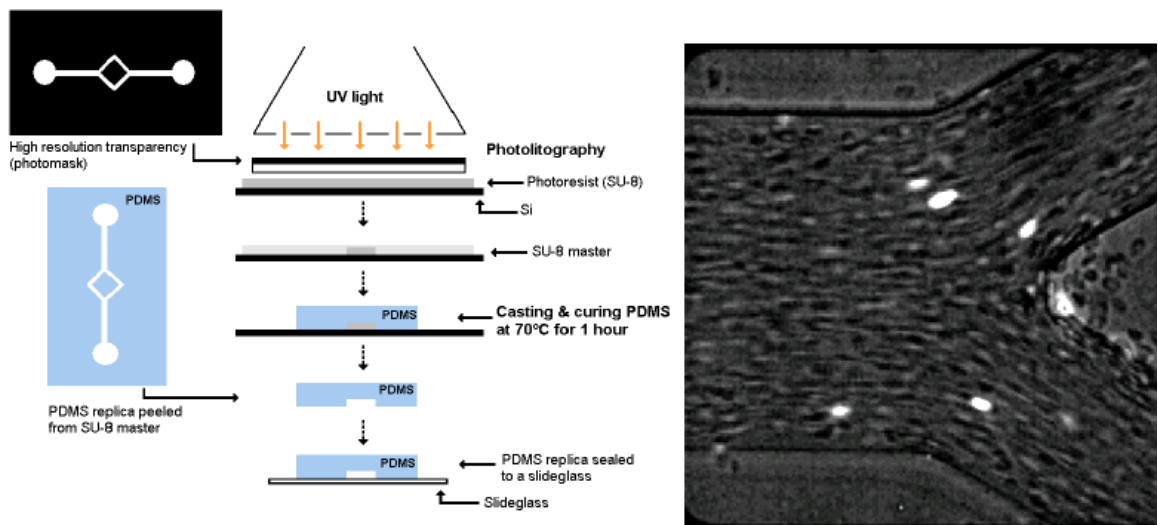
Como já referido, o PDMS é fornecido num kit composto por dois produtos químicos no estado líquido, sendo um deles a base e o outro o endurecedor. Após a ocorrência da mistura destes dois componentes verifica-se que o PDMS no estado líquido passa a borracha. O principal constituinte químico da base é dimetilvinil, terminada dimetilsiloxano. Por outro lado, o agente de cura é feito à base de siloxano e metil-dimetilo. Na presença de um catalisador de platina, dá-se uma reação de hidrossiliação cruzada e liga as unidades de siloxano com os grupos vinilo terminais dos polímeros da base, transformando assim as cadeia curtas do polímero líquido numa rede elastomérica (Ainla, 2008).

É ainda de salientar que aquando da cura o polidimetilsiloxano contrai um pouco, cerca de 1% (Ainla, 2008).

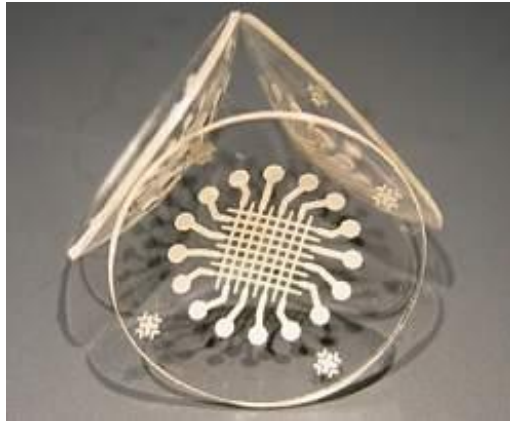
## 2.2.4. Aplicações Biomédicas do PDMS

Devido às suas ótimas características o polidimetilsiloxano (PDMS) é utilizado numa vasta gama de aplicações na área da biomedicina.

O PDMS por ter um elevado grau de flexibilidade e estabilidade é usado numa vasta gama de próteses, nomeadamente para articulações dos dedos, válvulas cardíacas, implantes mamários, entre outros (Melo, 2007). Pode ainda ser usado em cateteres, tubos de drenagem e encapsulamento de componentes eletrónicos, como é o caso do pacemaker (Schneider, *et al.*, 2008) (Melo, 2007). O PDMS pode ainda ser aplicado como isolador dielétrico e ainda em estudos de biomicrofluidica, como por exemplo estudos do escoamento sanguíneo, visto que é um material ao qual o sangue não adere logo não se formam coágulos e é possível ser feito um estudo *in vitro* da microcirculação humana em laboratório. Nas Figuras 3 e 4 podemos visualizar duas das aplicações do PDMS na biomedicina.



**Figura 3:** Escoamento sanguíneo em microcanais fabricados em PDMS (Padilha, 2007).



**Figura 4:** Lentes de contacto (UCDAVIS, 2008).

### **2.3. Propriedades Mecânicas**

Diversos materiais aquando da sua utilização podem estar sujeitos a forças ou cargas, como é o caso do PDMS quando aplicado por exemplo em próteses de artérias, estando este constantemente sob o efeito da pressão sanguínea. Logo nestas circunstâncias é de extrema importância conhecer as características do material de forma a que a força à qual está sujeito não leve à rutura do material (da Silva, 2012).

O comportamento mecânico de um material reflete a sua resposta aquando da sujeição a uma carga ou força que esteja a ser exercida (da Silva, 2012).

Experimentalmente as propriedades mecânicas dos materiais são obtidas por exemplo pela execução de testes de tração que pretendem reproduzir as cargas às quais estes podem ser sujeitos no dia a dia. Os fatores a ter em conta são a intensidade da carga a ser aplicada, o tempo que estará sujeita a essa carga e ainda a velocidade de aplicação da carga. Esta carga pode ser de tração, compressão ou de corte, e a sua magnitude poderá ser constante ao longo do tempo ou então variar continuamente (da Silva, 2012).

#### **2.3.1. Curva de Engenharia**

Quando a distribuição de tensões numa área de corte transversal é considerada uniforme, então esta tensão ( $\sigma$ ) é dada pelo quociente entre uma força de tração  $F$  apli-

cada em cada ponto sobre a área da seção inicial transversa  $A_0$ . A unidade SI para esta grandeza é o Newton por metro quadrado ( $N/m^2$ ) ou Pascal (P) (Banea, *et al.*, 2009).

$$\sigma = \frac{F}{A_0} \quad (1)$$

Quando a força de tração uniaxial atua no provete provoca-lhe uma deformação ( $\varepsilon$ ) que é dada pela razão entre a variação do comprimento ( $l$ ) e o comprimento inicial ( $l_0$ ), sendo traduzido pela equação (Cerqueira, *et al.*, 2010):

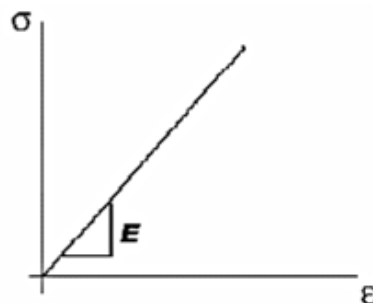
$$\varepsilon = \frac{l-l_0}{l_0} = \frac{\Delta l}{l_0} \quad (2)$$

Quando se verifica a deformação linear de uma estrutura, esta deforma devido à magnitude da tensão que lhe é imposta:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon \quad (3)$$

Esta equação é referente à lei de Hooke, sendo que a constante de proporcionalidade  $E$  é o módulo de elasticidade (da Silva, 2012).

O processo de deformação no qual a tensão e a deformação são proporcionais entre si é chamada de deformação elástica, sendo a sua representação gráfica uma reta como representado na Figura 5.



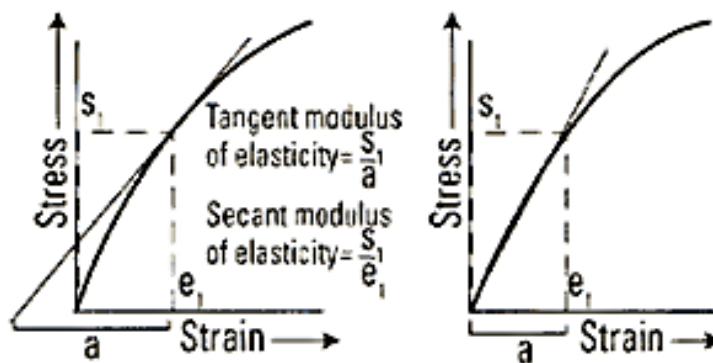
**Figura5:** Lei de Hooke (da Silva, 2012).

No entanto esta lei não é válida para todos os valores de deformação, esta é apenas uma aproximação quando a tensão é relativamente baixa, tendo em conta o tipo de

material a ser avaliado. A deformação elástica não é permanente o que leva a que quando se deixa de aplicar uma carga a peça retorna à sua forma original (da Silva, 2012).

O módulo de *Young* ou módulo de elasticidade (E), como também é conhecido, pode ser definido como a variação da deformação como função da tensão.

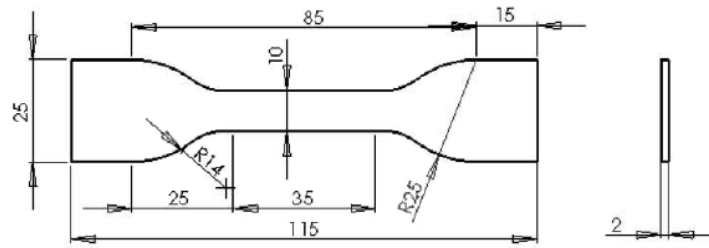
Por norma esta propriedade mecânica pode ser obtida através da inclinação da linha reta num diagrama tensão-deformação. A tangente do módulo de elasticidade trata-se da inclinação do diagrama referido (Figura6) em qualquer ponto, por outro lado a secante do módulo de *Young* é a razão entre a tensão e a deformação para qualquer valor de tensão ou deformação (INSTRON, 2010).



**Figura6:** Diagrama tensão-deformação (INSTRON,2010).

O ensaio de tração é dos procedimentos mais utilizados para avaliar várias propriedades mecânicas dos materiais tais como módulo de elasticidade, tensão de cedência, tensão de rutura e deformação (Banea, *et al.*, 2009).

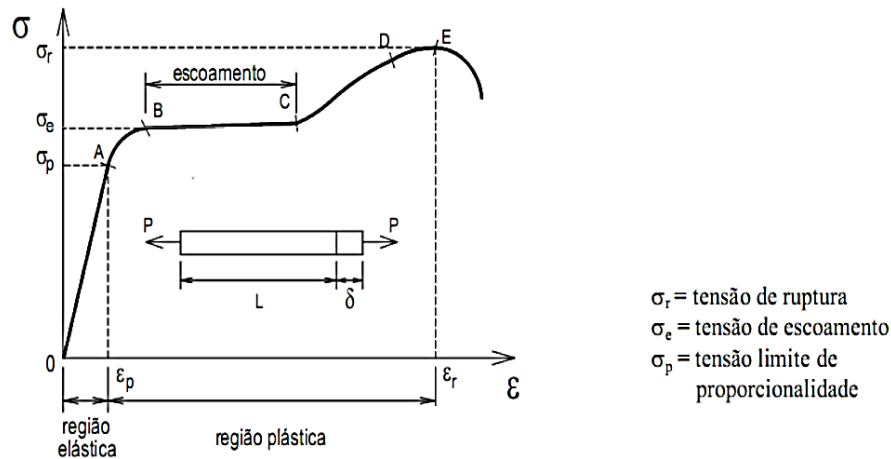
Este consiste na utilização de um provete de determinado material com forma e dimensões padronizadas (Figura 7) que é sujeito a uma força de tração uniaxial que o irá esticar ou alongar até que ocorra a sua rutura (Padilha, 2007). A carga e tração exercida será gradualmente crescente e é aplicada uniaxialmente ao longo do eixo mais comprido do provete, podendo este ser circular ou retangular.



**Figura7:** Exemplo de provete utilizado em ensaios de tração (Banea, *et al.*, 2009).

Por norma, ao longo do ensaio, a deformação ocorre essencialmente na região central do provete visto que esta é a região com menor área. Por sua vez, o provete é preso pelas amarras da máquina que o tracionam com uma velocidade constante definida no início do ensaio, sendo medida a carga e o alongamento que resulta do tracionamento. Este tipo de teste é designado por ensaio destrutivo pois no final o provete é destruído (da Silva, 2012).

No ensaio de tração regista-se a força e o alongamento que permitem calcular a tensão (Eq.2) e a deformação (Eq.3) dando a curva de engenharia, como mostrado na Figura 8. O equipamento utilizado para a execução dos ensaio de tração foi uma máquina da INSTRON que pode ser visualizada na Figura 9.



**Figura8:** Gráfico tensão-deformação (Dutra,2010).



**Figura9:** Máquina de ensaios de tração INSTRON.

### 2.1.1. Curva Real

A tensão real ( $\bar{\sigma}_r$ ) é definida como sendo a razão entre a força pela área (A) reta do provete, como representado na equação abaixo (Padilha, 2007) (INSTRON,2010).

$$\bar{\sigma}_r = \frac{F}{A} \quad (4)$$

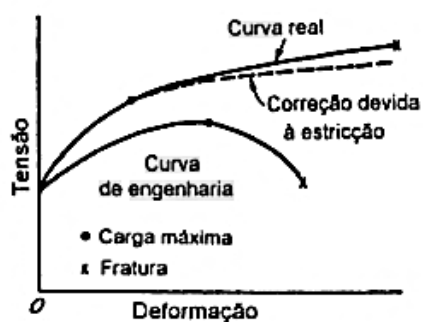
Relativamente à deformação real,  $\varepsilon_r$ , esta é definida pela equação abaixo apresentada:

$$\bar{\sigma} = \int_{l_0}^l \frac{dl}{l} = \ln\left(\frac{l}{l_0}\right) \quad (5)$$

No entanto admitindo que a deformação ao longo do provete é uniforme e tendo em conta que o volume é constante, pode demonstrar-se que:

$$\varepsilon_r = \ln(1 + \varepsilon); \quad \bar{\sigma} = \sigma(1 + \varepsilon) \quad (6)$$

No entanto, para materiais com elevada deformação ou para estudar o comportamento plástico dos materiais, prefere-se a curva real (Figura10) (Padilha, 2007).



**Figura10:** Representação da comparação das curvas tensão/deformação para a curva real e para a curva de engenharia (Padilha, 2007).

A curva real é usada para materiais que têm uma elevada deformação como é o caso do PDMS.

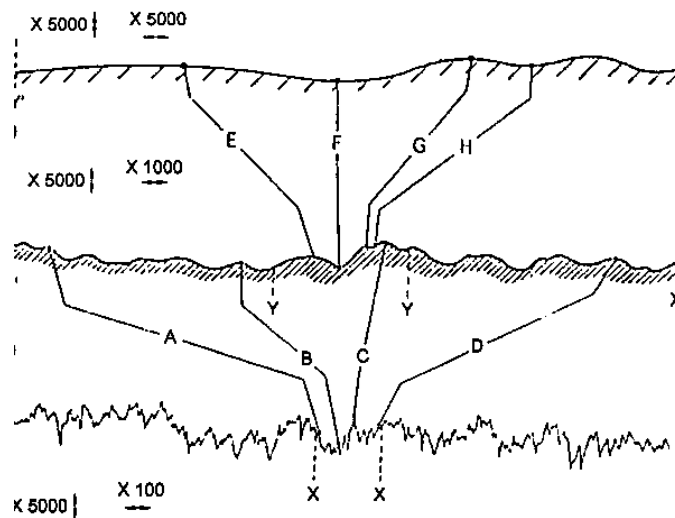
## 2.2. Rugosidade

A rugosidade é um parâmetro cuja medição deve ser minuciosa, pois por vezes os parâmetros utilizados para a representar levam a uma caracterização incompleta do perfil ou da superfície que está a ser analisada.

Por norma os parâmetros de rugosidade existentes são valores numéricos que resultam de integrações ou de operações matemáticas simples de perfis de amostras de superfícies, o que faz com que sejam representações sujeitas a diversos erros de medição e interpolação (Biblioteca Digital USP,2011).

É importante referir que a rugosidade ou perfil linear de uma superfície é normalmente representado em escalas distintas no que se refere a direções horizontais ou verticais. Isto é um fator relevante pois permite evidenciar a mudança de perfil de maior interesse para a análise de uma superfície visto que as escalas de variação para dimensões perpendiculares à superfície são por norma, menores que as relativas a dimensões paralelas à superfície.

Na Figura 11 é possível visualizar um exemplo de um perfil de rugosidade relativo a uma superfície de um material.



**Figura11:** Exemplo de representação de um perfil de rugosidade (Biblioteca Digital USP,2011).

No entanto é de salientar que muitas representações de perfis de rugosidade podem levar a uma interpretação errada. Pois além deste possível erro de compreensão também outros erros de distorção podem ocorrer.

Na área das engenharias, é comum a análise dos perfis de rugosidade serem obtidos por contato direto, através de um apalpador, de um perfilometro ou de um rugosímetro. No entanto existem dois fatores que podem modificar a aquisição do perfil analisado, e por conseguinte fornecer perfis que não retratam a realidade, sendo eles: a carga aplicada no apalpador de leitura e o raio da ponta do apalpador (Biblioteca Digital USP, 2011).

Relativamente à distorção causada pela carga aplicada ao apalpador, pode dizer-se que é quase impossível obter uma leitura de perfil de contato sem que este contato não provoque danos na superfície em análise, logo irá alterar o perfil, diferenciando-o do registado no aparelho. No entanto existem outras formas de obter estes perfis, nomeadamente através de meios óticos como é o caso do microscópio de varrimento eletrónica. Através destes equipamentos é possível registar os perfis das superfícies sem que ocorra modificação na sua estrutura.

Quanto ao outro tipo de distorção provocada pelo efeito do raio do apalpador, este baseia-se no ideal de que, por menor que seja o raio utilizado para obter o perfil de

rugosidade, este por muito pequeno que seja será sempre maior do que zero, logo conclui-se que com esta técnica não é possível obter perfis de rugosidade na qual a dimensão seja muito menor do que o seu raio.

Logo mais uma vez é possível concluir que é mais viável a utilização dos mecanismos óticos para obtenção do perfil da superfície sem que haja contato.

No entanto é de salientar que os microscópios óticos de varrimento não são substitutos dos rugosímetros nem dos perfilômetros, apenas servem para fazer uma análise complementar de forma a validar os resultados obtidos (Biblioteca Digital USP, 2011).

### **2.3. Energia Superficial e Ângulo de Contato**

A tensão ou energia superficial é encarada como sendo uma força paralela à superfície por unidade de comprimento do líquido. Embora a tensão superficial seja devida a uma força que atua sobre cada molécula perpendicularmente à superfície, ela traduz-se no aparecimento de uma força paralela à superfície.

Quando uma gota de água cai sobre uma superfície, ela tem tendência a espalhar-se consoante o tipo de material que constitui a superfície. Tal acontecimento ocorre pois o modo como o volume de água se acomoda é dependente das interações entre a água e a superfície onde foi depositada. Logo é possível medir o ângulo com que uma gota fica numa superfície e assim é possível a caracterização dessa mesma superfície.

O ângulo de contato inicial de um material pode ser alterado por determinados fatores, como ocorre com o tempo, pois um determinado material que seja hidrofóbico e que esteja muito tempo em contato com a água, começa de certa forma a “habituar-se” à água. Este facto ocorre pois mesmo uma adsorção física mínima da água na superfície do sólido altera o ângulo de contato desta com o material (Ogeda, 2012).

Podemos então dizer que a nível físico e químico o ângulo de contato pode ser definido como o ângulo entre o plano tangente a uma gota do líquido e um plano contendo a superfície onde o líquido se encontra depositado. Então a superfície molhada depende do equilíbrio termodinâmico entre este sistema de três interfaces: líquido, sólido e vapor. Logo o ângulo de contato representa uma medida quantitativa do processo de molha de uma superfície.

