

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO ESCOLA POLITÉCNICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA MECÂNICA**

**MODELAGEM DA REDUÇÃO DE ARRASTO EM ESTENOSES
ARTERIAIS POR ADIÇÃO DE POLÍMEROS**

**Trabalho de formatura apresentado à Escola
Politécnica da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Graduação em Engenharia**

**Mayra Saori Etto
Ricardo Mitsuo Takahama**

Orientador: Jayme Pinto Ortiz

**Área de Concentração:
Engenharia Mecânica**

**São Paulo
2005**

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Jayme Pinto Ortiz, pelo apoio e orientação no decorrer de todo o trabalho.

Aos doutorandos Daniel Formariz Legendre e Kleiber Lima de Bessa, pela atenção e apoio no decorrer de todo o trabalho.

Ao Laboratório de Mecânica dos Fluidos do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP e aos técnicos, por colocarem a disposição a área experimental e o laboratório e por nos auxiliarem durante nossas atividades.

Ao Instituto de Física da USP, pelo empréstimo do viscosímetro de Ostwald.

Ao Departamento de Engenharia Química da Escola Politécnica da USP, por disponibilizar o uso do viscosímetro de Couette.

Ao Instituto Dante Pazzanese, pela usinagem dos moldes com estenoses.

Ao Instituto de Pesquisas Tecnológicas, pelo apoio dado.

Às empresas Kemwater Brasil S.A., Coremal SP e Quart Comercial pelas amostras de poliacrilamida aniônica, óxido de polietileno e Sylgard 84, respectivamente.

A todos os nossos amigos que direta ou indiretamente contribuíram na realização deste trabalho.

Aos nossos pais que nos incentivaram e acreditaram no nosso trabalho, e que nos deram a oportunidade e todas as condições durante toda a nossa vida para que pudéssemos concluir o curso de Engenharia Mecânica.

RESUMO

O presente trabalho teve como objetivo realizar a modelagem da redução de arrasto em estenoses arteriais pela adição de polímeros. Diante da importância da aterosclerose, doença vascular que causa as estenoses, a pesquisa para a evolução do tratamento da doença é essencial para a sociedade atual. A análise do escoamento foi possível através da adaptação, montagem e calibração de uma banca experimental, onde foram ensaiados modelos de artérias com e sem estenoses e também um tubo capilar. As características em comum entre os polímeros foram: elevado peso molecular e longa cadeia linear, pois polímeros com tais características se mostraram eficazes em experiências similares realizadas em animais. Inicialmente foram ensaiados dois tipos de polímeros (polietileno glicol e poliacrilamida), com diferentes pesos moleculares e em concentrações que apresentavam comportamento de fluido newtoniano. Realizaram-se ensaios para escoamento turbulento e verificou-se que a redução ocorreu para a poliacrilamida enquanto que com o polietileno glicol (PEG) nada aconteceu. Logo, foi possível notar que apesar de características semelhantes de elevado peso molecular e longa cadeia linear, o óxido de polietileno glicol (PEG) e a poliacrilamida apresentam comportamentos totalmente distintos. Comparando os resultados com pesquisas realizadas no Instituto de Ciências Biológicas (ICB), verificou-se o fato de o PEG provocar redução nos ensaios realizados no Instituto e não na bancada, o que leva a crer que a razão desta redução não foi apenas por efeito do polímero e que existem outras relações fisiológicas por trás deste efeito, já que no ICB os ensaios são realizados em leitos caudais de ratos.

ABSTRACT

The objective of the present work is to perform the modelling of drag reduction in arterial stenosis by polymer addition. Due to the importance of atherosclerosis, which is a vascular illness that causes stenosis, the research for the evolution of the treatment of the illness is essential for society. The flow analysis was possible through the adaptation, construction and calibration of an experimental board, where models of arteries with and without stenosis and also a capillary tube had been tested. The common characteristics between polymers were: high molecular weight and long linear chain, because polymers with such characteristics had proved to be efficient through similar experiences with animals. Initially, two types of polymers were tested (polyacrilamide and polyethylene glycol), with different molecular weights and in concentrations that presented Newtonian fluid behavior. At the turbulent flow test it was verified that the reduction occurred for the polyacrilamide while nothing happened with polyethylene glycol (PEG). Soon, it was possible to notice that despite similar characteristics like high molecular weight and long linear chain, the polyethylene oxide glycol (PEG) and the polyacrilamide present different behaviors. Comparing the results with similar research carried out in the Institute of Biological Sciences (ICB), the fact of the PEG provoked reduction in the tests performed in the Institute and not in the experimental board, leads to believe that the reason for this reduction was not only the effect of polymer, but other physiological relations, since in the ICB the tests are performed in the tails of rats.

SUMÁRIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

1 INTRODUÇÃO	1
2 DOENÇAS VASCULARES	2
2.1 Aterosclerose.....	2
2.1.1 Importância clínica	4
2.1.2 Morfologia	5
2.1.2.1 Placa ateromatosa	5
2.1.2.2 Estria gordurosa.....	7
2.1.3 Epidemiologia e fatores de risco.....	8
2.1.3.1 Fatores constitucionais.....	8
2.1.3.2 Fatores adquiridos.....	9
2.1.3.3 Outros fatores.....	10
2.1.4 Patogenia.....	10
2.1.5 Manifestações clínicas e prevenção.....	11
3 O FENÔMENO DA REDUÇÃO DE ARRASTO	13
3.1 A descoberta de um novo efeito.....	13
3.2 Definição.....	15
4 ATUAÇÃO DOS POLÍMEROS NA ATEROSCLEROSE	16
4.1 Redução da aterosclerose por polímeros.....	16
4.2 Regiões de formação da aterosclerose	16
4.3 Possíveis explicações para a redução de estenoses por adição de polímeros ..	17
5 POLÍMEROS	19
5.1 Poliacrilamida aniônica.....	19
5.1.1 Aquisição da amostra.....	19
5.1.2 Especificações técnicas.....	19
5.1.2.1 OPTIFLOC 1822S	19
5.1.2.2 OPTIFLOC 1340S	20

5.2 Óxido de polietileno.....	20
5.2.1 Aquisição da amostra.....	20
5.2.2 Especificações Técnicas	20
5.2.2.1 POLIETILENO GLICOL - PEG 400	20
5.2.2.2 POLIETILENO GLICOL - PEG 600	21
5.2.2.3 POLIETILENO GLICOL - PEG 4000	21
5.2.2.4 POLIETILENO GLICOL - PEG 8000	21
5.3 Preparação das soluções.....	21
6 VISCOSIDADE E REOLOGIA	23
6.1 Introdução	23
6.2 Definições	24
6.2.1 Fluxo	24
6.2.2 Tensão de cisalhamento	24
6.2.3 Taxa de cisalhamento.....	24
6.2.4 Viscosidade.....	24
6.3 Comportamento do escoamento.....	25
6.3.1 Fluido newtoniano	25
6.3.2 Fluido não-newtoniano	25
7 ENSAIOS DE VISCOSIDADE.....	26
7.1 Viscosímetro do tipo Couette.....	26
7.1.1 Procedimento experimental	27
7.1.2 Dados experimentais.....	28
7.1.3 Análise de resultados	28
7.1.4 Considerações finais	32
7.2 Viscosímetro do tipo Ostwald.....	34
7.2.1 Procedimento experimental	36
7.2.2 Tratamento de dados.....	37
7.2.2.1 Desvio padrão do valor médio	37
7.2.2.2 Incerteza padrão da massa específica	37
7.2.2.3 Incerteza padrão da viscosidade cinemática	38
7.2.3 Resultados.....	39
7.2.3.1 Massa específica e viscosidade cinemática da água destilada.....	39

