

**UNIVERSIDADE FEDERAL DO ESPÍRITO SANTO**  
**CENTRO TECNOLÓGICO**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA MECÂNICA**

**RENATA TREVELIN DA SILVA**

**REDUÇÃO DE ARRASTO EM GEOMETRIAS ROTATIVAS E EM LEITOS  
ARTERIAIS**

**VITÓRIA**

**2017**

**RENATA TREVELIN DA SILVA**

**REDUÇÃO DE ARRASTO EM GEOMETRIAS ROTATIVAS E EM LEITOS  
ARTERIAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Orientador: Prof. Dr. Edson José Soares

Coorientador: Prof. Dr. Renato do Nascimento Siqueira

VITÓRIA

2017

**RENATA TREVELIN DA SILVA**

**REDUÇÃO DE ARRASTO EM GEOMETRIAS ROTATIVAS E EM LEITOS  
ARTERIAIS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal do Espírito Santo como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica.

Aprovada em 31 de março de 2017.

**BANCA EXAMINADORA**

---

**Prof. Dr. Edson José Soares - Orientador**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**

---

**Prof. Dr. Renato do Nascimento Siqueira - Coorientador**  
**Instituto Federal do Espírito Santo**

---

**Prof. Dr. Leonardo dos Santos**  
**Universidade Federal do Espírito Santo**

---

**Prof. Dr. Kleiber Lima de Bessa**  
**Universidade Federal do Rio Grande do Norte**

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê.”

Arthur Schopenhauer



## Agradecimentos

A Deus, meu eterno agradecimento pelo dom da vida e por ter guiado e iluminado meus caminhos para chegar até aqui.

Agradeço à minha família que sempre me deu forças e torceu por mim. Aos meus pais e ao meu irmão que sempre me apoiaram e me encorajaram a chegar até aqui, sem o apoio de vocês eu nada seria.

Ao meu noivo, Rafael Stange, pelo amor, companheirismo e carinho nesses 10 anos juntos, por compreender e por sempre ter me dado ânimo e coragem pra continuar.

Ao meu orientador, Edson José Soares, e coorientador, Renato do Nascimento Siqueira, por confiarem na minha capacidade, terem paciência com minhas limitações e serem fundamentais no desenvolvimento desse trabalho e na minha formação acadêmica.

Ao Laboratório de Eletromecânica Cardíaca e Reatividade Vascular, LEMC, do Programa de Pós Graduação em Ciências Fisiológicas, PPGCF, em especial ao professor Leonardo dos Santos por acreditar nessa parceria, disponibilizar tempo e espaço, e sempre estar disposto a orientar e auxiliar no desenvolvimento do trabalho. Aos colegas do LEMC por terem me acolhido e, principalmente, ao Aloysio Abdo Silva Campos que me auxiliou em todos os testes com artéria.

Ao LFFT – Laboratório de Fluidos e Fenômenos de Transportes da UCL – Faculdade do Centro Leste, pela parceria fundamental para a realização do trabalho, em especial ao Lucas Antônio Silveira Silva, que sempre me salva nas horas difíceis. Aos colegas do laboratório, por sempre se mostrarem solícitos em me ajudar quando precisava.

Aos amigos do Laboratório de Reologia, Gabriel, Alan, Kelvin, Gustavo, Eduardo, Michel e Rafael, pelo apoio e dificuldades compartilhadas.

Ao Anselmo Soeiro Pereira pela grande ajuda para acertar os experimentos e também na análise de resultados.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela bolsa de estudos e financiamento de recursos para a realização da pesquisa, e à secretária do PPGEM, Andréia Guzi Eyng, sempre disposta a auxiliar aos alunos.

## Resumo

A redução de arrasto por polímeros vem sendo estudada nas últimas décadas e aplicada em muitos processos industriais. Além de aplicações na indústria, polímeros redutores de arrasto também mostram efeitos positivos na circulação sanguínea e podem representar um meio de tratar doenças cardiovasculares. Investiga-se no presente trabalho os efeitos de diferentes tipos de polímeros como redutores de arrasto em solução nutriente salina (solução utilizada em sistemas de perfusão de órgãos). Três diferentes polímeros são testados: Poliácridamida (PAM), Óxido de Polietileno (PEO) e Goma Xantana (XG), com concentrações de 10, 50 e 100 ppm. A primeira etapa do trabalho foi feita em reômetro com uma geometria rotativa formada por cilindros concêntricos com folga dupla. Nesta etapa, são obtidas curvas de viscosidade com o aumento da taxa de cisalhamento, para caracterização do fluido, e realizados testes com taxa de cisalhamento constante, para analisar a queda de eficiência do polímero ao longo do tempo do experimento. Tais testes foram feitos utilizando água destilada (AD) e solução nutriente salina Krebs-HEPES como solvente. Os resultados sugerem que a composição da solução salina nutriente Krebs-HEPES não altera significativamente o comportamento dos polímeros PAM e do PEO, mostrando que podem ser satisfatoriamente diluídos neste solvente sem perda da eficiência dos redutores de arrasto. Porém altera a conformação da XG, reduzindo drasticamente sua eficiência. A segunda etapa do trabalho consiste em experimentos em leito arterial caudal de ratos utilizando um sistema de perfusão do órgão, tendo a solução nutriente Krebs-Henseleit como solvente. Tais experimentos são feitos para se verificar possíveis influências das interações com o solvente e com as células do tecido arterial na redução de arrasto promovida pelos polímeros durante o escoamento pulsátil. Os testes são conduzidos variando a vazão de perfusão da artéria caudal para cada concentração dos polímeros considerados, com o objetivo de se avaliar se a solução é capaz de diminuir a pressão de perfusão. Os resultados sugerem que a PAM é um polímero com boa eficiência para reduzir a pressão de perfusão, mas o PEO e a XG não se mostraram bons redutores nas condições utilizadas nos experimentos. Porém esses resultados ainda não são conclusivos e necessitam de estudos mais aprofundados.

Palavras chaves: bioengenharia, reologia, redução de arrasto, polímeros, solução nutriente salina, leito arterial caudal, reômetro.

## Abstract

Drag reduction by polymers has been studied over the past decades and several industrial applications can be found. Beyond industrial applications, soluble drag reducing polymers have also shown to produce beneficial effects on blood circulation and may represent a way to treat cardiovascular disorders. In the present work, we investigate the effects of different types of polymer on the drag reduction capacity of nutrient saline solutions commonly on perfusion systems. Three different polymers are tested: Polyacrylamide (PAM), Polyethylene oxide (PEO) and Xanthan Gum (XG), with concentrations of 10, 50 and 100 ppm. The first stage of the work is developed in a cylindrical double gap rheometer device. In this stage, viscosity curves were obtained, increasing the shear rate, in order to understand the rheological characterization of the fluid, and constant shear rate, to analyze the loss of efficiency over time. All the tests were conducted using both distilled water (AD) and Krebs-HEPES nutrient saline solution (SN) as solvent. Our findings suggest that the Krebs HEPES nutrient saline solution composition does not change significantly PAM and PEO behavior, showing that they can be satisfactorily diluted in this solvent without loss of efficiency as drag reducers. However, it modifies XG conformation, drastically reducing its efficiency as drag reducer. The second stage consists of experiments in tail arterial bed of rats using an organ perfusion system, with Krebs-Henseleit nutrient solution as solvent. Such experiments are performed in order to evaluate the way the drag reduction promoted by the polymers is influenced by the interactions with the solvent and the cells of the arterial tissue during the flow. The tests are conducted varying the flow rate to the tail artery for each polymer concentration, to evaluate whether the solution is capable of lowering the perfusion pressure. The results suggest that PAM is efficient to reduce the perfusion pressure but PEO and XG does not seem to be good reducers under our experimental conditions, these results are not yet conclusive and need to be better studied.

*Keywords: Bioengineering, rheology, drag reduction, polymer, nutrient saline solution, tail arterial bed, rheometer.*



## Lista de Figuras

Figura 1.1- Interação entre os vórtices turbulentos e as cadeias poliméricas. (Dubief <i>et al.</i> , 2004).....	22
Figura 1.2- Estiramento das moléculas dos polímeros provocado pelas tensões de cisalhamento impostas pelo escoamento. (Adapatado de White e Mungal, 2008) .....	23
Figura 1.3- Processo de cisão mecânica sofrida pela cadeia polimérica. (Soares <i>et al.</i> , 2015).....	23
Figura 1.4- Trajetórias de redução de arrasto por adição de polímeros. (White e Mungal, 2008).....	25
Figura 1.5- Relação pressão x fluxo no leito arterial caudal de ratos. (Bessa <i>et al.</i> , 2011).....	29
Figura 2.1- Reômetro Anton Paar Physica MCR 501 utilizado nos experimentos. ....	33
Figura 2.2- Geometria rotativa formada por cilindros concêntricos com dupla folga. ....	34
Figura 2.3- Fórmulas estruturais: (A) PAM, (B) PEO e (C) XG. ....	37
Figura 2.4- Tempo de diluição das soluções de: (A) PAM, (B) PEO e (C) XG. ....	39
Figura 2.5- Desenho Esquemático do Sistema de Perfusão. ....	42
Figura 2.6- Sistema de perfusão: (1) banho térmico, (2) solução de perfusão, (3) bomba peristáltica, (4) captador de bolhas, (5) transdutor de pressão, (6) órgão perfundido. ....	43
Figura 2.7- Montagem do leito arterial caudal no sistema de perfusão.....	46
Figura 2.8- Lâmina das porções anterior, média e posterior da artéria caudal.....	48
Figura 3.1- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de PAM.....	51
Figura 3.2- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de PEO.....	51
Figura 3.3- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de XG. ....	52
Figura 3.4- Efeito da concentração de PAM e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds. ....	54
Figura 3.5- Efeito da concentração de PEO e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds. ....	54

Figura 3.6- Efeito da concentração de XG e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds. ....	55
Figura 3.7- Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, PAM. ....	56
Figura 3.8- Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, PEO.....	57
Figura 3.9- Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, XG. ....	58
Figura 3.10- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de PAM.....	61
Figura 3.11- Comparação com os resultados obtidos por Bessa <i>et al.</i> (2011) .....	62
Figura 3.12- Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de PAM. ....	63
Figura 3.13- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de PEO.....	64
Figura 3.14- Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de PEO.....	65
Figura 3.15- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de XG.....	66
Figura 3.16- Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de XG. .	67

## Lista de Tabelas

Tabela 2.1- Composição da solução nutriente Krebs-HEPES.....	37
Tabela 2.2- Composição da solução nutriente Krebs-Henseleit.....	44
Tabela 3.1- Viscosidade das soluções em função do tipo e concentração do polímero e do tipo de solvente. ....	53

## Lista de Símbolos

FENE-P	<i>Finitely Extensible Nonlinear Elastic – Peterlin</i>
PAM	Poliacrilamida
PEO	Óxido de polietileno
XG	Goma Xantana
AD	água destilada
$a_{dg}$	distância do rotor ao fundo do copo (m)
$c$	concentração polimérica (ppm)
$c^*$	concentração de “ <i>overlap</i> ” (ppm)
$D_R$	razão de arrasto: $D_R = \Delta p / \Delta p_0$
$DR$	coeficiente de redução de arrasto: $DR = 1 - f / f_0$
DRP	polímeros redutores de arrasto ( <i>Drag Reducing Polymers</i> )
$f$	fator de atrito de Fanning da solução com aditivo
$f_0$	fator de atrito de Fanning do solvente
$K$	fator geométrico
$L_0$	comprimento do rotor (m)
$LDR$	mínima redução de arrasto
$M_v$	massa molecular viscosimétrica média (g/mol)
$MDR$	máxima redução de arrasto

$X$	número de monômeros que formam uma molécula
$n$	rotação (rpm)
$p_{atm}$	pressão atmosférica (Pa)
$Q$	vazão do escoamento
$R_1$	raio interno do copo (m)
$R_2$	raio interno do rotor (m)
$R_3$	raio externo do rotor (m)
$R_4$	raio externo do copo (m)
$Re$	número de Reynolds: $Re = \rho \bar{u} d / \eta$
SN	solução nutriente salina
$T_z$	tempo de relaxação do polímero (s)
$T_{dg}$	torque na geometria com fenda dupla (N.m)
$u$	velocidade linear média (m/s)
$\dot{\gamma}$	taxa de deformação média ( $s^{-1}$ )
$\delta$	razão entre os raios da geometria
$\eta$	viscosidade cisalhante da solução (Pa.s)
$\eta_0$	viscosidade à taxa de cisalhamento zero (Pa.s)
$[n]$	viscosidade intrínseca
$\rho$	massa específica ( $kg/m^3$ )
$\tau$	tensão de cisalhamento nominal (Pa)
$\tau_w$	tensão de cisalhamento na parede (Pa)

$\omega$	velocidade angular do rotor (rad/s)
$\Delta P$	gradiente de pressão da solução (mmHg)
$\Delta P_0$	gradiente de pressão do solvente (mmHg)

# Sumário

Capítulo 1 – Introdução .....	16
1.1. Motivação .....	16
1.2. Estado da arte .....	19
1.2.1. Mecanismos de redução de arrasto.....	20
1.2.2. Redução de arrasto em aplicações biomédicas .....	26
1.3. Caracterização do problema.....	31
Capítulo 2 - Método Experimental .....	32
2.1. Testes em Reômetro.....	32
2.1.1. Equipamentos .....	32
2.1.2. Preparo e caracterização das soluções.....	35
2.1.3. Descrição dos experimentos.....	40
2.2. Testes em leito arterial caudal .....	42
2.2.1. Descrição da bancada experimental .....	42
2.2.2. Preparo das soluções .....	44
2.2.3. Obtenção do leito arterial caudal.....	45
2.2.4. Descrição dos experimentos.....	46
2.2.5 Medição do diâmetro das artérias e estimativa do Re .....	47
Capítulo 3 – Resultados.....	50
3.1. Testes em Reômetro.....	50
3.1.1. Testes com rotação variável .....	50
3.1.2. Testes com rotação fixa.....	56
3.2. Testes em leito arterial caudal .....	60
Capítulo 4 – Considerações Finais .....	68
Capítulo 5 – Referências bibliográficas.....	69

# Capítulo 1 – Introdução

Este capítulo é dividido em três partes: na seção 1.1 é apresentada a motivação deste trabalho, na qual são explicados os fatores que impulsionaram a realização dos experimentos e análises aqui escritas; na seção 1.2 é apresentado o estado da arte, onde estão descritos os principais trabalhos relevantes na área que foram tomados como referência neste trabalho; e na seção 1.3 é descrita a caracterização do problema, onde se apresenta a proposta desta dissertação.

## 1.1. Motivação

Desde a descoberta de Toms (1948) de que polímeros de alto peso molecular em pequenas concentrações podem diminuir a resistência ao escoamento, a utilização de polímeros redutores de arrasto, DRP, ganha a atenção da comunidade científica e recebe estudos que visam melhorar o entendimento dos mecanismos envolvidos neste fenômeno, com o propósito de tornar mais vantajoso seu emprego em aplicações práticas.

Existem inúmeras aplicações industriais já conhecidas, como o transporte em oleodutos, hidrelétricas e sistemas de irrigação, e em sistemas de combate a incêndio. Existem, também, estudos para aplicações na área biomédica, como na diminuição da formação de placas de gordura nos vasos sanguíneos (Mostardi *et al.*, 1976; Greene, Mostardi e Nokes, 1980), na redução da pressão de perfusão de órgãos (Bessa *et al.*, 2011), na circulação extracorpórea para evitar hemólise durante transfusão sanguínea (Hoyt, 1971) e estudos em que são percebidos efeitos benéficos na utilização desses aditivos após choque hemorrágico (Kameneva, 2004).

Doenças cardiovasculares, como a aterosclerose, vêm afetando cada vez mais a população mundial, sendo associadas ao aumento do risco de mortalidade. A aterosclerose é uma doença inflamatória crônica, que decorre da deposição de colesterol e outros lipídios nas artérias de médio e grande calibre. Apesar de ser uma disfunção multifatorial, um dos principais fatores de risco é o aumento de triglicerídeos e colesterol no sangue. É sabido que as placas de ateroma se formam, prioritariamente, em regiões de fluxo sanguíneo turbilhonado, como em bifurcações e curvas acentuadas na trajetória arterial, visto que nestes locais há maior



incidência de dano endotelial, o desencadeador da lesão. Nesse contexto, a aplicação de redutores de arrasto pode ser vantajosa, pois a aplicação de aditivos pode diminuir a formação de vórtices nas regiões de escoamento perturbado, diminuindo o dano endotelial e a formação de ateromas.

Outra utilização que se mostra vantajosa para a aplicação de redutores de arrasto é o uso destes aditivos em fluidos de ressurreição aplicados após choque hemorrágico. Estudos mostram que o uso desses aditivos pode aumentar a perfusão tecidual, melhorando os níveis de oxigenação, nutrição e recuperação dos tecidos (Kameneva *et al.*, 2004; Zeng *et al.*, 2016).

Muitos fatores ainda carecem de ser melhor compreendidos para a aplicação de redutores de arrasto em aplicações médicas, uma vez que, além das interações complexas entre o escoamento e os aditivos, ainda há influência das reações com os tecidos celulares, fluxo inconstante e perturbações no escoamento.

A maior parte dos trabalhos encontrados na literatura sobre redução de arrasto relacionada a área biomédica é feita em sistemas de escoamento pulsátil compostos por tubos (nos quais não é possível avaliar as interações com os tecidos) ou em estudos *in vivo*, nos quais os animais vivos são tratados com aplicações de redutores de arrasto (sendo difícil monitorar todas as variáveis que influenciam os resultados). Poucos são os trabalhos de perfusão de órgãos encontrados e esse tipo de trabalho é de extrema importância para conseguir monitorar de forma precisa os parâmetros envolvidos no escoamento e avaliar a influência das reações dos tecidos, mantidos vivos durante o experimento.

Em geral, os experimentos de perfusão de órgãos são conduzidos utilizando soluções nutrientes salinas como fluido de perfusão, pois essas soluções são capazes de manter a oxigenação, nutrição e pH do tecido em níveis favoráveis. A solução nutriente salina pode interagir de maneira diferente com o polímero utilizado como agente redutor de arrasto, alterando a eficiência deste aditivo como redutor, uma vez que é conhecido que a eficiência e a degradação sofrida pelo polímero durante o escoamento dependem de fatores como: concentração, peso molecular, número de Reynolds, temperatura e propriedades do solvente.

Este trabalho visa contribuir para o melhor entendimento dos mecanismos de redução de arrasto em sistemas vasculares avaliando o comportamento dos polímeros em estudo quando diluídos em solução nutriente salina em um sistema de perfusão da artéria caudal de ratos. Nos experimentos, é possível perceber a interação dos redutores de arrasto com o escoamento, com os componentes no solvente e com os tecidos mantidos vivos, o que possibilita avaliar

quais polímeros são mais eficientes nestas condições, sendo, possivelmente, mais indicados para aplicações biomédicas, como em fluidos de ressurreição ou em escoamento extracorpóreo. Com este trabalho também será possível avaliar a influência dos componentes da solução nutriente salina no comportamento dos polímeros e o efeito da degradação polimérica na eficiência da redução de arrasto ao longo do tempo de experimento.

## 1.2. Estado da arte

O fenômeno de redução de arrasto por aditivos em escoamentos turbulentos tem recebido atenção de pesquisadores de diversas áreas desde sua descoberta. Os primeiros a observarem o fenômeno foram Forrest e Grierson (1931) que utilizando fibras de celulose diluída em água e percebem diminuição da energia necessária para manter o escoamento.

Toms (1948) é conhecido como o descobridor do fenômeno de redução de arrasto, também chamado "Efeito Toms". O autor mostra por meio de experimentos em tubos que a adição de pequenas quantidades de polímeros de cadeia longa e alto peso molecular ao fluido de trabalho é capaz de reduzir significativamente a resistência ao escoamento turbulento. O autor utiliza soluções de polimetacrilato em monoclorobenzeno, observando drástica redução do fator de atrito, o que implica em aumento de vazão quando o diferencial de pressão é constante, ou redução do diferencial de pressão para vazão constante.