Por norma, o ângulo de contato entre uma gota de líquido com uma determinada tensão superficial conhecida e uma superfície sólida é dependente da relação entre as forças adesivas, que fariam a gota espalhar-se pela superfície e as forças coesivas do líquido, que pretendem contrair a gota a uma esfera com uma superfície mínima, como é perceptível na Figura12 (Ogeda,2012).



**Figura12:** Medição do ângulo de contato  $\theta$  entre uma gota de líquido e uma determinada superfície (Ogeda,2012).

No entanto, considerando que a gota está em equilíbrio, tem-se a equação de Young:

$$\gamma_S = \gamma_{SL} + \gamma_{LV} \cdot \cos\theta \quad (7)$$

$$\gamma_{LV} \cdot \cos\theta = \gamma_S + \gamma_{SL} \quad (8)$$

O trabalho de adesão,  $W_a$ , entre o sólido e o líquido pode ser representado pela expressão de Dupré:

$$W_a = \gamma_S + \gamma_{SL} - \gamma_{LV} \quad (9)$$

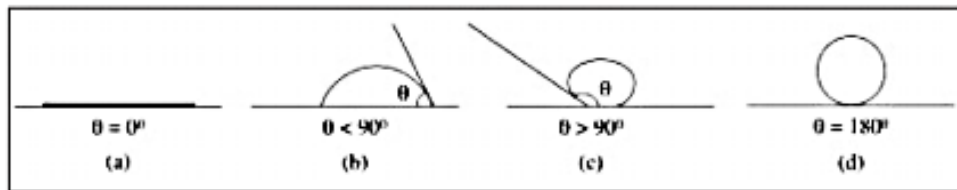
Efetuando-se a combinação das equações 7 e 8 obtém-se a equação de Young-Dupré:

$$W_a = \gamma_{SL}(\cos\theta + 1) \quad (10)$$

Então, quando  $\theta=0$  e  $\cos\theta=1$  temos:

$$W_a = 2\gamma_{SL} \quad (11)$$

Logo, a quantidade  $2\gamma_{SL}$ , isto é, o dobro da tensão superficial do líquido é denominada trabalho de coesão do líquido, que é referente à energia mínima necessária para romper uma coluna líquida com área unitária. Quando se verifica este fenómeno, observa-se que o trabalho de adesão líquido-sólido é igual ou superior ao trabalho de coesão do líquido e assim o líquido espalha-se pela superfície sólida (Figura13).



**Figura13:** Ângulos de contato entre líquidos e superfícies sólidas, para líquidos que a) molham perfeitamente, b) molham predominantemente, c) não molham predominantemente e d) não molham (Ogeda, 2012).

Por fim verifica-se que quanto maior for o ângulo de contato, e a tensão superficial registada, maior será a adesão registada na superfície sólida avaliada.

## 2.4. Adesão

Um fenómeno que ocorre aquando da existência de adesão é demonstrado pelo estado no qual duas superfícies se mantêm unidas por forças intermoleculares. Estas podem consistir em forças de valência, sendo que esta definição tem por base a norma ASTM D 907 (Cerqueira, *et al.*, 2010).

A verdadeira adesão é então traduzida pelas forças entre átomos de duas superfícies. De forma a especificar esta adesão, podem ser usadas grandezas expressas em termos de forças e em termos de energias de ligação. Por norma os valores relativos à adesão podem ser calculados a partir de um modelo teórico (Good-Girifalco; Volkersen), ou podem ainda ser obtidos através de medições experimentais (Cerqueira, *et al.*, 2010).

### 2.4.1. Adesão em Biomedicina

O termo adesão é aplicado nas mais diversas áreas, tal como acontece na biomedicina, apesar de ainda ser um conceito muito pouco utilizado. Este conceito é pouco aplicado nesta área devido ao fato do nosso organismo ser um meio aquoso, logo verificamos que a taxa de sucesso da aplicação de um adesivo nestas condições seja baixa (Cerqueira, *et al.*, 2010).

Podemos evidenciar fenómenos de adesão por exemplo, na coagulação do sangue aquando de uma ferida, sendo esta muito importante também a nível macroscópico

que é relativo ao fabrico de próteses. Neste campo é importante a utilização de adesivos que sejam resistentes ao desgaste provocado pelos elementos orgânicos existentes no nosso organismo.

Um outro caso onde é visível a aplicação do conceito de adesão na medicina é no caso do cancro. O cancro não é mais do que um aglomerado de células malignas que se deslocam e multiplicam no nosso organismo, logo se fosse possível aderir essas mesmas células num único local, seria mais fácil o tratamento desta patologia e evitar-se-ia a propagação da mesma para outras zonas do corpo (Cerqueira, *et al.*, 2010).

#### **2.4.2. Ensaio de Adesão**

Os ensaios práticos de adesão auxiliam na medição de algumas propriedades mecânicas como é o caso da tensão de corte que é medida através de um ensaio mecânico.

Relativamente à tensão de corte ( $\tau$ ) podemos dizer que o material pode ser deformado pela ação de uma tensão de corte ou tensão tangencial  $S$ . Neste caso a força de corte atua sobre a área ( $A$ ). A unidade SI desta grandeza é o Newton por metro ou Pascal.

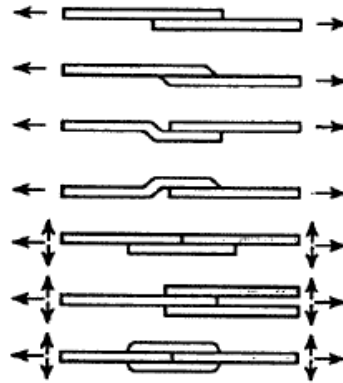
$$\tau = \frac{S}{A} \quad (12)$$

Existem alguns fatores a ter em conta neste tipo de ensaios como as dimensões do provete, as dimensões de sobreposição, a velocidade com que é efetuado o teste, a existência de resíduos na superfície, entre outros (Cerqueira, *et al.*, 2010).

#### **2.4.3. Juntas de Sobreposição Simples**

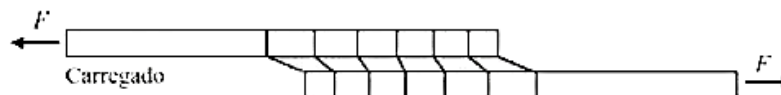
Atualmente as juntas adesivas são cada vez mais utilizadas em diversas aplicações na indústria (da Silva, *et al.*, 2009). No entanto é necessária uma análise da estrutura do material em análise para uma escolha correta da geometria da junta que deve ser utilizada para o tipo de ligação em estudo. Existem diversos tipos de juntas, estando

representadas na Figura 14 as mais utilizadas, sendo que na maioria deste tipo de juntas, os substratos estão sujeitos a cargas de tração (Teixeira, 2000).



**Figura14:** Geometrias de diferentes juntas adesivas (Carbas, 2008).

A junta de sobreposição simples (*single lap joint*) apresentada na Figura 15 é o tipo de junta mais utilizada na indústria. Segundo *Adams, 2009* (Cerqueira, *et al.*, 2010) a junta de sobreposição simples apresenta uma boa relação entre a facilidade de suporte de cargas aplicadas e o seu custo. Relativamente à facilidade em suportar cargas aplicadas, este tipo de junta adquiriu classificação de 10 numa escala de 1 a 15. Relativamente ao custo, apresenta classificação de 2 numa escala de 8. Porém apesar desta classificação apresentar algumas reservas, a qualidade e o custo das juntas variam com as características geométricas e com os tipos de materiais utilizados. No entanto a sua utilização é justificada até certo ponto pois apresenta custos reduzidos devido essencialmente à facilidade de execução e a um razoável comportamento mecânico (Teixeira, 2000).



**Figura15:** Junta de sobreposição simples (OSMO,2009).

## 2.5. Microfabricação

A microfabricação é um termo por norma ligado a processos de fabricação de dispositivos de reduzidas dimensões. Estes microdispositivos podem ser fabricados por diversos métodos como é o caso dos *wafers* de deposição de filmes, micromaquinagem e outros métodos de fabricação de estruturas que se encontram na escala *mícrom*. Com o desenvolvimento tecnológico tornou-se possível a obtenção de um enorme controlo geométrico de estruturas à escala micrométrica, o que permitiu a criação de ferramentas nas mais diversas áreas de estudo, como é o caso da biologia molecular, bioquímica, medicina e microfluídica (Pinto, 2012) (Pinto, *et al.*, 2013).

São numerosas as áreas de estudo onde a microfabricação pode intervir devido ao fato de as tornar mais baratas e eficientes, visto que é notória a redução do tamanho do dispositivo, o que leva a uma diminuição do material a utilizar para a sua fabricação, existem menos resíduos e um melhor controlo do estudo.

Na engenharia biomédica, bioquímica e biológica, por exemplo, já estão a utilizar os microdispositivos, o que levar a um aumento dos estudos feitos associados à produção de novos microdispositivos para análises clínicas e alguns cuidados de saúde.

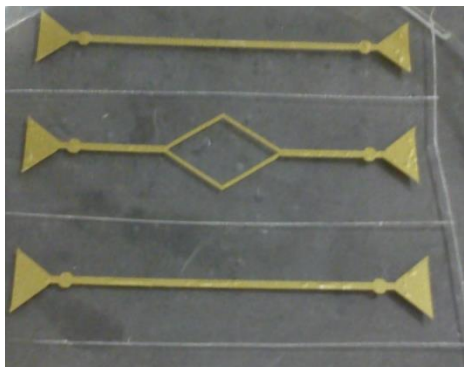
Algumas das técnicas de fabricação de microdispositivos mais utilizadas, nomeadamente microcanais utilizados para testes de escoamentos sanguíneos são a fotolitografia, a prototipagem rápida e a xurografia (Pinto, 2012).

### 2.5.1. Xurografia

A xurografia é uma técnica recente que tem vindo a ser utilizada no fabrico de moldes para a produção de microcanais. Trata-se de uma técnica que surgiu tendo como base a litografia suave, no entanto para usar esta técnica é necessário uma sala limpa equipamentos bastante dispendiosos. Os equipamentos e materiais utilizados na xurografia são de baixo custo e apresentam maioritariamente natureza gráfica, como é o caso das *plotters* de corte (Figura16), o vinil, papel de transferência, entre muitos outros materiais. O principal objetivo desta técnica é a fabricação de microcanais a um custo reduzido (Figura 17) (Pinto, 2012). Esta técnica permite o fabrico de vários dispositivos, o que é uma grande vantagem aquando de estudos experimentais, visto que os procedimentos devem ser repetidos várias vezes.



**Figura16:** Plotter de corte com o vinil utilizado para fazer os moldes.



**Figura17:** Microcanais fabricados e impressos pela Plotter de corte

## **2.6.Mecânica dos Fluidos e Biofluidos**

Um fluido pode ser definido como sendo uma substância que sofre deformação quando é submetida a uma força tangencial. A definição de fluídos abrange líquidos e gases, sendo que o critério utilizado para os distinguir recai sobre o grau de compressibilidade, pois os líquidos são praticamente incompressíveis, contrariamente aos gases que na mesma condição de pressão apresentam elevado grau de compressibilidade (Afonso, 2007) (Bruus, 2004).

Algumas propriedades físicas estão ligadas à mecânica dos fluídos como é o caso da massa volúmica, a isotropia, a continuidade, a compressibilidade, a viscosidade e a tensão superficial.

São diversos os tipos de fluídos existentes, no entanto todos os fluidos que existem em sistemas biológicos, como é o caso do sangue, a urina e até mesmo o ar que respiramos, são designados por biofluídos. À medida que se vai desenvolvendo o conhecimento acerca dos mecanismos de ação dos seres vivos, maior é o interesse relativo ao estudo do comportamento dos biofluídos, visto que estes apresentam um papel de extrema importância em qualquer sistema biológico (Afonso, 2007) (Bruus, 2004).

## Capítulo 3

# Ensaio de Tração, Adesão, Rugosidade e Energia Superficial

No decorrer deste capítulo são apresentados os materiais e métodos utilizados no desenvolvimento dos ensaios de tração, adesão, rugosidade e energia superficial. Neste capítulo é descrito desde o fabrico dos provetes até à execução dos ensaios, assim como a apresentação dos resultados e as principais conclusões retiradas dos mesmos.

### 3.1. Produção do PDMS

De forma a conseguir produzir os provetes de tração e adesão, existiu a necessidade de fabricar o PDMS.

Como já foi referido anteriormente o polidimetilsiloxano utilizado neste estudo foi o *Sylgard 184*® da empresa Dow Corning, este é fornecido num kit composto pelo pré polímero e pelo agente de cura que devem ser misturados consoante o rácio em massa pretendido, isto é, para 1 grama de agente de cura, deve adicionar 10 gramas de pré-polímero. No entanto, neste projeto foram testados três rácios diferentes, sendo eles 5:1, 10:1 e ainda 20:1. Foi utilizada uma balança eletrónica, Figura 18, onde foram feitas as pesagens do PDMS.

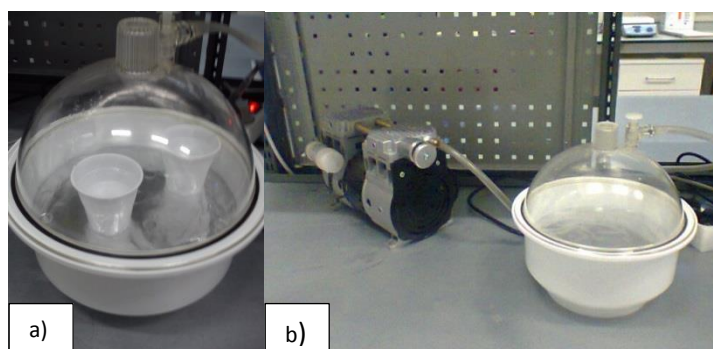


**Figura18:** Balança eletrónica.

Seguidamente o PDMS foi mexido com uma espátula durante cerca de 3 minutos (Figura 19), sendo de seguida colocado num exsicador visível na Figura 20 que por sua vez estava ligado a uma bomba de vácuo para que fossem removidas todas as bolhas de ar existentes, visto que este elemento poderia alterar a estrutura do provete e por consequência as suas propriedades mecânicas.



**Figura19:** Mistura do PDMS com uma espátula.



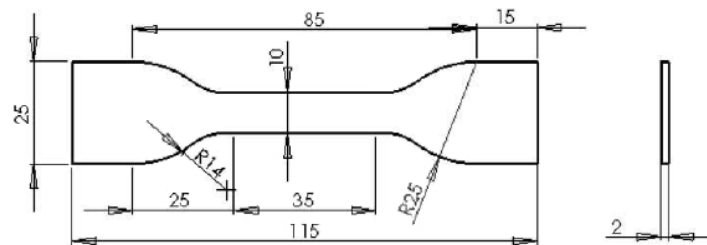
**Figura20:** a) Excicador com copo contendo PDMS, b)Excicador conetado à bomba de vácuo.

### 3.2. Fabricação dos Provetes de Tração e Adesão em PDMS

De forma a efetuar os ensaios de tração, começou-se pelo fabrico dos provetes, este processo deu-se por moldação, na qual o PDMS foi vertido num molde (Figura21), no qual se encontravam as geometrias dos provetes. Para os ensaios de tração foram utilizados os provetes designados por “osso de cão”, representados na Figura 22 abaixo representada.

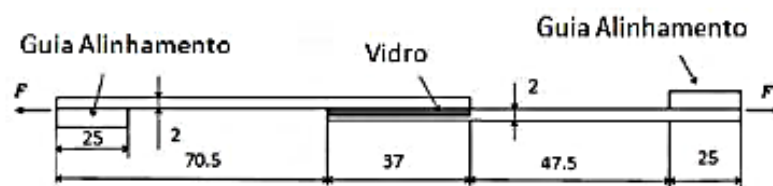


**Figura21:** Molde em aço dos provetes de tração.



**Figura22:** Provette “osso de cão” com as dimensões utilizadas neste ensaio segundo a norma BS 2782 (Banea, *et al.*, 2009).

Relativamente aos provetes de adesão, o processo é semelhante, diferindo apenas na forma e nas dimensões do provete, Figura 23. Neste caso foi escolhida para análise a junta de sobreposição simples.



**Figura23:** Junta de sobreposição simples com as dimensões em milímetros (Cerqueira, *et al.*, 2010).

Inicialmente o PDMS previamente fabricado é vertido no molde, Figura 24, que tem de estar completamente limpo, para que nenhuma impureza se misture com o elastômero, visto que tal fato poderia alterar a constituição do mesmo.



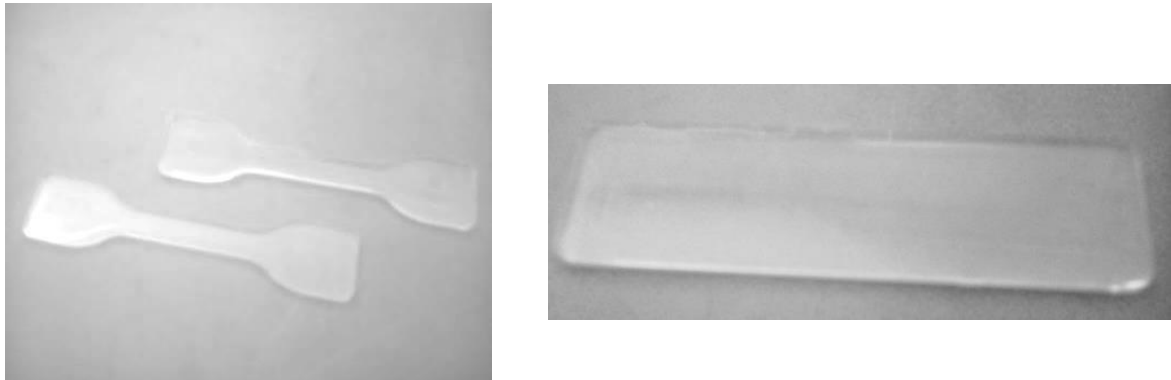
**Figura24:** Molde em aço para os provetes de adesão e das guias de alinhamento.

Seguidamente o molde com o PDMS foi colocado no exsiccador conetado com a bomba de vácuo de forma a remover algumas bolhas de ar que se possam ter formado.

Por fim o molde já com o polidimetilsiloxano foi colocado num forno (Figura 25) durante uma hora a 80°C ou 20 minutos a 125°C. Passado esse tempo o molde foi retirado e por norma é utilizado álcool etílico para facilitar a remoção dos provetes (Figura 26).



**Figura25:** Forno utilizado para a cura dos provetes de PDMS.



**Figura26:** Provetes de tração (esquerda) e adesão (direita) em PDMS após remoção do molde.

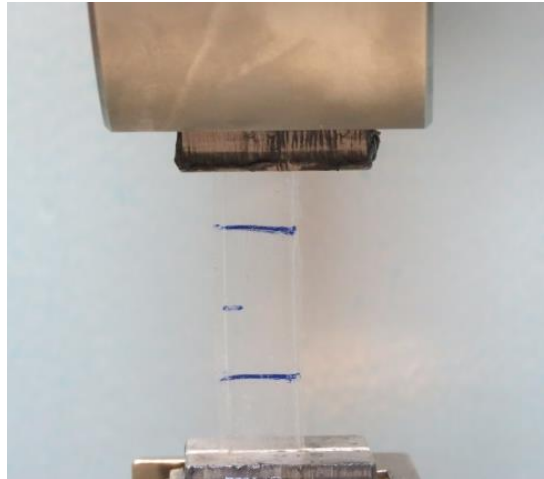
### **3.3. Ensaio de Tração**

Após terem sido fabricados os provetes, foram realizados os ensaios de tração.

#### **3.3.1. Materiais e Métodos**

Neste ensaio foram testados provetes de PDMS à temperatura ambiente, cerca de 25°C e com humidade normal, cerca de 20%.