7.2.3.2 Massa específica e viscosidade das soluções poliméricas.....	39
7.2.3.2.1 Poliacrilamida 1822S.....	39
7.2.3.2.2 Poliacrilamida 1340S.....	39
7.2.3.2.3 PEG 400.....	40
7.2.3.2.4 PEG 4000.....	40
7.2.3.2.5 PEG 8000.....	40
8 BANCADA EXPERIMENTAL.....	41
8.1 Bancada original.....	41
8.1.1 Princípio de funcionamento.....	41
8.1.2 Esquema da bancada.....	42
8.1.3 Comportamento da bancada.....	43
8.1.3.1 Com retorno fechado.....	43
8.1.3.2 Com retorno aberto.....	44
8.2 Calibração da bancada.....	45
8.2.1 Adaptações realizadas na bancada.....	46
8.3 Bancada final.....	49
9 MOLDES E MODELOS.....	51
9.1 Moldes.....	51
9.2 Modelo.....	53
9.2.1 Material do modelo.....	53
9.2.2 Aquisição da amostra.....	53
9.2.3 Confeção do modelo.....	53
10 ENSAIOS E RESULTADOS.....	57
10.1 Ensaios com módulo de complacência.....	57
10.1.1 Resultados e conclusões.....	58
10.2 Ensaios sem módulo de complacência.....	58
10.2.1 Resultados nos modelos com e sem estenose.....	59
10.2.2 Resultado com tubo capilar.....	60
11 CONCLUSÕES.....	64
12 PRÓXIMOS PASSOS.....	65
ANEXO A.....	66
ANEXO B.....	68

ANEXO C.....	73
ANEXO D.....	76
ANEXO E.....	77
ANEXO F.....	93
ANEXO G.....	94
13 BIBLIOGRAFIA	96

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Viscosímetro do tipo Couette.....	26
Figura 2 – Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Água destilada	29
Figura 3 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822S 5ppm	29
Figura 4 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 10ppm	30
Figura 5 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 30ppm	30
Figura 6 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 60ppm	31
Figura 7 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 75ppm	31
Figura 8 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 100ppm	32
Figura 9 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – PEG4000 5000ppm	33
Figura 10 – Viscosímetro do tipo Ostwald.....	34
Figura 11 - Simulador hidrodinâmico para estudos <i>in vitro</i> do sistema cardiovascular	41
Figura 12 – Esquema da bancada.....	42
Figura 13 – Comportamento da bancada com retorno fechado	44
Figura 14 – Comportamento da bancada com retorno aberto.....	45
Figura 15 – Bancada com caixa de complacência	47
Figura 16 – Reservatório.....	48
Figura 17 – Caixa de complacência e “pêra” com válvula	48
Figura 18 – Módulo de ensaio	49
Figura 19 – Bancada final.....	50
Figura 20 – Módulo de ensaio com tubo capilar.....	50
Figura 21 – Molde sem estenose usinado em cobre	51
Figura 22 – Molde com estenose - 30% de redução da secção da artéria.....	52

Figura 23 – Molde com estenose – 50% de redução da secção da artéria.....	52
Figura 24 – Instrumentos para confecção dos modelos.....	54
Figura 25 – Apoio e molde.....	54
Figura 26 – Seqüência de modelos até aperfeiçoamento da técnica.....	56
Figura 27 – Determinação do Reynolds crítico – Perda de pressão vs. Rotação.....	62
Figura 28 – Diagrama de Moody-Rouse.....	63

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Massa específica e viscosidade cinemática da água destilada	39
Tabela 2 – Massa específica e viscosidade cinemática da poliacrilamida 1822s	39
Tabela 3 – Massa específica e viscosidade cinemática da poliacrilamida 1340S.....	39
Tabela 4 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 400	40
Tabela 5 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 4000	40
Tabela 6 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 8000	40
Tabela 7 – Comportamento da bancada com retorno fechado.....	44
Tabela 8 – Comportamento da bancada com retorno aberto	45
Tabela 9 – Condições fisiológicas da artéria femoral canina	46
Tabela 10 – Perda de carga em modelos sem estenose.....	59
Tabela 11 – Número de Reynolds em modelos sem estenose	59
Tabela 12 – Perda de carga em modelos com redução de 50%.....	59
Tabela 13 – Perda de carga em tubo capilar	61
Tabela 14 – Redução da perda de carga em relação à água em tubo capilar.....	61
Tabela 15 – Número de Reynolds em tubo capilar.....	61
Tabela 16 - 1ª Medição - Água destilada.....	68
Tabela 17 - 2ª Medição - Água destilada.....	68
Tabela 18 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 5ppm.....	68
Tabela 19 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 5ppm.....	69
Tabela 20 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s -10ppm.....	69
Tabela 21 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s -10ppm.....	69
Tabela 22 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 30ppm.....	70
Tabela 23 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 30ppm.....	70
Tabela 24 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 60ppm.....	70
Tabela 25 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 60ppm.....	71
Tabela 26 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 75ppm.....	71
Tabela 27 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 75ppm.....	71
Tabela 28 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 100ppm.....	72
Tabela 29 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 100ppm.....	72

Tabela 30 - 1ª Medição – PEG 4000 – 5000ppm.....	72
Tabela 31 - 2ª Medição – PEG 4000 – 5000ppm.....	72
Tabela 32 – Média das medições da água destilada	73
Tabela 33 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 5ppm	73
Tabela 34 - Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 10ppm.....	74
Tabela 35 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 30ppm	74
Tabela 36 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 60ppm	74
Tabela 37 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 75ppm	75
Tabela 38 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 100ppm	75
Tabela 39 – Média das medições do PEG 4000 – 5000ppm	75
Tabela 40 – Massa de 100ml de solução (sem desconto da massa do balão).....	76
Tabela 41 – Medições de tempo em segundos da água destilada	77
Tabela 42 – Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 5 e 10ppm	78
Tabela 43 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 20, 40 e 60ppm	79
Tabela 44 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 75 e 100ppm	80
Tabela 45 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 5 e 10ppm	81
Tabela 46 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 20 e 40ppm	82
Tabela 47 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 30, 75 e 100ppm	83
Tabela 48 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 5 e 10ppm.....	84
Tabela 49 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 20 e 40ppm.....	85
Tabela 50 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 60, 75 e 100ppm.....	86
Tabela 51 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 – 5 e 10ppm.....	87
Tabela 52 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 – 20 e 40ppm.....	88
Tabela 53 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 – 60, 75 e 100ppm.....	89
Tabela 54 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 5 e 10ppm.....	90
Tabela 55 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 20 e 40ppm.....	91

Tabela 56 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 60, 75 e 100ppm.....	92
Tabela 57 - Medições de tempo em segundos com retorno fechado	93
Tabela 58 – Medições de tempo em segundos com retorno aberto	93
Tabela 59 – Medições para água em protótipo sem estenose	94
Tabela 60 – Medições de PEG4000 em protótipo sem estenose	94
Tabela 61 – Medições de poliacrilamida 1822S em protótipo sem estenose	94
Tabela 62 – Medições de poliacrilamida 1340S em protótipo sem estenose	94
Tabela 63 – Medições em protótipo com estenose de 50% redução	95
Tabela 64 – Medições para água em tubo capilar.....	95
Tabela 65 – Medições de poliacrilamida 1822S em tubo capilar	95
Tabela 66 – Medições de poliacrilamida 1340S em tubo capilar	95

1 INTRODUÇÃO

O presente trabalho teve como objetivo e tema realizar a adaptação, a montagem e a calibração de uma bancada experimental para modelagem da redução de arrasto em estenoses arteriais pela adição de polímeros. A aterosclerose, doença vascular que causa as estenoses, contribui para uma alta taxa de mortalidade, cerca da metade ou mais de todas as mortes e morbidade do mundo ocidental. Sendo de distribuição mundial, atingiu proporções epidêmicas nas sociedades economicamente desenvolvidas. Diante da importância da aterosclerose, a pesquisa para a evolução do tratamento da doença é essencial para a sociedade atual. Dessa forma, a motivação do trabalho é a redução de arrasto em estenoses arteriais visando à prevenção da aterosclerose.