O Efeito Toms vem sendo intensivamente estudado com sucesso em muitos processos industriais como em transporte de óleo em dutos (Burger e Chorn, 1980; Nijs, 1995), em hidrelétricas e sistemas de irrigação para aumento da vazão de água (Singh *et al.*, 1985) e em sistemas de combate a incêndio a fim de aumentar o alcance dos jatos, que torna o trabalho mais seguro para os bombeiros (Fabula, 1971; Figueredo e Sabadini, 2003).

Savins (1964) é o primeiro a utilizar o termo “redução de arrasto”, DR, em função das pressões. O autor define o termo razão de arrasto como a relação entre a queda de pressão para a solução com agente redutor e a queda de pressão para o solvente em uma mesma vazão e comprimento de tubulação.

$$D_R = \frac{\Delta P}{\Delta P_0} \quad (1)$$

Onde  $\Delta P$  e  $\Delta P_0$  são os gradientes de pressão para a solução e o solvente, respectivamente. O autor define a redução de arrasto como:

$$DR = (1 - D_R) = 1 - \frac{\Delta P}{\Delta P_0} \quad (2)$$

Desta forma, pode-se dizer que uma solução é redutora de arrasto se sua razão de arrasto,  $D_R$ , é inferior a 1 e positiva.

Lumley (1969), por sua vez, expressa a redução de arrasto em função dos fatores de atrito do solvente,  $f$ , e da solução,  $f_0$ , medidos no mesmo número de Reynolds, Eq. (3):

$$DR = 1 - \frac{f}{f_0} \quad (3)$$

### 1.2.1. Mecanismos de redução de arrasto

Os mecanismos de redução de arrasto ainda não são totalmente conhecidos e as teorias que explicam o início de DR geralmente são divididas em duas classes baseadas nos efeitos de estiramento do polímero no escoamento, de acordo com White e Mungal (2008). A primeira classe se baseia nos efeitos viscosos, defendida por Lumley (1973), enquanto a segunda se baseia nos efeitos elásticos, proposta por Tabor e De Gennes (1986).

A teoria viscosa defende que as macromoléculas dos polímeros são inicialmente esticadas na subcamada de transição (onde as tensões viscosas e turbulentas coexistem), portanto, fora da subcamada viscosa. Nessa região, os vórtices são capazes de esticar completamente as moléculas do polímero, provocando um significativo aumento de viscosidade extensional da solução. O aumento da viscosidade extensional nessa região provoca a supressão das flutuações turbulentas (que dissipam energia), o que causa aumento da camada de transição e retração no domínio turbulento, reduzindo o arrasto.

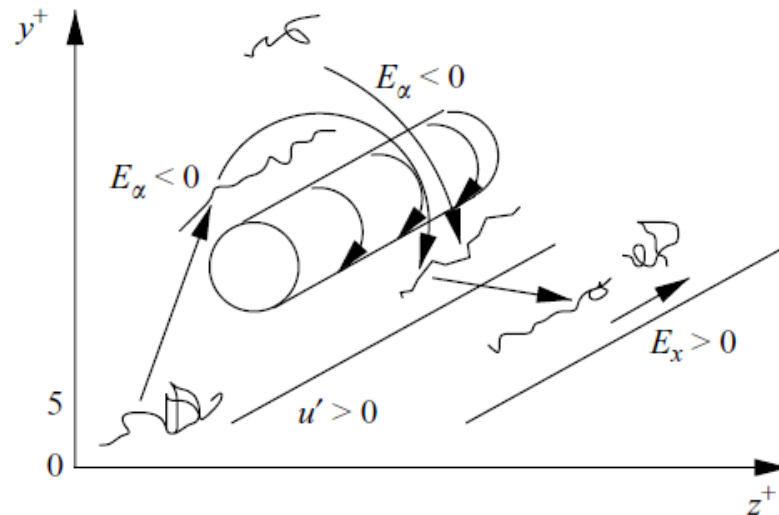
A teoria elástica considera que a energia elástica armazenada pelos polímeros parcialmente esticados é uma variável importante para a redução de arrasto e o aumento da viscosidade é pequena e insignificante. O efeito do polímero é sentido apenas quando a energia elástica armazenada pelos polímeros parcialmente esticados se torna comparável com a energia cinética da subcamada viscosa em uma escala de comprimento turbulento maior que a escala de Kolmogorov. O esticamento do polímero faz com que a cascata de Kolmogorov seja interrompida prematuramente impedindo que os vórtices se dividam em outros menores, causando uma retração do domínio turbulento e, conseqüentemente, redução de arrasto.

Existem outros autores que tentam explicar o mecanismo de redução de arrasto e influências das macromoléculas na turbulência. Savins (1964) propõe um mecanismo em que a energia cinética dos movimentos turbulentos é armazenada pelas macromoléculas poliméricas, causando supressão da turbulência por uma resistência às instabilidades do escoamento, sendo esta a causa da redução de arrasto.

Dubief *et al.* (2004) apresentam uma proposta interessante baseada na teoria elástica e em simulações numéricas realizadas em um canal, utilizando o modelo FENE-P (“*Finitely Extensible Nonlinear Elastic - Peterlin*”), para descrever a interação das moléculas de polímeros flexíveis com o escoamento turbulento. Segundo os autores, durante o escoamento, as moléculas dos polímeros armazenam e cedem energia de uma forma organizada e cíclica, extraindo energia cinética dos vórtices enquanto são esticadas e transferindo essa energia ao escoamento principal quando se encolhem novamente. A Figura 1.1 ilustra esquematicamente a ideia dos autores, onde  $E$  é nomeado como o “trabalho do polímero” na relação cadeia polimérica *versus* vórtices turbulentos,  $x$  se refere à direção principal do escoamento e  $\alpha$  uma direção qualquer em que o polímero esteja girando em torno dos vórtices. Assim, o polímero que, inicialmente, está encolhido na região próxima a parede (devido à redução da turbulência nessa região por dissipação viscosa), é forçado à camada de transição onde interage com o vórtice, se estica e armazena energia retirada do vórtice ( $E_\alpha < 0$ ). Este polímero é, então, impulsionado novamente para a região da subcamada viscosa, onde volta a encolher, cedendo a energia armazenada para o escoamento principal ( $E_x > 0$ ). Desta forma, repetidas vezes, as moléculas suprimem os vórtices, armazenando a energia cinética, enquanto cedem energia para o escoamento.

Pereira *et al.* (2017) também em simulações numéricas de fluido FENE-P mostram que as interações entre o fluxo de cisalhamento médio, estruturas turbulentas e o esticamento dos polímeros são a chave para compreender o comportamento transiente da redução de arrasto. Segundo os autores, instantes após o início da simulação, o DR assume um valor negativo (aumento de arrasto) antes de começar a aumentar e atingir seu nível máximo. Quando DR é mínimo, os polímeros estão encolhidos e, inicialmente, a energia necessária para esticá-los vem principalmente do fluxo médio, o que causa diminuição de DR até seu valor mínimo e negativo, por retirar energia do fluxo principal. Após este ponto, os polímeros começam a interagir com as estruturas turbulentas, que são parcialmente suprimidas, causando aumento de DR. Parte da energia armazenada pelas moléculas é, então, liberada para o escoamento principal, aumentando DR para um nível máximo, enquanto a extensão do polímero diminui.

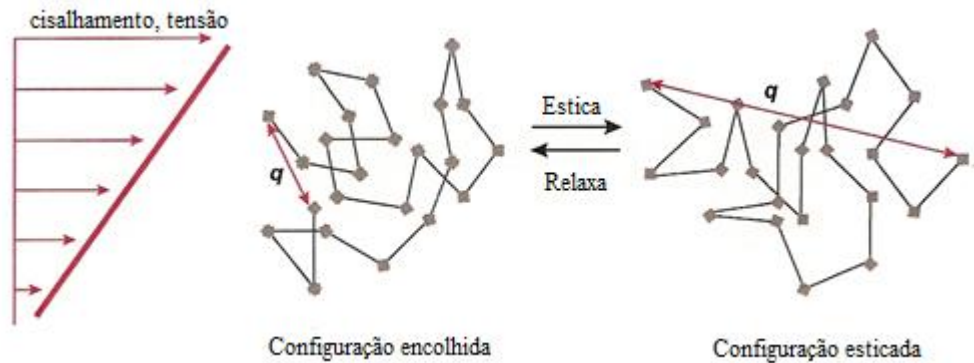
Por fim, DR reduz devido a degradação das cadeias poliméricas, atingindo um valor assintótico e positivo.



**Figura 1.1-** Interação entre os vórtices turbulentos e as cadeias poliméricas. (Dubief *et al.*, 2004)

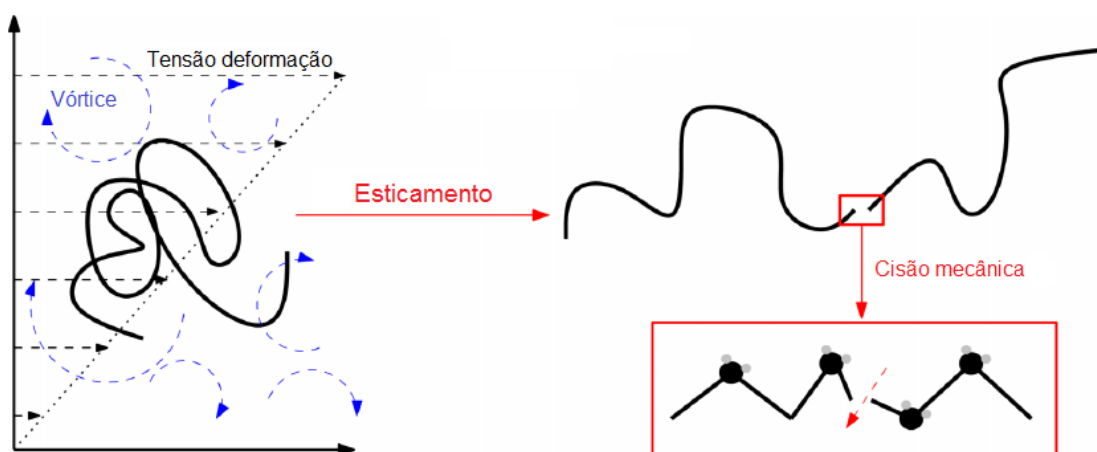
É notável que um dos principais fatores que influenciam a redução de arrasto é o comportamento das cadeias do polímero com o escoamento. Em nível molecular, um polímero é constituído por uma cadeia de monômeros que se ligam quimicamente. Observa-se forte relação entre o tamanho da cadeia polimérica e a redução do atrito: quanto maior a cadeia polimérica, mais eficiente será a redução de arrasto proporcionada pela adição do polímero no escoamento, como observado em Pereira e Soares (2012) que mostram que quanto maior o peso molecular de um mesmo polímero (maior número de monômeros), maior a eficiência em reduzir o fator de atrito.

Durante o escoamento turbulento, a cadeia polimérica, antes relaxada, ou emaranhada em forma de novelo, é esticada devido às fortes tensões cisalhantes impostas pelos vórtices turbulentos, como mostrado na Figura 1.2. Quanto mais esticado estiver o polímero, maior será a redução de arraste proporcionada. Uma vez esticado, o polímero tenta relaxar novamente e o tempo necessário para que seu relaxamento ocorra é chamado de tempo de relaxação,  $T_z$ . (White e Mungal, 2008).



**Figura 1.2-** Estiramento das moléculas dos polímeros provocado pelas tensões de cisalhamento impostas pelo escoamento. (Adaptado de White e Mungal, 2008)

Um aspecto fundamental para o assunto e que limita sua aplicação é o mecanismo de degradação do polímero, uma vez que a maior parte das soluções poliméricas eficientes na redução de arrasto pode perder sua eficiência quando submetidas ao cisalhamento intenso e contínuo imposto pelo escoamento. A degradação polimérica corresponde à quebra das macromoléculas devido às tensões exercidas pelo escoamento, Figura 1.3, e seu mecanismo é extremamente complexo, envolvendo diferentes campos da ciência. Com a quebra das moléculas, há redução do número de monômeros das cadeias poliméricas, o que afeta consideravelmente a eficiência da redução de arrasto, uma vez que, como dito, cadeias menores são menos eficientes.



**Figura 1.3-** Processo de cisão mecânica sofrida pela cadeia polimérica. (Soares *et al.*, 2015)

Merrill e Horn (1984) estudam um escoamento extensional de soluções diluídas de poliestireno e utilizando técnicas de cromatografia de permeação em gel, constatam que as cisões poliméricas ocorrem próximas ao ponto médio das macromoléculas. Os autores sugerem, ainda, que a degradação ocorre quando as cadeias encontram-se esticadas e alinhadas com o escoamento. Resultados experimentais (Choi *et al.*,2000; Nakken, Tande e Elgsaeter, 2001; Vanapalli, Islam e Solomon,2005; Pereira e Soares, 2012) mostram que, mantendo-se fixo o número de Reynolds do escoamento, após um longo período de tempo, a redução de arrasto tende a um regime permanente, a partir do qual nenhuma degradação adicional é observada.

Paterson e Abernathy (1970) estudam os efeitos de concentração, massa molecular e número de Reynolds na degradação de soluções de óxido de polietileno em escoamentos turbulentos em dutos, constatando que o aumento da concentração e da massa molecular retarda o processo de degradação polimérica, enquanto o aumento do número de Reynolds o torna mais acentuado, resultados confirmados por Moussa e Tiu (1994), Pereira e Soares (2012) e Soares *et al.* (2015).

Andrade, Pereira e Soares (2016) e Soares *et al.* (2015) defendem que a queda de eficiência observada em polímeros rígidos, como a goma xantana, não se deve à quebra das cadeias, mas sim à desagregação das moléculas. Os autores defendem que mesmo em baixas concentrações, as moléculas ficam agregadas, causando um aumento no peso molecular relativo e, com as tensões impostas pelo escoamento, as ligações entre as moléculas são quebradas, ocorrendo a desagregação, o que causa a diminuição do peso molecular da solução e conseqüente redução do DR.

Outra questão altamente importante no estudo de DR é o limite de máxima redução de arrasto (MDR - *Maximum Drag Reduction*) comprovado por Virk, Mickley e Smith (1967) em estudos experimentais com diferentes soluções poliméricas em escoamentos em dutos. Os valores de MDR são representados na Assíntota de Máxima Redução de Arrasto, ilustrada na Figura 1.4, em coordenadas de Prandtl-von Kármán. Observa-se que mantendo fixo o número de Reynolds,  $Re$ , o aumento da concentração,  $c$ , eleva os níveis de redução de arrasto até um valor máximo possível, MDR, a partir do qual a solução é considerada saturada e a adição de maiores quantidades de polímero na solução não acarreta maior redução do fator de atrito (linha tracejada vermelha na Fig. 1.4). Além disso, fixando-se a concentração da solução, o aumento de  $Re$  inicialmente eleva a redução de arraste ao longo de uma trajetória única independente da concentração, que é alterada após certo  $Re$ , indicando o ponto a partir do



qual a curva de redução de arrasto margeia a Assíntota de Máxima Redução de Arraste (linha pontilhada laranja na Fig. 1.4).

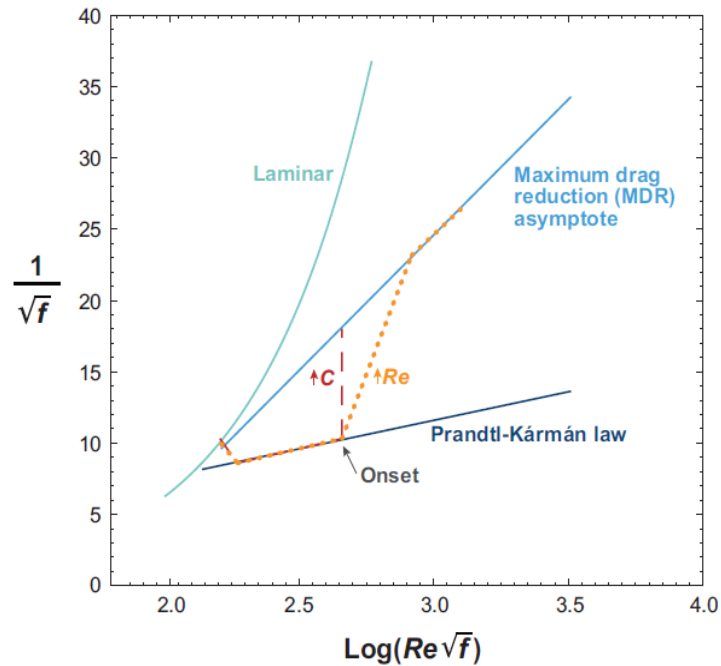


Figura 1.4- Trajetórias de redução de arrasto por adição de polímeros. (White e Mungal, 2008)

A interpretação da Assíntota de Virk, como também é conhecida, ainda não é totalmente compreendida, as opiniões se dividem entre as teorias viscosa e elástica. Segundo White e Mungal (2008), de uma forma geral, os autores que defendem a teoria viscosa, como Virk (1975) e Sreenivasan e White (2000), sugerem que MDR ocorre quando o efeito do polímero é sentido em todas as escalas do escoamento, fazendo com que a subcamada de transição se estenda por toda camada limite. Já os pesquisadores que defendem a teoria elástica, como Warholic, Massah e Hanratty. (1999), acreditam que MDR ocorre quando a turbulência passa a ser conduzida principalmente pelas flutuações das tensões poliméricas, quando os tensores de Reynolds já estão reduzidos completamente.

Na Figura 1.4 é indicado o início da redução de arrasto, “onset”, que ocorre somente em certo nível de turbulência, a partir do qual certa taxa de deformação é excedida. Este é outro ponto que divide opiniões entre as teorias viscosa e elástica: os autores que defendem a teoria viscosa acreditam que o “onset” acontece quando os vórtices da subcamada de transição se tornam capazes de esticar as moléculas, causando o aumento da viscosidade extensional (Lumley, 1969 e L’vov *et al.*, 2004). Já os defensores da teoria elástica, acreditam que a redução de arrasto se inicie quando a energia armazenada pelas moléculas parcialmente

esticadas é equiparável à energia dos vórtices da subcamada de transição, anulando a cascata de Komolgorov prematuramente, Tabor e De Gennes (1986).

Outro fator importante a respeito da redução de arrasto que é de interesse para este trabalho é a qualidade do solvente. Elbing *et al.* (2009) avaliam a influência do sal marinho na eficiência do PEO e do PAM como redutores de arrasto em experimentos em dutos, percebendo que o PEO é afetado pela salinidade, tendo sua eficiência reduzida, principalmente para  $Re$  mais baixos, e que o PAM não sofre esta influência, mantendo um mesmo nível de redução tanto para soluções com quanto sem sal marinho.

Kamel e Shah (2009) fizeram experimentos em tubos e avaliaram o efeito da salinidade e da temperatura na redução de arrasto por adição de dois tipos de poliacrilamidas: Nalco ASP-700 e ASP-820. Foram preparadas soluções em água com e sem sal, utilizou-se 2,0% de KCl e 3,4% de sal sintético do oceano. Os autores verificaram que a concentração ótima de polímero na solução foi de 0,07% (700 ppm) e que concentrações acima deste valor reduziram a capacidade de redução de arrasto, devido ao aumento da viscosidade das soluções. Perceberam que a adição de sal reduz a eficiência de redução de arrasto da solução para  $Re$  mais baixos, sugerindo que a adição de sal atrasa o início da redução de arrasto (*onset*), como sugerido por Elbing *et al.* (2009), e que, para  $Re$  maiores que 100.000, a redução de arrasto não é afetada pelo sal.