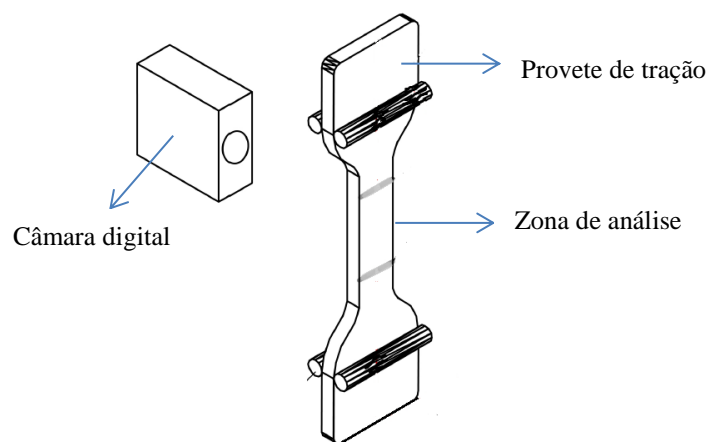
Inicialmente os provetes foram marcados, sendo feitos dois traços na horizontal na zona retangular, com 10 mm entre eles, sendo esperado que seja nesta zona que ocorra a quebra do material aquando do ensaio. Após este procedimento o provete é colocado na máquina de ensaio de tração (INSTRON), como é visualizável na Figura 27, que irá tracionar os provetes a uma velocidade de 10 mm/min. Ao longo deste ensaio foram testados cerca de 10 provetes para cada um dos rácios com as proporções em massa de: 5:1, 10:1 e 20:1 e cada uma das temperaturas de cura analisadas, 80°C durante uma hora e 125°C ao longo de 20 minutos.



**Figura27:** Provete devidamente marcado colocado na máquina de tração.

Seguidamente foi colocada uma máquina fotográfica direcionada para o provete, de forma a fotografar todo o ensaio (Figura 28), visto que foi utilizada uma rotina no MatLab de forma a obter algumas das propriedades mecânicas.

Após dar início ao ensaio, os valores de força e deslocamento começaram a ser obtidos através do software da máquina de tração instalado no computador. Finalmente com os dados obtidos do software, e com as imagens, foi possível a obtenção dos valores de módulo de elasticidade, deformação, tensão e força máxima através de uma rotina utilizada no software matlab (em anexo).



**Figura28:** Esquema elucidativo do ensaio de tração (Banea, *et al.*, 2009).

### 3.3.2. Análise e Discussão dos Resultados

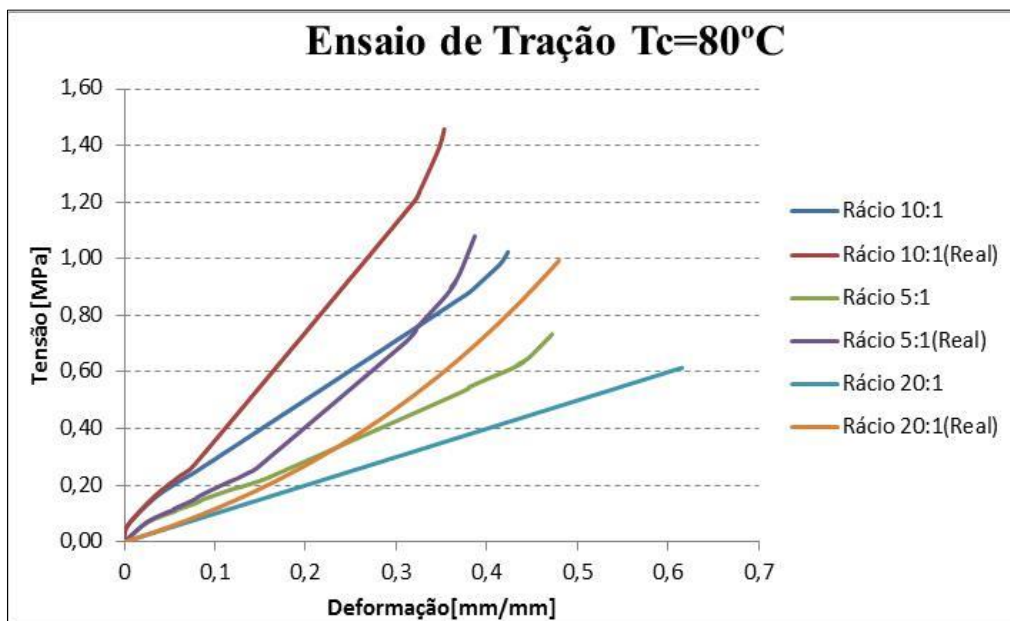
Como já foi referido a força é fornecida pela célula de carga do equipamento de tracionamento, sendo esta utilizada para a obtenção da tensão através da equação (1).

É ainda de salientar que apenas são validados os resultados obtidos quando a rutura do provete ocorre entre as duas linhas desenhadas no provete, pois por norma essa será a primeira zona a ceder, como pode ser visualizado na Figura 29.

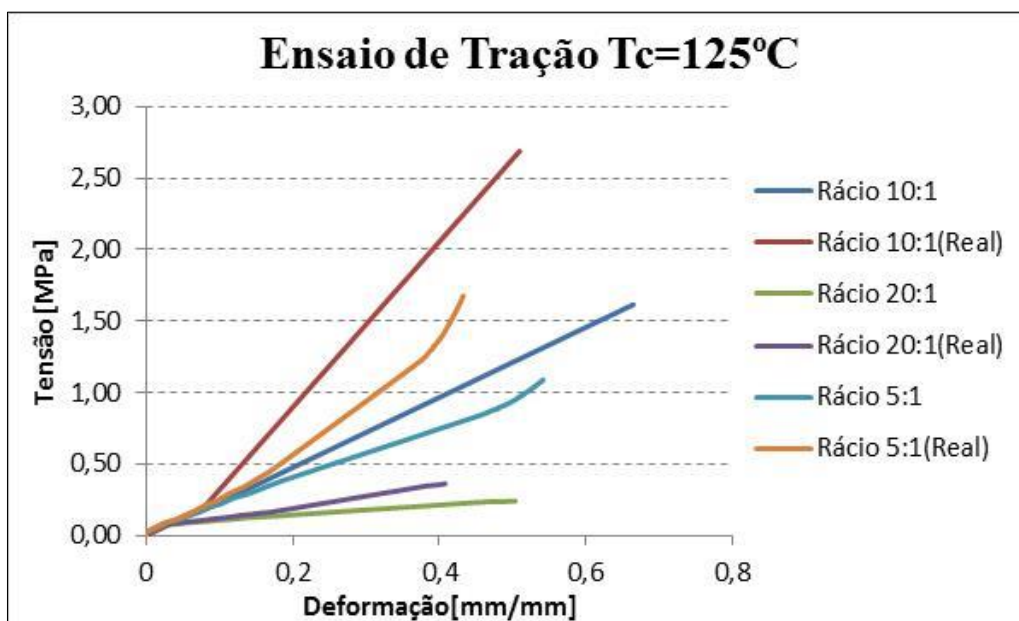


**Figura29:** Imagem representativa da rutura correta do provete, para que este possa ser válido.

Relativamente à análise entre a tensão real e a tensão de engenharia, é notório, nas Figuras 30 e 31 que os valores de tensão real são ligeiramente mais elevados comparativamente com a tensão de engenharia, como já referido na parte de revisão literária relativa a este parâmetro. No entanto, para os dois tipos de tensão é perceptível que o comportamento da curva é idêntico.



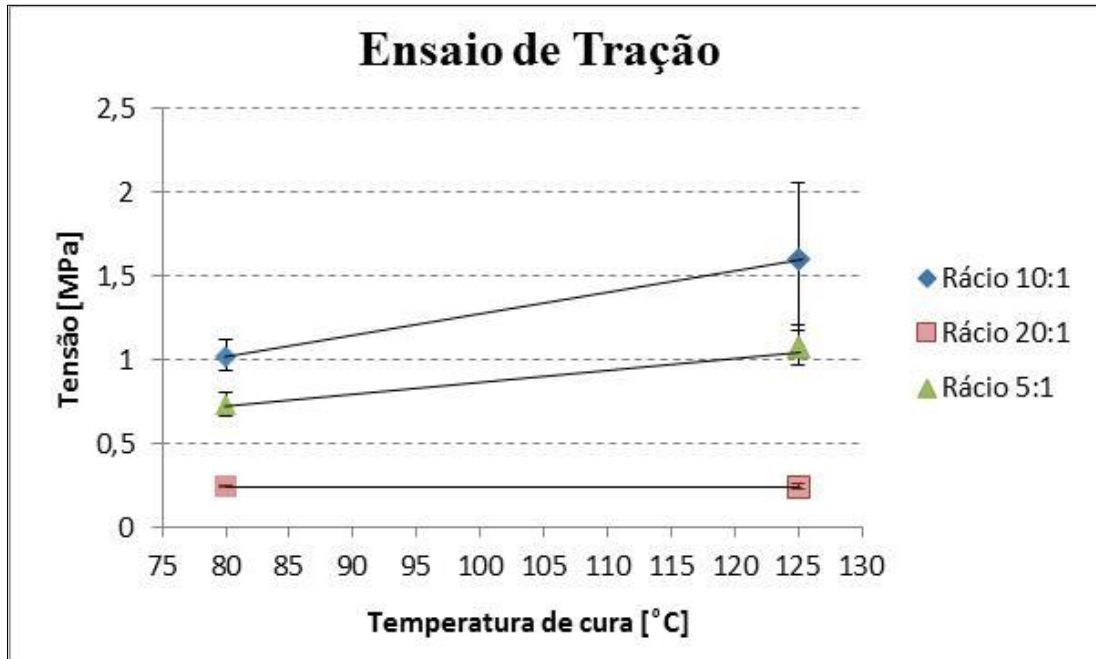
**Figura30:** Tensão/deformação convencional e real para Tc=80°C.



**Figura31:** Tensão/deformação convencional e real, para Tc=125°C.

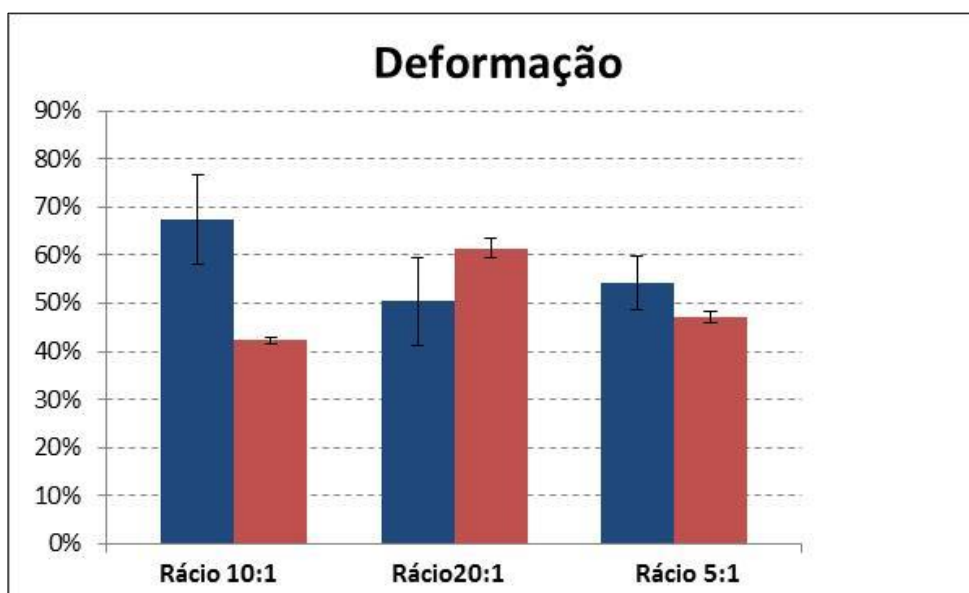
Com a análise do gráfico da Figura 32, facilmente verificamos que relativamente à tensão máxima ( $\sigma$ ), o valor mais elevado foi registado para o rácio 10:1, à temperatura de cura de 125°C, sendo este valor de 1,6 MPa, por outro lado o valor mais baixo regis-

tado ronda os 0,25 MPa, sendo obtido para o rácio de 20:1. No entanto podemos ainda verificar que tanto a 80°C como a 125°C o rácio 10:1 foi o que apresentou valores mais elevados de tensão, e o de 20:1 valores mais baixos. E comparando as duas temperaturas de cura, também é notório que a 125°C os valores de tensão são mais elevados do que à temperatura de cura de 80°C.



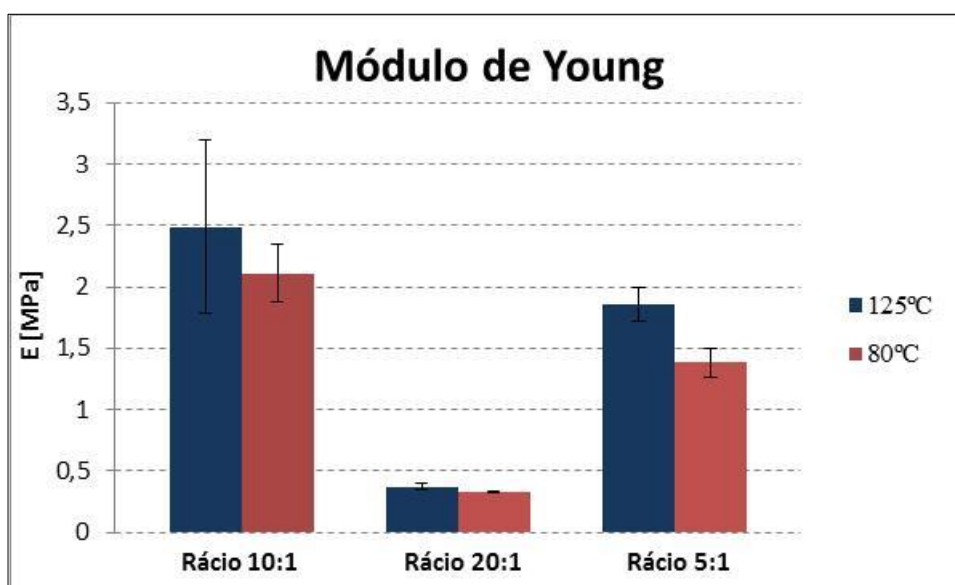
**Figura 32:** Gráfico relativo à tensão obtida para diferentes temperaturas de cura.

Com a análise da Figura 33, é possível verificar que a maior deformação obtida apresentou o valor de 68% e é relativo ao rácio 10:1 para a temperatura de cura de 125°C. O valor mais baixo rondou os 42% e é relativo ao mesmo rácio, no entanto para a temperatura de 80°C.



**Figura33:** Gráfico relativo deformação obtida tendo em conta a temperaturas de cura e o rácio em massa.

Após a obtenção da tensão, assim como da deformação, é possível obter o módulo de elasticidade, visto que este é dado pelo quociente da tensão pela deformação. Nesta rotina do Matlab também se encontra implementada esta equação, o que permitiu obter de imediato o Módulo de Young.



**Figura34:** Gráfico relativo ao Módulo de Young obtido tendo em conta a temperaturas de cura e o rácio em massa.

Relativamente ao Módulo de Elasticidade (Figura 34), podemos concluir que o valor mais alto registado foi na ordem dos 2,48 MPa, sendo este valor relativo ao rácio 10:1 para a temperatura de cura de 125°C. Por outro lado verificamos que para o rácio de 20:1 e temperatura de cura de 80°C o valor registado foi na ordem dos 0,46 MPa. É ainda de salientar que comparando os valores registados para a temperatura de cura de 80°C registou os resultados mais baixos comparando com a temperatura de 125°C.

Segundo *F Schneider (2008)* o módulo de elasticidade obtido para o rácio 10:1 ronda o 1,82 MPa com uma temperatura de cura de 150°C, o que de certa forma valida os valores adquiridos, visto que os resultados não são muito distantes comparando com os obtidos neste estudo.

Estes resultados foram de certa forma espetáveis pois para o rácio de 10:1 as ligações químicas possíveis de se estabelecer entre o polímero e o agente de cura encontram-se feitas, enquanto o que para o rácio 5:1 existem alguns radicais livres de polímero e para o rácio 20:1 verifica-se um excesso de agente de cura.

Logo conclui-se que para um rácio 10:1 se consegue a otimização do *crosslinking* entre o agente de cura e o polímero, logo melhores propriedades mecânicas.

### **3.4. Ensaio de Adesão**

Após a obtenção dos provetes, procedeu-se aos ensaios de adesão do PDMS ao vidro, sendo testados dois processos de adesão, inicialmente uma adesão simples e seguidamente uma adesão sendo utilizado o *spin coater*, sendo esta uma adesão irreversível.

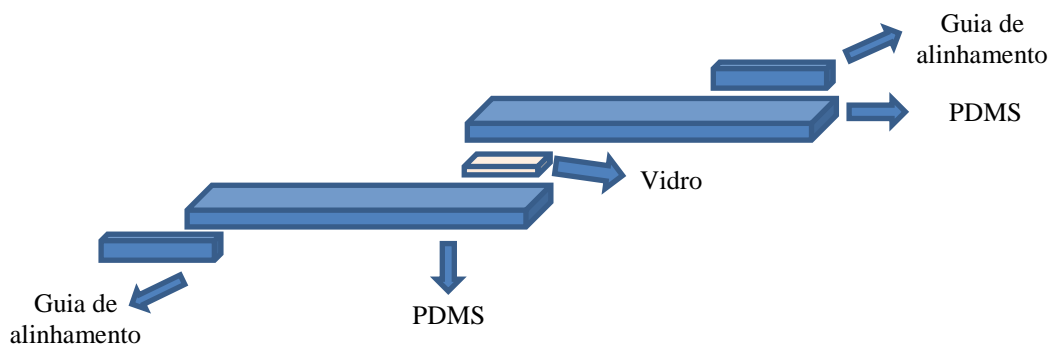
#### **3.4.1. Materiais e Métodos**

O procedimento é bastante semelhante ao ensaio de tração, apenas difere no fato de que neste ensaio não foi necessária a utilização da câmara digital.

Nesta parte do projeto, foi testada a adesão do PDMS ao vidro, visto que a técnica de análise de microfluidica que irá ser descrita no próximo capítulo visou a utilização do PDMS aderido ao vidro. Nesta aplicação a adesão foi feita utilizando o *Spin Coater*, porém foi feita uma análise da adesão com e sem utilização de *Spin Coater*.

Inicialmente foram preparados os provetes da seguinte forma: uma lâmina de vidro foi colocada sobre uma área específica do provete de PDMS, neste caso com uma área de 3,7 cm por 2,6 cm, sendo esta a área de contato entre o vidro e o PDMS. Após este procedimento, foi ainda colocado outro provete de PDMS sobre o vidro, ficando assim a lâmina de vidro entre dois provetes de PDMS.

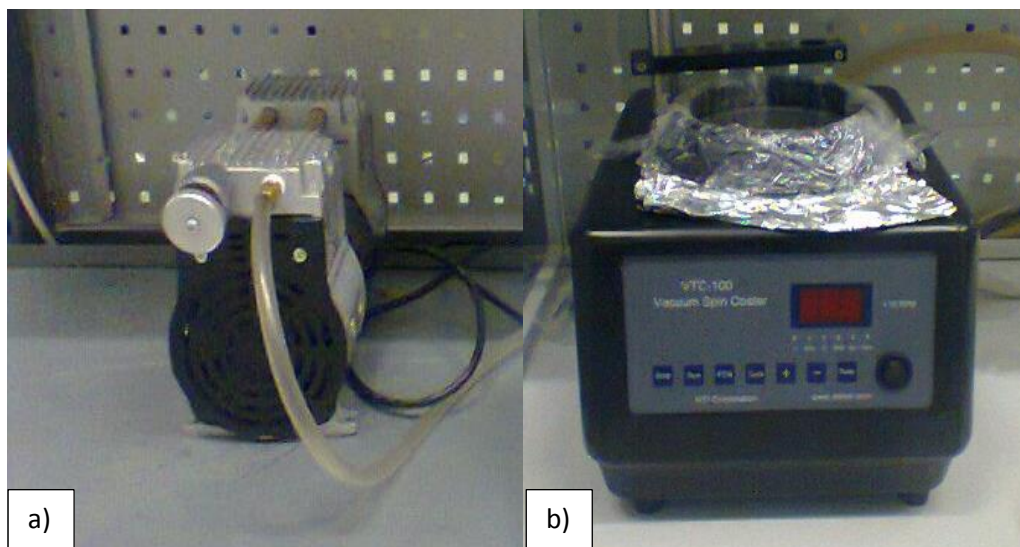
Por fim foram colocadas ainda as guias de alinhamento, como é perceptível na Figura35 abaixo, que auxiliou a fixação da junta de sobreposição simples nas amarras da máquina de ensaio de tração.