A bancada concebida inicialmente pelo cirurgião vascular Domingos Guerrino Silva [1] foi adaptada e utilizada na Dissertação de Mestrado de LEAL, E. B., cujo título é “Simulador hidrodinâmico para estudos *in vitro* do sistema cardiovascular”. [2] O trabalho atual se enquadra dentro de um projeto maior envolvendo duas teses de doutorado, cujos autores são Daniel Formariz Legendre e Kleiber Lima de Bessa, também orientados pelo Prof. Jayme Pinto Ortiz.

Foram realizadas pesquisas bibliográficas à respeito da patologia, da redução de arrasto pela adição de polímeros, entre outros. Realizaram-se também ensaios para determinação da viscosidade e do comportamento (fluido newtoniano ou não-newtoniano) de diferentes polímeros em diversas concentrações. As adaptações e calibrações da bancada foram feitas, assim como a confecção dos moldes e dos modelos de artérias com e sem estenoses. Montada a bancada, os ensaios foram realizados e pôde-se então estudar e analisar a ação que os polímeros têm sobre o escoamento.

2 DOENÇAS VASCULARES

Atualmente, as doenças vasculares são responsáveis por mais morbidade e mortalidade do que qualquer outro tipo de doença humana. Os processos de industrialização, urbanização, desenvolvimento econômico e globalização do mercado resultaram em mudanças significativas nos hábitos alimentares e nos níveis de atividades físicas das pessoas. Hoje em dia, a dieta das pessoas se caracteriza por um alto teor calórico e um baixo nível de nutrientes. Desequilíbrio nutricional, reduzida atividade física e elevado consumo de cigarros são os principais fatores de risco comportamentais que refletem no aumento das doenças vasculares. [3]

Há dois mecanismos pelos quais os distúrbios vasculares provocam doença clínica, são eles:

- Enfraquecimento das paredes dos vasos, seguido da dilatação e ruptura;
- Estreitamento ou obstrução completa da luz dos vasos seja de modo precipitado, através de trombose, ou de modo progressivo, através de aterosclerose, que produzem uma deficiência no fluxo sanguíneo para o tecido nutrido pelo vaso afetado.

A aterosclerose é, dentre as doenças vasculares que afetam as artérias, a mais prevalente e clinicamente significativa. Ela afeta, em grande parte, as artérias de grande calibre ou elásticas, incluindo a aorta e seus principais ramos (aorta, subclávia, carótida comum, íliaca e pulmonar), e as artérias de médio calibre ou musculares que compreendem os outros ramos da aorta (artérias coronárias e renais). [4]

2.1 Aterosclerose

A *arteriosclerose* significa literalmente *endurecimento das artérias*, porém, mais corretamente, trata-se de um termo genérico para referir-se a três padrões de distúrbio vascular que têm em comum o espessamento e a perda da complacência das paredes arteriais:

- O padrão principal é a aterosclerose, que tem como característica a formação de placas fibrosas na íntima (parede interna do vaso sanguíneo), que quase sempre exibem um centro grumoso rico em lipídios.

- A *esclerose medial calcificada de Mönckeberg* é a segunda forma morfológica de aterosclerose, de importância clínica bem menor e caracterizada por depósitos calcificados nas artérias de calibre médio de indivíduos com mais de 50 anos de idade. Apesar das lesões não invadirem a luz do vaso, as artérias afetadas também podem desenvolver aterosclerose.

- A doença das pequenas artérias e arteríolas (arteriosclerose) é a terceira forma, sendo mais frequentemente associada com hipertensão e o diabetes.

A aterosclerose é uma doença sistêmica, acometendo simultaneamente diversas artérias do ser humano. O quadro clínico vai depender de qual artéria está mais significativamente obstruída:

- Caso sejam as *coronárias* (artérias do coração), se produzirá dor cardíaca durante esforço - angina de peito - na evolução crônica ou o enfarte na evolução aguda.

- Caso sejam as *carótidas* (artérias do pescoço) se produzirão perturbações visuais, paralisias transitórias e desmaios na evolução crônica ou o derrame (acidente vascular encefálico) na evolução aguda.

- Caso sejam as artérias *ilíacas e femorais* (artérias de membros inferiores) se produzirão claudicações intermitentes (dor nas pernas ao caminhar), queda de pêlos, atrofia da pele, unhas e musculares, e até mesmo impotência *coeundi* (dificuldade de ereção peniana) nos casos crônicos e gangrena nos casos agudos.

Como para cada fase evolutiva da aterosclerose e para cada órgão acometido pela doença há uma forma diferente de terapia, o diagnóstico e o tratamento desta doença devem ser acompanhados por um médico especialista, angiologista ou cirurgião vascular. Porém, o tratamento básico passará por um controle da hiperlipidemia, do tabagismo, da hipertensão e do diabetes. O diagnóstico da aterosclerose é dado pela história clínica do paciente, pelo exame físico com a

palpação dos pulsos arteriais e por exames laboratoriais, eletrocardiograma, ultrassonografia, exame Doppler e arteriografia. [4]

2.1.1 Importância clínica

A aterosclerose caracteriza-se por lesões da íntima (parede interna do vaso sanguíneo), denominadas *ateromas* ou *placas fibrogordurosas*, que fazem protrusão na luz, enfraquecem a média subjacente (componente da parede vascular) e sofrem uma série de complicações. A aterosclerose contribui esmagadoramente para uma taxa de mortalidade, cerca da metade ou mais de todas as mortes, e morbidade no mundo ocidental, que ultrapassa a de qualquer outra doença. Sendo de distribuição mundial, atingiu proporções epidêmicas nas sociedades economicamente desenvolvidas.

A aterosclerose afeta primariamente as artérias de grande calibre ou elásticas (aorta, artérias carótidas e ilíacas) e as artérias musculares de médios e grandes calibres (artérias coronárias e poplíteas). A doença começa quase sempre na infância, porém, os sintomas habitualmente só se tornam evidentes na meia-idade ou mais tarde, quando as lesões arteriais precipitam lesão orgânica.

Embora qualquer órgão ou tecido do corpo possa ser afetado, a doença aterosclerótica sintomática localiza-se mais freqüentemente nas artérias que suprem o coração, o cérebro, os rins, os membros inferiores e o intestino delgado. As principais conseqüências desta doença consistem em infarto do miocárdio (ataque cardíaco), infarto cerebral (acidente vascular cerebral) e aneurismas da aorta. Conseqüentemente, os dados epidemiológicos da aterosclerose são expressos, em grande parte, em termos da incidência ou do número de mortes causadas por cardiopatia isquêmica.