Andrade, Pereira e Soares (2016) em experimentos em reômetro em geometria rotativa de dupla folga também avaliam a influência do sal marinho no PEO, PAM e XG. Os autores notaram que PEO e XG têm DR reduzido pela presença de salinidade e que a redução é mais pronunciada aumentando-se a concentração de sal. Os autores atribuem o comportamento à mudança na conformação do polímero quando o sal é adicionado à água, porém, não notam nenhuma alteração no DR promovido pelo PAM, mostrando que a salinidade parece não afetar a conformação deste polímero.

### **1.2.2. Redução de arrasto em aplicações biomédicas**

Hoyt (1971) foi o primeiro a propor o uso de polímeros redutores de arrasto em aplicações médicas, principalmente em transfusão de sangue, defendendo que em várias áreas do sistema sanguíneo humano há escoamento turbulento e que a diminuição do atrito turbulento por

aditivos pode reduzir o esforço do corpo do paciente doente para bombear a solução durante a transfusão. O trabalho do autor recebeu uma patente, na qual testa sua hipótese em um sistema de escoamento turbulento adicionando diferentes concentrações de PEO (de 5 a 100 ppm) utilizando como fluido base solução salina e plasma sanguíneo.

Driels e Ayyash (1976) fazem uma importante descoberta que torna o fenômeno de redução de arrasto ainda mais viável para aplicações biomédicas. Em experimentos em tubos de PVC com oscilação de pressão, os autores notam que a redução da resistência hidrodinâmica é eficiente em escoamento laminar pulsátil. A importância desta descoberta está no fato de que acreditava-se que a redução de arrasto era um fenômeno exclusivo de escoamentos turbulentos, o que limitaria sua utilização em aplicações biomédicas, uma vez que, em sua maior parte, o escoamento sanguíneo é laminar pulsátil, e não totalmente turbulento, apresentando comportamento turbulento apenas em regiões de perturbações, como bifurcações e ramificações.

O fenômeno de redução de arrasto por si só já é bastante complexo devido as interações das longas cadeias poliméricas e as forças impostas pelo escoamento turbulento. Em aplicações vasculares, se torna ainda mais complexo, devido a um escoamento não permanente e pulsátil, perfil de velocidades irregular, diâmetro variável dos vasos e ainda possíveis interações com as células do tecido.

Um trabalho pioneiro sobre redução de arrasto voltado para a área biomédica é o de Greene, Nokes e Thomas (1970), que observam o efeito de agentes redutores de arrasto em testes *in vitro* em escoamento pulsátil em tubos de vidro utilizando solução de 40 ppm de poliácridamida (Separan AP-30) em sangue de bezerro. Os autores obtiveram 30% de redução de arrasto.

Kameneva *et al.* (2003) consideram a influência da adição de polietileno glicol na hemólise (ruptura traumática de glóbulos vermelhos) durante o bombeamento extracorpóreo. Os resultados destes estudos mostram que as taxas de hemólise podem ser reduzidas em 40% na presença de PEG quando comparadas com solução salina sem o aditivo.

Mostardi *et al.* (1976) realizaram teste *in vivo* e observaram que, na presença da poliácridamida aniônica Separan AP-30, há a redução de perturbações no escoamento após criar artificialmente estenose (estreitamento do vaso sanguíneo) na artéria aorta de cães. Os autores defendem que a redução da resistência ao arrasto pode dificultar, e em alguns casos evitar, o processo traumático de separação e reatamento de fluxo. A aplicação às teorias

hemodinâmicas atuais da aterogênese sugere que as reduções nos níveis locais de perturbação da parede arterial podem levar a um retardo no desenvolvimento de ateroma<sup>1</sup>.

Na continuação do trabalho anterior, Mostardi *et al.* (1978) percebem que com uma dieta rica em colesterol, coelhos tratados com Separan AP-30 apresentam uma redução na formação de placas de aterosclerose<sup>2</sup>, quando comparados com o grupo de coelhos não tratados com o polímero. Os autores atribuem o resultado ao fato dos polímeros suprimirem vórtices após bifurcações e em regiões com distúrbios no escoamento, que são as regiões onde normalmente se formam os ateromas. Faruqi, Otten e Polimeni (1987) fazem um estudo semelhante (em coelhos tratados com Separan AP-30) e também observaram um efeito antiaterogênico.

Greene, Mostardi e Nokes (1980) fazem estudos *in vivo* em coelhos e pombos com dieta rica em colesterol a fim de estudar a influência do Separan AP-30 no início da formação de placas de aterosclerose. A observação da aorta e coronárias dos animais mostra que os animais tratados com o polímero apresentam significativa redução na formação de placas de gordura e melhora na integridade do endotélio<sup>3</sup>. Os autores afirmam a importância do estudo uma vez que a doença é uma das principais causas de problemas cardiovasculares e observa-se que a acumulação das placas ocorre principalmente em regiões onde o fluxo é mais perturbado, como próximo a ramificações, curvas e regiões de entrada das grandes artérias onde o número de Reynolds e suas variações com o tempo são mais altas. Desta forma, é notável que a diminuição de perturbações com a utilização de aditivos, pode contribuir para a redução de formação das placas.

Kameneva *et al.* (2004) testam o efeito de polímeros redutores de arrasto, PEG e um polímero extraído da babosa (Aloe Vera), na prevenção de letalidade após choque hemorrágico<sup>4</sup>. Ratos são submetidos a choque hemorrágico e reanimados com uma solução de dextran pura (controle) ou com adição de 5 ppm de polímero. Observa-se que nos animais que recebem a solução contendo polímero têm uma melhora na perfusão e oxigenação do tecido e que a taxa

---

<sup>1</sup> Formação composta de gordura, cálcio e células inflamatórias, localizada na parede das artérias, podendo estreitar a passagem do sangue.

<sup>2</sup> Doença inflamatória crônica caracterizada pela formação de ateromas dentro dos vasos sanguíneos.

<sup>3</sup> Células que constituem a camada interna dos vasos sanguíneos, produzem uma vasta gama de substâncias de caráter hormonal, com funções vasoconstritoras e vasodilatadoras e têm importante participação na fisiologia animal, modulando funções como inflamação, coagulação e controle de fluxo sanguíneo local.

<sup>4</sup> Mecanismo de sobrevivência no qual ocorre vasoconstrição para preservar o fluxo sanguíneo dos órgãos vitais quando o coração é incapaz de fornecer sangue suficiente para o corpo devido à excessiva perda de sangue.

de sobrevivência após 2 horas de observação passa de 19% (controle) para 100% nos animais tratados tanto com PEG quanto com Aloe Vera.

Zeng *et al.* (2016) avaliam o efeito do PEO na microcirculação e mudanças ocorridas em órgãos após choque hemorrágico em ratos. Os autores percebem melhora na velocidade e fluxo sanguíneo, densidade capilar, função renal, hepática e cardíaca nos animais que receberam solução salina com PEO em vez de apenas solução salina. Os autores concluem que a infusão intravenosa de PEO pode melhorar anormalidades na microcirculação e disfunção em órgãos causada por choque hemorrágico e prolongar o tempo de sobrevivência.

Bessa *et al.* (2011) testam o efeito do polietileno glicol, PEG, como redutor de arrasto em escoamento pulsátil no leito arterial caudal de ratos normotensos e hipertensos. O trabalho dos autores é muito importante para melhorar o entendimento do uso de DRP no controle da hipertensão arterial, pois, no trabalho, é possível avaliar o comportamento do polímero na artéria caudal de animais que apresentam ou não hipertensão, e ainda na presença ou não de células endoteliais, mostrando a influência desses fatores no controle da pressão arterial. Os autores fazem uma análise experimental e numérica da relação da pressão de perfusão em função da mudança de fluxo do fluido de perfusão com e sem a presença de PEG. Alguns dos resultados obtidos são mostrados na Figura 1.5, na qual os autores observam significativa redução da pressão de perfusão do órgão para uma concentração de 5000 ppm de PEG. Também é possível notar que a ação do PEG como redutor de arrasto é mais significativa nos animais hipertensos (SHR) e na presença de células endoteliais (E+), indicando que a ausência de endotélio (E-) reduz o efeito do PEG como DRP. O trabalho destes autores é uma das principais referências utilizadas na concepção deste trabalho, uma vez que também testamos o efeito de DRP no leito arterial caudal, porém para diferentes polímeros.

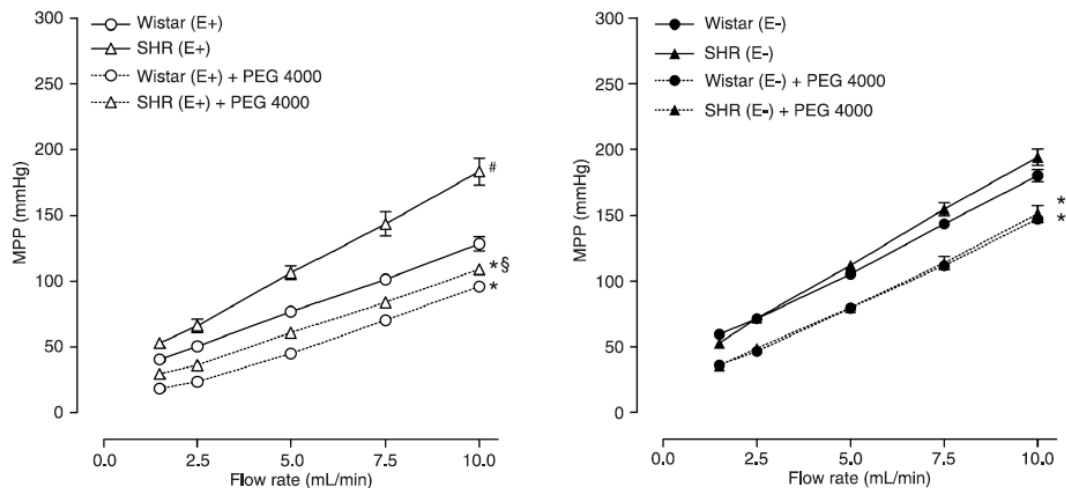


Figura 1.5- Relação pressão x fluxo no leito arterial caudal de ratos. (Bessa *et al.*, 2011)

Aditivos a base de materiais naturais, como plantas, vêm sendo desenvolvidos e apresentam potencial para aplicações médicas, por serem naturais e não tóxicos. Abdulbari, Kamarulizam e Nour (2012) e Coelho *et al.* (2016) utilizam mucilagem de quiabo em experimentos em dutos e observaram significativa redução de arrasto. Como citado anteriormente, Kameneva *et al.* (2004) utilizam com sucesso um polímero extraído da babosa em seus experimentos em animais. Abdulbari, Letchmanan e Yunus (2011) também investigaram experimentalmente a mucilagem de *Aloe Vera*, os autores observam DR de até 60% em escoamento turbulento em dutos.

Uma importante revisão sobre estudos *in vitro* e *in vivo* em redução de arrasto em circulação sanguínea é feita por Kameneva (2012), nesta publicação a autora cita os principais trabalhos na área publicados ao longo dos anos e os principais avanços alcançados pelos diversos autores citados. Segundo a autora, embora os polímeros redutores de arrasto, DRP, ainda não estejam testados para uso clínico, inúmeros estudos de seus efeitos hemodinâmicos benéficos em condições normais e patológicas, juntamente com os importantes resultados revelando mecanismos por trás dos efeitos intravasculares de DRP, garantem seu progresso na transição de testes laboratorial para o uso em pacientes.

### 1.3. Caracterização do problema

O presente trabalho investiga experimentalmente a eficiência de polímeros redutores de arrasto em aplicações vasculares. É feito um estudo de redução de arrasto *in vitro* em leito arterial caudal de ratos utilizando solução nutriente salina como fluido de perfusão do órgão. Os polímeros redutores de arrasto estudados são PAM, PEO e XG em três diferentes concentrações: 10, 50 e 100 ppm. Para se avaliar a eficiência dos polímeros na solução nutriente utilizada, antes dos testes de perfusão, são realizados experimentos em reômetro, comparando a redução de arrasto promovida por cada polímero em água deionizada e na solução nutriente salina. Desta forma é possível analisar melhor se os resultados dos testes de perfusão são relativos às interações celulares ou ao comportamento do polímero no solvente.

## Capítulo 2 - Método Experimental

Detalha-se neste capítulo a metodologia utilizada para a realização dos testes com ajuda de um reômetro e de uma bancada experimental, onde o escoamento arterial caudal é estudado. São duas abordagens distintas e cada uma delas será descrita separadamente. Na seção 2.1 serão descritos os testes com reômetro e na seção 2.2 com o leito arterial caudal.

### 2.1. Testes em Reômetro

Os experimentos em reômetro são utilizados para verificação das características reológicas das soluções, bem como a viscosidade cisalhante, e para comparação entre a eficiência na redução de arrasto dos polímeros quando diluídos em água destilada ou na solução nutriente salina, para avaliar se a composição da solução nutriente afeta o comportamento de tais polímeros como redutores de arrasto.

Todos os experimentos em reômetro foram realizados utilizando água destilada (AD, que será a solução de referência) e Krebs-HEPES (solução nutriente salina, SN) como solvente para os polímeros estudados (PAM, PEO e XG) com concentrações de 10, 50 e 100 ppm. Estas concentrações são consideradas diluídas, ou seja, bem abaixo de um valor crítico, a partir do qual interações moleculares passam a ter efeito significativo.

#### 2.1.1. Equipamentos

É utilizado um reômetro comercial Anton Paar Physica MCR 501, Figura 2.1, assistido por computador e equipado com um banho termostático capaz de oferecer um controle preciso de temperatura. Usa-se a geometria “Double Gap DG-42”.





**Figura 2.1-** Reômetro Anton Paar Physica MCR 501 utilizado nos experimentos.

A “cabeça” do reômetro utiliza ar comprimido para lubrificação e movimentação, que é provido por um compressor isento de óleo. Após o compressor, há um sistema de filtragem e secagem do ar comprimido, antes que o ar chegue ao reômetro. Para a preparação das amostras, os polímeros e os solventes são pesados utilizando uma balança analítica Mettler Toledo modelo XS204, com precisão de 0,0001g.

Os testes são realizados em uma geometria rotativa formada por cilindros concêntricos com folga dupla conectada ao reômetro, como mostra a Figura 2.2. As amostras ocupam as duas fendas formadas pelo espaçamento entre as superfícies dos cilindros concêntricos, sendo o rotor o cilindro superior e o copo, o inferior. O cilindro superior pode girar em torno de seu eixo de simetria com uma determinada velocidade angular,  $\omega$ . Devido a sua grande área de contato, a referida geometria possibilita a obtenção de resultados precisos em uma ampla faixa de número de Reynolds.

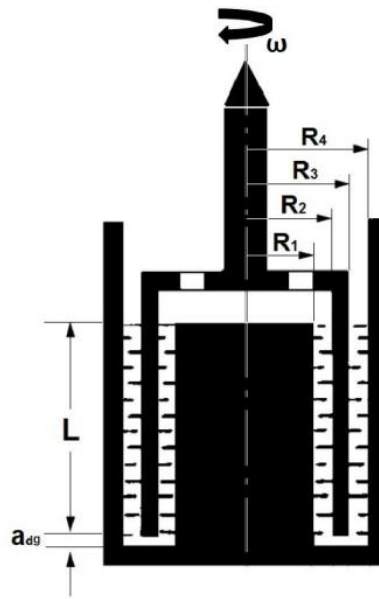


Figura 2.2- Geometria rotativa formada por cilindros concêntricos com dupla folga.

Na geometria formada por cilindros concêntricos com folga dupla, a amostra é depositada entre duas superfícies rígidas, coaxiais e interconectadas, com simetria cilíndrica (copo). O rotor, um tubo de paredes finas e coaxiais localizado entre as duas superfícies cilíndricas mencionadas, pode girar em torno do eixo de simetria do copo com uma determinada velocidade angular. Os raios,  $R_1 = 19,75$  mm,  $R_2 = 20,25$  mm,  $R_3 = 21,00$  mm, e  $R_4 = 21,50$  mm, o comprimento do rotor,  $L = 78,70$  mm, e a distância do rotor ao fundo do copo,  $a_{dg} = 1,30$  mm, são as dimensões importantes do problema, como mostrado na Figura 2.2. O volume total de amostra no interior do copo é de 12,0 ml.

A redução de arrasto, DR, é calculada pela Eq. 3, definida por Lumley (1969):

$$DR = 1 - \frac{f}{f_0} \quad (3)$$

Onde  $f$  e  $f_0$  são, respectivamente, o fator de atrito da solução e do solvente para um mesmo número de Reynolds, Re. O número de Reynolds é definido pela equação Eq. 4:

$$Re = \frac{\rho \bar{h} u}{\eta} = \frac{\rho(\bar{h})(\omega R)}{\eta} \quad (4)$$

Onde  $\eta$  é a viscosidade e  $\rho$  a densidade da solução,  $\omega\bar{R}$  é a velocidade característica, sendo  $\bar{R}$  o raio médio dado por  $\bar{R} = \frac{R2+R3}{2}$  e  $\bar{h} = \frac{(R2-R1)+(R4-R3)}{2}$  é o espaçamento médio entre as paredes do copo e do rotor.

O fator de atrito de Fanning,  $f$ , é calculado pela Eq. 5 que é baseada na tensão de cisalhamento,  $\tau$ , densidade da solução,  $\rho$ , e velocidade característica,  $\omega\bar{R}$ .

$$f = \frac{2\tau}{\rho u^2} = \frac{2\tau}{\rho(\omega\bar{R})^2} \quad (5)$$

A tensão de cisalhamento,  $\tau$ , por sua vez, é calculada em função do torque medido no rotor,  $T$ , segundo a Eq. 6.

$$\tau = \frac{T(1+\delta^2)}{4\pi L(\delta R_3^2 + R_2^2)} \quad (6)$$

Onde  $\delta$  indica a razão entre raios:  $\delta = R_4/R_3$

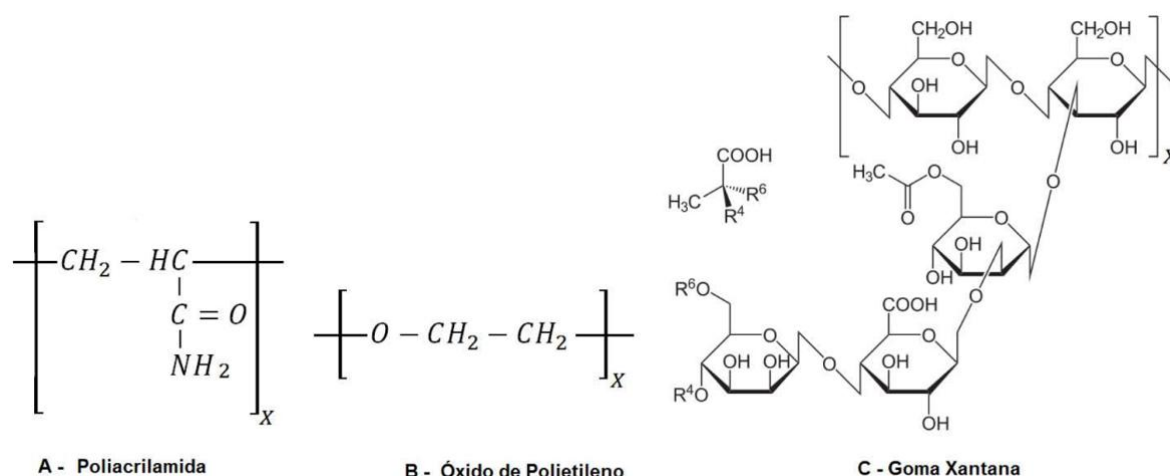
### 2.1.2. Preparo e caracterização das soluções

Analisa-se dois polímeros flexíveis, Poliacrilamida (PAM) e Óxido de Polietileno (PEO), e um polímero rígido, Goma Xantana (XG). Todos eles são fornecidos pela Sigma-Aldrich. O PAM e o PEO utilizados possuem massa molecular igual a  $5 \times 10^6$  g/mol e a XG uma massa molecular média de  $2 \times 10^6$  g/mol. Foram utilizados esses três polímeros, principalmente pela significativa redução de arrasto que eles, normalmente, apresentam e por já terem sido estudados por vários outros autores, como: Virk, Mickley e Smith (1967), Choi *et al.* (2000), Vanapalli, Islam e Solomon (2005), Pereira, Andrade e Soares (2013) e Andrade, Pereira e Soares (2016).