**Figura35:** Imagem esquemática da junta de sobreposição simples em análise.

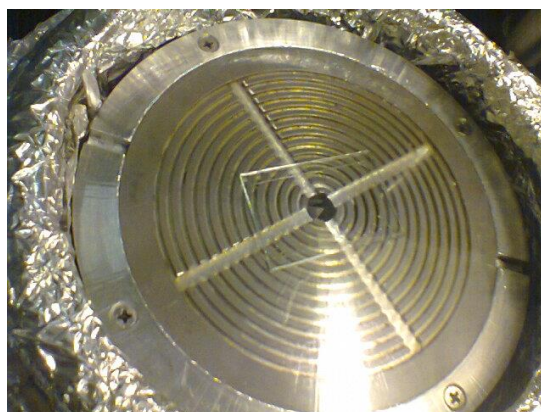
Por outro lado a adesão feita com *Spin Coater* apresentou algumas diferenças comparando com a adesão simples.

O *Spin Coater* é um equipamento (Figura 36) ligado a uma bomba de vácuo, que permitiu o espalhamento de pequenas camadas de PDMS numa lâmina de vidro, mantendo-se esta estática.



**Figura36:** a) Bomba de vácuo conectada com b) *Spin Coater*

Começou-se por colocar uma lâmina de vidro no *Spin Coater* (Figura37), de seguida colocou-se um pouco de polidimetilsiloxano, cerca de 2 gramas, sendo que este poderá ter rácio 10:1, 20:1 ou 5:1 em massa, pois foi analisada a adesão destes três rácios ao vidro. O equipamento começou a rodar inicialmente a 3000 rpm durante um minuto, passando para 4000 rpm no minuto seguinte.

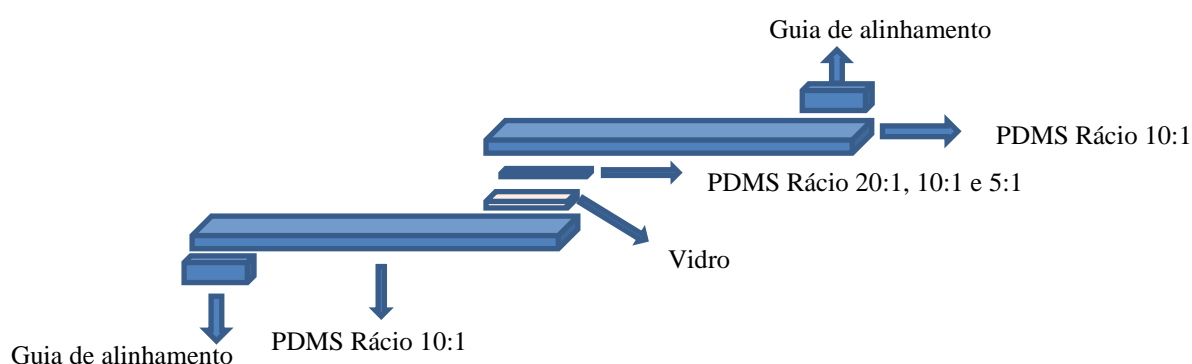


**Figura37:** Lâmina de vidro colocada no *Spin Coater*.

Por fim a lâmina foi retirada com muito cuidado e foi colocada no forno a 80°C durante 20 minutos. Seguidamente retirou-se do forno, efetuou-se a sua adesão a um dos provetes de PDMS, sendo para este caso o rácio é 10:1, sendo apenas variado o rácio do

PDMS que foi espalhado na lâmina de vidro. Foi realizado o procedimento da forma descrita visto que por norma aquando do estudo com microcanais o PDMS utilizado no bloco, ou seja onde se encontravam os microcanais é de rácio 10:1, variando-se apenas o rácio que é espalhado no vidro.

Após feita esta adesão, o provete completo foi colocado novamente no forno e permaneceu lá cerca de 24 horas. Esta adesão é irreversível, Figura 38.



**Figura38:** Imagem esquemática da montagem do provete de adesão com *Spin Couter*.

Após o fabrico dos provetes, procedeu-se ao ensaio. O provete foi colocado na máquina de ensaio de tração, e esta por sua vez aplicou uma carga tracionaria até que ocorreu a desagregação dos dois provetes aderidos. O software que estava conectado com a máquina forneceu resultados de força máxima, assim como de deslocamento, com a utilização destes valores e utilizando a equação (Eq12).

### 3.4.2. Análise e Discussão dos Resultados

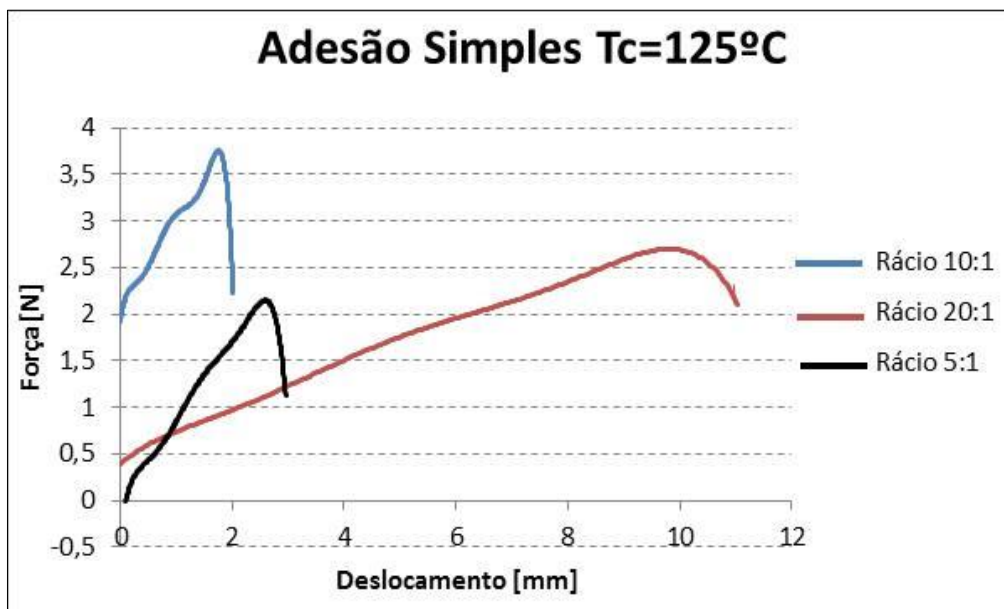
Através da realização dos ensaios de adesão foi possível a obtenção de algumas propriedades mecânicas como é o caso da força, tensão de corte e do deslocamento.

Os dois gráficos apresentados abaixo (Figura 39 e 40) são relativos aos valores de deslocamento obtidos, sendo estes apresentados em ordem à força. Com a análise dos mesmos foi possível concluir que o maior deslocamento registado para a temperatura de

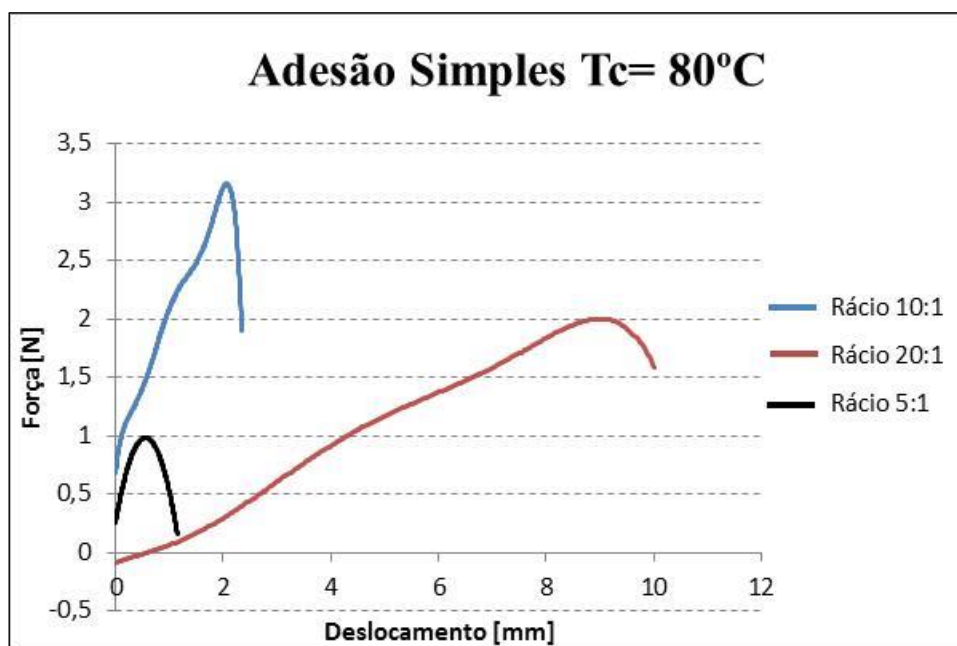
cura de 125°C é referente ao rácio 20:1, sendo por outro lado o mais baixo relativo ao rácio 10:1.

Relativamente à cura a 80°C é evidente que o maior deslocamento é igualmente referente ao rácio 20:1 e o menor, neste caso para o rácio 5:1.

É ainda de salientar que os três rácios deviam obter uma curva de deslocamento a iniciar na origem, no entanto tal não acontece devido a que aquando do início do ensaio de adesão, as amarras da máquina já aplicam uma carga no provete, daí a justificação de não iniciar o registo de valores a 0.

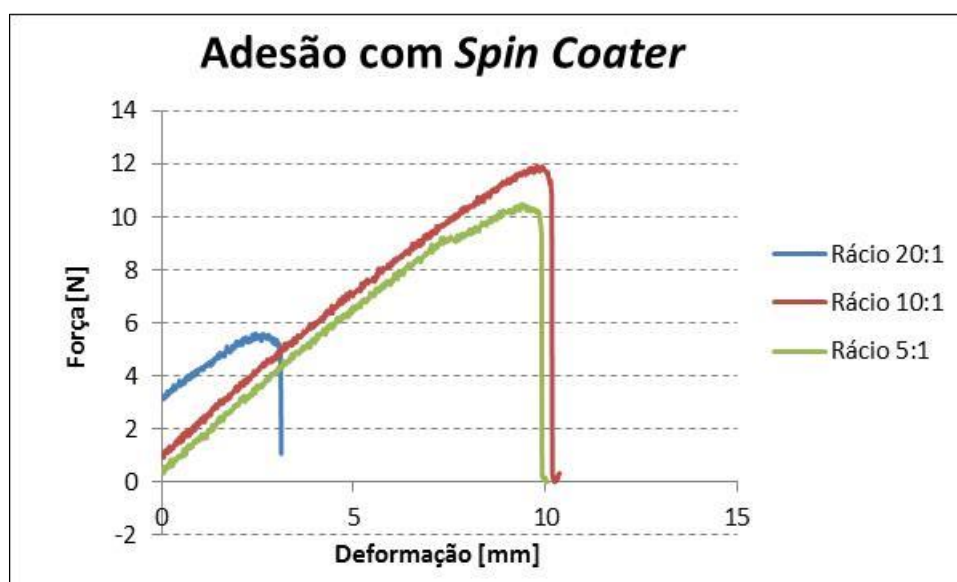


**Figura39:** Curvas força- Deslocamento obtida no ensaio de adesão, para a temperatura de cura de 125°C.



**Figura40:** Curvas força-Deslocamento obtida no ensaio de adesão, para a temperatura de cura de 80°C.

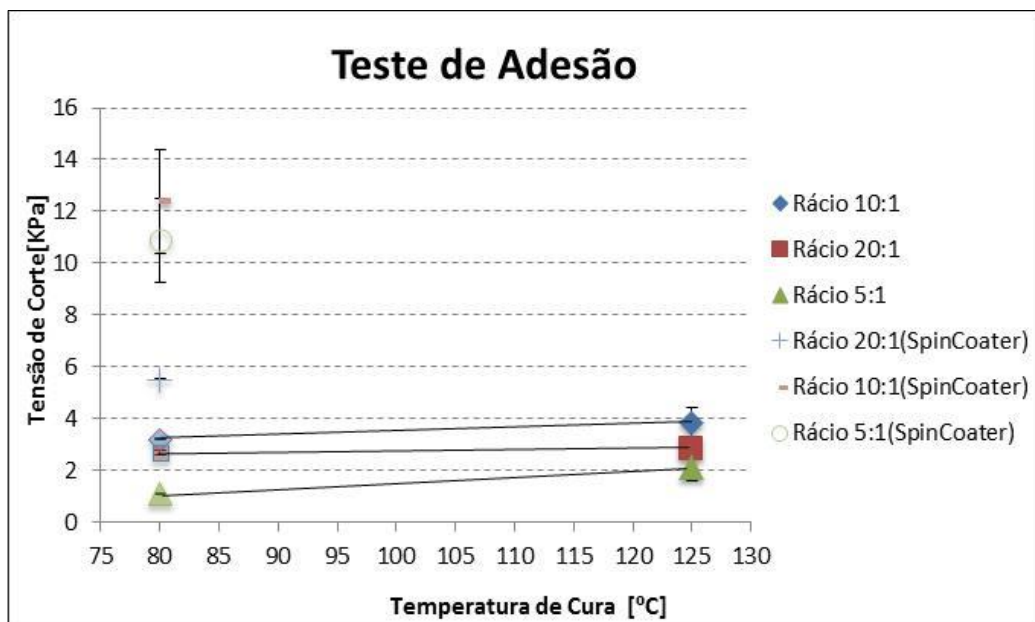
O mesmo ensaio foi feito para a adesão utilizando *Spin Coater*, e também neste o valor mais elevado foi registado para o rácio 10:1, rondando os 11 mm. O mais baixo foi relativo ao rácio de 20:1, com valor aproximadamente de 4 mm.



**Figura41:** Curvas Deslocamento obtido aquando do ensaio de adesão com *Spin Coater*.

A tensão de corte é obtida tendo em conta os valores anteriormente apresentados relativamente à força. Para esta grandeza verificou-se que o valor mais baixo registado está na casa dos 1,2 kPa, e é referente ao rácio 5:1 em massa e à temperatura de cura de 80°C, como verificado no gráfico abaixo representado.

Por outro lado é evidente que o valor mais alto registado é relativo ao rácio 10:1 à cura de 125°C, apresentando um valor de 3,8 kPa. Tal como para os resultados da força, também aqui se verifica que os valores mais elevados são relativos à temperatura de cura de 125°C e os mais baixos para a cura a 80°C.

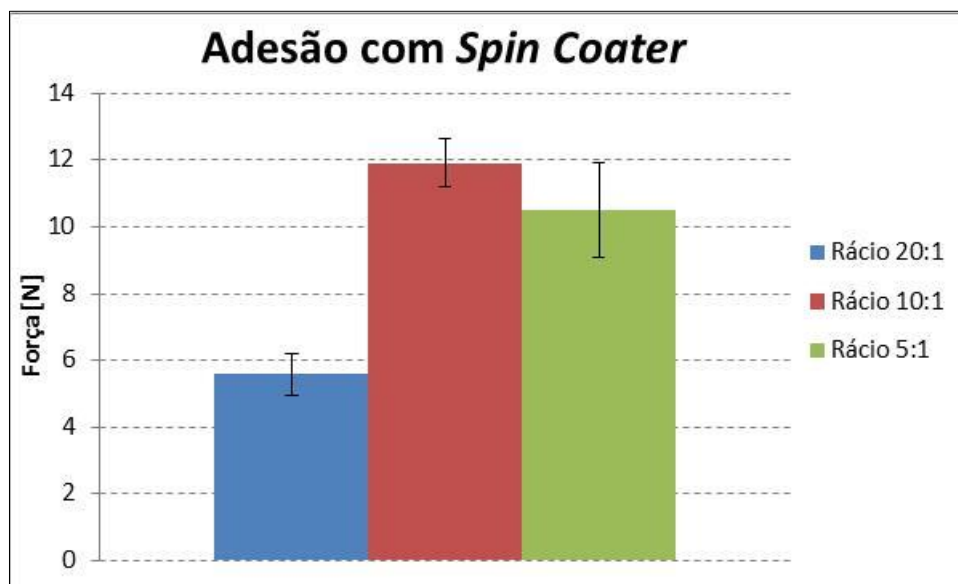


**Figura42:** Tensão de corte obtida por ensaio de adesão.

Quanto à adesão utilizando o *Spin Coater*, este ensaio apenas foi feito para a temperatura de cura de 80°C, sendo variado o rácio do PDMS espalhado na lâmina de vidro. Tal fato ocorreu pois pretendeu-se reproduzir o procedimento utilizado para a fabricação de microcanais apresentada no capítulo seguinte.

No gráfico abaixo apresentado é possível verificar que ao nível da força máxima, os valores mais elevados registados são relativos ao rácio 10:1, que rondam os 11,9 kPa.

Encontrando-se por outro lado o rácio de 20:1 com um valor bem mais reduzido de 5,8 kPa.



**Figura43:** Força obtida no ensaio de adesão com utilização de *Spin Coater*.

Relativamente a este tipo de adesão, verificou-se que o valor mais elevado registado apresentou valores aproximados a 13 kPa, relativos ao rácio 10:1, encontrando-se por outro lado os 5,8 kPa respetivos ao rácio de 20:1. No entanto fazendo agora uma comparação da adesão com e sem utilização de *Spin Coater*, é notório que com *Spin Coater*, os valores de adesão ao vidro são bastante mais elevados.

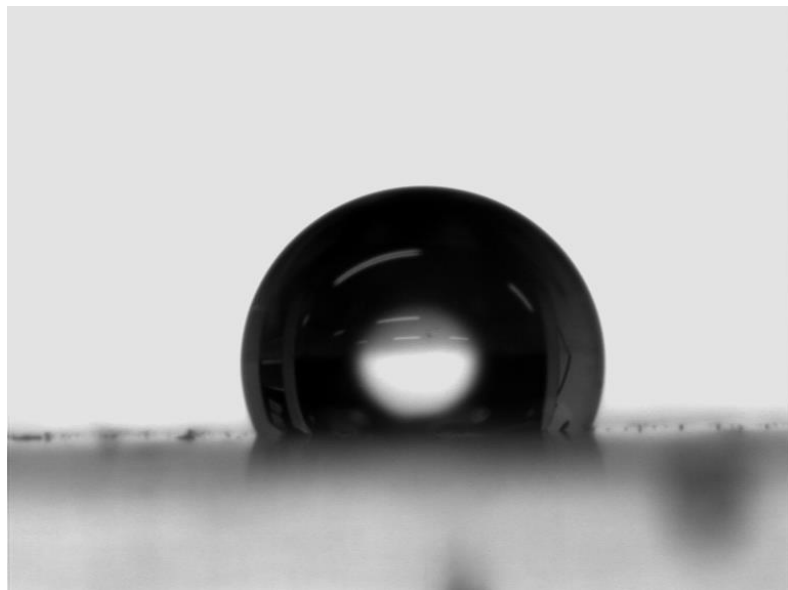
### 3.5. Ensaio de Energia Superficial

Foram realizados ensaios de energia superficial de forma a comprovar os valores obtidos nos ensaios de adesão aos provetes de PDMS.

#### 3.5.1. Materiais e Métodos

Este ensaio consiste na medição da energia superficial, assim como do ângulo de contato de um material, no qual é colocado um líquido que pode ser: a água, diiodometano ou glicerol destilados previamente, sobre a sua superfície, neste caso um provete de PDMS, como podemos ver na Figura44.

A molhabilidade dos materiais foi avaliada utilizando um goniómetro OCA 15 (DataPhysics, Neurtek Instrumentos, Eibar, Espanha). De forma a efetuar a medição do ângulo de contato, as amostras foram colocadas numa câmara saturada a 25°C, com vapor líquido (Barbosa, *et al.*, 2012).