A aterosclerose também é responsável por outras conseqüências da redução aguda ou crônica da perfusão arterial, como gangrena das pernas, oclusão mesentérica, morte cardíaca súbita, cardiopatia isquêmica crônica e encefalopatia isquêmica.

Os ateromas a princípio exibem distribuição focal e esparsa, entretanto tornam-se mais numerosos à medida que a doença evolui, chegando, algumas vezes,

a cobrir toda a circunferência das artérias gravemente afetadas. Conseqüentemente, nas pequenas artérias, os ateromas são oclusivos, comprometendo o fluxo sanguíneo para órgãos distantes, e causando lesão isquêmica. [4]

Durante as últimas décadas, foram efetuados notáveis progressos no combate à doença relacionada com a aterosclerose. Nos EUA, entre 1963 (o ano da maior incidência) e 1995, houve uma redução de cerca de 50% na taxa de mortalidade por cardiopatia isquêmica e uma redução de 70% na mortalidade por acidentes vasculares cerebrais, uma redução que aumentou em 5 anos a expectativa de vida média do indivíduo nos EUA. Esta tendência tem sido atribuída (1) à prevenção da aterosclerose através de alterações no estilo de vida, incluindo redução do fumo de cigarros, alterações dos hábitos dietéticos com consumo reduzido de colesterol e outras gorduras animais saturadas e controle da hipertensão; (2) a uma melhora dos métodos de tratamento do infarto do miocárdio e outras complicações da cardiopatia isquêmica; e (3) à prevenção de recidivas em pacientes que previamente sofreram graves eventos clínicos relacionados com a aterosclerose. [3]

2.1.2 Morfologia

2.1.2.1 Placa ateromatosa

Os processos básicos na aterosclerose consistem em espessamento e acúmulo de lipídios na íntima, produzindo as placas ateromatosas características. A placa ateromatosa, também definida placa fibrosa, fibrogordurosa, lipídica ou fibrolipídica, é a principal causa de estreitamento arterial em adultos e consiste numa placa focal elevada no interior da íntima, com centro de lipídio (principalmente colesterol e ésteres de colesterol) e uma cápsula fibrosa. Essas placas exibem coloração branca a branco-amarelada e projetam-se na luz da artéria. Seu tamanho varia de cerca de 0,3 a 1,5 cm de diâmetro, porém, as placas algumas vezes se juntam, formando massas maiores. Em cortes, a porção superficial na superfície luminal tende a ser de consistência firme e branca (cápsula fibrosa), enquanto as porções profundas são amareladas ou amarelo-esbranquiçadas e moles. O centro das placas maiores pode

conter um resíduo grumoso amarelado, daí o termo *ateroma*, um nome alternativo para referir-se à placa aterosclerótica.

A distribuição das placas ateroscleróticas nos seres humanos é característica. A aorta abdominal geralmente é muito mais afetada do que a aorta torácica, e as lesões aórticas tendem a ser muito mais proeminente em torno das origens de seus principais ramos.

As placas ateroscleróticas possuem três componentes principais: (1) células, incluindo células musculares lisas, macrófagos e outros leucócitos; (2) matriz extracelular do tecido conjuntivo incluindo colágeno, fibras elásticas e proteoglicanos; e (3) depósitos lipídicos intracelulares e extracelulares. Estes três componentes ocorrem em proporções variáveis em diferentes placas, dando origem a diferentes espectros de lesões.

As variações nas características histológicas das placas envolvem o número relativo de células musculares lisas e macrófagos, bem como a quantidade e distribuição do colágeno e dos lipídios. Os ateromas típicos contêm uma quantidade relativamente abundante de lipídios. Porém, muitas das placas fibrosas são compostas principalmente de células musculares lisas e tecido fibroso. Na aterosclerose avançada, o ateroma gorduroso pode ser transformado em cicatriz fibrosa.

A lesão da aterosclerose possui grande importância química. Quase sempre, os ateromas, na doença avançada, sofrem calcificação focal ou maciça podendo levar a aorta a adquirir a friabilidade da casca de um ovo. Os pacientes com elevado conteúdo de cálcio nas artérias coronárias parecem apresentar um risco aumentado de eventos coronários. A ruptura focal ou ulceração macroscópica da superfície luminal das placas ateromatosas podem resultar em exposição de substâncias altamente trombogênicas, que induzem a formação de trombo ou a liberação de restos na corrente sanguínea. Pode também ocorrer hemorragia no interior de uma placa devido à ruptura da cápsula fibrosa ou dos capilares de paredes finas que vascularizam a placa. A trombose superposta é a complicação mais temida e geralmente ocorre em lesões que sofreram ruptura. Os trombos podem causar oclusão parcial ou completa da luz.

Embora a aterosclerose seja, a princípio, uma doença da íntima, nos casos graves, sobretudo nos vasos de grande calibre, a média subjacente sofre considerável atrofia com a perda do tecido elástico, causando fraqueza suficiente para permitir a ocorrência de dilatação aneurismática. [4]

2.1.2.2 Estria gordurosa

As estrias gordurosas não são acentuadamente elevadas e, portanto, não causam nenhum distúrbio para o fluxo sanguíneo. Entretanto, podem ser as precursoras das placas ateromatosas de prognóstico mais sombrio. As estrias começam na forma de múltiplas manchas planas e amarelas (pontos gordurosos) com menos de 1mm de diâmetro, que se juntam formando estrias alongadas de 1cm ou mais de comprimento. As estrias gordurosas são compostas de células espumosas repletas de lipídio, com presença de linfócitos T e lipídios extracelulares em menores quantidades do que aquelas observadas nas placas.

As estrias gordurosas surgem nas aortas de algumas crianças com menos de um ano de idade e em todas as crianças com mais de dez anos, independentemente da região geográfica, da raça, do sexo ou do meio ambiente. As estrias gordurosas coronarianas são menos comuns do que as aórticas, mas começam a se formar na adolescência. Elas ocorrem nos mesmos locais anatômicos que, posteriormente, tendem a desenvolver placas. Conseqüentemente, seu número diminui à medida que as placas ateroscleróticas tornam-se mais prevalentes.

A relação entre as estrias gordurosas e as placas ateroscleróticas é complexa. As estrias gordurosas estão relacionadas com os fatores de risco conhecidos da aterosclerose nos adultos, e algumas evidências experimentais confirmam o conceito da evolução das estrias gordurosas em placas. Porém, as estrias gordurosas quase sempre ocorrem em áreas da vasculatura que não são particularmente suscetíveis ao desenvolvimento de ateromas numa fase posterior da vida. Além disso, afetam quase sempre indivíduos e regiões geográficas e populações nas quais as placas ateroscleróticas são incomuns. Conseqüentemente, embora as estrias gordurosas possam ser precursoras das placas, nem todas estão destinadas a transformar-se em placas fibrosas ou em lesões mais avançadas. [4]

2.1.3 Epidemiologia e fatores de risco

A aterosclerose é praticamente presente entre as populações da América do Norte, Europa, Austrália, Nova Zelândia, Rússia e outros países desenvolvidos. Em contraste, a julgar pelo número de mortes atribuíveis à cardiopatia isquêmica (incluindo infarto do miocárdio), é muito menos freqüente na América Central, América do Sul, África e Ásia. Por exemplo, a taxa de mortalidade da cardiopatia isquêmica nos Estados Unidos está entre as maiores do mundo, sendo seis vezes maior que a taxa observada no Japão, porém, os japoneses que migram para os Estados Unidos e adotam o estilo de vida e a dieta dos americanos, adquirem a predisposição a doenças ateroscleróticas típicas da população americana. [3]

A prevalência e a gravidade da doença entre indivíduos e grupos e, portanto, a idade quando tem probabilidade de provocar lesão tecidual ou orgânica, estão relacionados com diversos fatores, alguns constitucionais e, portanto, imutáveis, e outros adquiridos e potencialmente passíveis de controle.