A massa molecular dos polímeros foi avaliada (Pereira e Soares, 2012; Pereira, Andrade e Soares, 2013) calculando-se a viscosidade intrínseca,  $[\eta]$ , de cada polímero utilizando a equação de Huggins (como descreve Flory, 1971). Os resultados de massas moleculares

encontrados foram bem consistentes como os indicados pela Sigma-Aldrich. Os valores de viscosidade intrínseca são, ainda, utilizados para estimar as concentrações de “*overlap*”,  $c^*$ , que é a concentração abaixo da qual a solução é considerada diluída. Foi utilizada a medida da viscosidade intrínseca para o PAM e PEO pela relação  $c^*[\eta] = 1$ . A concentração de “*overlap*” encontrada para o PAM foi  $c_1^* = 100$  ppm e para o PEO  $c_2^* = 3125$  ppm. Para a XG, o procedimento deve ser diferente, uma vez que este polímero apresenta um comportamento pseudoplástico mais acentuado. Então, a concentração de “*overlap*” da XG é estimada medindo-se a viscosidade à taxa de cisalhamento zero,  $\eta_0$ , em diferentes concentrações. Neste caso,  $c^*$  é determinado quando  $\eta_0$  tem uma significativa variação. Para a XG, obteve-se  $c_3^* = 940$  ppm. Vale ressaltar, que todos estes dados foram retirados de Pereira e Soares (2012) e Pereira, Andrade e Soares (2013), uma vez que utilizamos neste trabalho os mesmos polímeros utilizados por esses autores. As concentrações utilizadas nesta pesquisa estão na faixa entre 10 e 100 ppm, ou seja, são empregadas soluções diluídas. Como a massa específica das soluções sofreu pouca variação em relação a água destilada, foi adotada a massa específica de 993,20 kg/m<sup>3</sup> para todas as soluções.

O PAM e o PEO, representados nas Figuras 2.3 A e B, respectivamente, são polímeros sintéticos obtidos pela polimerização de seus monômeros, que são induzidos a polimerizar na presença de catalizadores, obtendo-se uma longa cadeia com várias unidades repetidas do monômero. Na Figura 2.3, o grau de polimerização, ou a quantidade de unidades estruturais, é indicado por X. O PAM é uma resina acrílica solúvel em água, possui cadeia linear e flexível, produzida pela polimerização da Acrilamida ( $C_3H_5NO$ ). O PEO é um polímero cristalino, não-iônico, obtido pela polimerização do Óxido de Etileno, possui fórmula geral  $H(OCH_2CH_2)_XOH$ , cadeia linear flexível, é solúvel em água (como o PAM) e se encontra disponível comercialmente com várias massas moleculares. A XG, Figura 2.3 C, é um polissacarídeo de alta massa molecular e estrutura rígida, produzido pelos micro-organismos *Xanthomonas Campestris*. O polímero é constituído por uma cadeia principal linear de glucose com uma cadeia linear de trissacarídeos, similar à celulose. A viscosidade cisalhante da XG varia acentuadamente com a temperatura e a concentração de sais presentes na solução.



**Figura 2.3- Fórmulas estruturais: (A) PAM, (B) PEO e (C) XG.**

A solução nutriente salina Krebs-Hepes, utilizada como solvente nos experimentos, é preparada no Centro de Ciências Fisiológicas da UFES e entregue para ser utilizada no preparo das soluções poliméricas. Esta solução é armazenada em geladeira e utilizada até, no máximo, 7 dias após sua preparação. É utilizada uma balança semi-analítica Shimadzu modelo AY220 com precisão de 0,001g para pesagem dos componentes da solução e a água destilada é obtida através de um destilador de água Quimis, tipo Pilsen, modelo Q341-25, que é capaz de produzir água química e bacteriologicamente pura. Toda a água destilada utilizada no preparo das soluções é produzida neste mesmo destilador. A composição da solução nutriente salina Krebs-HEPES é apresentada na Tabela 2.1.

**Tabela 2.1- Composição da solução nutriente Krebs-HEPES.**

Composição	Concentração (ppm)
NaCl	5704
KCl	345
MgSO <sub>4</sub> . 7H <sub>2</sub> O	292
KH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub>	134
CaCl <sub>2</sub> . 2H <sub>2</sub> O	275
NaHCO <sub>3</sub>	2069
HEPES	4697
Glicose	1970

O procedimento de preparação de amostras adotado nesta etapa do trabalho visa evitar que a solução nutriente fique armazenada por muito tempo para total diluição do polímero e para que, em trabalhos futuros, possa ser utilizado sangue no lugar da solução nutriente. Desta forma, evita-se que a solução polimérica tendo sangue como solvente seja deixada diluindo por muito tempo, uma vez que o sangue pode coagular ou sofrer proliferação de microorganismos. Para tanto, são feitas soluções estoque concentradas, diluídas em água destilada, de forma que apenas 1% desta solução seja utilizada para compor a solução final, a fim de evitar que as propriedades do solvente sofram alterações. Como as soluções testadas neste trabalho têm concentração de 10, 50 e 100 ppm, primeiramente são feitas soluções estoques concentradas de 1000, 5000 e 10000 ppm, respectivamente.

A fim de verificar o tempo de diluição para que as amostras estoques estejam completamente diluídas, é necessário proceder uma série de testes, uma vez que nos trabalhos anteriores do grupo não se havia utilizado concentrações tão altas como 10000 ppm. Nestes testes, são testadas apenas amostras de 10000 ppm (diluídas em AD), por ser a maior concentração utilizada e, portanto, a que leva mais tempo para diluir. A temperatura de teste foi de 25°C, que é a temperatura média do local onde as amostras ficam armazenadas.

São preparadas uma série de amostras com tempos de diluição diferentes, entre 24 e 168h, ou seja, o tempo de armazenamento foi de 1 a 7 dias. São testadas 2 amostras de cada polímero por dia. Cada amostra foi utilizada apenas uma vez e depois descartada, já que quando não está completamente diluída, ao retirar uma quantidade para testar no reômetro, altera-se a concentração da amostra.

Foram realizados testes de rotação variável nos quais foi avaliada a diferença de viscosidade entre as 2 amostras testadas no mesmo e a variação da viscosidade com o tempo de diluição. A Figura 2.4 ilustra a viscosidade das amostras para uma taxa de deformação de  $20000 \text{ s}^{-1}$  (esta taxa foi escolhida por estar em uma região estável do escoamento e não representa um dado específico).

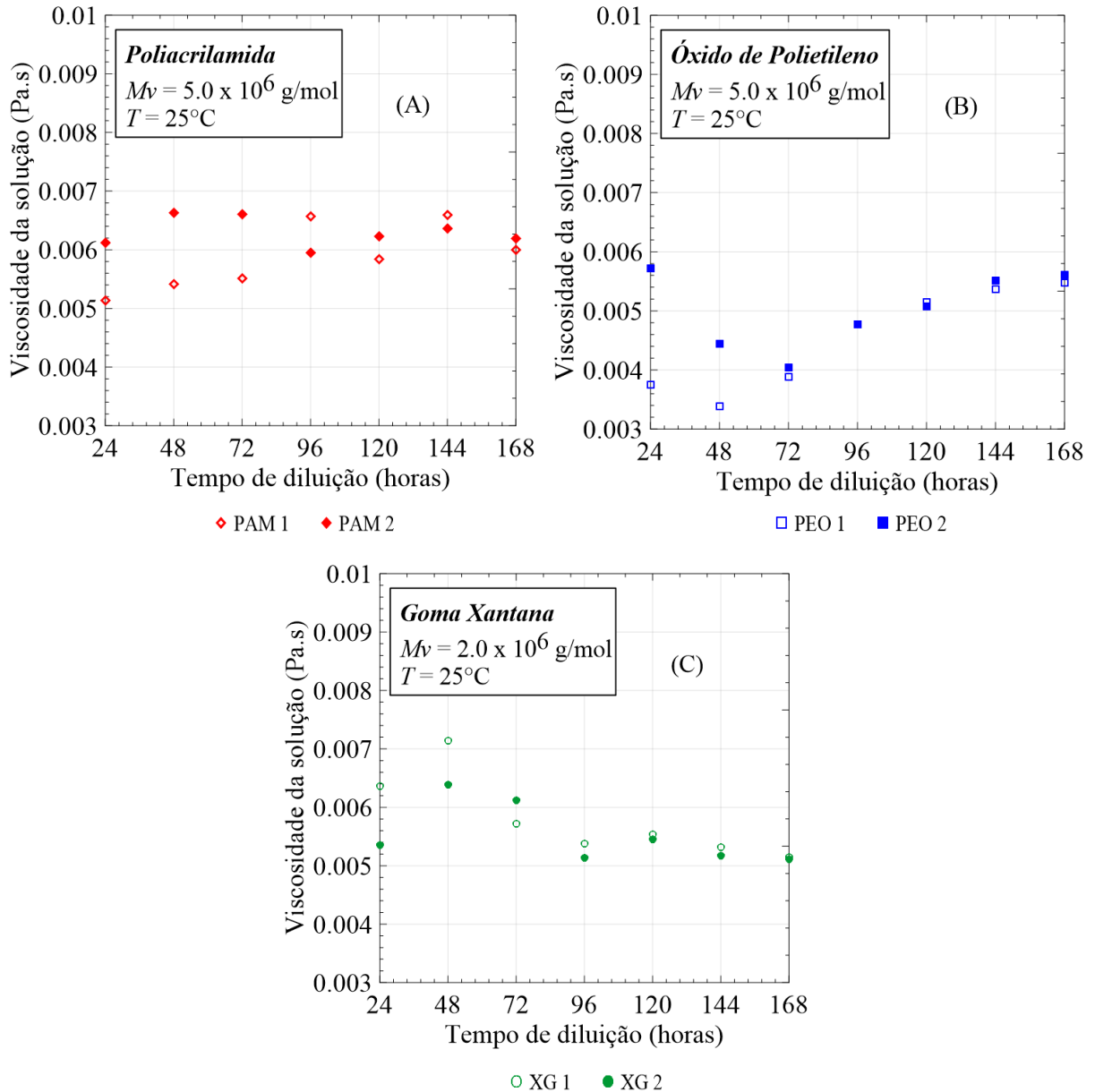


Figura 2.4- Tempo de diluição das soluções de: (A) PAM, (B) PEO e (C) XG.

Pode-se perceber, analisando a Figura 2.4, que para os três polímeros analisados a diferença de viscosidade das 2 amostras testadas nas primeiras horas é bem mais alta que para maior tempo de diluição (indicando que quanto maior o tempo mais homogêneas ficam as amostras), e que a viscosidade das amostras vai assumindo um valor assintótico (indicando que, com o tempo, a solução vai se tornando diluída e a viscosidade da solução se torna constante). Consideramos que as amostras estão diluídas quando a diferença de viscosidade entre as duas amostras testadas é menor que 5%. Desta forma, o tempo adotado para a diluição de todas as amostras é de 7 dias (168h), já que, após este tempo, tem-se certeza que as amostras dos três polímeros se mostram satisfatoriamente diluídas.

Passados os 7 dias, as soluções concentradas são diluídas em suas respectivas concentrações de teste: 10, 50 e 100 ppm, utilizando o solvente desejado, água destilada ou solução nutriente salina. As soluções diluídas são armazenadas por mais 1 dia antes da realização dos experimentos para total diluição e homogeneização (sabe-se que este tempo é suficiente, pois essas concentrações foram testadas em trabalhos anteriores do grupo, como Pereira e Soares, 2012 e Pereira, Andrade e Soares, 2013). As amostras diluídas em solução nutriente são armazenadas em geladeira e retiradas cerca de 30 minutos antes da realização do teste.

### **2.1.3. Descrição dos experimentos**

Antes da realização de todos os testes, as soluções devidamente diluídas são deixadas em repouso dentro da geometria de teste por 1500 segundos para atingir a temperatura requerida no teste, 37° C, que foi escolhida por ser similar à temperatura corporal.

Os testes de rotação variável são realizados aumentando gradualmente a velocidade rotacional do reômetro de 0 a 1200 rpm, máxima rotação do equipamento, em 600 segundos, tempo suficiente para desenvolver as microestruturas turbulentas. Os dados fornecidos pelo reômetro durante o experimento são a velocidade rotacional do cilindro superior, e sua consequente taxa de deformação, o torque do rotor, tensão de cisalhamento e viscosidade. Alguns dados são calculados automaticamente pelo reômetro pelas equações da seção 2.1.1. São medidos 600 pontos durante os 600 segundos de teste em distribuição linear (1 ponto por segundo). São graficadas a viscosidade e o fator de atrito em função do número de Reynolds, representados em coordenadas de Prandtl-von Kármán. Tais testes fornecem, respectivamente, os dados da viscosidade cisalhante da solução, que são obtidos na região de escoamento linear, utilizada no cálculo do número de Reynolds,  $Re$ , e a avaliação da redução do fator de atrito da solução em relação ao solvente na região de escoamento turbulento.

Para analisar a eficiência de redução de arrasto das soluções ao longo do tempo de experimento, são realizados testes nos quais a taxa de deformação é mantida constante. Como as soluções possuem viscosidades diferentes, em função do polímero, concentração e tipo de solvente utilizado, para cada solução foi calculada a taxa de deformação,  $\dot{\gamma}$ , necessária para se manter o número de Reynolds igual a 1100 em todos os testes, a fim de possibilitar a comparação entre os resultados, sempre para um mesmo número de Reynolds.



O valor do número de Reynolds igual a 1100 foi escolhido por ser o maior possível a ser alcançado para todas as soluções devido à limitação de rotação do reômetro, já que, para as maiores concentrações, a viscosidade aumenta e é necessário aumentar a taxa de deformação para manter o mesmo Re. Mesmo tomando o cuidado para escolher um Re no qual fosse possível realizar os testes para as concentrações dos polímeros escolhidos, a viscosidade cisalhante da solução de 100 ppm de XG em água destilada ficou um pouco acima do esperado, não sendo possível, assim, realizar os testes com Re fixo de 1100 para tal solução.

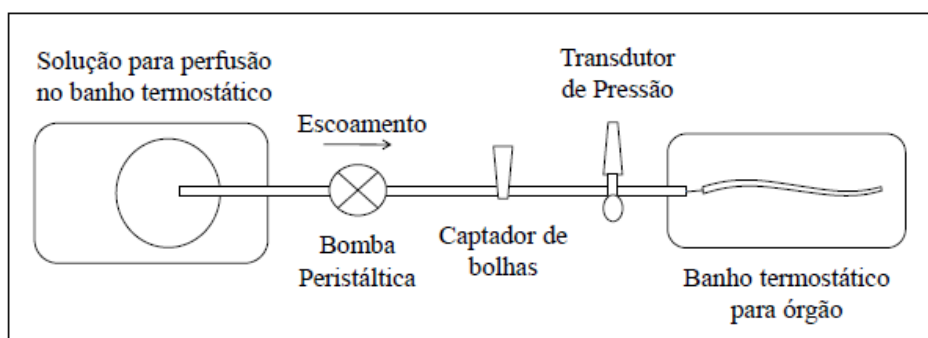
Em cada teste a rotação é mantida constante durante 3600 segundos e são medidos 3600 pontos em escala linear, sendo um ponto por segundo. Não é possível estender os testes por mais tempo devido a evaporação sofrida pela solução, que se torna expressiva após este período de tempo, dificultando a interpretação dos resultados.

## 2.2. Testes em leito arterial caudal

Esta etapa do trabalho é realizada no Laboratório de Eletromecânica Cardíaca e Reatividade Vascular, LEMC, do Programa de Pós Graduação em Ciências Fisiológicas, PPGCF. Toda manipulação dos animais foi realizada pelo aluno de iniciação científica, Aloysio Abdo Silva Campos, seguindo a Carta da Comissão de Ética em Experimentação Animal (Protocolo 18/2016 da Comissão de Ética no Uso de Animais – CEUA/ UFES). Nestes testes é possível avaliar o efeito das soluções poliméricas, diluídas em diferentes concentrações na solução nutriente, por meio de perfusão dos leitos arteriais caudais de ratos normotensos<sup>5</sup>, com o intuito de avaliar a redução de arrasto.

### 2.2.1. Descrição da bancada experimental

A bancada experimental consiste basicamente em um banho termostático, uma bomba peristáltica, um captador de bolhas, um transdutor de pressão e um microcomputador equipado com um sistema de aquisição de dados Biopac. A Figura 2.5 mostra o esquema simplificado do sistema de perfusão.

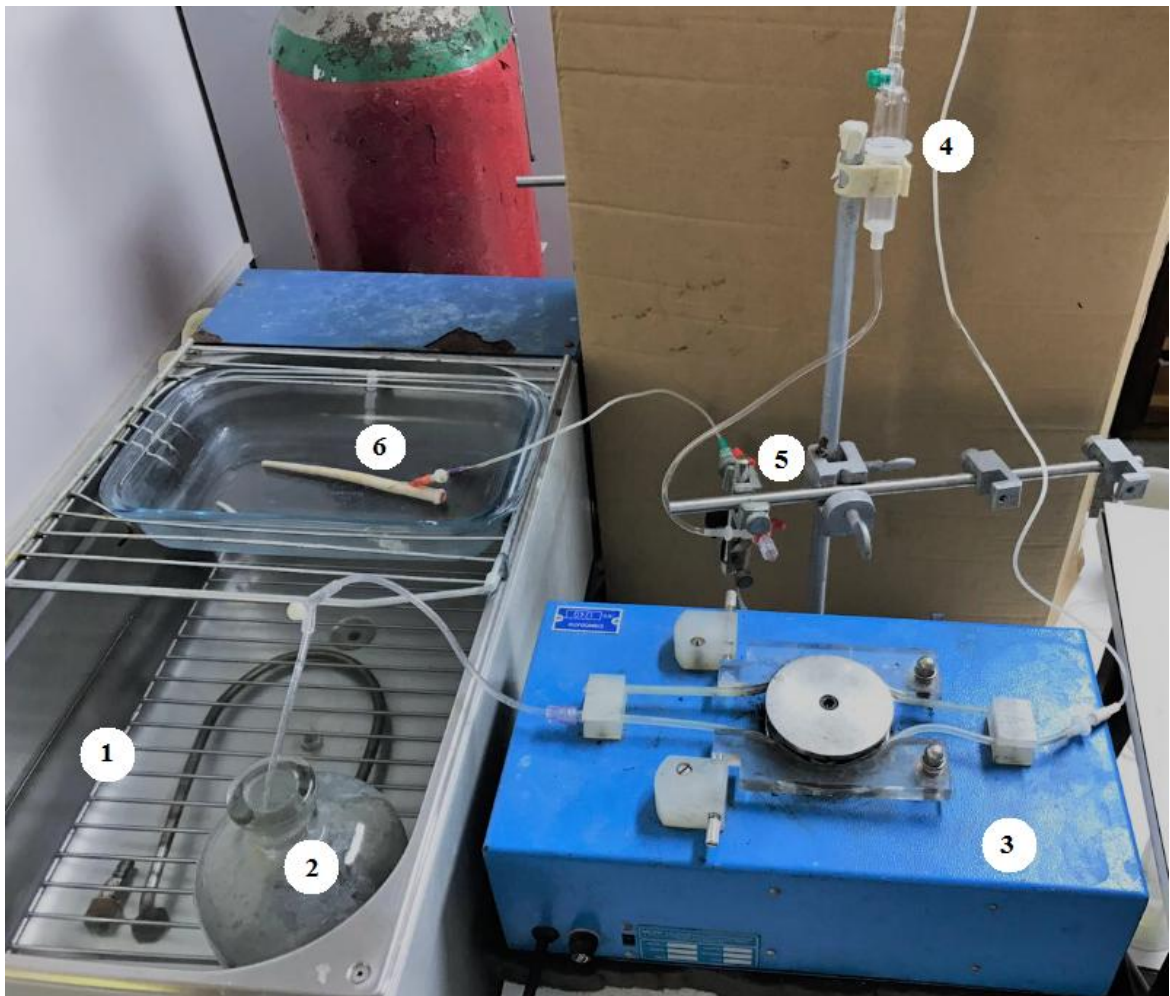


**Figura 2.5- Desenho Esquemático do Sistema de Perfusão.**

A Figura 2.6 mostra uma foto do sistema utilizado. O banho termostático (1) é responsável por manter a temperatura da solução a ser perfundida (2) e do leito arterial caudal em 37°C; a bomba peristáltica (3, Milan, Colombo, Paraná, Brasil) é responsável por manter o

<sup>5</sup> Animais que apresentam pressão arterial normal. No caso de pressão arterial elevada, chama-se hipertenso.

escoamento pulsátil; o captador de bolhas (4) é utilizado para evitar que qualquer bolha ou ar que entre no sistema (principalmente durante as trocas de solução), possa chegar até a artéria; o transdutor de pressão (5) é utilizado para medir a pressão de perfusão do órgão (6); e o microcomputador é equipado com um sistema Biopac (Biopac Systems, modelo MP35) capaz de receber e armazenar as informações do transdutor de pressão para posterior leitura e tratamento dos dados gerados durante o experimento.