**Figura44:** Gota de água sobre um provete de PDMS

### 3.5.2. Análise e Discussão dos Resultados

Na Tabela 2 estão contidos os valores relativos à energia superficial medida para seis provetes de PDMS com rácios de 5:1, 10:1 e 20:1 às temperaturas de cura de 80 e 125°C.

**Tabela 2:** Resultados de Energia Superficial.

Rácio/Temperatura	Energia Superficial					
	Total		Dispersa		Polar	
	Media	Erro	Media	Erro	Media	Erro
<b>5:1-80°C</b>	17.55	0.82	17.55	0.82	0.00	0.01
<b>5:1-125°</b>	16.56	1.10	16.25	1.09	0.30	0.14
<b>10:1-80°C</b>	16.93	0.45	16.92	0.45	0.00	0.01
<b>10:1-125°C</b>	15.68	1.22	15.59	1.21	0.09	0.12
<b>20:1-80°C</b>	17.05	1.10	15.56	1.03	1.49	0.39
<b>20:1-125°C</b>	8.94	0.58	8.94	0.58	0.00	0.01

Pela análise desta tabela, foi possível verificar que o valor mais elevado de energia superficial registado é relativo ao rácio 5:1 à temperatura de cura de 80°C, sendo que o mais baixo é referente ao rácio 20:1 curado a 125°C. De um modo geral, é notório que os valores de energia superficial registado à temperatura de cura de 80°C são superiores aos registados à cura de 125°C.

**Tabela 3:** Resultados do ângulo de contato.

Rácio/Temperatura	Ângulo de Contato					
	Água		Diiodometano		Glicerol	
	Media	Erro	Media	Erro	Media	Erro
<b>5:1-80°C</b>	111,60	1,10	75,40	1,70	110,20	1,30
<b>5:1-125°</b>	109,00	1,00	76,50	2,40	107,90	1,70
<b>10:1-80°C</b>	110,30	1,30	79,90	0,90	110,30	1,30
<b>10:1-125°C</b>	114,70	2,50	80,30	2,60	114,40	2,20
<b>20:1-80°C</b>	113,30	2,80	79,10	2,20	117,20	0,60
<b>20:1-125°C</b>	115,70	2,40	97,20	1,60	121,80	1,70

Relativamente ao ângulo de contato, pode ser verificado pela tabela 3 que o valor mais elevado foi registado para o rácio 20:1 a 125°C, sendo este maior para o glicerol e menor para o diiodometano.

No entanto os valores obtidos neste ensaio não vão ao encontro dos obtidos pelos ensaios de adesão. Um dos fatores que poderá justificar esta disparidade de valores será o fato dos ensaios de adesão terem sido realizados sem a utilização de qualquer líquido, sendo apenas testada a adesão do PDMS ao vidro, enquanto que neste ensaio foi apurada a energia superficial e o ângulo de contato utilizando líquidos. Logo a adesão de líquido- sólido poderá apresentar valores diferentes de tensão de superfície e ângulo de contato aquando da comparação com adesão sólido- sólido.

### 3.6. Análise de Rugosidade

#### 3.6.1. Materiais e Métodos

Para além dos ensaios de energia superficial e ângulo de contato, uma outra forma de poder comprovar os resultados obtidos nos ensaios de adesão, foi a execução de uma avaliação da rugosidade.

Inicialmente pensou-se em avaliar este parâmetro utilizando um rugosímetro, porém chegou-se à conclusão que essa técnica não seria a mais apropriada, pois o PDMS apresenta uma textura mole e bastante flexível, aproximada à de uma borracha, tendo em conta que este ensaio consiste na utilização de um equipamento com uma ponta de diamante que se irá arrastar ao longo da superfície, o que iria acontecer era a introdução da ponta do rugosímetro no material e o seu arrastamento, provocando danos no provete e obtendo resultados que poderiam não ser os mais fiáveis. Foi então que se pensou noutras estratégias, das quais surgiu a ideia de fazer uma análise microscópica dos provetes.

O processo inicial de observação consistiu na visualização microscópica do corte, utilizando um microscópio ótico (Figura45), de duas superfícies de PDMS aderidas (Figura46).



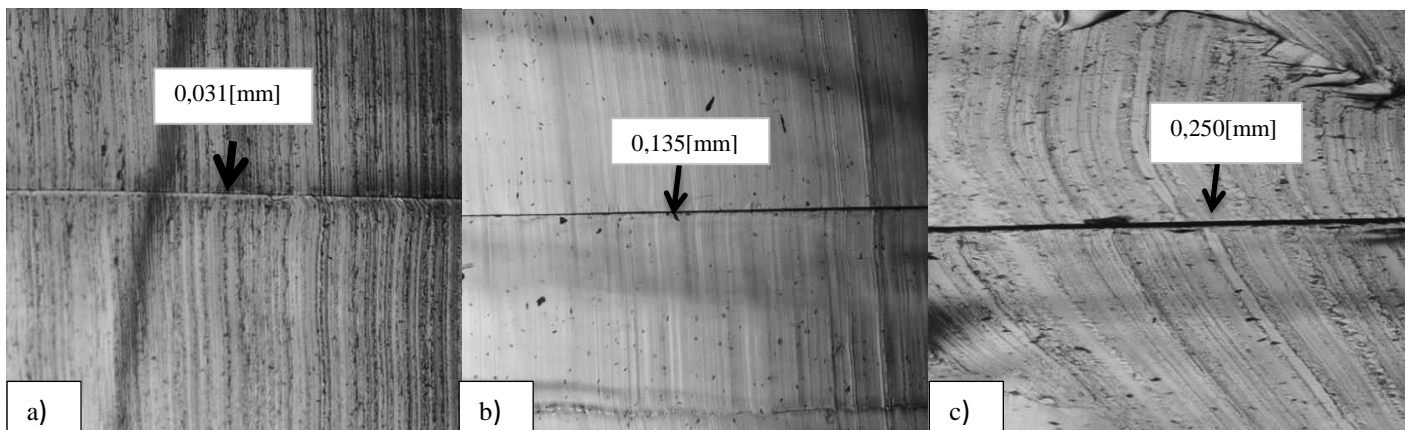
**Figura45:** Microscópio ótico invertido.



**Figura46:** Corte de provete de adesão analisado ao microscópio.

### 3.6.2. Análise e Discussão dos Resultados

Pela análise das imagens representadas na Figura47 foi possível concluir que a maior adesão é relativa ao rácio 10:1, pois como podemos verificar a linha que separa os dois provetes é muito reduzida, apresentando uma espessura na ordem dos 0,031 mm obtidos pelo software *ImageJ*. Por outro lado, é notório que a menor adesão foi verificada para o rácio 5:1, apresentando este uma espessura de 0,250 mm. É ainda de salientar que estas imagens foram obtidas na zona central do provete, pois nas zonas mais laterais a adesão é ligeiramente maior.



**Figura47:** Imagens obtidas através de microscópio óptico invertido com objetiva de 5X do corte da ligação de dois provetes aderidos com os rácios: a) 10:1, b) 20:1 e c) 5:1.

Analisamos também a superfície do provete, onde não podemos dizer que seja visível a rugosidade, mas é possível evidenciar qual o rácio que apresenta uma maior

textura. Esta avaliação foi feita com a utilização de um microscópio de luz refletida, modelo Axiovert apresentado na imagem abaixo.



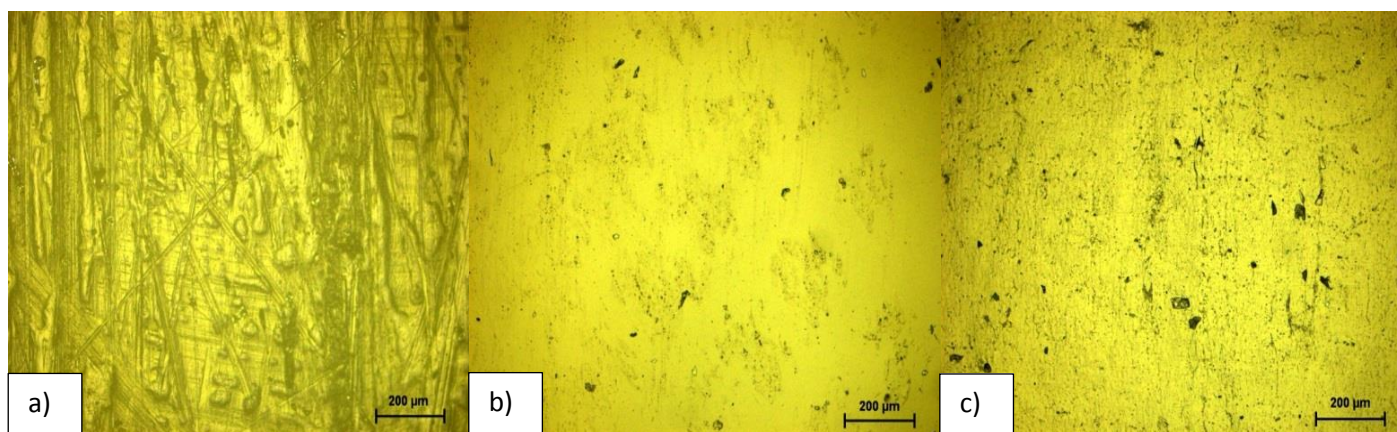
**Figura48:** Microscópio de luz refletida modelo Axiovert 405M (Moreira, 2008).

Através da análise das imagens obtidas com este microscópio, foi possível verificar que o rácio que apresentou maior textura é o relativo ao rácio 10:1 à temperatura de cura de 125°C, Figura49. Os ensaios de adesão mostraram que este rácio nestas condições de cura obteve os melhores resultados relativos às propriedades mecânicas em análise. Tal fato pode ser explicado pois, para materiais moles, como é o caso do PDMS, quanto maior for a rugosidade, ou seja a textura, maior será a adesão, pois a ligação das superfícies é maior por maior encravamento mecânico.

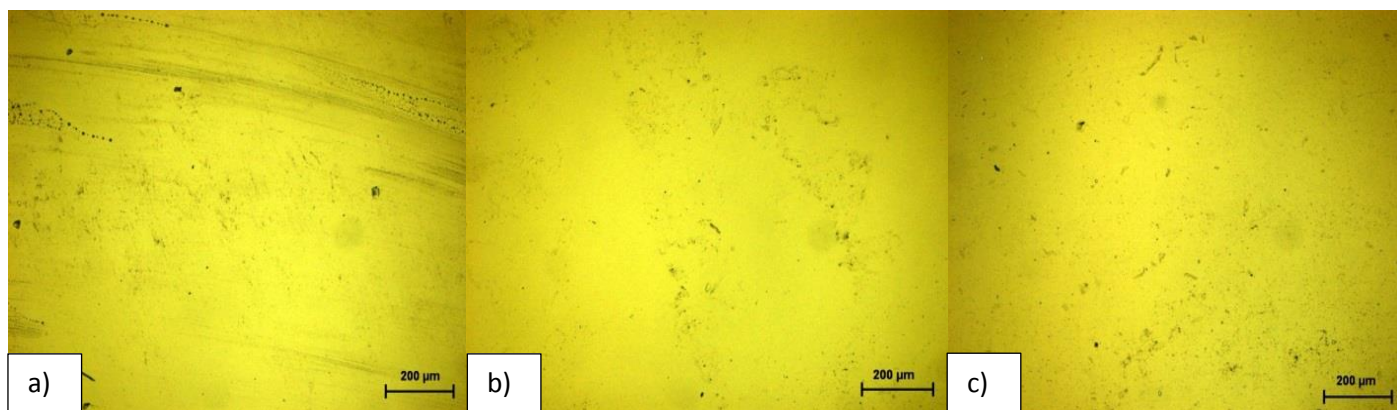
Por outro lado o menor valor de adesão, e aquele que apresenta uma superfície mais lisa, mais uniforme é correspondente ao rácio de 5:1, Figura49 b).

Outra análise que pode ser efetuada é relativa às temperaturas de cura, pois é bastante notório que à temperatura de cura de 125°C, Figura49, as superfícies apresentam uma textura mais evidenciada do que a 80°C, Figura50, sendo que adesão neste caso é superior.

É ainda de salientar que a superfície observada ao microscópio é a superior do provete, ou seja, trata-se da face que não está em contato com o molde, pois o fato de analisar a face que está em contato com o molde poderia levar a conclusões erradas, visto que ao longo da cura do PDMS este poderia adquirir a textura do próprio molde.



**Figura49:** Imagem referente à análise superficial do PDMS cura a 125°C, a) Rácio 10:1, b) Rácio 5:1 e c) Rácio 20:1.



**Figura50:** Imagem referente à análise superficial do PDMS cura a 80°C, a) Rácio 10:1, b) Rácio 5:1 e c) Rácio 20:1.

## Capítulo 4

# Microfabricação e Escoamentos em Microcanais

No desenvolvimento deste capítulo, são apresentados todos os materiais e métodos utilizados na fabricação de microcanais. Estes apresentam três tipos de geometrias: simples, com bifurcações e uma terceira com uma contração. A sua produção foi executada por uma técnica muito utilizada na indústria gráfica designada por xurografia. Neste capítulo são ainda apresentados os resultados obtidos relativos à queda de pressão e a respetiva discussão.

### 4.1. Materiais e Métodos

Foram desenvolvidos dispositivos com microcanais, que permitissem simular um escoamento sanguíneo no organismo humano, porque existem determinados estudos que não podem ser feitos num organismo *in vivo*. Os modelos *in vitro* apresentam várias vantagens tais como: conceitos éticos, pois ao optar por este processo torna-se dispensável o estudo em animais, melhor controlo das variáveis em estudo, maior reprodutibilidade, o auxílio no desenvolvimento e validação de modelos teóricos e computacionais.

Inicialmente foi utilizado o software *AutoCad* onde foram projetadas as geometrias dos microcanais, tendo em conta nomeadamente as suas dimensões, visto que estávamos a trabalhar à escala micrométrica e tínhamos de ter em conta a precisão de corte da *Plotter* utilizada, para que os canais ficassem em boas condições de utilização.

As geometrias foram projetadas em suporte informático CAD vetorial. Este ficheiro é essencial para o recorte das geometrias na *plotter* de corte. Foram utilizados três softwares, o *AutoCAD*, onde foram desenhados os canais, em formato CAD vetorial, o *coreldraw* e o *GreatCut* por sua vez foram utilizados como software de compatibilidade entre o formato digital e a *plotter* de corte.

O objetivo deste estudo foi a medição da queda de pressão até à rutura dos microcanais provocada pela infusão de um determinado fluido. Pretendeu-se ainda efetuar uma comparação de valores obtidos teoricamente e experimentalmente, tendo em conta que apenas é possível uma previsão teórica para o canal simples. A equação utilizada para este cálculo teve em conta a equação de Navier-Stokes.

Num fluxo de *Poiseuille* considera-se que o fluido escoar num canal longo, reto e rígido existindo uma diferença de pressão entre as extremidades do canal (Bruus, 2004). Segundo a lei de *Poiseuille* a fórmula utilizada para a obtenção desta queda de pressão é (Bruus, 2004):

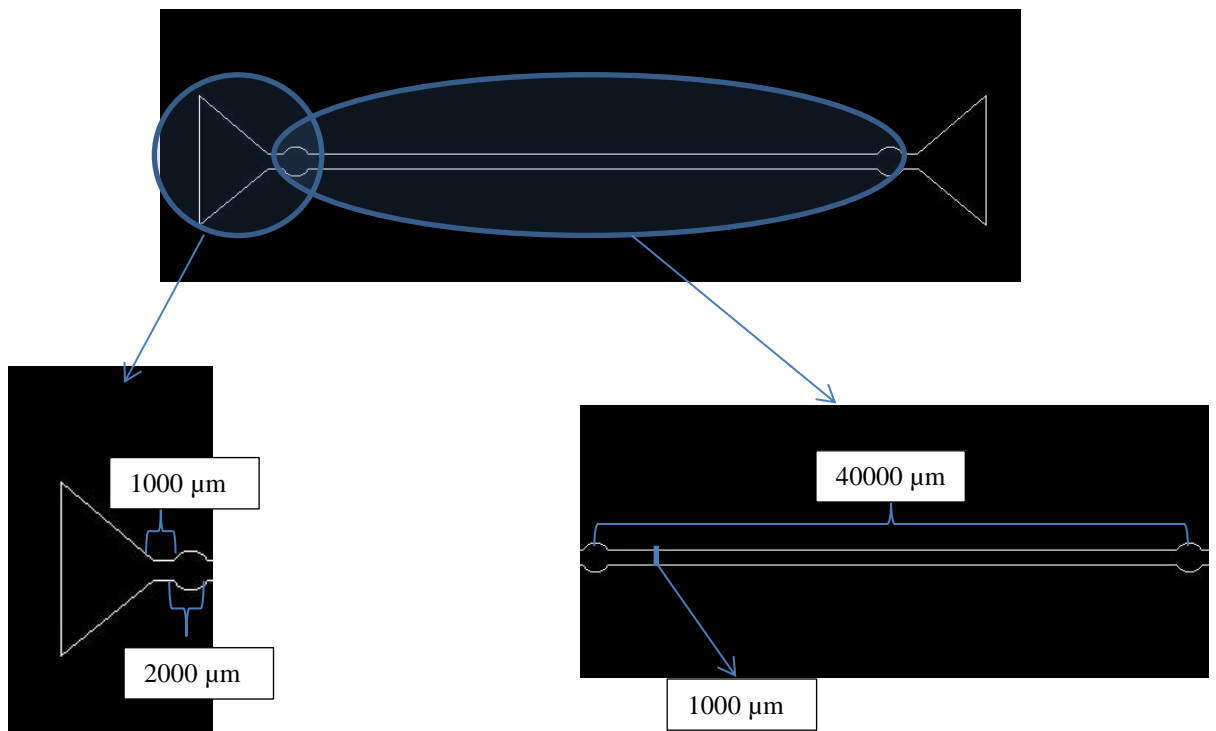
$$\Delta p \approx \frac{8\mu L Q}{\pi r^4} \quad (14)$$

Onde,  $\Delta p$  é a variação da pressão,  $\mu$  é a viscosidade, neste caso da água,  $L$  o comprimento do canal,  $Q$  o caudal e  $r$  o raio hidráulico que é dado pela equação:

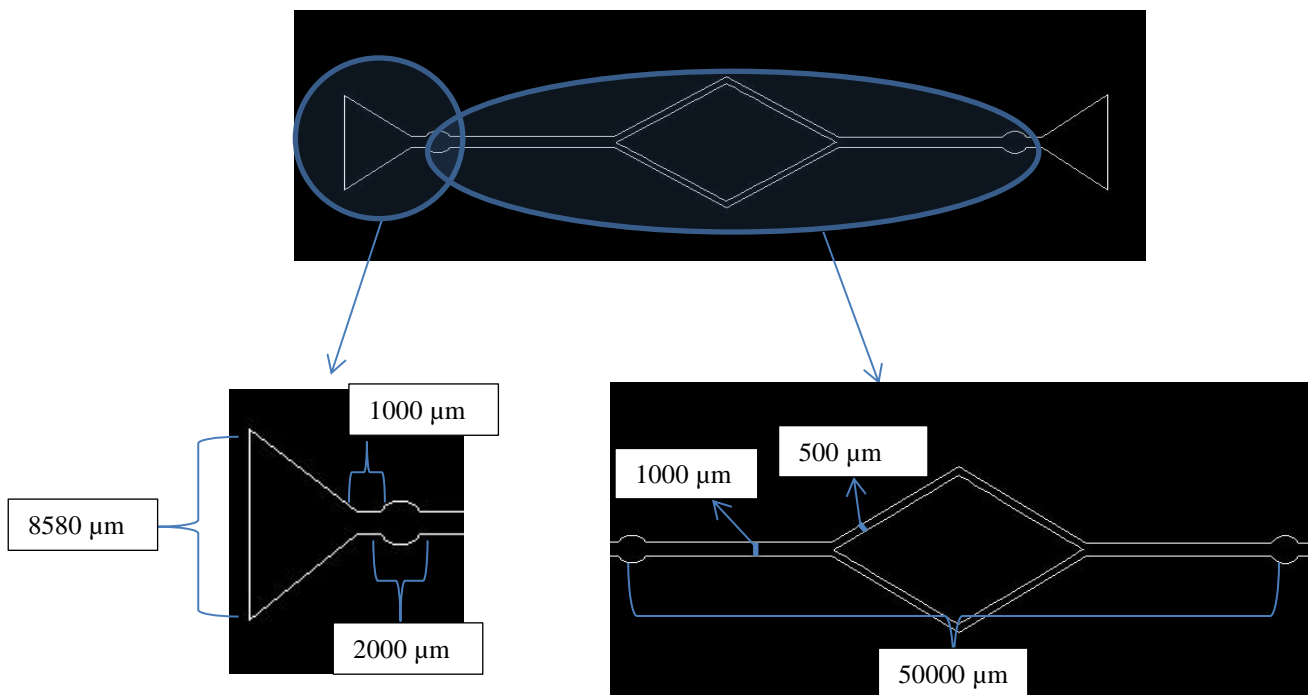
$$r = \frac{(h \times l)}{(h + l)} \quad (15)$$

Onde  $h$  é a altura e  $l$  a largura do canal.