2.1.3.1 Fatores constitucionais

Os fatores constitucionais incluem idade, sexo e genética. A idade exerce uma influência dominante. Embora a aterosclerose geralmente só se torne clinicamente evidente na meia-idade ou mais tarde, quando as lesões arteriais precipitam lesão orgânica, trata-se de uma doença lentamente progressiva que começa na infância e evolui lentamente no decorrer de várias décadas. Entre 40 e 60 anos de idade, verifica-se um aumento de mais de cinco vezes na incidência de infarto do miocárdio.

Os homens são muito mais propensos à aterosclerose e suas conseqüências do que as mulheres. Entre 35 e 55 anos de idade, a taxa de mortalidade por cardiopatia isquêmica em mulheres brancas corresponde a um quinto da taxa registrada em homens brancos. Após a menopausa, a incidência de doenças relacionadas com a aterosclerose nas mulheres aumenta, provavelmente devido a uma redução dos níveis de estrogênios naturais. A freqüência de infarto do miocárdio torna-se igual em ambos os sexos, na sexta e sétima décadas de vida.

A predisposição familiar bem estabelecida à aterosclerose e cardiopatia isquêmica é mais provavelmente poligênica. Em alguns casos, relaciona-se um agrupamento familiar de outros fatores de risco, como hipertensão ou diabetes, ao passo que, em outros casos, envolve distúrbios genéticos hereditários bem definidos no metabolismo das lipoproteínas, resultando em níveis sanguíneos excessivamente elevados de lipídios. [4]

2.1.3.2 Fatores adquiridos

Outros fatores de risco, em particular a dieta, o estilo de vida e os hábitos pessoais, são, em grande parte, potencialmente reversíveis. As quatro principais condições bem aceitas e passíveis de modificação são a hiperlipidemia, a hipertensão, o tabagismo e o diabetes, embora vários outros fatores estejam sendo descobertos.

A hiperlipidemia é reconhecida como importante fator de risco para a aterosclerose. Os indivíduos que a possuem têm elevados níveis de gorduras circulantes no sangue, sendo o colesterol a principal delas, depositando este excesso nas artérias obstruindo-as progressivamente.

A hipertensão constitui um importante fator de risco para a aterosclerose em todas as idades. A hipertensão arterial provoca alterações na superfície interna das artérias, facilitando a penetração das gorduras na parede arterial.

O tabagismo não é apenas um fator de risco bem estabelecido nos homens, mas também se acredita que seja responsável pelo aumento relativamente recente na incidência e gravidade da aterosclerose nas mulheres. A interrupção do fumo modifica favoravelmente a evolução dos pacientes sintomáticos.

O diabetes induz a hiperlipidemia e acentuado aumento na predisposição à aterosclerose. Sendo os outros fatores iguais, a incidência de infarto do miocárdio é duas vezes maior em pacientes diabéticos do que em não diabéticos. Na ausência de diabetes, a gangrena aterosclerótica dos membros inferiores é rara. [4]

2.1.3.3 Outros fatores

Outros fatores associados a um risco menos pronunciado ou de qualificação difícil incluem a falta de exercícios, um estilo de vida competitivo e estressante e aumento descontrolado do peso corporal (em grande parte porque a obesidade induz hipertensão, diabetes, hipertrigliceridemia e redução dos níveis de HDL). Os dados epidemiológicos também indicam que o consumo moderado de álcool desempenha um papel protetor. [4]

2.1.4 Patogenia

A notável importância da aterosclerose estimulou um enorme empenho para descobrir a sua causa. Em termos históricos, predominaram duas hipóteses para a aterogênese: uma delas enfatizava a proliferação celular na íntima como reação à entrada de proteína e lipídios plasmáticos no sangue, enquanto a outra postulava que a organização e o crescimento repetido de trombos resultavam na formação da placa. A opinião contemporânea da patogenia da aterosclerose incorpora elementos de ambas as teorias antigas e considera os fatores de risco anteriormente discutidos. Este conceito, conhecido como *hipótese de resposta à lesão*, considera a aterosclerose como uma resposta inflamatória crônica da parede arterial iniciada por algum tipo de lesão no endotélio. Os seguintes eventos são fundamentais para esta hipótese:

- Desenvolvimento de regiões de lesão endotelial crônica, geralmente sutil, com conseqüente disfunção endotelial, como aumento da permeabilidade endotelial e aumento da adesão dos leucócitos;
- Acúmulo de lipoproteínas na parede do vaso, principalmente LDL com seu elevado conteúdo de colesterol, bem como de lipoproteínas de densidade muito baixa (VLDL), e modificação destas lipoproteínas por oxidação;
- Adesão dos monócitos sangüíneos ao endotélio, seguida de migração destas células na íntima e sua transformação em macrófagos e células espumosas;

- Adesão de plaquetas a áreas de desnudação (quando presentes) ou a leucócitos aderentes;
- Liberação de fatores das plaquetas ativadas, macrófagos ou células vasculares, que induzem a migração das células musculares lisas da média para a íntima;
- Proliferação das células musculares lisas da íntima e elaboração de matriz extracelular, resultando em acúmulo de colágeno e de proteoglicanos;
- Aumento do acúmulo de lipídios tanto no interior das células (macrófagos e células musculares lisas) quanto no meio extracelular.

Um outro fator na aterogênese são as infecções. Há interesse atual em averiguar a possível contribuição dos processos infecciosos no desenvolvimento da aterosclerose. Nos animais, certos vírus podem induzir a formação de placas na aorta. Os vírus podem causar vasculite, e foram detectados tanto herpes vírus quanto citomegalovírus em placas ateromatosas humanas. [4]

2.1.5 Manifestações clínicas e prevenção

As manifestações clínicas da aterosclerose correspondem às manifestações de suas complicações (trombose, calcificação, dilatação aneurismática) e dos eventos isquêmicos distais (no coração, no cérebro, nos membros inferiores e em outros órgãos). Tendo-se em vista todas estas conseqüências da aterosclerose, estão sendo realizados esforços intensivos para desenvolver meios de reduzir este enorme ônus. Assim é que estão envolvidos programas de prevenção primária, cujo objetivo é retardar a formação do ateroma ou induzir regressão das lesões estabelecidas em indivíduos que nunca sofreram qualquer complicação grave, e programas de prevenção secundária, destinados a evitar a recidiva de certos eventos, como o infarto do miocárdio.

Existe uma ampla justificativa para seguir as recomendações na prevenção primária através da modificação dos fatores de risco: abstenção ou interrupção do fumo de cigarros; controle da hipertensão; redução do peso através de controle da ingestão calórica total, juntamente com aumento do exercício; moderação no consumo de álcool; e, mais importante ainda, redução dos níveis sanguíneos totais de

colesterol e de colesterol das LDL, enquanto se aumenta a concentração das HDL. Além disso, várias linhas de evidências sugerem que o exame e prevenção dos fatores de risco visando a sua modificação devem começar já na infância.