**Figura 2.6- Sistema de perfusão: (1) banho térmico, (2) solução de perfusão, (3) bomba peristáltica, (4) captador de bolhas, (5) transdutor de pressão, (6) órgão perfundido.**

### 2.2.2. Preparo das soluções

Nos experimentos de perfusão, as artérias caudais são perfundidas com solução nutriente salina de Krebs-Henseleit, cuja composição é apresentada na Tabela 2.2. Foi escolhida esta solução para os experimentos de perfusão por reproduzir mais fielmente a fisiologia do sangue e ser mais acessível que a Krebs-HEPES (solução nutriente utilizada nos testes no reômetro). Já nos experimentos em reômetro não é possível utilizá-la, por não ser possível manter o borbulhamento durante o teste. As duas soluções são semelhantes, diferindo basicamente pelo componente responsável por agir como tampão da solução (componente que mantém o pH estável). Na Krebs-Henseleit o tampão é feito com bicarbonato e deve ser borbulhada com mistura carbogênica, já na Krebs-HEPES o tampão é o HEPES, não necessitando de borbulhamento.

Para a pesagem dos componentes é utilizada uma balança semi-analítica Shimadzu modelo AY220 com precisão de 0,001g. A solução é mantida pelo banho térmico à temperatura de 37°C, durante todo o experimento, e gaseificada pelo borbulhamento de uma mistura carbogênica que contém 95% de O<sub>2</sub> e 5% de CO<sub>2</sub>, a fim de se manter o pH da solução próximo a 7,4, pH fisiológico. A mistura carbogênica utilizada é fornecida pela empresa White Martins.

**Tabela 2.2- Composição da solução nutriente Krebs-Henseleit**

Composição	Concentração (ppm)
NaCl	6896
KCl	394
CaCl <sub>2</sub> . 2H <sub>2</sub> O	182
MgCl <sub>2</sub> . 6H <sub>2</sub> O	236
NaH <sub>2</sub> PO <sub>4</sub> . H <sub>2</sub> O	276
NaHCO <sub>3</sub>	1478
Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	167
Glicose	1970

A solução utilizada no experimento é preparada minutos antes de sua utilização, filtrada e deixada por 30 minutos no banho térmico com borbulhamento de mistura carbogênica, para regular o pH, antes de iniciar o teste.

As soluções poliméricas são obtidas a partir de uma solução concentrada de 1000 ppm que é armazenada durante pelo menos 3 dias para total diluição (acredita-se que este tempo de diluição seja suficiente, apesar de não ter sido testado, pois, para soluções com 100 ppm, o tempo de diluição necessário é de apenas 1 dia e, para soluções de 10000 ppm, 7 dias. Portanto, foi adotado um tempo de diluição intermediário). Durante a preparação das soluções poliméricas, além dos componentes da solução nutriente, é adicionada esta solução concentrada já diluída. Inicialmente, uma solução contendo 100 ppm do polímero é preparada e guardada por cerca de 3 horas. Passado este tempo, parte da solução é guardada com 100 ppm e parte é diluída para 50 e 10 ppm, pela adição de solução nutriente pura. Essas soluções ainda ficam repousando por cerca de 2 horas, para garantir total diluição, antes de serem colocadas no banho térmico e borbulhamento.

### **2.2.3. Obtenção do leito arterial caudal**

Para todos os experimentos de perfusão são utilizados ratos machos Wistar normotensos de aproximadamente 350 a 500g e idade aproximada de 4 a 6 meses, que são mantidos no biotério do PPGCF, que possui temperatura e umidade controladas, ciclos de luz (12/12h claro-escuro), com livre acesso a água e ração para evitar estresse do animal. Os animais são levados ao LEMC apenas momentos antes do início do experimento.

Os ratos são anestesiados com ketamina e xilazina (90 mg/kg e 9 mg/kg, i.p.) e heparinados (500 U, i.p.) para evitar coagulação sanguínea. Assim que a anestesia faz efeito, o rato é colocado sobre uma placa de madeira, onde tem as patas e a cauda imobilizadas por fitas adesivas. É feito um corte na cauda para localizar a artéria caudal, que é canulada com o uso de um cateter intravenoso. Em seguida, a cauda é cortada do animal e é feita sua ligação na bancada experimental que já deve estar operando com a vazão fisiológica da cauda, 2,5 mL/min. A extremidade oposta ao cateter (ponta da cauda) é cortada para que o fluxo não retorne pelo sistema venoso, mas sim, seja descarregada para a atmosfera, assim, a solução de perfusão passa apenas pela artéria caudal. A Figura 2.6 mostra a montagem da cauda no sistema.



Figura 2.7- Montagem do leito arterial caudal no sistema de perfusão.

#### 2.2.4. Descrição dos experimentos

A técnica de perfusão do leito arterial caudal é semelhante à utilizada por Bessa (2008) e descrita em França *et al.* (1997). Após a canulação da artéria e conexão ao sistema, a artéria caudal é perfundida com solução nutriente de Krebs-Henseleit a uma vazão constante de 2,5 mL/min que é mantida cerca de 30 min para estabilização (esta é a vazão basal da cauda, ou seja, a vazão de escoamento sanguíneo no órgão quando o animal está vivo e em condições normais). Após o tempo de estabilização são realizados procedimentos para testar a integridade endotelial.

Primeiramente, é necessário sensibilizar a artéria (estimular o sistema biológico), o que é feito pela aplicação *in bolus* de 100  $\mu$ L de soluções de fenilefrina<sup>6</sup> de concentrações de  $10^{-4}$  e  $10^{-3}$  M que causam vasoconstrição por estimular o músculo liso que compõe a parede arterial. Para cada aplicação aguarda-se o tempo necessário para contração da artéria (aumento de pressão) e a outra dose é aplicada apenas após a pressão retornar ao valor da pressão basal. Após esta sensibilização, a solução nutritora é trocada por outra contendo 5  $\mu$ L/L de fenilefrina ( $5 \times 10^{-8}$  M) para manter o vaso contraído e a pressão de perfusão aumentada em um platô. Quando a pressão se eleva e começa a estabilizar, a solução é trocada por uma contendo além da

---

<sup>6</sup> Droga que tem função de contrair o músculo liso, causando diminuição do diâmetro da artéria e aumento de pressão.

fenilefrina, 50  $\mu\text{L}$  de acetilcolina<sup>7</sup> ( $10^{-3}$  M) em 50 mL de solução, avaliando-se uma possível queda na pressão de perfusão. Desta forma é possível notar que o endotélio se mantém íntegro quando a aplicação de acetilcolina causa dilatação da artéria (queda de pressão). É considerado que o endotélio manteve sua integridade quando a porcentagem de relaxamento é maior ou igual a 30%. Depois de perfundir toda a solução contendo acetilcolina, a solução nutriente pura é novamente utilizada até que a pressão caia para a pressão basal e fique totalmente estabilizada.

Após feito todo o protocolo para sensibilizar e testar a integridade do endotélio, inicia-se a avaliação do efeito das soluções poliméricas no leito arterial caudal em resposta a mudança de fluxo. A vazão é alterada com o aumento da rotação da bomba peristáltica. Primeiramente, é feita a curva para a solução nutriente Krebs-Henseleit pura, sem adição de nenhum polímero, onde o escoamento é mantido por 3 minutos em cada vazão: 1,25; 2,5; 5; 7,5 e 10 mL/min. Após terminar a curva, retorna-se a vazão basal, 2,5 mL/min, que é mantida por cerca de 7 minutos para estabilização. Passado este tempo, a solução é trocada por outra contendo 10 ppm de polímero, aguarda-se 8 minutos, para garantir que toda a solução anterior já passou pelo sistema, e é feito o mesmo processo para obtenção da curva com concentração de 10 ppm de polímero. O mesmo procedimento também é feito para as soluções de 50 e 100 ppm.

### **2.2.5 Medição do diâmetro das artérias e estimativa do Re**

A medição do diâmetro das artérias é feita para estimar o número de Reynolds nos testes de perfusão. Optamos por medir o diâmetro apenas na vazão basal, pois o diâmetro das artérias muda com o fluxo e só é possível medir cada artéria para um fluxo (que deve ser fixado com solução de Paraformaldeído 4% antes da medição), sendo difícil avaliar a mudança de diâmetro com o fluxo em artérias de diferentes animais. Não foi possível medir o diâmetro de todas as artérias, o procedimento foi feito em uma amostra de três artérias, apenas como uma estimativa do diâmetro na vazão basal para cálculo do Re nesta condição.

Para a medição do diâmetro das artérias foram feitos testes em três artérias diferentes. Cada artéria caudal, após canulada, foi perfundida com a solução nutriente Krebs-Henseleit na vazão basal da cauda. Após a estabilização da pressão, a solução nutriente foi trocada por uma

---

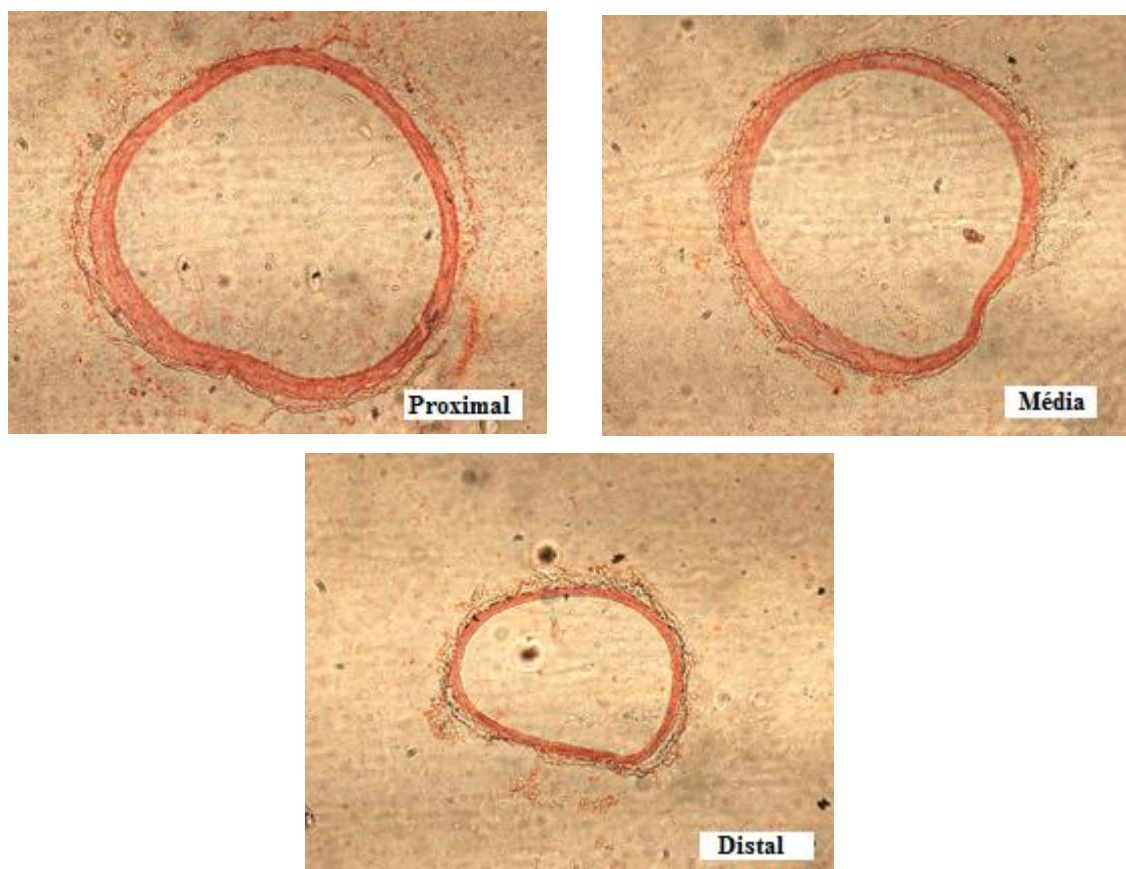
<sup>7</sup> Droga que estimula o endotélio a liberar vasodilatadores, e, portanto, só age para dilatar a artéria se houver integridade endotelial.



solução de Paraformaldeído 4% (solução fixadora de tecidos orgânicos). A pressão mantida constante durante todo o teste.

Após fixada, a artéria caudal foi dissecada da cauda do animal e foram retiradas 3 porções da cauda: uma proximal, uma média e uma distal (visto que artéria tende a diminuir seu diâmetro à medida que se torna mais distal). Cada fragmento foi então desidratado, embutido em gel (OCT) para congelamento e corte em criostato. O bloco é então cortado em lâminas de 5  $\mu\text{m}$  e corado com hematoxilina e eosina (para facilitar a visualização). Foram feitas 3 lâminas de cada porção. Cada lâmina foi, então, fotografada. Finalmente, foi medido o diâmetro de cada fragmento, utilizando o programa ImageJ.

Na Figura 2.8 são apresentadas as fotos das lâminas das porções proximal, média e distal de uma das artérias medidas, as fotos são tiradas com lente de aumento de 100x (10x ocular e 10x objetiva), sendo possível observar a diminuição do diâmetro da artéria da porção proximal para a distal. O valor do diâmetro de cada porção é dado pela média das medidas das 3 lâminas das 3 artérias. Assim, o diâmetro da porção proximal é de  $595 \pm 110 \mu\text{m}$ , da porção média  $537 \pm 96 \mu\text{m}$  e da distal  $444 \pm 41 \mu\text{m}$ .



**Figura 2.8-** Lâmina das porções anterior, média e posterior da artéria caudal.



Para o cálculo no número de Reynolds, Re, foi utilizada a Eq. (7):

$$\text{Re} = \frac{\bar{\rho}ud}{\eta} \quad (7)$$

Temos que, para a vazão basal de 2,5 mL/min, o número de Reynolds do experimento fica entre 100 e 130, sendo o menor valor para as soluções com viscosidades mais altas (solução com 100 ppm de XG) e o maior valor para as viscosidades mais baixas (solução nutriente pura).

## Capítulo 3 – Resultados

Os resultados do presente trabalho são separados em duas partes distintas. A seção 3.1 se destina aos resultados dos testes realizados em reômetro em geometria rotativa de dupla folga para verificação da eficiência dos polímeros como redutores de arrasto na solução nutriente salina. Na seção 3.2 são mostrados os resultados dos experimentos realizados em uma bancada experimental onde a seção de teste é o leito arterial caudal de ratos, na qual é avaliada a eficiência destes mesmos polímeros em um sistema vascular.

### 3.1. Testes em Reômetro

Os resultados dos experimentos em reômetro são divididos em duas partes: na seção 3.1.1 são apresentados os resultados dos testes em que a velocidade de rotação do rotor é variada (destinados a avaliar a viscosidade da solução e a variação do fator de atrito em função de  $Re$ ), e na seção 3.1.2 são apresentados os resultados dos testes com rotação fixa (para se avaliar a eficiência das soluções ao longo do tempo de experimento).

#### 3.1.1. Testes com rotação variável

Os resultados apresentados nas Figuras 3.1, 3.2 e 3.3 mostram a viscosidade cisalhante das soluções em função da velocidade de rotação do rotor,  $n$ . A rotação do rotor é gradualmente acelerada de 0 a 1200 rpm durante 600 segundos. A temperatura de teste é fixada em 37°C.

Em cada um dos três gráficos é possível observar a variação da viscosidade em relação à concentração dos solventes (água destilada, AD, representada pelos símbolos vazios ou solução nutriente salina Krebs-HEPES, SN, representada por símbolos cheios) para os três polímeros estudados: Poliácridamida, PAM (Fig. 3.1), Óxido de Polietileno, PEO (Fig. 3.2) e Goma Xantana, XG (Fig. 3.3).

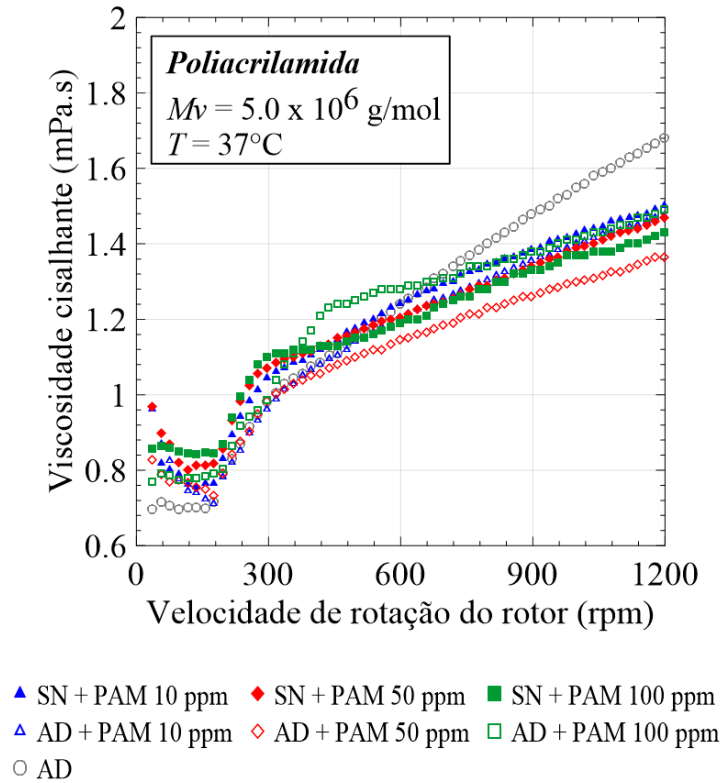


Figura 3.1- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de PAM.