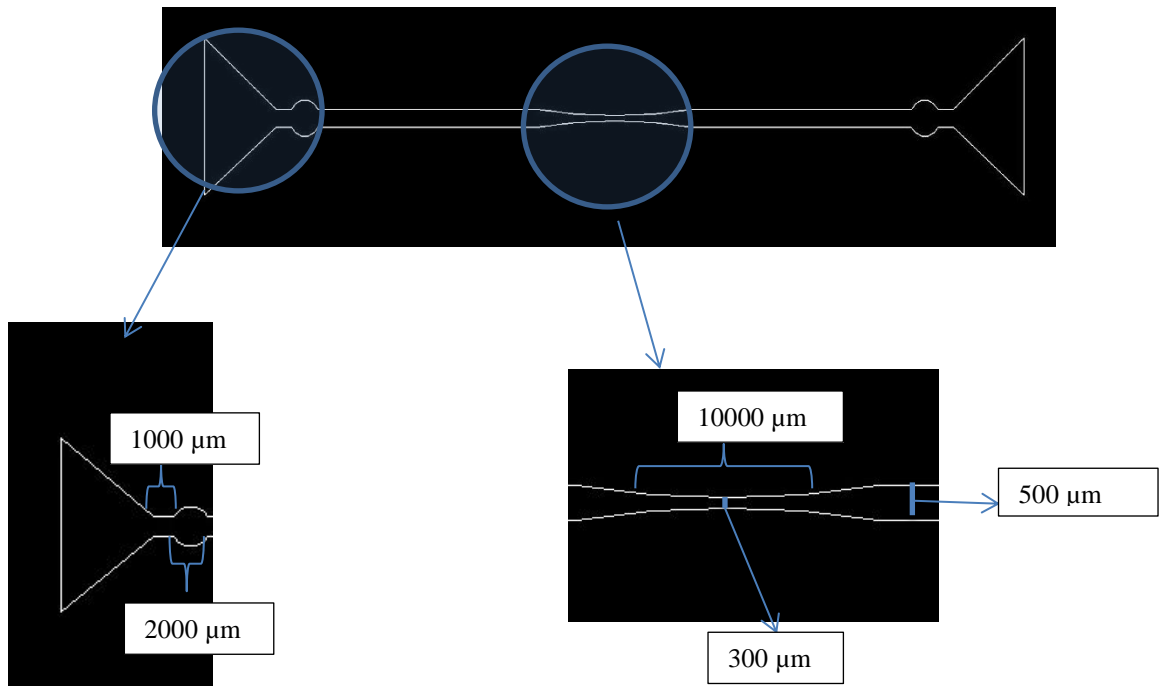
Nas Figuras 51, 52 e 53 é possível visualizar as geometrias testadas neste estudo e as respetivas dimensões.



**Figura51:** Geometria simples com um microcanal de secção retangular e respectivas dimensões.



**Figura52:** Geometria de um microcanal de secção rectangular com bifurcações e respectivas dimensões.



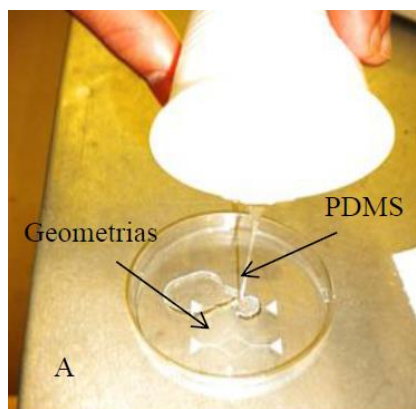
**Figura53:** Geometria de um microcanal de secção retangular com estreitamento e respectivas dimensões.

Os materiais utilizados nesta fase do projeto, nomeadamente na produção dos microcanais foram: o PDMS e o vinil onde foram impressos os microcanais (Figura 54).



**Figura54:** Vinil utilizado na fabricação dos microcanais.

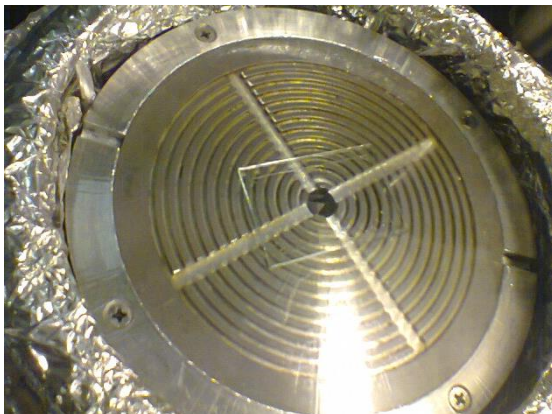
Todas as geometrias de microcanais foram fabricadas da mesma forma. O processo de fabrico iniciou-se com a impressão dos canais projetados, na *Plotter* de corte, de seguida estes foram colocados em caixas de *petri* recorrendo a papel de transporte. Seguidamente procedemos à produção do PDMS, utilizando a mesma metodologia descrita no capítulo anterior. O PDMS foi então vazado na caixa de *petri*, cobrindo os canais, o que fará com que este adquira a forma geométrica dos microcanais e assim efetuar a adesão com as lâminas de vidro. Seguindo este procedimento, foi fabricado PDMS com um rácio 10:1 para ser vazado nas caixas de *petri* e ainda PDMS com um rácio 20:1 e 5:1. Por intermédio do *Spin Coater*, o PDMS foi espalhado numa lâmina de forma a selar os canais. Após a fabricação do PDMS, este foi vazado para a caixa de *petri* (Figura 55), e de seguida foi novamente colocado no exsicador, conectado com a bomba de vácuo, de forma a remover totalmente as bolhas de ar. Seguidamente a caixa de *petri* foi colocada num forno a 80°C durante 20 minutos.



**Figura55:** PDMS a ser vazado sobre as geometrias na caixa de *petri* (Pinto, 2012).

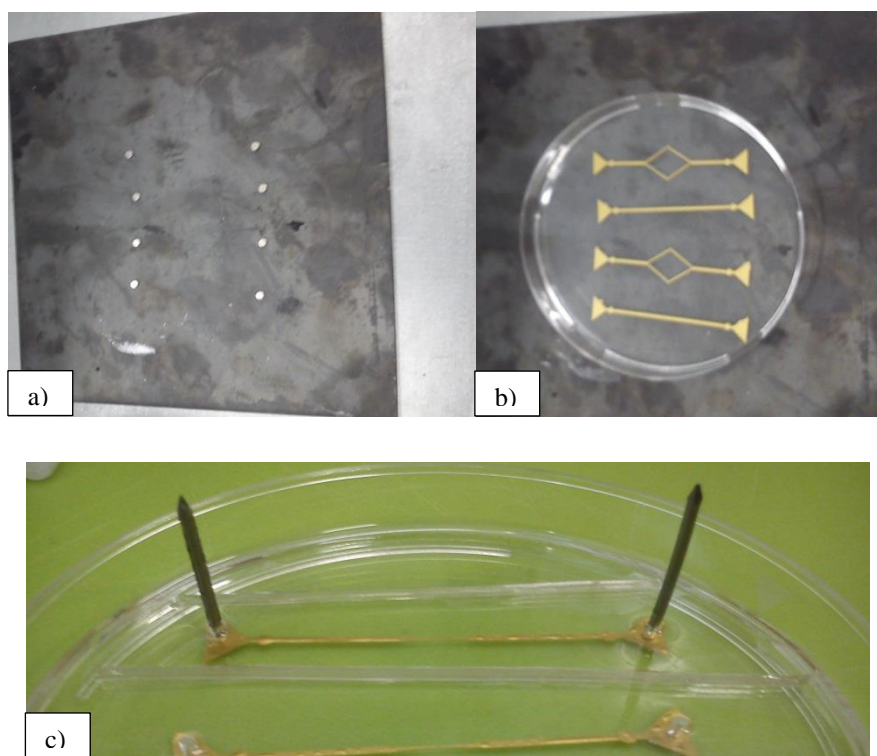
A fase seguinte consistiu na preparação das lâminas de vidro para a selagem dos microcanais. As lâminas utilizadas eram transparentes, de forma a ser possível a visualização dos escoamentos dos fluidos utilizados. Estas foram limpas com álcool e de seguida foram colocadas no *Spin Coater*. Posteriormente com o auxílio de uma espátula foi depositada uma película de PDMS, podendo esta ser de um rácio 10:1, 20:1 e 5:1. No *Spin Coater* foram utilizados dois programas: o primeiro a 3000 rotações durante

um minuto e o segundo a 4000 rotações também durante um minuto. Após a execução destes dois programas foi possível obter um espalhamento uniforme na lâmina de vidro (ver figura 56).



**Figura56:** Lâmina de vidro com uma película de PDMS no *Spin Coater*.

Tal como sucedeu com os microcanais, também as lâminas de vidro com PDMS foram colocadas no forno durante 20 minutos a 80°C. Paralelamente, foi feito o corte e a remoção do PDMS no qual se encontravam as geometrias dos microcanais, com recurso a um X-ato e a uma pinça para retirar os canais em PDMS da caixa de *petri*, sem que estes fossem danificados. Foi ainda necessário furar as entradas dos canais, assim como as tomas de pressão (furos onde são inseridos os sensores que mediram as quedas de pressão). Inicialmente este procedimento era efetuado com pontas metálicas, no entanto por vezes ao furar os canais ocorriam pequenos rasgos no material que poderiam afetar os resultados finais. Para evitar este problema, usamos imanes que foram colocados por baixo da caixa de *petri*, nos locais onde se pretendia furar, e de seguida foram colocados pregos previamente polidos (Figura 57) antes do vazamento do PDMS. Com esta técnica foi possível garantir que todos os furos apresentassem as mesmas dimensões.

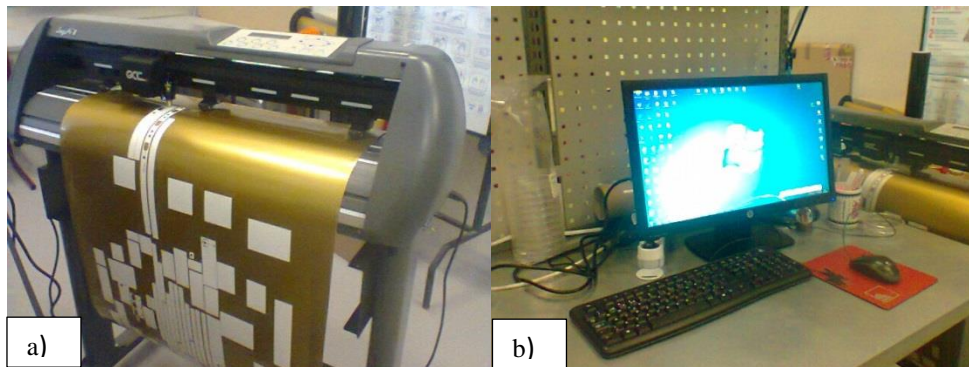


**Figura57:** a)Placa metálica com os imans, b)Placa de petri colocada sobre os imans e c) Pregos contidos na caixa de *petri* com PDMS.

Posteriormente efectuou-se a adesão do microcanal com a lâmina de vidro e colocou-se o dispositivo no forno a 80°C durante 24 horas.

#### 4.1.1. *Plotter* de Corte Jaguar II

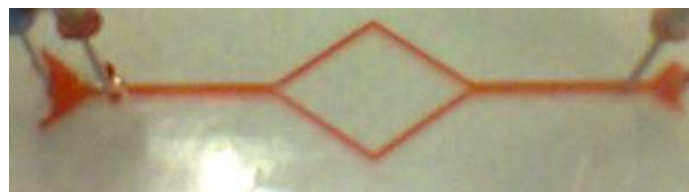
A *Plotter* de corte Jaguar II, Figura 58, é um equipamento que possui um display de interface com o utilizador, no qual se podem seleccionar diversos parâmetros, tais como a velocidade de corte, a força aplicada sobre o material. Podemos também seleccionar o material onde pretendemos cortar a geometria projetada, assim como o local exacto no vinil onde queremos cortar. Este apresenta uma resolução mecânica de 6,25  $\mu\text{m}$  e permite ainda a seleção de velocidades de corte bastante baixas, sendo a mínima possível de 3 cm/seg (Pinto, 2012). O equipamento foi fornecido com um software de interface com o utilizador, o *GreatCut* que também permite a alteração dos parâmetros de corte.



**Figura58:** a) *Plotter* de corte JaguarII utilizada neste trabalho e b) computador onde se encontra o software de interface *GreatCut*.

#### 4.1.2. Flúidos Utilizados

O fluido escolhido para a elaboração desta fase do projeto foi a água, porém devido ao fato desta ser transparente, não foi possível visualizar a sua passagem nos microcanais. Por este motivo foi decidido juntar um corante de forma a visualizar o escoamento do fluido, como podemos visualizar na Figura 59.

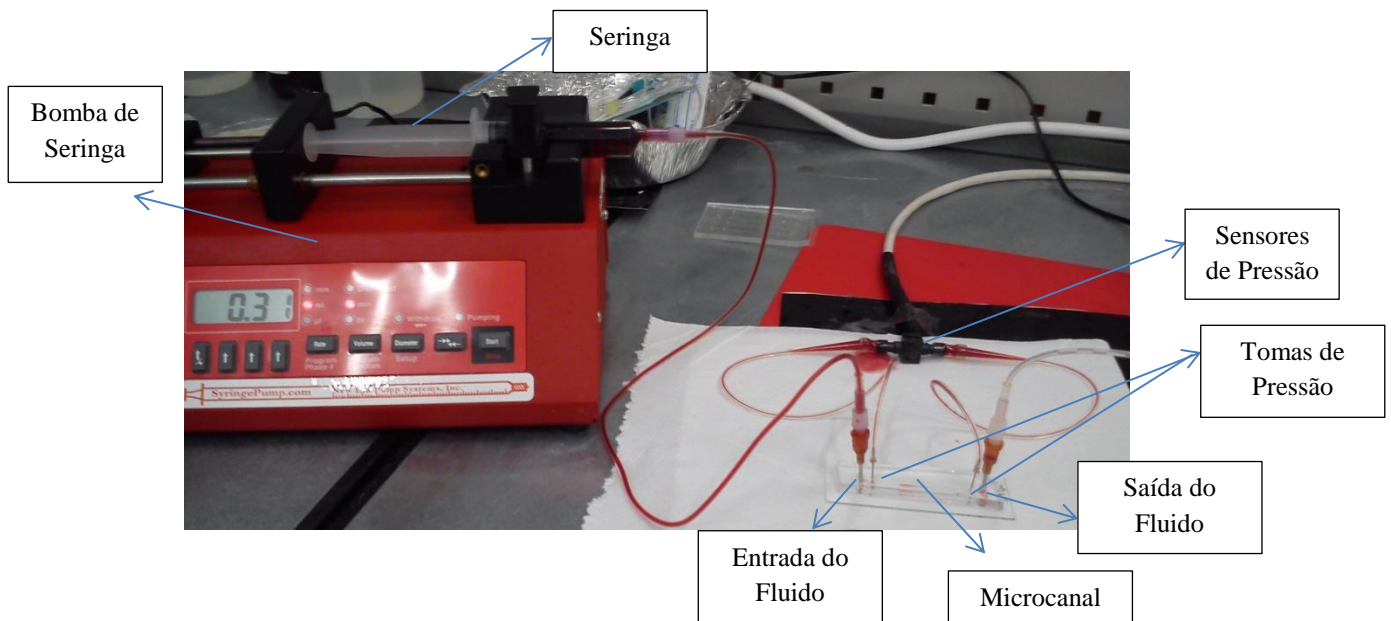


**Figura59:** Água com corante vermelho a passar no microcanal com bifurcações.

Neste estudo foram utilizados vários tipos de flúidos: um flúido com uma baixa viscosidade (água) e outros com uma elevada viscosidade (líquido de loiça e glicerina) (Anexo).

### 4.1.3. Sistema de Medição da Queda de Pressão

De forma a bombear o fluido para dentro do microcanal, foi montado um sistema utilizando uma bomba de seringa. Neste trabalho foi utilizada uma seringa com 10 ml. De seguida ajustaram-se alguns parâmetros na bomba de seringa, como foi o caso do diâmetro a utilizar, que difere consoante a capacidade da seringa escolhida, que neste caso foi um diâmetro de 15,8 mm. Outro parâmetro que foi tido em conta foi o caudal. Na Figura 60 é possível visualizar os equipamentos utilizados para a execução deste ensaio.

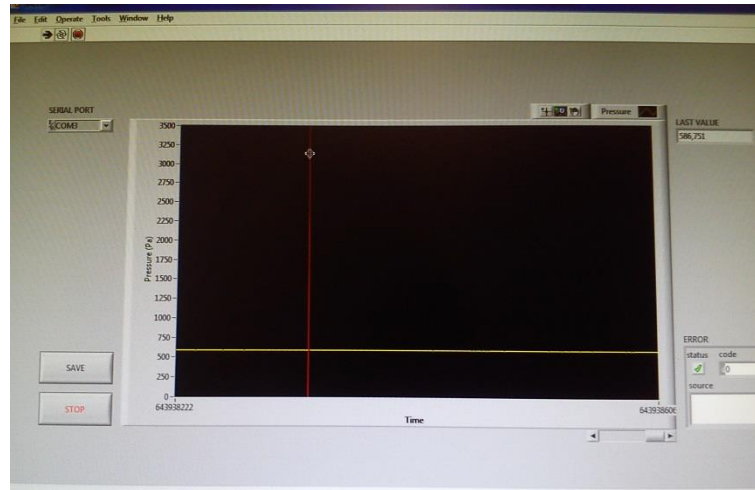


**Figura60:** Sistema experimental utilizado na medição da queda de pressão nos microcanais.

Como é perceptível na Figura60 existe no microcanal dois furos para além da entrada e saída do fluido, sendo estes referentes às tomas de pressão, ou seja, estas tomas foram conetadas com dois tubos que foram posteriormente ligados ao transdutor de pressão. Este transdutor proporcionou a leitura e visualização dos resultados da queda de pressão.

O software SAD (Figura 61) permitiu a medição e visualização das quedas de pressão obtidas em função do caudal. Esta variação do caudal foi determinada pelo uti-

lizador, assim como o tempo de aquisição da pressão. Assim de forma a efetuar uma boa medição foi necessário esperar que a pressão estabilizasse e só aí é que foi feito um *Save* e começaram a ser gravados dados de pressão ao longo de um certo tempo. De seguida pressionou-se o *STOP* e a gravação de dados terminou.



**Figura61:** Janela referente ao software *SAD*.

Após a aquisição dos dados, estes foram transferidos para o Excel, onde posteriormente foram tratados, sendo feita uma média de resultados para cada caudal. Neste caso foram analisados cerca de quatro microcanais para cada caudal.