Os programas de prevenção secundária baseados não apenas em esquemas para reduzir os níveis sanguíneos de lipídios, mas também para prevenir as complicações trombóticas através do uso de agentes antiplaquetários reduziram com êxito a frequência de infartos do miocárdio e acidentes vasculares cerebrais recorrentes. [4]

3 O FENÔMENO DA REDUÇÃO DE ARRASTO

3.1 A descoberta de um novo efeito

O arrasto é a componente da força sobre um corpo agindo paralelamente à direção do movimento. A redução de arrasto por polímeros foi descoberta há 50 anos atrás. Desde a descoberta deste efeito, foram feitas diversas pesquisas e testes sobre possíveis aplicações. Quando Toms descobriu que a adição de pequenas quantidades de moléculas de polímeros de longas cadeias poderia reduzir a perda de pressão em um escoamento turbulento em um cano, não foi à primeira vez que um efeito por aditivos como esse foi observado. Já era sabido que a suspensão de fibras, principalmente fibras usadas no processo de fabricação do papel, mostraram o mesmo efeito, porém em concentrações que eram duas ordens de grandeza maior do que no experimento de Toms [5]. Este mostrou pela primeira vez que pequenas quantidades, de 5 a 10 ppm, de polímeros poderiam ter realmente um efeito enorme. Em outras palavras, o efeito da redução de arrasto se tornou um promissor candidato para soluções parciais do problema de economia de energia.

A descoberta de Toms não permaneceu apenas nesse campo. Foi percebido que a redução de arrasto é um fenômeno muito mais abrangente do que originalmente se pensava. A redução de arrasto por uma nova variedade de aditivos assim como por diversos outros meios como fortes campos magnéticos ou paredes com asperezas especiais foram descobertas. Entretanto, os aditivos permaneceram como os mais eficientes.

Apesar do grande impacto desse efeito nos estudos básicos da turbulência, ele também teve uma forte contribuição na resolução de problemas ambientais ou em fazer os processos industriais tornarem-se mais efetivos. Por exemplo, em sistemas de tubulações em que, devido às bombas instaladas, a perda de pressão é constante, a redução de arrasto resulta em um aumento da descarga. Esse tipo de aplicação foi usado no sistema de encanamento Trans-Alaska, a mais bem sucedida aplicação de redução de arrasto conseguida pela adição de polímeros. A adição de polímeros no óleo cru nesse encanamento começou em 1979 e a descarga desejada de dois milhões de barris por dia pôde ser obtida sem a construção de duas planejadas estações

adicionais de bombeamento segundo MOTIER; PREILUTSKI. [5] Outras aplicações atuais de redução de arrasto são as adições de aditivos em circuitos fechados de escoamento. Por exemplo, em sistemas de aquecimento a adição de polímeros é feita com o objetivo de reduzir os custos de bombeamento.

A fascinação pelo efeito da redução de arrasto está fortemente relacionada com a diluição da solução, desde que parece incrível que pequenas quantidades de aditivos sejam capazes de mudar a energia de dissipação de um escoamento turbulento tão drasticamente. Isto é apenas entendível se os aditivos forem capazes de mudar a estrutura do escoamento, e isso levanta a questão se os aditivos nessa forma tão diluída estão não apenas mudando a dinâmica do fluido, mas também mudando as propriedades do fluido em comparação com os solventes. Tais propriedades podem ser melhores estudadas em escoamentos laminares, entretanto, uma série de experimentos simples foram feitos para um melhor conhecimento sobre a propriedade das soluções.

O experimento do escoamento de Couette mostrou que a viscosidade da solução diluída é apenas poucos pontos percentuais acima da viscosidade do solvente. Isso significa que a solução diluída se comporta como um fluido newtoniano sob a condição do escoamento de Couette com um pequeno incremento da viscosidade. Isso era um resultado esperado.

Já no experimento de Weisenberg, a solução diluída não se comportou como um fluido newtoniano. Para soluções tão diluídas, este resultado não era o esperado. Em outro teste realizado, denominado “tearing test”, novamente a solução polimérica diluída não apresentou o comportamento newtoniano.

Sabe-se que certas soluções diluídas são capazes de reduzir a perda de pressão de um escoamento e que normalmente aditivos aumentam o arrasto. Conseqüentemente, é preciso avaliar quais aditivos e sob que condições esses aditivos são redutores de arrasto.

Assim, observou-se que para qualquer tipo de aditivo redutor de arrasto o efeito é maior em uma específica concentração muito baixa. Se a concentração é aumentada, o efeito diminui e finalmente, em grandes concentrações, desaparece. É pensado que essa dependência da concentração é devido a um tipo de interação entre

as partículas e o escoamento e entre as partículas. Quando essa última se torna dominante, o efeito da redução de arrasto não é mais observado. [5]

3.2 Definição

A redução de arrasto foi descoberta como a redução na perda de pressão do escoamento de um escoamento turbulento devido à adição de aditivos. Pode se dizer que os aditivos reduzem a tensão de cisalhamento na parede ou a resistência friccional da parede. Podemos definir que a redução de arrasto é a redução da resistência friccional no escoamento turbulento. [5]

4 ATUAÇÃO DOS POLÍMEROS NA ATEROSCLEROSE

4.1 Redução da aterosclerose por polímeros

Sawchuk; Unthank; Dalsing definem DPRs (Drag Reduction Polimers) como uma classe distinta de composto químico capazes de reduzir em até 75% a resistência friccional em escoamentos turbulentos. [6] A diminuição na turbulência leva ao aumento no fluxo sanguíneo. Os DRPs se caracterizam pelo elevado peso molecular ou capacidade de formarem agregados moleculares, a solubilidade em água, [7] e longa cadeia linear. [8]

Estudos com polímeros de cadeia linear e alto peso molecular mostraram que apesar das diversas composições químicas todos foram capazes de reduzir a aterosclerose, levando a crer que os efeitos farmacológicos não são os únicos responsáveis por tal redução e reforçando a hipótese do efeito hemodinâmico dos polímeros. Faruqi; Otten; Polimeni citam a existência de uma lista de cerca de 20 polímeros que se enquadram como sendo DRPs. [9]

Faruqi; Otten; Polimeni afirmam existir estudos com diversos DRPs que comprovam os efeitos inibitórios na instalação da aterosclerose, reforçando a hipótese que da hemodinâmica como principal causadora da aterosclerose. [9]

Em sua análise, Faruqi; Otten; Polimeni, levantam duas consequências do tratamento da aterosclerose com DRPs. A mais imediata seria a facilitação do escoamento em vasos parcialmente obstruídos e, em longo prazo, seria o de impedir a formação da aterosclerose ou o de regredir a doença já instalada. [9]

4.2 Regiões de formação da aterosclerose

Faruqi; Otten; Polimeni citam evidências que ajudam a confirmar que a aterosclerose não se forma ao acaso, regiões de determinadas geometrias associadas a formas diversas de distúrbios no escoamento têm tendência de formação da doença. A aterosclerose tende a se formar preferencialmente em bifurcações, ramificações e regiões de escoamento turbulento. [9]

Em seu estudo Sawchuk; Unthank; Dalsing associaram a formação de estenoses com a baixa tensão de cisalhamento. Afirmam que as baixas tensões levariam a “estagnação” do escoamento, aumentando o tempo de contato entre os lipídeos inter vasculares e a parede arterial. [6] A baixa tensão e a estagnação do escoamento levariam à formação de estenoses e também a hipoxia localizada. E Bakker; Gans apresentaram sua justificativa para a formação em regiões de baixa tensão baseando-se em experiências com animais, que mostravam que as células endoteliais nas regiões de baixa tensão eram caracterizadas pelo formato arredondado, elevada razão de proliferação e alta penetrabilidade que levava ao processo de formação da aterosclerose. [10]

4.3 Possíveis explicações para a redução de estenoses por adição de polímeros

Apesar de inúmeros estudos demonstrarem o efeito dos DRPs na redução das estenoses, o específico mecanismo ainda permanece desconhecido. Contudo, existem diversas hipóteses e teorias que tentam explicar tal fato.