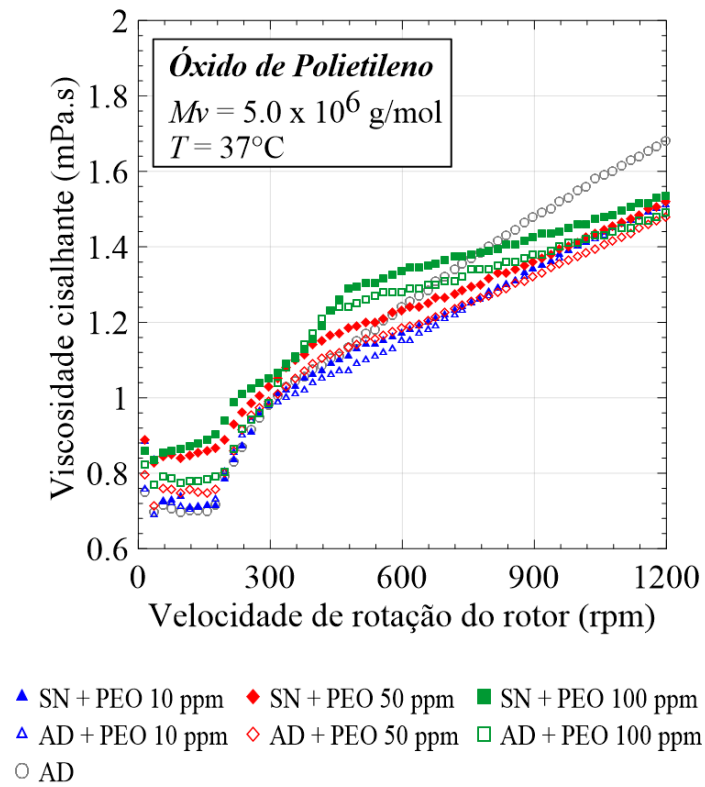
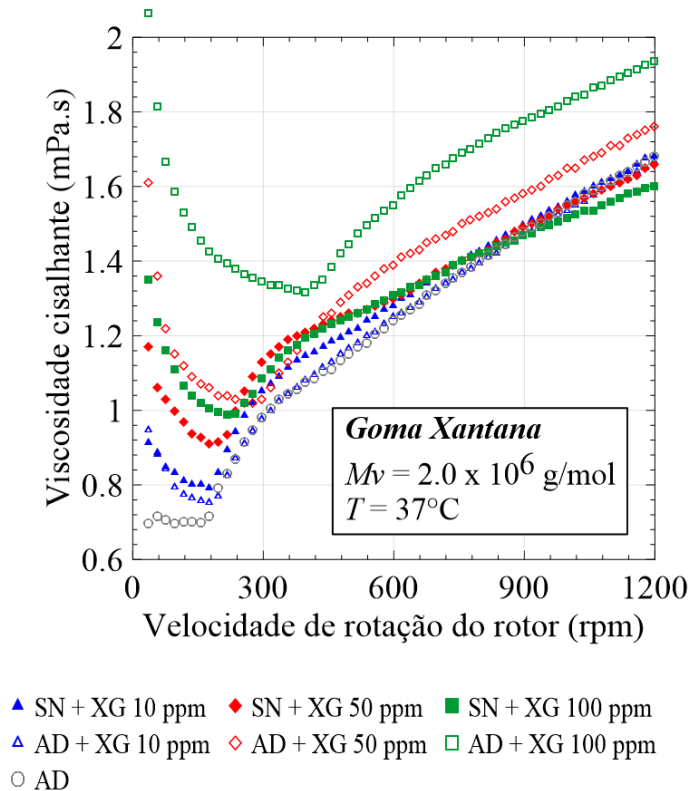


Figura 3.2- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de PEO.



**Figura 3.3- Viscosidade cisalhante em função da rotação do rotor, soluções de XG.**

Nas curvas de viscosidade em função da rotação (ou da consequente taxa de cisalhamento,  $\dot{\gamma}$ ) é facilmente percebida a transição entre regime laminar e turbulento, uma vez que a curva apresenta uma brusca mudança de inclinação. É notável que, para a geometria de dupla folga utilizada, o escoamento passa a ter comportamento turbulento para rotações em torno de 200 rpm ( $\dot{\gamma}$  igual a  $900 \text{ s}^{-1}$ ), a não ser para as maiores concentrações de XG que mostra comportamento laminar para maiores taxas. Com 100 ppm de XG em AD, por exemplo, o escoamento só passa a ser turbulento acima de 400 rpm ( $\dot{\gamma}$  igual a  $1800 \text{ s}^{-1}$ ).

Os valores de viscosidade usadas para calcular o Re são os da região de escoamento laminar. Como as soluções de PAM e PEO são newtonianas para as concentrações estudadas (viscosidade praticamente constante na região laminar), a viscosidade,  $\eta$ , é diretamente obtida como a média das viscosidades na região laminar (rotação abaixo de 200 rpm). Já para a XG que apresenta comportamento afinante, ou “*shear-thinning*”, mesmo para baixas concentrações (viscosidade decresce com o aumento da taxa de cisalhamento no escoamento laminar), usa-se as maiores taxas de cisalhamento onde o escoamento ainda é laminar,  $\eta_{\infty}$ . A Tabela 3.1 mostra os valores de  $\eta$  utilizados nos cálculos do número de Reynolds, Re, em função da concentração, c, e do tipo de solvente. Os resultados para AD como solvente estão

de acordo com os obtidos em trabalhos anteriores do grupo, como Pereira, Andrade e Soares (2013) e todos os testes foram realizados pelo menos três vezes para confirmar as medições.

**Tabela 3.1- Viscosidade das soluções em função do tipo e concentração do polímero e do tipo de solvente.**

Polímero	Concentração (ppm)	Viscosidade (mPa.s)	
		Água destilada (AD)	Solução Nutriente (Krebs)
		0,751	0,766
PAM	10	0,732	0,754
	50	0,766	0,786
	100	0,800	0,810
PEO	10	0,742	0,791
	50	0,756	0,837
	100	0,806	0,909
XG	10	0,747	0,791
	50	1,025	0,903
	100	1,315	0,987

Pode-se observar que a viscosidade é função crescente da concentração para os três polímeros, e que, para todas as concentrações de PAM e PEO, a viscosidade é mais elevada para as soluções diluídas na solução nutriente salina. Porém a XG apresenta comportamento inverso para as concentrações de 50 e 100 ppm, sendo a viscosidade consideravelmente mais elevada nas soluções em que o solvente é a AD. Possivelmente, este comportamento representa que as moléculas de XG sofrem um encolhimento na presença dos sais da solução nutriente. O que indica que a água destilada é melhor solvente que a solução de Krebs-HEPES para XG, uma vez que as moléculas devem estar estendidas para causar redução de arrasto.

Os resultados dos testes com rotação variável também são apresentados em coordenadas de Prandtl-von Kármán e ilustram a dependência do fator de atrito em relação à concentração dos polímeros e aos diferentes solventes (AD ou SN).

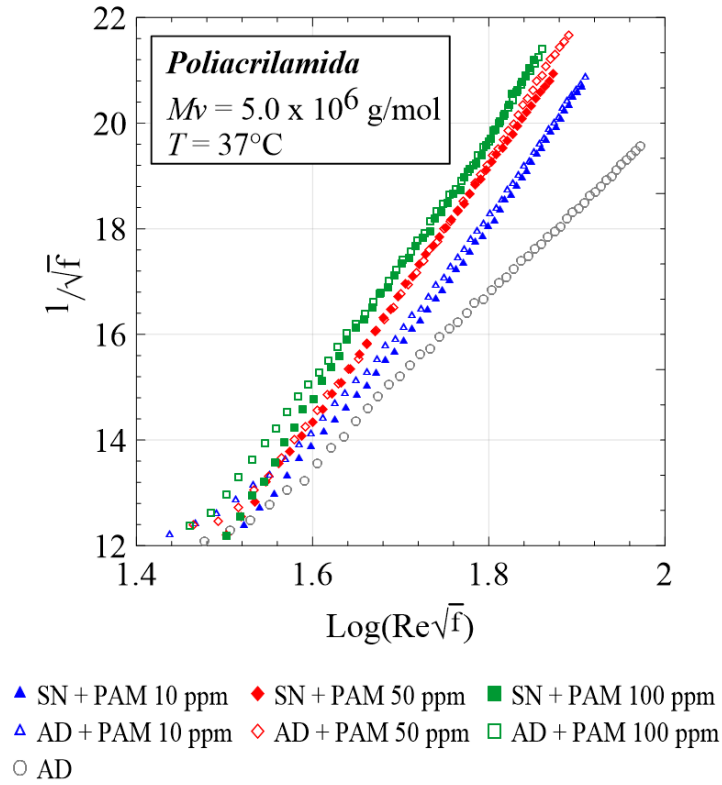


Figura 3.4- Efeito da concentração de PAM e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds.

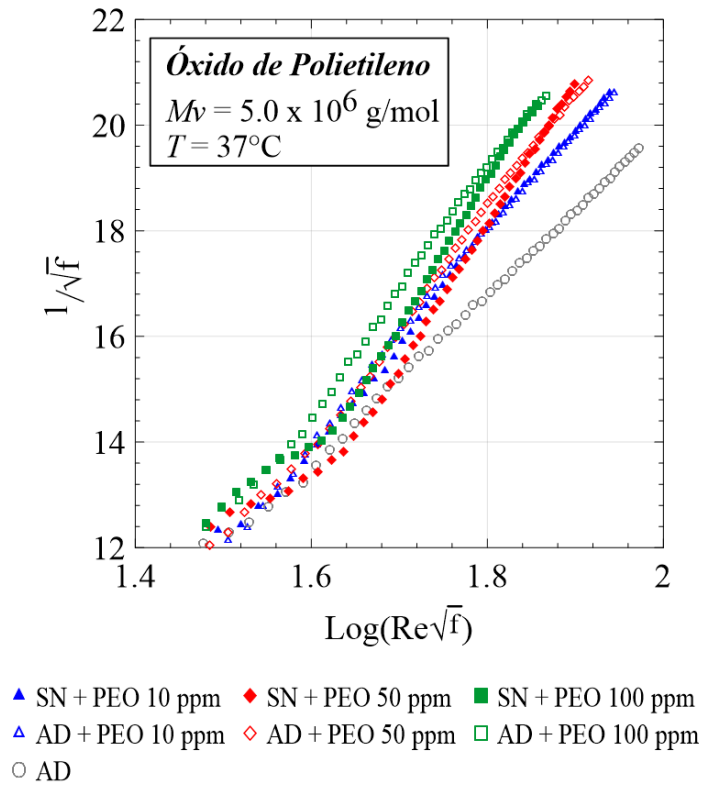
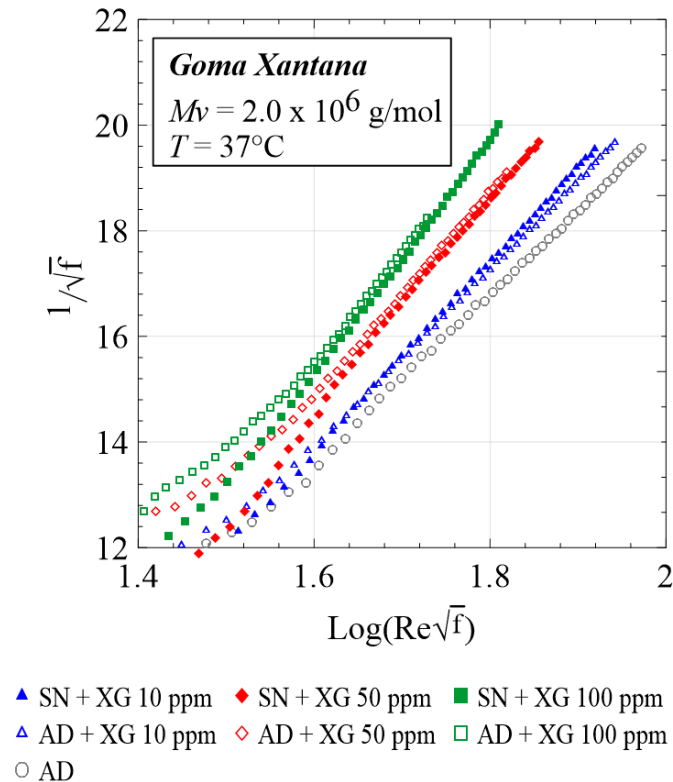


Figura 3.5- Efeito da concentração de PEO e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds.



**Figura 3.6-** Efeito da concentração de XG e do tipo de solvente no fator de atrito em função do número de Reynolds.

Pode-se notar que as curvas de diferentes concentrações se distanciam umas das outras com o aumento do número de Reynolds (principalmente para o PEO), o que implica que a inclinação das curvas cresce com o aumento da concentração, como reportado por Pereira, Andrade e Soares (2013). Para os três polímeros, nota-se que as curvas de menores concentrações se encontram mais próximas a da água destilada e que a distância aumenta com o aumento da concentração, indicando que, como esperado, quanto mais concentrada a solução, menor é o fator de atrito e maior a redução de arrasto.

Para os polímeros estudados, as curvas com água destilada (símbolos vazios) ou solução nutriente (símbolos cheios), não mostraram diferença significativa no fator de atrito em relação ao  $\text{Re}$ , indicando que o comportamento desses polímeros em ambos solventes é semelhante.

### 3.1.2. Testes com rotação fixa

As Figuras 3.7, 3.8 e 3.9 mostram o efeito da concentração das soluções de PAM, PEO e XG, respectivamente, na redução de arrasto com o tempo para soluções diluídas em AD ou SN. Os testes são conduzidos com  $Re$  fixo de 1100 durante os 3600 segundos de medição.

Como esperado, para todos os polímeros, a eficiência na redução de arrasto cresce com o aumento da concentração da solução. Um nível máximo de redução de arrasto é sustentado durante um período, chamado tempo de resistência, após o qual a cisão molecular das cadeias poliméricas se tornam mais pronunciadas e a eficiência do polímero diminui até atingir um valor assintótico, quando a degradação das cadeias cessa e o peso molecular atinge um valor estável. Nos nossos experimentos, o valor assintótico não fica muito claro, pois após 3600 segundos, o efeito da evaporação da amostra se mostrou considerável, deixando as medições pouco precisas, uma vez que fica difícil definir se a queda de tensão cisalhante observada se refere à redução da resistência por diminuição da quantidade de amostra ou por redução do fator de atrito.

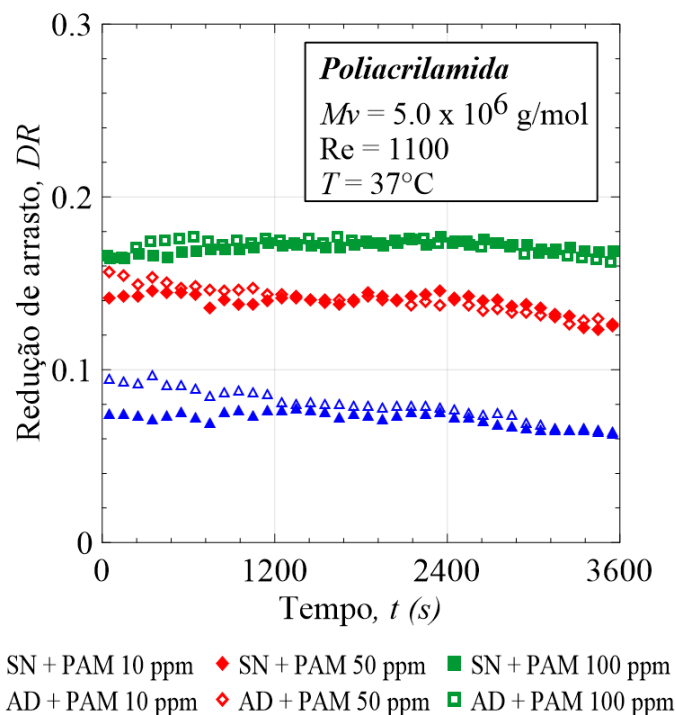
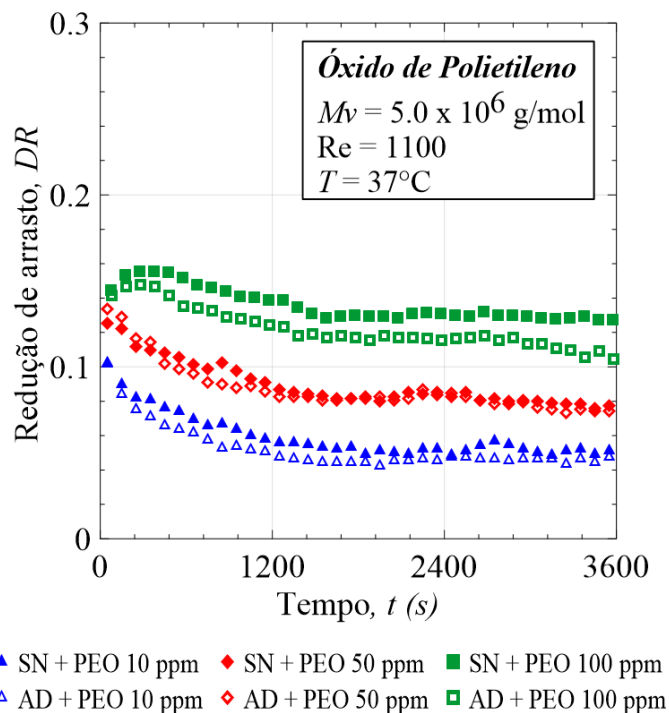


Figura 3.7- Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, PAM.



É notável, principalmente para o PAM (Fig. 3.7), que a queda da redução de arrasto ao longo do tempo é mais significativa para as soluções com menores concentrações. Para as soluções de 100 ppm de PAM, por exemplo, o nível de eficiência máxima de cerca de 18% foi mantido durante todo o teste, enquanto que, para a solução de 10 ppm, DR caiu de 10% para 6% ao longo do experimento, o que sugere que soluções mais concentradas tendem a ser mais resistentes à degradação imposta pelo escoamento, como também observado por Soares *et al.* (2015).

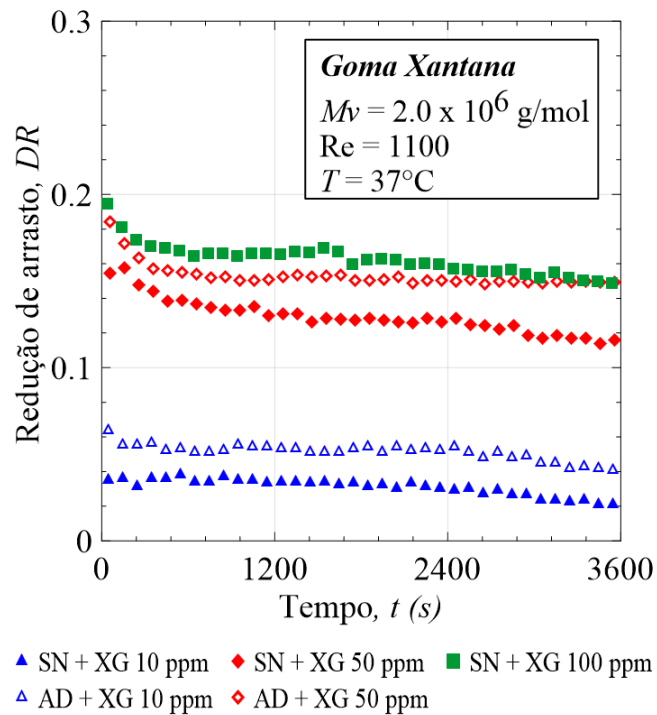
Para o PEO (Fig. 3.8), as soluções com 100 ppm apresentam valor máximo de DR de cerca de 14% que cai para 12%, enquanto para as soluções de 10 ppm DR máximo é 10% no início do experimento, caindo para cerca de 5%, mostrando que a queda da eficiência do PEO também é mais acentuada nas soluções menos concentradas.



**Figura 3.8-** Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, PEO.

Já para a XG (Fig. 3.9), que é um polímero rígido, é possível notar que a queda da eficiência do polímero é menos acentuada, mesmo para a menor concentração. Analisando as soluções diluídas em AD (símbolos vazios), observa-se que para 50 ppm DR cai de 18% para 16%, e para a solução de 10 ppm, cai de 6% para 4%. Andrade, Pereira e Soares (2016) e Soares *et al.* (2015) defendem que a queda de eficiência observada em polímeros rígidos, como a XG,

não se deve à quebra das cadeias, mas sim à desagregação das moléculas. Os autores defendem que, mesmo em baixas concentrações, as moléculas ficam agregadas, causando um aumento no peso molecular relativo e, com as tensões impostas pelo escoamento, as ligações entre as moléculas são quebradas, ocorrendo a desagregação, que causa diminuição do peso molecular e consequente redução do DR.