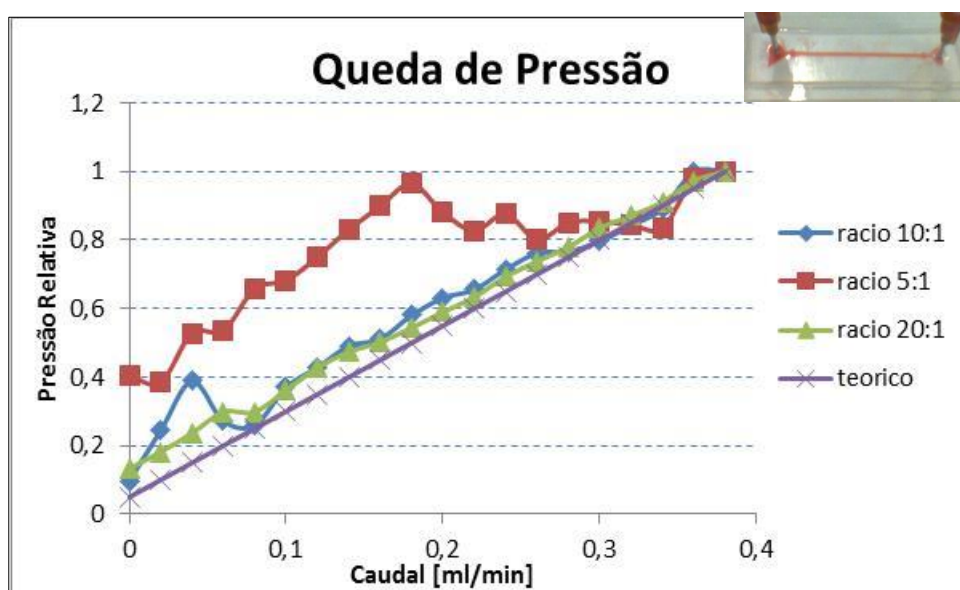
## 4.2. Análise e Discussão dos Resultados

Nesta fase da tese são apresentados os principais resultados obtidos relativamente à queda de pressão em função do caudal nas diferentes geometrias dos microcanais analisados.

A escolha do fluido recaiu sobre a água visto que neste estudo, o fluido não tem muita relevância, foi necessário conhecer algumas propriedades do mesmo, como é o caso da viscosidade à temperatura ambiente 25°C, que neste caso é de  $1,02 \times 10^{-3}$  (Pa.s) (Mendes, *et al.*2009).

#### 4.2.1. Geometria Simples de Um Microcanal de Secção Retangular

Inicialmente foram analisados os canais com uma geometria simples e secção retangular. No entanto não se conseguiu cumprir o objetivo pretendido que era levar o canal à rotura. Tal fato não aconteceu devido à capacidade máxima de medição dos sensores de queda de pressão ser inferior à pressão máxima suportada pelo canal. Por conseguinte tanto para esta geometria como para a geometria de secção retangular com bifurcações apenas foi medida a queda de pressão máxima do canal, tendo em conta o limite máximo do sensor de pressão, que ronda os 3447 Pa. A partir deste valor os resultados obtidos não são fiáveis e até pode ocorrer a danificação do sensor.



**Figura 62:** Queda de pressão registada no microcanal simples.

Pela análise das Figura 62 foi possível verificar que a maior queda de pressão registada foi referente ao microcanal selado com PDMS de rácio 20:1, apesar do rácio 10:1 também se encontrar bastante próximo, no entanto, o rácio 5:1 apresenta um comportamento um pouco diferente dos restantes rácios.

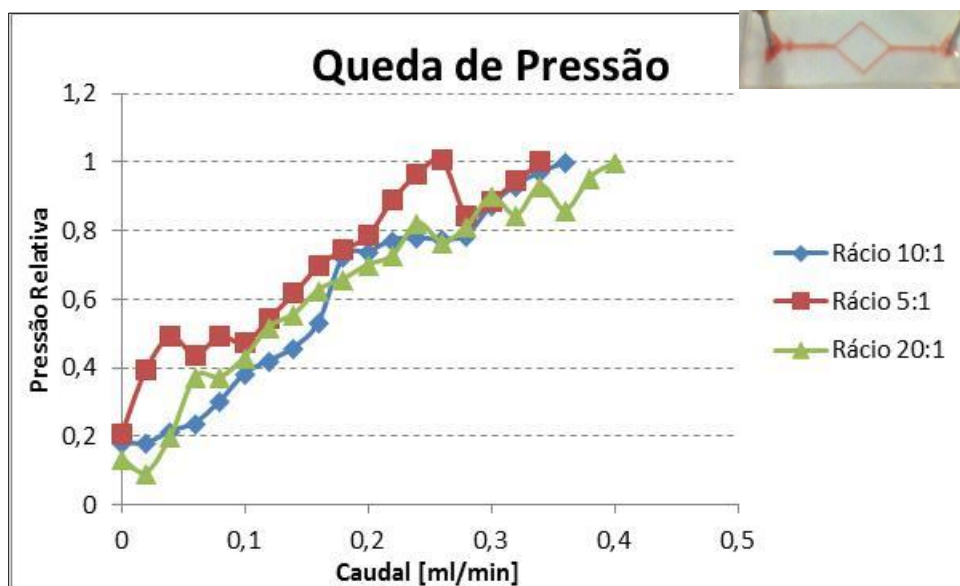
É ainda de salientar que no gráfico está representada a curva teórica que foi obtida tendo por base a equação de *Navier-Stokes* para canais longos e retangulares. Podemos então concluir que os rácios que mais se aproximaram dos valores teoricamente esperados foram os rácios 20:1 e 10:1.

Os valores referenciados estão representados em termos relativos, sendo apenas feita uma análise qualitativa, para que desta forma se possa comparar os valores teóricos e práticos. A queda de pressão é dada pelo quociente entre a queda de pressão registada para cada rácio e o valor máximo de queda de pressão obtido.

#### **4.2.2. Geometria de Um Microcanal de Secção Retangular Com Bifurcações**

Outra das geometrias analisadas era constituída por um canal igualmente retangular, porém com bifurcações. Com análise da Figura 63, foi possível verificar que quanto à pressão o valor mais alto registado foi o referente ao microcanal selado com PDMS de rácio 10:1, seguindo-se o rácio 20:1. O resultado mais discrepante foi referente ao rácio 5:1.

Efetuada agora uma comparação entre o microcanal de geometria retangular simples e o canal com bifurcações, verificou-se que os valores mais elevados de queda de pressão foram registados para o canal com bifurcação, como seria de esperar pois quando existe um “obstáculo” na passagem do fluido, é normal que a pressão tenda a aumentar, como é o caso analisado. No entanto, tal como verificado na geometria retangular, não ocorreu rotura do canal pelas mesmas razões.



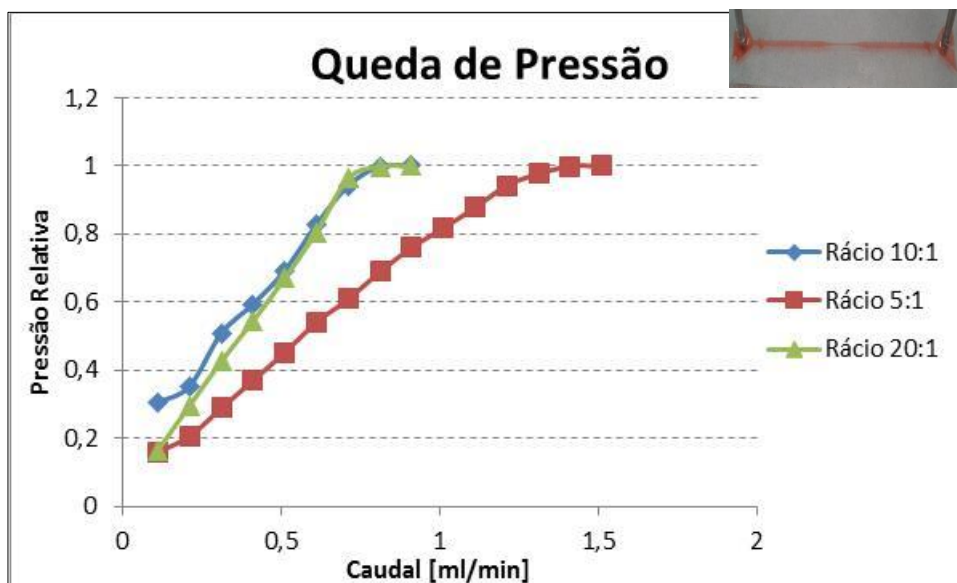
**Figura63:** Valores de queda de pressão em termos relativos para microcanal com bifurcação.

Outra conclusão possível de retirar da análise destas duas geometrias é que a queda de pressão tende a aumentar com o aumento do caudal, no entanto, como já referido o aumento do caudal está ligado ao tipo de seringa utilizada. Para este ensaio a seringa de 10 ml foi a indicada, pois foram feitos alguns ensaios com uma seringa de 20 e 50 ml, o que de fato permitiu um aumento do caudal, e por consequência um aumento da pressão, no entanto ao chegar a cerca de 4000 Pa esta estabilizou pois os sensores de queda de pressão já não permitiram efetuar a medição.

#### 4.2.3. Geometria de Um Microcanal de Secção Retangular Com Estreitamento

De forma a cumprir o objetivo proposto que seria a medição da queda de pressão aquando do rebentamento do microcanal, foi encontrada uma solução que consistiu no desenvolvimento de uma nova geometria com um estreitamento a meio do canal. No entanto, devido à limitação dos sensores, também não foi possível efetuar a medição da pressão máxima aquando da rotura do canal, sendo que mais à frente são apresentados resultados apenas de caudal máximo, onde ocorreu rompimento do canal.

É ainda de salientar que os rácios 20:1 e o 10:1 apresentaram comportamentos muito idênticos, ou seja, atingiram o máximo de queda de pressão medido para o mesmo caudal, como é perceptível na Figura64. Por outro lado o rácio 5:1 apresentou um comportamento um pouco diferente visto que aguentou valores de caudal superiores até atingir o mesmo valor máximo da queda de pressão.

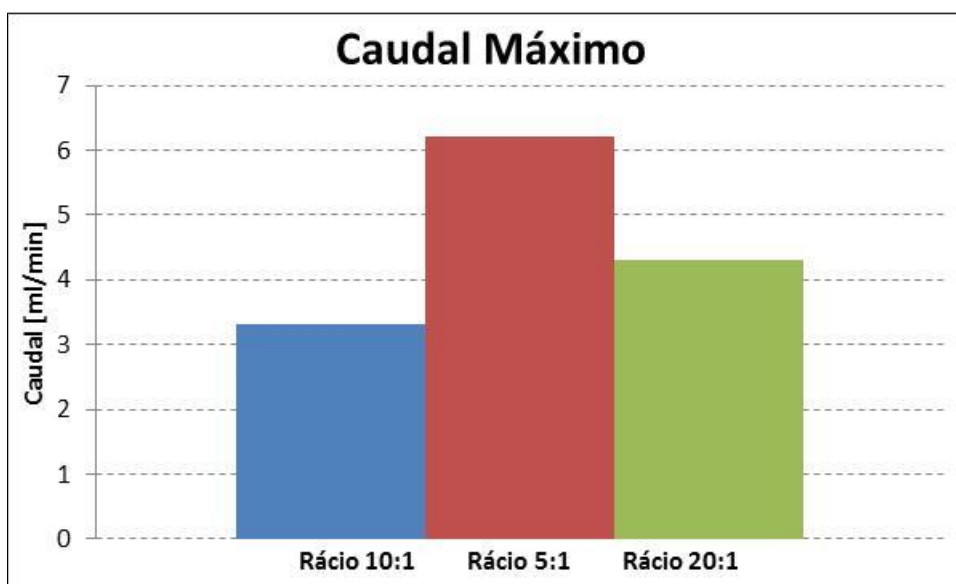


**Figura 64:** Valores relativos da queda de pressão para o microcanal com estreitamento.

Foi feita uma análise apenas em termos de caudal, onde foi possível a visualização do rebentamento do canal. Na Tabela4 e na Figura65 estão contidos os valores de caudal para os quais houve rompimento do canal:

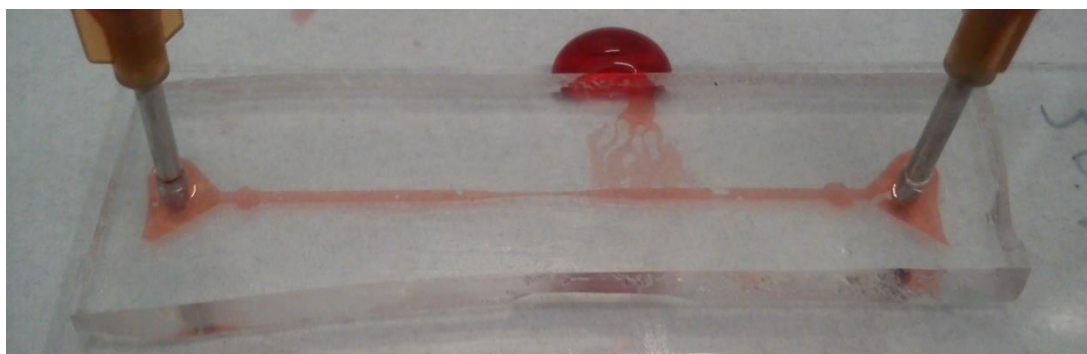
**Tabela4:** Valores do caudal aquando do rompimento do canal.

Fluido/Rácio	Rácio 10:1	Rácio 20:1	Rácio 5:1
Água+Corante	3.31 ml/min	4.31ml/min	6.2ml/min



**Figura65:** Caudal máximo registado aquando do rompimento do canal.

O fenómeno de rompimento do canal ocorreu de diferentes formas: uma delas foi ao longo do canal, Figura66 e outra na entrada do fluido, Figura67.



**Figura66:** Rompimento no meio do canal com estreitamento.



**Figura67:** Rompimento na entrada do canal com estreitamento.

## Capítulo 5

# Conclusões e Trabalhos Futuros

### 5.1 Conclusões

Foi realizado um trabalho experimental tendo sido feito um estudo de caracterização do elastômero polidimetilsiloxano (PDMS), assim como o desenvolvimento de uma aplicação com este composto ligada à biomecânica e biomedicina.

Numa fase inicial foram testados três rácios em massa (pré-polímero/ agente de cura) de PDMS, rácio 10:1, rácio 20:1 e rácio 5:1, assim como duas temperaturas de cura 125°C e 80°C.

Em termos de propriedades mecânicas, como é o caso da tensão máxima, módulo de elasticidade e deformação verificou-se que os valores mais elevados foram obtidos para o rácio 10:1 à temperatura de cura de 125°C, durante 20 minutos. Exceto para a deformação, onde o valor mais baixo foi registado para o rácio 10:1 a 80°C, os valores mais baixos para as restantes propriedades foram obtidos para o rácio 20:1 a 80°C. Estas propriedades foram obtidas através de ensaios de tração.

Numa segunda fase foram feitos ensaios de adesão do PDMS ao vidro utilizando duas técnicas diferentes: a primeira consistiu na adesão simples dos provetes de PDMS ao vidro e a segunda numa adesão utilizando o equipamento *Spin Coater*. Foi possível visualizar que para valores de força máxima, tensão de corte e deslocamento, o rácio que apresentou um melhor comportamento foi o 10:1 a 125 °C, tal como verificado para os ensaios de tração, sendo que os valores mais baixos foram registados para o rácio 5:1 a 80°C.

De forma a comprovar, de certa forma, estes resultados foi feita ainda uma análise da rugosidade dos provetes pois quanto maior for a rugosidade da superfície, maior será a adesão dessa mesma superfície a outra devido a um maior encravamento mecânico. Através de uma análise microscópica verificou-se que a superfície com maior textura foi observada para o rácio 10:1 curado a 125°C e as mais baixas para o rácio 5:1 a

80°C. De uma forma geral, podemos então concluir que o rácio que apresenta melhores propriedades é o 10:1 e em termos de temperatura de cura a melhor é 125°C.

Por fim foi elaborada uma aplicação do PDMS à biomicrofluidica, que consistiu na microfabricação de três tipos de geometrias diferentes, sendo estas seladas com lamelas de vidro e uma película de PDMS. O objetivo principal desta aplicação era medir a queda de pressão do microcanal devido ao escoamento de um determinado fluído, neste caso água com corante, até que ocorresse o rompimento do mesmo. Desta forma foi possível testar a pressão máxima do microcanal quando sujeito à pressão provocada pelo escoamento do fluído. No entanto diversos contratempos surgiram nesta fase pois com a utilização do microcanal retangular e com bifurcação não foi possível medir a queda de pressão aquando do rebentamento do canal pois os sensores utilizados para este efeito apenas mediram pressões máximas na ordem dos 3400 Pa. Foi então projetado outro microcanal, apresentando este um estreitamento na sua parte central. Porém apesar de se conseguir observar o rompimento do canal, apenas foi medido o caudal no qual este fenómeno ocorre, já que esta pressão também excedeu o limite medido pelos sensores. Em termos gerais concluiu-se que os microcanais com contração são os mais adequados para estudar a resistência da adesão em função do caudal e da pressão de um determinado fluido.

## 5.2 Trabalhos Futuros

Ao nível dos ensaios mecânicos efetuados ao longo deste trabalho, poderiam ser testadas outras temperaturas de cura, assim como o apuramento de outras propriedades utilizando outras técnicas, como seria o caso da utilização de diferentes juntas de adesão, assim como testar a adesão do PDMS a outros materiais.

Relativamente à aplicação utilizando microcanais, poderiam ser testadas outras geometrias utilizando um transdutor de pressão com uma maior capacidade de medir a queda de pressão. Outros fluidos poderiam também ser testados, nomeadamente o sangue, variando-se o rácio usado na adesão da lâmina de vidro ao PDMS onde se encontra o microcanal.

# Referências

**Afonso, M., do Rosário, M. :** A Física de Alguns Biofluidos, Dissertação de mestrado, Universidade de Aveiro, 2007.

**Ainla, A.:** Valves for Microfluidic Devices, *Alar's home page*. [Online]

**Banea, M., et al.,:** Mechanical Characterization of Flexible Adhesives, 2009.

**Banea, M., et al.,:** The effect of temperature on the mechanical properties of adhesives for the automotive industry, 2009.

**Barbosa, AQ, et al.,:** Influence of the size and amount of cork particles on the impact, 2012.

**Biblioteca Digital USP:** Biblioteca Digital de Teses e Dissertações da USP. *Teses e Dissertações*, [www.teses.usp.br/teses/.../3/3132/tde.../09\\_Capitulo\\_3\\_-\\_Rugosidade.pdf](http://www.teses.usp.br/teses/.../3/3132/tde.../09_Capitulo_3_-_Rugosidade.pdf), 2011.

**Bruus, H.:** Theoretical microfluidics. Denmark : s.n., 2004.

**Carbas, R.:** Estudo paramétrico de juntas adesivas pelo método de Taguchi, 2008.

**Cerqueira, C., et al.,:** Caracterização Mecânica do Polidimetilsiloxano (PDMS) usado em microdispositivos biomédicos, Projeto de licenciatura, Instituto Politécnico de Bragança, 2010.

**da Silva, L. F.M.:** Comportamento dos Materiais, Publindústria, 2012.

**da Silva, L., et al.,:** Effect of material, geometry, surface treatment and environment on the shear strength of single lap joints, 2009.

**Dutra, K.:** Resistência dos Materiais, 2010.

**INSTRON:** Glossary of materials Testing. *INSTRON*, <http://www.instron.com.br/wa/glossary/Modulus-of-Elasticity.aspx>, 2010.

**Marques, L.:** O que são polímeros e porque são interessantes, <http://www.videos.uevora.pt/oquesaopolimeros.pdf>, 2011.

**Mata, A., et al.,:** Characterization of Polydimethylsiloxane (PDMS) Properties for Biomedical Micro/Nanosystems, 2005.

**Melo, L.:** Avaliação da fase extratora polidimetilsiloxano/polipirrol nas análises de antidepressivos em amostras de plasma, através das técnicas de extração sortiva em

barra de agitação e cromatografia líquida, Dissertação de Mestrado, Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, 2007.