Até 1997, as explicações existentes citadas por Carreau; De Kee; Chhabra eram a propriedade elástica das soluções poliméricas ou o volume das moléculas no fluido. [7] Já naquela época, a primeira hipótese não era muito aceita, pois as soluções que apresentavam efeito de redução de arrasto, eram de concentrações muito baixas (entre 10 a 100 ppm), nas quais as propriedades elásticas eram dificilmente mensuráveis. A hipótese mais aceita era a de que as super macromoléculas dos polímeros representavam um enorme volume hidrodinâmico no fluido, reduzindo consideravelmente os locais para formação dos turbilhões e conseqüentemente reduzia-se à turbulência. Além disso, as macromoléculas podiam se incrustar nas paredes internas nos tubos devido à rugosidade e essa nova parede exigiria menor energia de bombeamento.

Dois anos mais tarde, Sawchuk; Unthank; Dalsing apresentaram como explicação mais aceita para justificar a redução da turbulência, o alinhamento paralelo da longa cadeia linear ao eixo do escoamento que ajudava a estabilizá-lo ou torná-lo laminar. [6] E a capacidade de estabilização do escoamento aumentava a tensão de cisalhamento em regiões de baixa tensão.

No mesmo ano, Bakker; Gans afirmaram que o escoamento laminar provocava a liberação de substâncias pelo endotélio, estas substâncias agiam inibindo a coagulação e a migração dos leucócitos, o que minimizava a proliferação de estenoses. E declararam que o aumento crônico da tensão de cisalhamento tinha por resposta a vasodilatação. [10]

5 POLÍMEROS

Os polímeros de trabalho são a poliacrilamida aniônica [11] e o óxido de polietileno. Optou-se por estes polímeros porque além de apresentarem as características de elevado peso molecular, cadeia longa e linear e solubilidade em água, características de polímeros capazes de reduzir o arrasto, estes são citados em diversas publicações [7] e estudos sobre este assunto.

Definidos os polímeros, a etapa seguinte foi pesquisar as empresas fabricantes no Brasil e contatá-las para solicitação de amostras para o estudo. Realizado o contato inicial, as empresas se mostraram muito interessadas e dispostas a contribuir com o estudo. As empresas que viabilizaram o uso dos polímeros estão apresentadas em sequência.

5.1 Poliacrilamida aniônica

5.1.1 Aquisição da amostra

As amostras de poliacrilamida foram cedidas pela empresa Kemwater Brasil S.A., localizada na Estrada Particular Eiji Kikuti, 397 – São Bernardo do Campo – SP, CEP 09852-040 – tel. (11) 4393-4719/ fax. (11) 4393-4701 – <http://www.kemwater.com.br>. [12]

5.1.2 Especificações técnicas

5.1.2.1 OPTIFLOC 1822S

- | | |
|-----------------------|---------------------|
| • Caráter iônico | aniônico |
| • Estado físico | sólido |
| • Coloração | pó granulado branco |
| • pH (solução a 0,5%) | 5 a 7 |

- | | |
|----------------------------------|------------------------------|
| • Densidade (kg/m ³) | 800 ± 50 |
| • Viscosidade dinâmica à 25°C | 1,25.10 ⁻³ kg/m.s |
| • Peso molecular | 1,3.10 ⁶ Da |

5.1.2.2 OPTIFLOC 1340S

- | | |
|----------------------------------|------------------------------|
| • Caráter iônico | aniônico |
| • Estado físico | sólido |
| • Coloração | pó granulado branco |
| • pH (solução a 0,5%) | 5 a 7 |
| • Densidade (kg/m ³) | 825 ± 50 |
| • Viscosidade dinâmica à 25°C | 1,82.10 ⁻³ kg/m.s |
| • Peso molecular | 2,0.10 ⁶ Da |

5.2 Óxido de polietileno

5.2.1 Aquisição da amostra

As amostras de óxido de polietileno foram obtidas junto à empresa Coremal SP localizada na Rua Coronel Luiz Rodrigues Moraes Barros, 500 – Jardim Eliana – Rio Cotia, CEP 06716-035, tel. (11) 4615-8100, fax. (11) 4615-8111, <http://www.coremal.com.br>. [13]

5.2.2 Especificações Técnicas

5.2.2.1 POLIETILENO GLICOL - PEG 400

- | | |
|-----------------|-----------------|
| • Estado físico | líquido viscoso |
|-----------------|-----------------|

- | | |
|----------------------------------|---|
| • Coloração | transparente |
| • pH (25°C, solução a 5%) | 4,5 a 7,5 |
| • Viscosidade cinemática à 210°F | $(6,8 \text{ a } 8,0) \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ |
| • Peso molecular | 380 a 420 Da |

5.2.2.2 POLIETILENO GLICOL - PEG 600

- | | |
|----------------------------------|--|
| • Estado físico | líquido viscoso |
| • Coloração | transparente |
| • pH (25°C, solução a 5%) | 4,5 a 7,5 |
| • Viscosidade cinemática à 210°F | $(9,9 \text{ a } 11,3) \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ |
| • Peso molecular | 570 a 630 Da |

5.2.2.3 POLIETILENO GLICOL - PEG 4000

- | | |
|------------------|---------------------|
| • Estado sólido | sólido |
| • Coloração | pó granulado branco |
| • Peso molecular | 4000 Da |

5.2.2.4 POLIETILENO GLICOL - PEG 8000

- | | |
|------------------|---------------------|
| • Estado sólido | sólido |
| • Coloração | pó granulado branco |
| • Peso molecular | 8000 Da |

5.3 Preparação das soluções

No preparo das soluções utilizou-se um agitador mecânico para dissolver e homogeneizar a solução. O agitador foi necessário porque a solução precisava ser

misturada sob rotação baixa e constante para não danificar a estrutura molecular do polímero, a grande responsável por suas propriedades redutoras de arrasto [8].

Optou-se, inicialmente, pela análise de soluções com concentrações iguais a 5ppm (parte por milhão), 10ppm, 20ppm, 40ppm, 60ppm, 75ppm e 100ppm, por estes valores terem sido encontrados em estudos de diversos autores.

Na preparação das soluções, optou-se pelo preparo inicial de uma solução-mãe, concentração de 100ppm, que adicionada água destilada fornecia todas as demais concentrações. O cálculo que orientou a dissolução da mistura-mãe foi a seguinte: $C_i \cdot V_i = C_f \cdot V_f$, onde:

- V_i : volume solução-mãe;
- C_i : concentração solução-mãe (100ppm);
- V_f : volume de solução desejada;
- C_f : concentração desejada;

A solução-mãe foi preparada adicionando-se a massa de polímero para obter, no volume de solução desejada, a concentração de 100ppm, em seguida a solução foi agitada até a dissolução completa dos polímeros, o tempo médio necessário foi de 6 horas em rotação mínima (entre 60 e 100rpm).