**Figura 3.9- Redução de arrasto ao longo do tempo de experimento, XG.**

Nesta etapa do trabalho, nosso interesse principal é avaliar as diferenças entre as soluções diluídas em água deionizada e na solução nutriente salina. Para as soluções de PAM e PEO (Fig. 3.7 e 3.8), a composição da solução nutriente parece não causar efeito significativo no fenômeno de redução de arrasto promovido por esses polímeros, uma vez que as curvas para AD e SN para uma mesma concentração são muito próximas. Por outro lado, para a XG a solução nutriente Krebs-HEPES parece causar uma redução na eficiência deste polímero como redutor de arrasto. Para as concentrações de 10 e 50 ppm é possível notar que as curvas com símbolos cheios (SN) estão abaixo das de símbolos vazios (AD), ficando DR cerca de 3% menor (o que implica em uma queda de 20% da eficiência nas soluções de 50 ppm e de 50% nas soluções de 10 ppm). Não realizamos o experimento de 100 ppm de XG para a AD, pois como a viscosidade da solução ficou alta, não foi possível manter  $Re$  em 1100, devido a limitações do equipamento. Porém como a curva de 100 ppm de XG em SN ficou próxima a curva de 50 ppm de XG em AD, é provável que a solução de Krebs-HEPES também cause

uma queda em DR nesta concentração, já que espera-se DR para 100 ppm em AD seja significativamente maior que para 50 ppm.

Os resultados encontrados para o PAM (Fig. 3.7) estão de acordo com os reportados por outros autores (Elbing *et al.*, 2009; Kamel e Shah, 2009; Andrade, Pereira e Soares, 2016) que compararam a eficiência do polímero em solução contendo sal marinho sintético em relação a água deionizada e perceberam que o sal não afeta a eficiência do PAM para altos Re. Como a solução Krebs-HEPES também apresenta sais em sua composição, pode-se esperar comportamento semelhante.

Os resultados para a XG (Fig. 3.9) também estão de acordo com o observado por Bewersdorff e Singh (1988) e Andrade, Pereira e Soares (2016), que, da mesma forma, notaram significativa redução da eficiência da goma xantana na presença de sal. De acordo com Bewersdorff e Singh (1988), a presença de pequenas concentrações de sal tornam as moléculas de XG, que são normalmente rígidas, moléculas semiflexíveis pela blindagem de repulsões intra-cadeias que reduzem a extensão das moléculas e conseqüentemente o nível de DR atingido. Andrade *et al.* (2016) defendem que, em água deionizada, as moléculas de XG possuem uma configuração helicoidal estendida, que na presença de sal sofrem uma transição que as tornam enoveladas e que esta nova configuração as torna menos eficientes.

Elbing *et al.* (2009) e Andrade, Pereira e Soares (2016) observaram redução da eficiência do PEO como redutor de arrasto em soluções contendo sal marinho, porém nos experimentos realizados neste trabalho, não foi notada significativa alteração do comportamento do PEO quando em contato com os sais que compõem a solução nutriente utilizada. Provavelmente, a diferença dos nossos resultados em relação aos citados se deve à diferença entre as concentrações de sal utilizadas, uma vez que a concentração de sal marinho utilizada pelos autores é muito maior que a encontrada na composição da solução de Krebs-HEPES, já que Andrade, Pereira e Soares (2016) relatam que a concentração de sal é um fator importante para o comportamento do PEO.

Hunston e Zakin (1980) relatam que o ponto em que o início da redução de arrasto ocorre é adiantado quando o polímero está dissolvido em um bom solvente. Possivelmente, os sais e açúcares que compõem a solução nutriente salina Krebs-HEPES, na concentração adequada, tornam esta solução um mau solvente para a XG, em contra partida, não apresentam influência para o PAM e PEO.

### 3.2. Testes em leito arterial caudal

Nesta segunda etapa do trabalho, são utilizados leitos arteriais caudais de ratos como seção de testes para os experimentos. Como os tecidos são mantidos vivos, é possível avaliar a influência das interações das células na redução de arrasto promovida pelos polímeros estudados. O teste em leito arterial é realizado em 5 replicatas biológicas para cada polímero estudado, ou seja, o experimento é repetido em 5 animais diferentes para cada polímero. São apresentados os resultados das replicatas e a média dos resultados com seu respectivo erro padrão. As barras de erro padrão mostram a dispersão dos resultados, e são graficadas em apenas um sentido para facilitar a visualização do gráfico.

A Figura 3.10 ilustra os resultados da pressão de perfusão média da artéria caudal em resposta à variação do fluxo de perfusão para o PAM. São apresentados os resultados do teste para 5 replicatas biológicas onde o PAM é o agente redutor de arrasto (cada animal é usado em apenas uma replicata), e a média dos resultados. Pode-se perceber que o comportamento obtido em todas as replicatas foi o mesmo: a poliacrilamida reduz a pressão de perfusão em relação a solução nutriente pura (controle) e, como esperado, quanto maior a concentração de PAM maior a queda de pressão de perfusão observada. Para a vazão basal da cauda (2,5 mL/min), por exemplo, considerando a média dos resultados, a pressão média de perfusão para a solução nutriente pura (controle) é de 102 mmHg, caindo para 91,7 mmHg quando é adicionado 10 ppm de PAM ao fluido de perfusão, e para 83,7 mmHg para 100 ppm de PAM.

O resultado observado nos experimentos com PAM está de acordo com o obtido por Greene, Nokes e Thomas (1970) que também notaram redução de arrasto por poliacrilamida em seus testes *in vitro*, porém em escoamento pulsátil em tubos de vidro e utilizando sangue de bezerro. O resultado também está de acordo com o observado por Bessa *et al.* (2011) que em experimento semelhante observou queda da pressão de perfusão utilizando PEG como agente redutor.

Na Figura 3.11 é feita uma comparação dos resultados obtidos neste trabalho com os reportados por Bessa *et al.* (2011). Os autores também tratam de perfusão de leito arterial caudal de ratos.

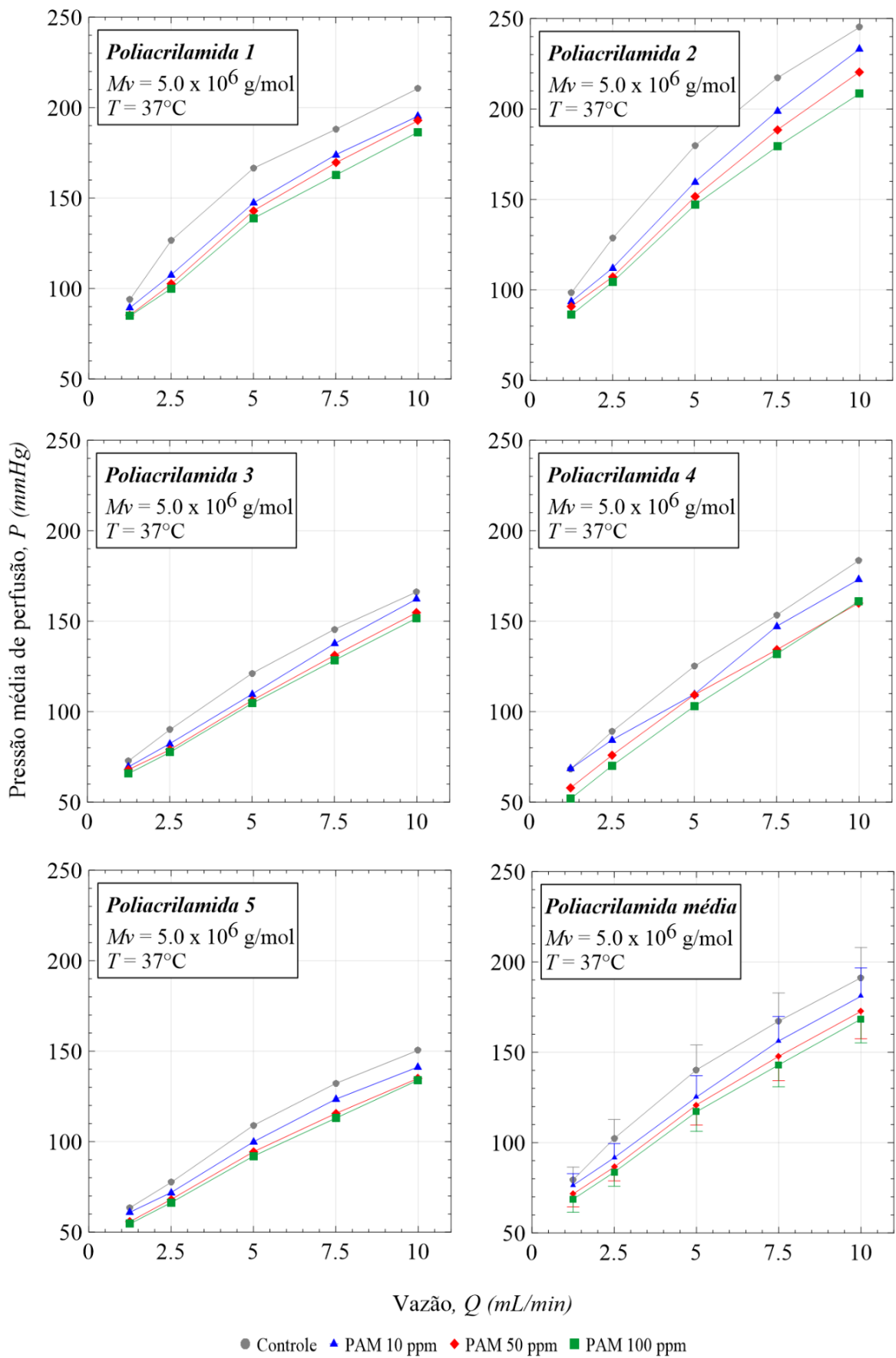
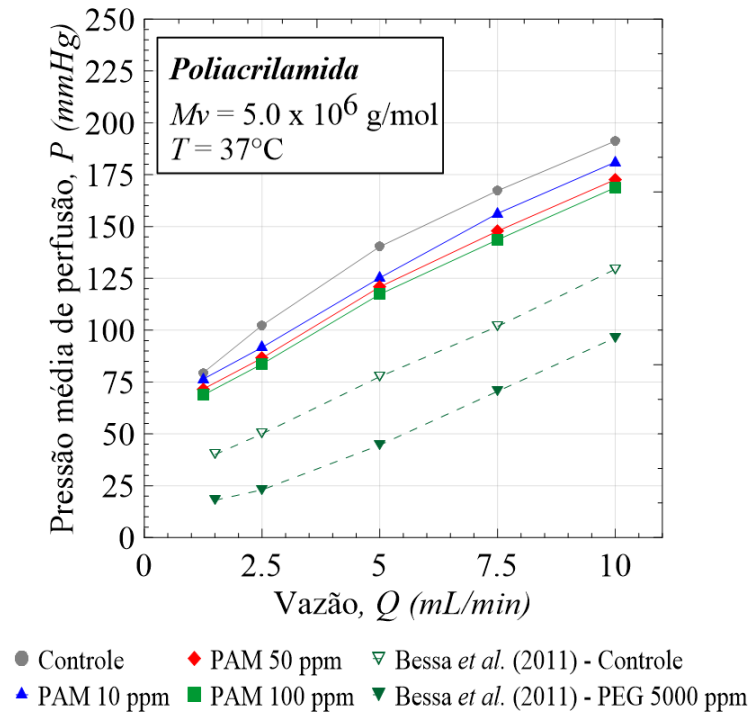


Figura 3.10- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de PAM.

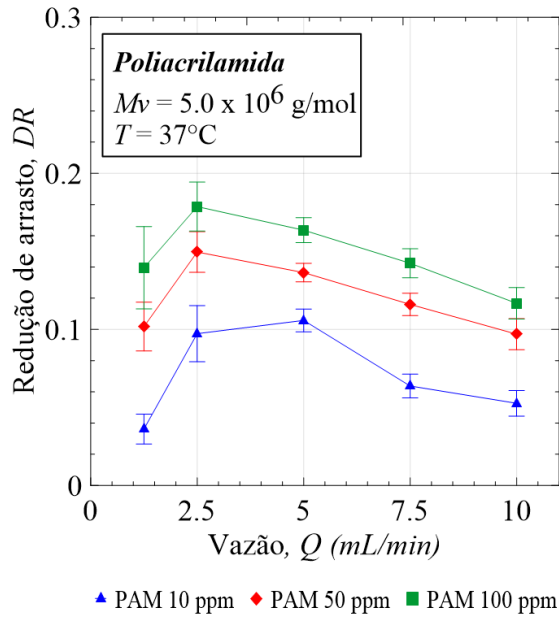


**Figura 3.11- Comparação com os resultados obtidos por Bessa et al. (2011)**

Apesar das pressões medidas pelos autores serem significativamente menores que as nossas (provavelmente foram utilizados animais menores e mais novos), é possível observar semelhança nos resultados. Assim como o que se observa neste trabalho, os autores também perceberam significativa queda da pressão de perfusão da artéria caudal utilizando PEG 4000 com concentração de 5000 ppm.

Na Figura 3.12 nossos resultados para o PAM são reorganizados em termos de redução de arrasto. Como não foi possível medir o diâmetro de todas as artérias e o mesmo sofre alteração com a mudança de fluxo, a redução de arrasto aqui apresentada segue a definição de Savins (1964):  $DR = 1 - \frac{\Delta P}{\Delta P_0}$ , onde  $\Delta P$  e  $\Delta P_0$  são os gradientes de pressão para a solução e o solvente, respectivamente. Nestes resultados, também são apresentadas as barras de erro padrão mostrando a dispersão dos resultados. Da mesma forma que nos gráficos de pressão em função da vazão, estas barras são graficadas em apenas um sentido para facilitar a visualização dos resultados.

A redução observada por Bessa et al. (2011), cerca de 40%, foi mais elevada do que a obtida neste trabalho, cerca de 18%. Porém, deve-se considerar que a concentração utilizada pelos autores (5000 ppm) foi significativamente superior a concentração aqui utilizada (concentração máxima de 100 ppm).



**Figura 3.12- Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de PAM.**

Observa-se claramente na Figura 3.12 que a redução de arrasto aumenta com a concentração. Interessante notar que DR aumenta com a vazão de 1,25 para 2,5 mL/min, se mantém constante até 5 mL/min e começa a cair a partir desse valor, o que é observado com as três concentrações. Se estivéssemos analisando apenas a redução de arrasto em um tubo, por exemplo, este resultado pareceria estranho, pois sabe-se que DR aumenta com o aumento de Re. Uma explicação física razoável é o aumento da degradação da solução ao passar pela bomba quando a vazão é aumentada (aumento da rotação da bomba). Porém, neste caso, devemos levar em conta não apenas a hidrodinâmica, mas também mecanismos fisiológicos.

Na Figura 3.13 são apresentados os resultados das 5 replicatas utilizando PEO como agente redutor, bem como a média destes resultados. Diferente dos resultados com PAM que mostravam uma tendência clara de redução da pressão de perfusão com o aumento da concentração, nos resultados com PEO não há nenhuma tendência de comportamento. No teste 1 há uma pequena redução da pressão de perfusão, que é a mesma para as três concentrações. No 2 não há alteração da pressão de perfusão nas vazões mais baixas, e para as maiores vazões é observado um pequeno aumento da pressão de perfusão, sendo que quanto maior a concentração maior o aumento de pressão. O teste 3 é o único que segue comportamento semelhante ao observado com PAM, quanto maior a concentração maior a queda de pressão observada. No 5 não é observada alteração na pressão de perfusão, sendo a curva de pressões obtida para a solução nutriente pura praticamente idêntica à obtida para as três concentrações de PEO.

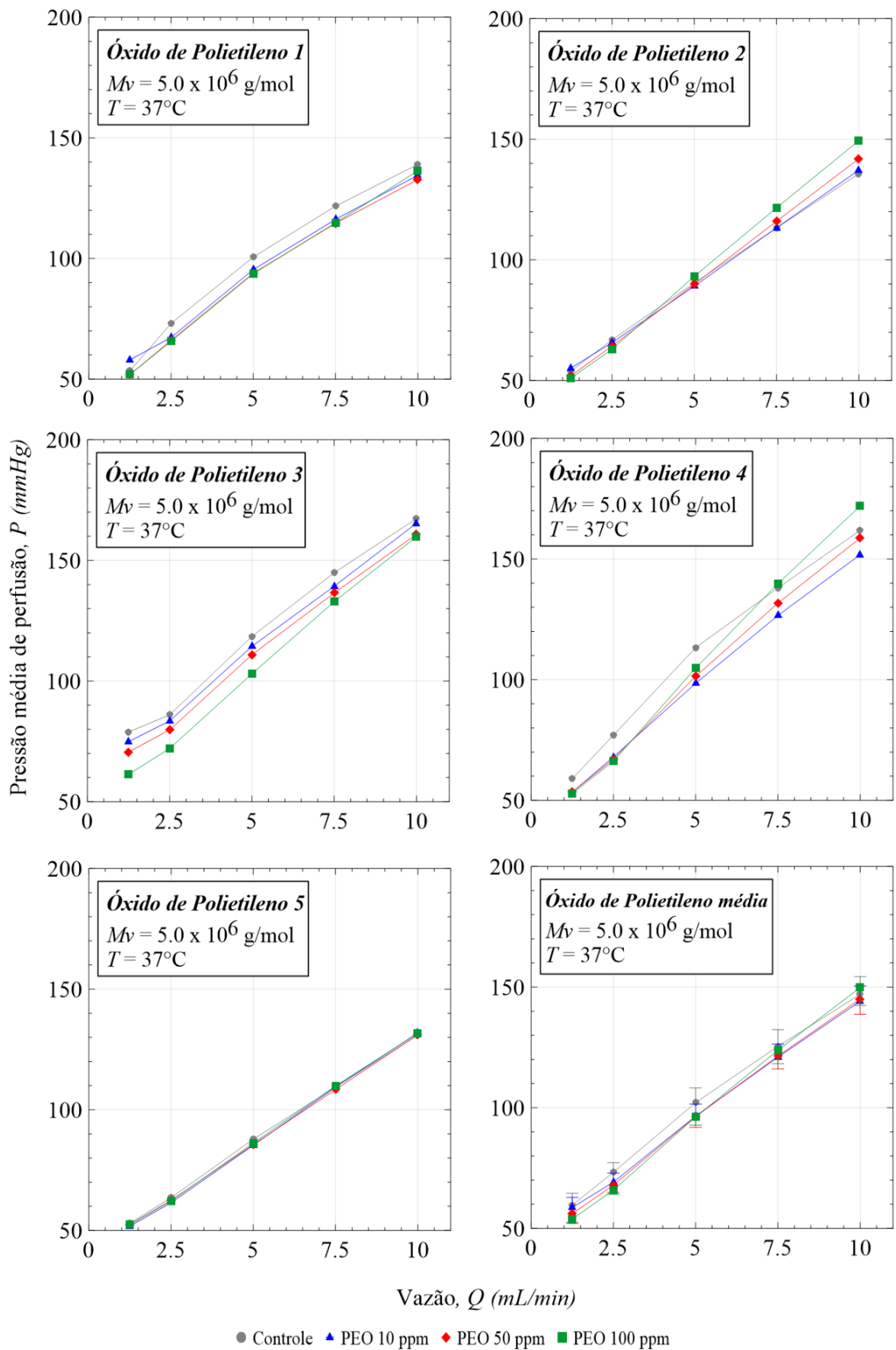
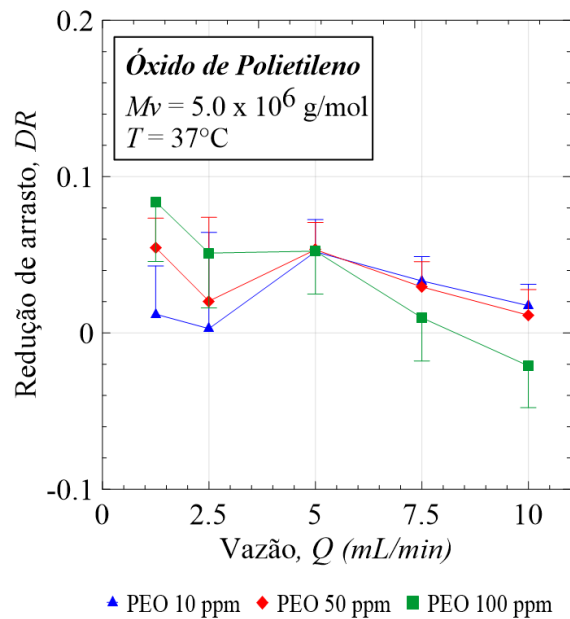


Figura 3.13- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de PEO.