**Mendes, J, et al.,:** Actividade Laboratorial 1.5 Coeficiente de Viscosidade de um Líquido.,Torres Novas, 2009.

**Moreira, F.:** Sobre as Leis de Poiseuille no Sistema Circulatório, 2008.

**Ogeda, T.:** Experimento Proposto: Ângulos de Contato,  
[http://www2.iq.usp.br/posgraduacao/images/documentos\\_pae/1sem2010/fisico\\_quimica/thais.pdf](http://www2.iq.usp.br/posgraduacao/images/documentos_pae/1sem2010/fisico_quimica/thais.pdf), 2012.

**OSMO:**Equipamentos *OSMO*,<http://www.cosmomaquinas.com.br/microscopios-metalograficos-usados.html>, 2009.

**Padilha, A.:** Materiais de Engenharia. Brasil : Hemus, 2007.

**Pinto, E.:** Estudo experimental de escoamentos fisiológicos em microcanais por xurografia, Projeto de Mestrado, Instituto Politécnico de Bragança, 2012.

**Pinto, E, et al.,:** Fabricação de Microcanais Utilizando o Método de Xurografia: Visualização da Camada Livre de Células, 2013.

**Schneider, F., et al.,:** Mechanical properties of silicones for MEMS, 2008.

**Teixeira, L.:** Caracterização do Comportamento Mecânico de Juntas de Sobreposição Simples Coladas com Adesivos Estruturais, 2000.

**UCDAVIS:** Smart Contact Lenses. *News and Information*,  
[http://www.news.ucdavis.edu/search/news\\_detail.lasso?id=8722](http://www.news.ucdavis.edu/search/news_detail.lasso?id=8722), 2008.

# Anexos

## Anexo 1

Rotina Matlab utilizada para apurar algumas das propriedades mecânicas importantes na caracterização do PDMS:

```
% file to measure the intumescence of n files (frames) in a
directory.
% save the (y) coordinates of 2 pixels in the surface and
the time of the
% frame.
clear all
close all
clc
%set(0,'defaulttextinterpreter','none');

dir_1 =strcat(uigetdir(''),'\\')

formato='.jpg';
n_number=4; % número de dígitos para
diferenciar imagens
dig=input('Identifier Number of first image (IMG_0224.JPG =
224) = ');
imnumr=dig;

files=dir(strcat(dir_1,'*',formato));
nfiles=length(files) % numero de imagens
no directorio
s_raiz='IMG_';

FramesData = xlsread('FramesData.xls', 'Folha1');

File = 'FramesData.xls'
xlswrite(File,{'Time (s)/Plate Width [mm]/Intumescent
thickness'}, 'dados', 'A1');
%print('s_raiz')
i=0;
n=1;
Nframe=1
while (n<nfiles) %&& (imnumr<nfiles)
    % especificação do n° de frames que avança

    %avança dn frames
    dn=1

        Image= n;
```

```

        n_zeros=n_number-length(num2str(imnumr)); %nu-
mero de zeros no nome do ficheiro
        cero='0';
        length(cero);

        while (length(cero)<n_zeros),
        cero=strcat(cero,'0');
        end

        length(cero);
        si=strcat(s_raiz,cero,num2str(imnumr),formato);
        A=imread(strcat(dir_1,si));
%lê o ficheiro de imagem à entrada

%plot da figura com GRID sobreposta
if n<=1
    %Configuração do grafico
    figure1 = figure('PaperSize',[20.98
29.68],'OuterPosition',[0 0 3000 3000],'Resize','on');
% Create axes
axes1 = axes('Parent',figure1,'YGrid','off',...
    'YDir','reverse',...
    'XGrid','off',...
    'Position',[0.169214876033058      0.171779141104294
0.661157024793388 0.736196319018405],...
    'TickDir','out',...
    'Layer','top',...
    'DataAspectRatio',[1 1 1]);
title({'Frame Name: ', si},['Calibration Stage'],['First
two Points = DY']));
hold('all');
%a=imread('frame0001.jpg');
% Create image
%imshow(A)

%image(A,'Parent',axes1);
imshow(A)
%calibração de pixel para mili metro
for np=1:2
    ptext=strcat('P',num2str(np));
    [x,y] = ginput(1);% Coordwnadas do ponto
selecionado
    text(x,y,ptext,'Color',[0.9725      0.9725
0.9725])

    hold on
    plot(x,y,'b.','MarkerSize',8)
    calib(:,np) = [x;y];

```

```

end
    dlg_title = 'Calibration';
    prompt = {'Enter the distance DY=P2-P1 in
[mm]:'};

    num_lines = 1;
    def = {'20'};
    DYreali =
inputdlg(prompt,dlg_title,num_lines,def);
    DYreal=str2double(DYreali);
    P2_P1=abs(calib(2,1)-calib(2,2)) ;
close figure 1
%%representação novamente da frame 1
figure1 = figure('PaperSize',[20.98
29.68],'OuterPosition',[0 0 3000 3000],'Resize','on');
% Create axes
axes1 = axes('Parent',figure1,'YGrid','off',...
    'YDir','reverse',...
    'XGrid','off',...
    'Position',[0.169214876033058      0.171779141104294
0.661157024793388 0.736196319018405],...
    'TickDir','out',...
    'Layer','top',...
    'DataAspectRatio',[1 1 1]);
title(['Frame Name: ', si],'Pick 1 points in each
line','To End click the Right mouse button');
hold('all');
%a=imread('frame0001.jpg');
% Create image
%imshow(A)
imshow(A)

end %fim da analise da 1ª frame

%constantes de calibração. Para ter uma distância em mm,
basta multiplicar
%por calibx=calib(1,1) ou caliby=calib(2,1)
%calibreal(1,1)=DXreal/P2_P1;
calibreal=DYreal/P2_P1;

%plot da figura com GRID sobreposta
if n>1
    %Configuração do grafico
    figure1 = figure('PaperSize',[20.98
29.68],'OuterPosition',[0 0 3000 3000]);
    % Create axes
    axes1 = axes('Parent',figure1,'YGrid','off',...
        'YDir','reverse',...
        'XGrid','off',...

```

```

        'Position',[0.169214876033058          0.171779141104294
0.661157024793388 0.736196319018405],...
'TickDir','out',...
    'Layer','top',...
    'DataAspectRatio',[1 1 1]);

title({'IMG Name: ', si},'Pick 1 points in each line','To
End click the Right mouse button');
    hold('all');
    %a=imread('frame0001.jpg');
    % Create image
    imshow(A)
end

% Representação dos pontos na figura
j=0;
but = 1;
npoints=2;
    % while but == 1 && j<=npoints-1 %numero maximo
de pontos
    while j<=npoints-1 %numero maximo de pontos
        j = j+1;
        [x,y,but] = ginput(1);% Coordwnadas do
ponto selecionado
        hold on
        plot(x,y,'r.','MarkerSize',8);
        xy(:,j) = [x;y];
        dp(j,1,Nframe)=x;
        dp(j,2,Nframe)=y;

dp(j,3,Nframe)=FramesData(n,3);

    end

    % para representar grafico
    im_indx=find(FramesData(:,2)==imnumr)

    tgraph(1,Nframe)=FramesData(im_indx,3);
%matriz com o tempo de cada frame

    Ygraph(1,Nframe)=(dp(1,2,Nframe)-
dp(2,2,Nframe))*calibreal; %matriz com as coordenadas y de
cada ponto selecionado em mm(espessura do intumescete)

```

```

close figure 1;

%mean intumescence thickness values
dados(Nframe,1)=tgraph(1,Nframe);
dados(Nframe,2)=(Ygraph(:,Nframe));
%Write a Excel file with frame data

imnumr=dig+n;
n=n+dn ;
Nframe=Nframe+1 %number of frames analysed
end
save data.mat

dados(:,3)=dados(:,2)-dados(1,2);
dados(:,4)=dados(:,3)/dados(1,2);
%Write a Excel file with frame data
xlswrite(File,{'tempo','dist','Along','deform'}, 're-
sul_excel', 'A1')
xlswrite(File, dados, 'resul_excel', 'A2');

def=dados(:,4); % vector com os dados da deformacao
tempo_def=dados(:,1); % vector com os dados da deformacao
% importação dos dados do teste de tracção
[FileName,PathName] = uigetfile('*.xls','Select the Excel
file from exp tests');

InputData = xlsread(FileName,'B7:E2000');

tempo_f=InputData(:,4);
Disp=InputData(:,2); % this is the deformation
forca=InputData(:,1);
Area=10*2;% area da secção transv. do provete em mm^2
tensao=forca./Area*1e6
% yi = interp1(x,y,xi,method) função de interpolação
tensao_interp=interp1(tempo_f,tensao,tgraph,'linear');

%%%%% representação da curva tensão deformação

%Plot figure T/D
createfigure_TD(def, tensao_interp);
nome=strcat('Grafico_Tens_deform','.tif');
I = getframe(gcf);
imwrite(I.cdata, nome);

```

```

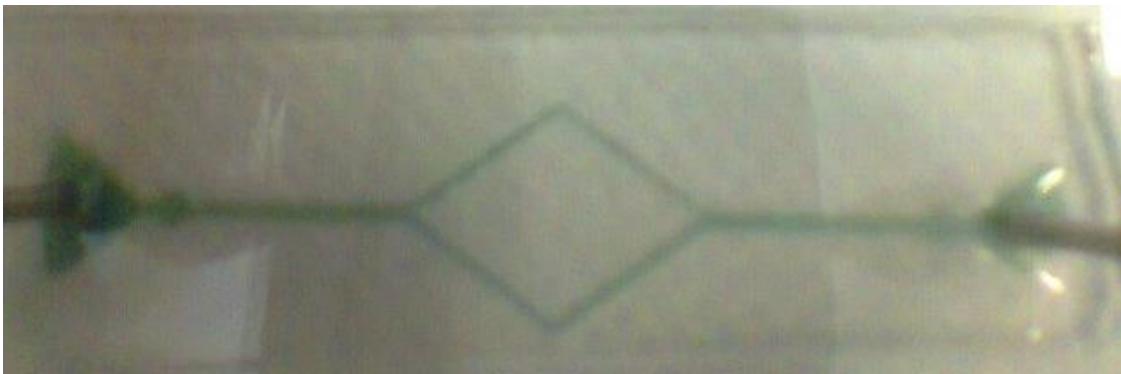
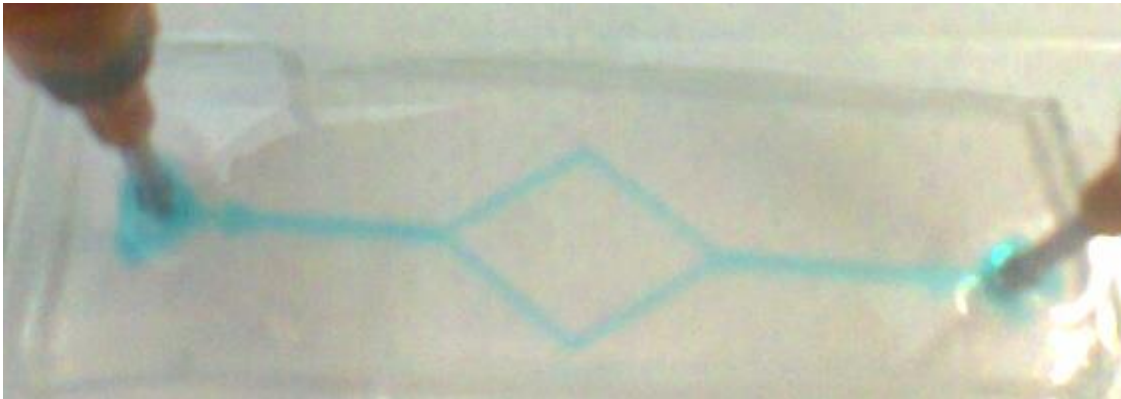
    DefEi = input('Deformação máxima a considerar para o cálculo de E [-] = ', 's');
    DefE=str2double(DefEi);
    ind_def=dsearchn(def,DefE);%procura a linha com a deformação mais proxima de DefE
    Def_elast=tensao_interp(1:ind_def);
% Linear model Poly1: f(x) = p1*x + p2
% Fit this model using new data
p=polyfit(def(1:ind_def), tensao_interp(1:ind_def)', 1)';
%p is polynomial coefficients in descending powers:
p(x)=p(1)*x + p(2)
E_Modulus=p(1); %Young Modulus in GPa
disp(['Valor do Módulo de Elasticidade, E= ',
num2str(E_Modulus), '[Pa]']);

xlswrite(File,{'Tensão [Pa]','E [Pa]' }, 'resul_excel',
'E1')
xlswrite(File, tensao_interp', 'resul_excel', 'E2');
xlswrite(File, E_Modulus, 'resul_excel', 'F2');
save data.mat

```

### **Imagens do Escoamento de Glicerina e Líquido de Loiça os Microcanais**

De forma a tentar obter a queda de pressão máxima aquando do rebentamento dos canais, foram utilizados dois líquidos com uma viscosidade superior à da água, nomeadamente glicerina e líquido de loiça respetivamente representados nas imagens abaixo. No entanto não foi cumprido o objetivo pretendido.



# Poster exposto na Conferência Internacional de Adesão da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

## The study of several mechanical properties of polydimethylsiloxane (PDMS) used in biomedical devices



N. Moreira<sup>1</sup>, R. Lima<sup>1,2</sup>, L. F. M. da Silva<sup>3</sup>

<sup>1</sup> ESTiG, Bragança Polytechnic Institute (IPB), Bragança, Portugal.

<sup>2</sup> CEFT, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), Porto, Portugal

<sup>3</sup> Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering University of Porto (FEUP), Portugal.



### Introduction

#### Polydimethylsiloxane

The polydimethylsiloxane (PDMS) is an elastomer which is part of the family of silicones which are synthetic organic polymers whose structure has silicon-oxygen bonds. The silicon atoms are linked to methyl group and the repeating unit is based on siloxane.

Nowadays there are a lot of companies in the market to produce PDMS, but the one chosen for this study was Sylgard® 184 from Dow Corning Corporation. It is provided as a pack comprising the pre-polymer and curing agent.

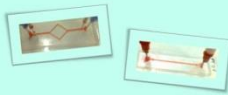


Throughout this work, some mechanical tests were carried out, including tensile and adhesion in order to obtain certain properties such as Young's modulus, tensile strength, strain to failure and shear strength.



#### Microchannels

PDMS was used for the fabrication of microchannels that are frequently used in biomedical microfluidic systems. In this case we tested two types of microchannels: a simple rectangular section, and another with a bifurcation through which a fluid (water with color) passed, and thus we measured the stress of the fluid passing through the microchannels in order to test the resistance.



### Materials & Methods

#### Materials

The polydimethylsiloxane Sylgard® 184 is supplied in a two component kit comprising the pre-polymer and the curing agent.

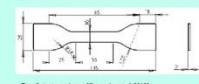
Taking into account the manufacturer's instruction, these two components are mixed at a ratio of 10:1 by weight. But other ratios were also tested, such as 5:1 and 20:1, because that these ratios are commonly used in microfluidic studies, as well as curing temperatures of 80 °C and 125 °C, these two curing temperatures are two of the most recommended by the manufacturer.



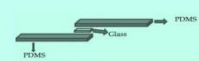
Polydimethylsiloxane (Pre-polymer and curing agent)

#### Methods

The tensile test specimens followed standard BS 2782 and the adherence test specimens were 107.5x30x2 mm<sup>3</sup>.



Tensile test specimens [Cresques et al., 2010]



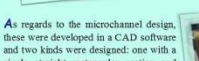
Specimens for adhesion tests

To obtain the PDMS specimens for tensile and glass adhesion tests the pre-polymer was mixed with the curing agent in the amount depending upon the ratio in question and then stirred with a spatula for about 5 minutes. Then, the compound was placed in a desiccator connected to a vacuum pump to remove any bubbles, and finally placed in an incubator at 80° C for one hour or 125° C for twenty minutes.

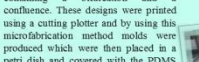
Another method used to adhere the glass was PDMS using the spin coater, which is a machine connected to a vacuum pump which makes the spreading of PDMS (ratio 10:1, 20:1 and 5:1) on the glass slide that then put in the oven at 80 °C for 20 minutes and is adhered to PDMS of the samples.



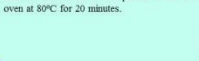
Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



Specimens for adhesion tests with spin coater



**ESTUDO DE VÁRIAS PROPRIEDADES MECÂNICAS DO POLIDIMETILSILOXANO (PDMS) USADO EM MICRODISPOSITIVOS MÉDICOS**

**MOREIRA, Núria<sup>1</sup>, LIMA, Rui<sup>1,2</sup>, DA SILVA, Lucas F M<sup>3</sup>**

<sup>1</sup> nuria\_renata@hotmail.com, ESTIG, Instituto Politécnico de Bragança (IPB), Portugal

<sup>2</sup> ruimec@ipb.pt, CEFT, Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP), Porto, Portugal.

<sup>3</sup> lucas@fe.up.pt, Departamento de Engenharia Mecânica, Faculdade de Engenharia Universidade do Porto (FEUP), Porto, Portugal.

**Resumo**

O polidimetilsiloxano (PDMS) é um elastómero pertencente à família dos materiais poliméricos biocompatíveis. Este material apresenta propriedades muito atrativas no que diz respeito a aplicações em biomedicina. Alguns exemplos são a utilização de dispositivos biomédicos em PDMS para a separação e classificação de células [1-4]. No entanto, algumas propriedades mecânicas deste material tais como a adesão, não foram ainda totalmente testadas. De forma a obter informação mais detalhada sobre as propriedades mecânicas do PDMS foram efetuados alguns testes, incluindo ensaios de tração e adesão do PDMS ao vidro (adesão natural e adesão por Spin Coater). Neste estudo foram testados três rácios: 5:1, 10:1 e 20:1 e duas temperaturas de cura: 80°C e 125°C. Após a realização dos ensaios de tração verificou-se que os melhores resultados correspondem ao PDMS com um rácio 10:1 curado a 125°C. Estes resultados foram coerentes propriedades obtidas com os ensaios de adesão simples e com a adesão de uma película de PDMS no vidro, sendo esta película realizada com o auxílio de um Spin Coater. Para além destes ensaios foram ainda efetuadas várias medições do caudal e das quedas de pressão máximas que os microdispositivos médicos propostos neste trabalho conseguem atingir durante o escoamento de um fluido Newtoniano.

**Palavras-chave:** biomicrofluidica, microcanais, PDMS, propriedades mecânicas.

**Agradecimentos:**

Os autores agradecem à FCT, COMPETE, QREN e União Europeia (FEDER) no âmbito dos projectos PTDC/SAU-BEB/105650/2008, PTDC/SAU-B EB/108728/2008, PTDC/EME-MFE/099109/2008, e PTDC/SAU-ENB/116929/2010.

**Referências Bibliográficas :**

- [1] Fujitwara H, Ishikawa T, Lima R, Matsuki N, Imai Y, Kaji H, Nishizawa M and Yamaguchi T. *Journal of Biomechanics* 42, 838-843, (2009).
- [2] Gossett D. R., Weaver W. M., Mach A. J., Hur S. C., Tse H. T. K., Lee W., Amini H., Carlo D. D., *Anal Bioanal Chem* 397,3249-3267 (2010).
- [3] Rodrigues, R.O., Faustino, V., Pinho, D., Pinto, E., Cidre, D., Yaginuma, T., Taboada, B., Bento, D., Lima, R. "Separation and deformation of red blood cells in PDMS microchannels". *Perspectives In Fundamental and Applied Rheology*, In: Rubio-Hernandez, F.J., et al. (Eds), 2nd Edition, 2013 (in press).
- [4] Lima R., Ishikawa T, Imai Y, Yamaguchi T., Blood flow behavior in microchannels: advances and future trends. In Dias R et al.(eds), *Single and two-Phase Flows on Chemical and Biomedical Engineering*, Bentham Science Publishers: Netherlands, 513-547 (2012).