Assim sendo, conforme pode ser observado na média dos resultados na Figura 3.13, a pressão de perfusão não sofre significativa alteração quando é utilizado PEO. Na Figura 3.14, que mostra os resultados médios em termos de DR, é possível notar que a redução de arrasto promovida pelo PEO nas condições do experimento na artéria caudal é praticamente nula.



**Figura 3.14-** Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de PEO.

Na Figura 3.15 são apresentados os resultados de 5 testes e a média deles, utilizando a XG. Em todos os testes é possível notar que a XG praticamente não alterou a pressão de perfusão. Na Figura 3.16, os resultados são apresentados em termos de redução de arrasto, mostrando que DR é próximo a zero, sendo até negativo para a concentração de 100 ppm. O pequeno aumento da pressão para 100 ppm de XG pode ter ocorrido devido ao aumento da viscosidade da solução, além da baixa turbulência, o que diminui a eficiência da redução de arrasto.

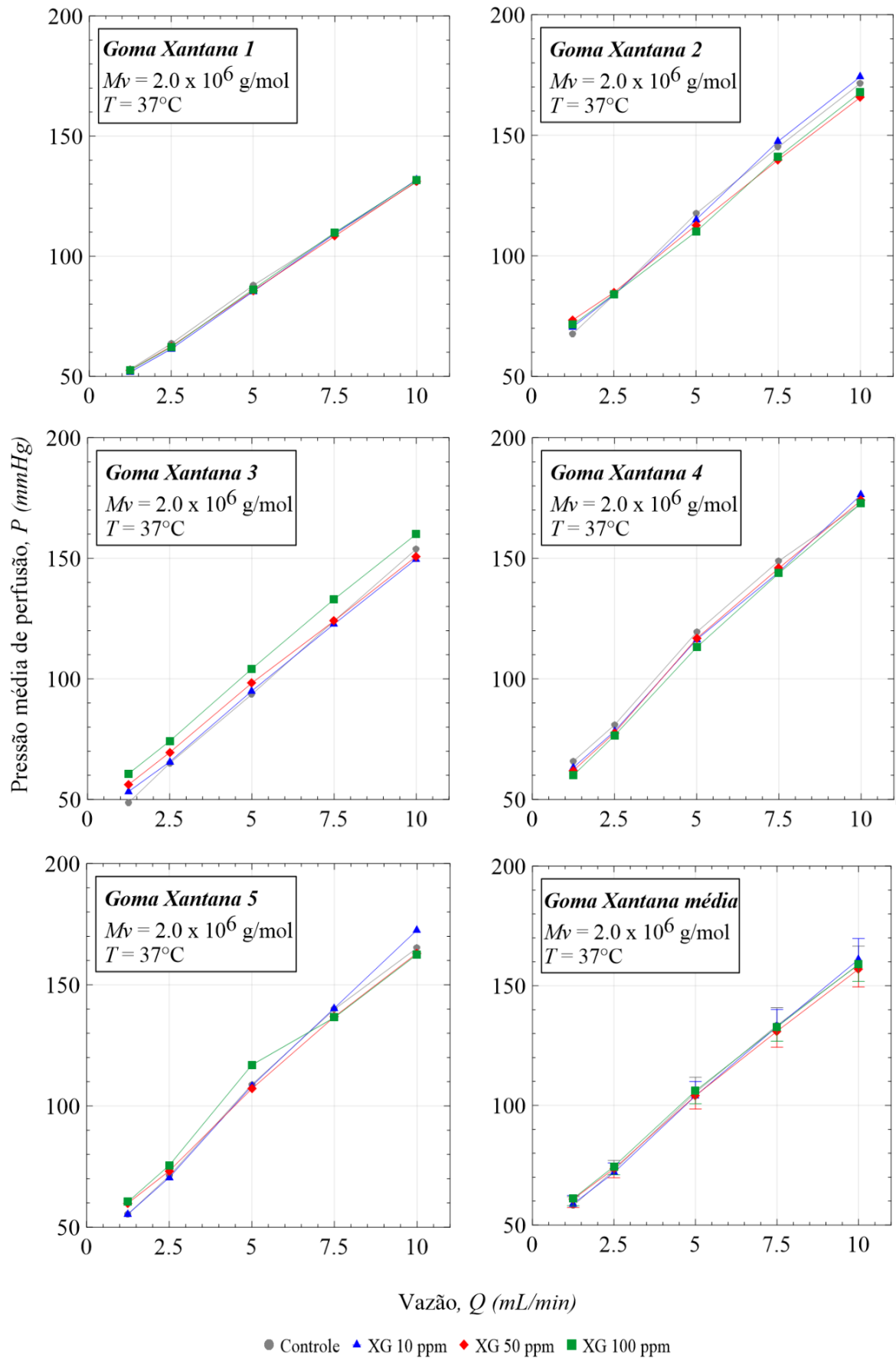
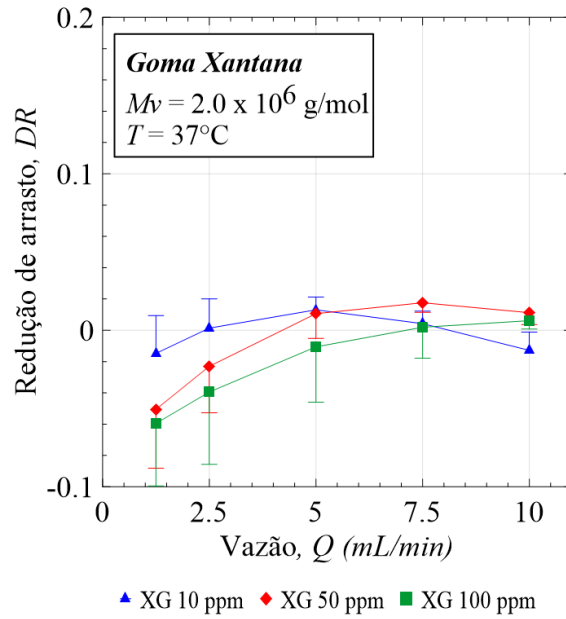


Figura 3.15- Pressão de perfusão da artéria em função da vazão para diferentes concentrações de XG.



**Figura 3.16-** Redução de arrasto em função da vazão para diferentes concentrações de XG.

Assim, com base nos resultados aqui obtidos, pode-se concluir que a Poliacrilamida desempenhou bom papel como redutora da pressão de perfusão da artéria caudal, podendo ser uma boa candidata no uso para este fim. Enquanto o Óxido de Polietileno e a Goma Xantana, não apresentaram redução significativa da pressão de perfusão na artéria, parecendo não ser indicadas para redução de pressão nas condições do experimento.

## Capítulo 4 – Considerações Finais

Este trabalho analisa experimentalmente a redução de arrasto pela adição de polímeros de alto peso molecular em solução nutriente salina. Os experimentos e resultados são divididos em dois grupos: em um deles os experimentos são realizados em uma geometria rotativa com dupla folga, a fim de analisar a eficiência como redutores de arrasto dos polímeros PAM, PEO e XG na solução nutriente salina quando comparados com a eficiência apresentada em água destilada. O outro tipo de experimento é realizado em uma bancada de perfusão em leito arterial caudal de ratos com escoamento pulsátil, com o intuito de avaliar a eficiência destes mesmos polímeros quando submetidos ao escoamento em um órgão sujeito às interações com os tecidos.

Os resultados em reômetro mostram que PAM e PEO não têm sua eficiência muito alterada quando diluídos na solução nutriente salina de Krebs-HEPES (Figuras 3.7 e 3.8), porém a XG tem a eficiência reduzida quando diluída nesta solução, mostrando que a XG é mais sensível aos sais e açúcares presentes na solução nutriente que PAM e PEO. Desta forma, a solução de Krebs-HEPES mostra-se como um bom solvente para PAM e PEO e um mau solvente para XG.

Os experimentos na artéria caudal mostram que o PAM é um bom redutor da pressão de perfusão, sendo notável a queda da pressão com o aumento da concentração da solução. Porém PEO e XG não se mostraram bons redutores nas condições do experimento, talvez pela baixa turbulência presente no escoamento e pela possível degradação sofrida pelos polímeros (que são menos resistentes que o PAM) durante a passagem pela bomba e pelo circuito.

## Capítulo 5 – Referências bibliográficas

- Abdulbari, H. A., Letchmanam, K. e Yunus, R. M.. “Drag reduction characteristics using Aloe Vera natural mucilage: an experimental study”, *Journal of Applied Sciences*, vol. 11, pp. 1039-1043, 2011.
- Abdulbari, H. A., Kamarulizam, N. S. e Nour, A. H. “Grafted natural polymer as new drag reducing agent: An experimental approach”, *Chemical Industry and Chemical Engineering Quarterly*, vol. 18, pp. 361-371, 2012.
- Andrade, R. M., Pereira, A. S. e Soares, E. J. “Drag reduction in synthetic seawater by flexible and rigid polymer addition into a rotating cylindrical double gap device”. *Journal of Fluids Engineering*, vol. 138, pp. 021101-1 - 021101-10, 2016.
- Bessa, L. K. “Redução de arrasto por adição de polímeros em escoamento pulsátil laminar e turbulento em leitos arteriais caudais de ratos normotensos e hipertensos e tubos rígidos”. 2008. 138 p. Tese de doutorado em Engenharia na área de Energia e Fluido – Departamento de Engenharia Mecânica, Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.
- Bessa, L. K., Belletati, J. F., Santos, L., Rossoni, V. L. e Ortiz, P. J. “Drag reduction by polyethylene glycol in the tail arterial bed of normotensive and hypertensive rats”. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 44, pp. 767-777, 2011.
- Bewersdorff, H. W. e Singh, R. P. “Rheological and drag reduction characteristics of xanthan gum solutions”. *Rheologica Acta*, vol. 27, pp. 617-627, 1988.
- Burger, E. D. e Chorn, L. G. “Studies of drag reduction conducted over a broad range of pipeline conditions when flowing prudhoe bay crude oil”. *Journal of Rheology*, vol. 24, pp. 603-626, 1980.
- Choi, H. J. Kim, C. A. Sohn, J. e Jhon, M. S. “An exponential decay function for polymer degradation in turbulent drag reduction”. *Polymer Degradation and Stability*, vol. 69, pp. 341-346, 2000.
- Coelho, E. C, Barbosa, K. C. O., Soares, E. J., Siqueira, R, N. e Freitas, J. C. C. “Okra as a drag reducer for high Reynolds numbers water flows”, *Rheologica Acta*, vol. 55, pp. 983-991, 2016.
- Driels, M. R. e Ayyash, S. “Drag reduction in laminar flow”. *Nature*, vol. 259, pp. 389-390, 1976.

- Dubief, Y., White, C. M., Terrapon, V. E., Shaqfeh, E. S. G., Moin, P. e Lele, K. “On the coherent drag-reducing and turbulence-enhancing behaviour of polymers in wall flows”. *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 514, pp. 271-280, 2004.
- Elbing, B. R., Winkel, M. J., Solomon, M. J. e Ceccio, S. L. “Degradation of homogeneous polymer solutions in high shear turbulent pipe flow”. *Experiments in Fluids*, vol. 47, pp. 1033-1044, 2009.
- Fabula, G. “Fire-fighting benefits of polymeric friction reduction”. *Trans ASME Journal of Basic Engineering*, pp. 93-453, 1971.
- Faruqui, F. I., Otten, M. D. e Polimeni, P. I. “Protection against atherogenesis with the polymer drag-reducing agent Separan AP-30”. *Circulation*, vol. 75, pp. 627-635, 1987.
- Figueredo, R. C. R. e Sabadini, E. “Firefighting foam stability: the effect of the drag reducer poly(ethylene) oxide”. *Colloids and Surfaces A*, vol. 215, pp. 77-86, 2003.
- Flory, P. J. “Principles of polymer chemistry”, Cornell University Press, Ithaca, NY, 1971.
- Forrest, F. e Grierson, G. A. “Friction losses in cast iron pipe carrying paper stock”. *Paper Trade Journal*, vol. 92 (22), pp. 39-41, 1931.
- França, A. S., Rossoni, L. V., Amaral, S. M. C., Vassalo, D. V. “Reactivity of the isolated perfused rat tail vascular bed”. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, vol. 30, pp. 891-895, 1997.
- Greene, H. L., Nokes, R. F. e Thomas, S. C. “Drag reduction in pulsed flow of blood”. *Medical Research Engineering*, pp. 19-22, 1970.
- Greene, H. L., Mostardi, R. F., e Nokes, R. F. “Effect of drag reducing polymers on initiation of atherosclerosis”. *Polymer Engineering & Science*, vol. 20, pp. 499-504, 1980.
- Hoyt, J.W. “Blood transfusion fluids having reduced turbulent friction properties”. US Patent 3590124, June 29, 1971.
- Hunston, D. L. e Zakin, J. L. “Effect of molecular parameters on the flow rate dependence of drag reduction and similar phenomena”. *Progress in Astronautics and Aeronautics*, vol. 72, pp. 373-385, 1980.
- Kamel, A. e Shah, S. N. “Effects of salinity and temperature on drag reduction characteristics of polymers in straight circular pipes”. *Journal of Petroleum Science and Engineering*, vol. 67, pp. 23-33, 2009.
- Kameneva, M. V., Repko, B. M., Krasik, E. F., Perrivelli, B. C, Borovetz, H. S. “Polyethylene glycol additives reduce hemolysis in red blood cell suspensions exposed to mechanical stress”. *ASAIO Journal*, pp. 537-542, 2003.

- Kameneva, M. V., Wu, Z. J., Uraysh, A., Repko, B., Litwak, K. N., Billiar, T. R., Fink, M. P. e Simmons, R. L. "Blood soluble drag-reducing polymer prevent lethality from hemorrhagic shock in acute animal experiments". *Biorheology*, vol. 41 (1), pp. 53-64, 2004.
- Kameneva, M. V. "Microrheological effects of drag-reducing polymers in vitro and in vivo". *International Journal of Engineering Science*, vol. 59, pp. 168-183, 2012.
- L'vov, V. S. Pomyalov, A. Procaccia, I. e Tiberkevich, V. "Drag reduction by polymers in wall bounded turbulence". *Physical Review Letters*, vol. 92, pp. 244503-1 - 244503-4, 2004.
- Lumley, J. L. "Drag reduction by additives". *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 11, pp. 367-384, 1969.
- Lumley, J. L. "Drag reduction in turbulent flow by polymer additives". *Journal of Polymer Science Macromolecular Reviews*, vol. 7, pp. 263-290, 1973.
- Merrill, E. W. e Horn, A. F. "Scission of macromolecules in dilute solution: Extensional and turbulent flows," *Polymer Communications*, vol. 25, pp. 144-146, 1984.
- Mostardi, R. A., Greene, H. L., Nokes, R. F., Thomas, L. C. e Lue, T. "The effect of drag-reducing agents on stenotic flow disturbances in dogs". *Biorheology*, vol. 13, pp. 137-141, 1976.
- Mostardi, R. A., Thomas, L. C., Greene, H. L., VanEssen, F. e Nokes, R. F. "Suppression of atherosclerosis in rabbits using drag reducing polymers". *Biorheology*, vol. 15, pp. 1-14, 1978.
- Moussa, T. e Tiu, C. "Factors affecting polymer degradation in turbulent pipe flow". *Chemical Engineering Science*, vol. 49, pp. 1681-1692, 1994.
- Nakken, T. Tande, M. e Elgsaeter, A. "Measurements of polymer induced drag reduction and polymer scission in Taylor flow using standard double-gap sample holders with axial symmetry". *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, vol. 97, pp. 1-12, 2001.
- Nijs, L. "New generation drag reducer". *Proceedings of the 2nd International Pipeline Technology Conference*, Elsevier, Ostend, Belgium, 1995.
- Paterson, R. W. e Abernathy, F. H. "Turbulent flow drag reduction and degradation with dilute polymer solutions". *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 43, pp. 689-710, 1970.
- Pereira, A. S. e Soares, E. J. "Polymer degradation of dilute solutions in turbulent drag reducing flows in a cylindrical double gap rheometer device". *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, vol. 179, pp. 9-22, 2012.

- Pereira, A. S., Andrade, R. M. e Soares, E. J. “Drag reduction induced by flexible and rigid molecules in a turbulent flow into a rotating cylindrical double gap device: Comparison between Poly (ethylene oxide), Polyacrylamide, and Xanthan Gum”. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, vol. 202, pp. 72-87, 2013.
- Pereira, A. S., Mompean, G., Thais, L. e Soares, E. J. “Transient aspects of drag reducing plane Couette flows”. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics*, vol. 241, pp. 60-69, 2017.
- Savins, J. G. “Drag reduction characteristics of solutions of macromolecules in turbulent pipe flow”. *Society of Petroleum Engineers Journal*, vol. 4, pp. 203-214, 1964.
- Singh, R. P.; Singh, J.; Deshmukh, S. R. e Kumar, A. “The effect of grafted and ungrafted guar gum on turbulent flow of water and on hydraulic conductivity of soil”. *Proceedings of the IUTAM Symposium on the Influence of Polymer Additives on Velocity and Temperature Fields*, pp. 131-139, 1985.
- Soares, E. J., Sandoval, G. A. B., Silva, L. A. S., Pereira, A. S., Silva, R. T. e Thomaz, F. “Loss of efficiency of polymeric drag reducers induced by high Reynolds number flows in tubes with imposed pressure”. *Physics of Fluids*, vol. 27, pp. 125105-1 - 125105-23, 2015.
- Sreenivasan K. R. e White, C. M. “Analysis of polymer drag reduction on a flat plate”. *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 409, pp. 149-164, 2000.
- Tabor, M. e De Gennes, P. G. D. “A cascade theory of drag reduction”. *Europhysics Letter*, vol. 7, pp. 519-522, 1986.
- Toms, B. A. “Some observations on the flow of linear polymer solutions through straight tubes at large Reynolds numbers”. *Proceedings of the International Congress of Rheology, Holland, North-Holland, Amsterdam*, pp. 135-141, 1948.
- Vanapalli, S. A. Islam, T. M. e Solomon, J. M. “Universal scaling for polymer chain scission in turbulence”. *Physics of Fluids*, vol. 17, pp. 095108-1 - 095108-11, 2005.
- Virk, P. S. “Drag reduction fundamentals”. *American Institute of Chemical Engineers Journal*, vol. 21, pp. 625–656, 1975.
- Virk, P. S. Mickley, H. S. e Smith, K. A. “The toms phenomom: turbulent pipe flow of dilute polymer solutions”. *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 22, pp. 22-30, 1967.
- Virk, P. S. Mickley, H. S. e Smith, K. A. “The ultimate asymptote and mean flow structure in Toms’ phenomenon”. *ASME-Journal of Applied Mechanics*, vol. 37, pp. 488-493, 1970.
- Warholic, M. D. Massah, H. e Hanratty, T. J. “Influence of drag-reducing polymers on turbulence: effects of reynolds number, concentration and mixing,” *Experiments in Fluids*, vol. 27, pp. 461-472, 1999.



- White, C. M. e Mungal, M. G. “Mechanics and prediction of turbulent drag reduction with polymer additives”. *Annual Review of Fluid Mechanics*, vol. 40, pp. 235-256, 2008.
- Zeng, Z., Zhang, Q., Gao, Y., Li, T., Dai, X., Huang, Q. e Chen, Z. “Drag-reducing polyethylene oxide improves microcirculation after hemorrhagic shock”. *Journal of Surgical Research*, vol. 202, pp. 118-125, 2016