6 VISCOSIDADE E REOLOGIA

6.1 Introdução

A viscosidade é a resistência que um fluido oferece ao escoamento, ou seja, o atrito das camadas internas dentro do fluido que impõe resistência a fluir. Quanto maior o valor da viscosidade, menor é a fluidez do fluido sob uma pressão constante. A viscosidade dos líquidos diminui rapidamente com o aumento da temperatura.

A reologia é o estudo da viscosidade, plasticidade, elasticidade e o escoamento e deformação da matéria, ou seja, é o estudo do comportamento de fluidez. Os componentes dos fluidos podem apresentar diferentes formas geométricas, características diversas de ligação, tamanho variados, que lhe conferem comportamentos distintos. Podemos então concluir que é a ciência responsável pelos estudos do fluxo e deformações decorrentes deste fluxo, envolvendo a fricção do fluido.

Devido a sua composição, alguns fluidos possuem uma única viscosidade a uma dada temperatura independente da taxa de cisalhamento e são denominados de fluidos newtonianos. Entretanto, a maioria dos fluidos apresenta comportamento reológico complexo e a determinação da viscosidade não é um tópico simples. [14]

Neste projeto, os fluidos utilizados para a redução de arrasto se restringem a aqueles que apresentam comportamento de fluidos newtonianos. Dessa forma, foi preciso medir a viscosidade de todos os fluidos de trabalho e verificar se eles se comportam ou não da maneira desejada.

Existem vários instrumentos disponíveis para a realização de medidas de viscosidade e reologia. Os equipamentos comerciais mais simples fornecem curvas de escoamento (viscosidade), enquanto que instrumentos mais sofisticados fornecem comportamento reológico e também dão informações de visco-elasticidade do material. Neste projeto, utilizaram-se dois tipos de viscosímetros, o de Couette (rotacional) e o de Ostwald (capilar). Mais detalhes desses dois viscosímetros serão dados adiante, mas antes algumas definições serão apresentadas.

6.2 Definições

Existem alguns conceitos básicos e terminologias específicas que são usados em se tratando de medidas reológicas. [14] Eles serão apresentados a seguir.

6.2.1 Fluxo

Quando se aplica uma força de cisalhamento em um líquido este origina uma deformação que se denomina fluxo.

6.2.2 Tensão de cisalhamento

Quantidade de força (tensão) aplicada em uma determinada área do fluido. A força cisalhante aplicada em uma determinada área de um fluido em contato com um plano estacionário é a tensão de cisalhamento, definida matematicamente como:

$$\tau = \frac{\text{força } F}{\text{área } A}.$$

6.2.3 Taxa de cisalhamento

É o gradiente de velocidade de cisalhamento por uma determinada distância, definida matematicamente como:

$$\gamma = \frac{dv}{dx} = \frac{\text{velocidade de cisalhamento}}{\text{distância}}$$

6.2.4 Viscosidade

É definida matematicamente como:

$$\text{Viscosidade} = \frac{\text{tensão de cisalhamento}}{\text{taxa de cisalhamento}}$$

6.3 Comportamento do escoamento

6.3.1 Fluido newtoniano

O fluido newtoniano é aquele que apresenta uma relação linear entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento, ou seja, é aquele cuja viscosidade é igual, independente da taxa de cisalhamento na qual é medido, numa dada temperatura. Ao medir a viscosidade de um material em diferentes velocidades num viscosímetro rotacional (Couette), ou sob várias condições de pressão num viscosímetro capilar (Ostwald) e as viscosidades resultantes forem equivalentes, então o material é newtoniano, sobre as condições de cisalhamento em que foi medido. [14]

É possível para um material ter ambos os comportamentos, newtonianos e não-newtonianos quando medido em uma larga faixa de taxa de cisalhamento. Muitos fluidos são newtonianos, como a água, solventes, soluções muito diluídas, óleos minerais e fluidos de silicone.

6.3.2 Fluido não-newtoniano

Os fluidos não-newtonianos são todos aqueles que não possuem o comportamento newtoniano. Ao contrário dos fluidos newtonianos, os fluidos não-newtonianos não apresentam uma relação linear entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento, isto é, os valores da viscosidade mudam com a variação nos valores da taxa de cisalhamento. Esses valores de viscosidade são considerados como viscosidade aparente, podendo aumentar ou diminuir, de acordo com as características de cada fluido.

7 ENSAIOS DE VISCOSIDADE

Neste projeto, as soluções poliméricas para a redução de arrasto se restringem àquelas que apresentam comportamento de fluidos newtonianos. Dessa forma, foi preciso medir a viscosidade de todos os fluidos de trabalho e verificar se eles se comportam ou não da maneira desejada. Foram utilizados dois tipos de viscosímetros, o de Couette (rotacional) e o de Ostwald (capilar), para a medição das viscosidades. A seguir serão apresentados os dois tipos de viscosímetros utilizados, os procedimentos experimentais realizados e os resultados obtidos para cada tipo.

7.1 Viscosímetro do tipo Couette

O viscosímetro do tipo Couette, ver fig. 1, é um viscosímetro de cilindros rotativos. As medições de viscosidade com esse tipo de viscosímetro foram realizadas no laboratório de química do Departamento de Engenharia Química da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.



Figura 1 – Viscosímetro do tipo Couette

O viscosímetro utilizado foi o *Brookfield DV-III+ Programmable Rheometer*, cujas informações técnicas estão disponíveis no Anexo A. O princípio de operação deste aparelho é rotacionar um eixo imerso no fluido de teste através de uma mola calibrada. O arrasto viscoso do fluido de encontro ao eixo é medido pela deflexão da mola. A deflexão da mola é medida por um transdutor rotatório. A escala de medição (centipoise) é determinada pela velocidade rotatória do eixo, do tamanho e da forma do eixo, do recipiente que o eixo está rotacionando dentro, e do torque da mola calibrada. Os dados relevantes para o estudo fornecido pelo viscosímetro foram a viscosidade (centipoise), a tensão de cisalhamento (dinas/cm^2), a taxa de cisalhamento ($1/\text{s}$) e a porcentagem de torque (%). A viscosidade é dada por:

$$\text{Viscosidade (poise)} = \frac{\text{tensão de cisalhamento (dinas / cm}^2\text{)}}{\text{taxa de cisalhamento (1 / s)}}$$

7.1.1 Procedimento experimental

Agora será descrito o procedimento experimental utilizado para a obtenção dos dados:

1. Liga-se o viscosímetro;
2. Nivelar-se e zera-se o aparelho. O nível deve ser ajustado utilizando os três pés da base e utilizando a bolha do topo do equipamento. Devem-se ajustar os pés até que a bolha esteja dentro do alvo central. O nível apropriado é essencial para a operação correta do aparelho. Feito isso, zera-se o aparelho equipamento;
3. Escolhe-se o eixo para a medição da viscosidade. Para se medir baixas viscosidades deve-se escolher um eixo grande e/ou uma velocidade rápida. Se o eixo escolhido resultar em uma leitura acima de 100%, deve-se aumentar a velocidade ou escolha um eixo maior;
4. Coloca-se 16ml de solução polimérica no reservatório;
5. Monta-se o aparelho com o reservatório e o eixo;
6. Configura-se o aparelho e inicia-se a medição;
7. Após o término da medição, coleta-se todos os dados fornecidos.

7.1.2 Dados experimentais

Os dados experimentais foram obtidos sob as seguintes condições:

Local: Laboratório de química do Departamento de Engenharia Química da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.

Data: 15/06/2005

Temperatura: 25°C

O polímero utilizado para a obtenção da solução polimérica foi a poliacrilamida aniônica 1822S. As concentrações medidas das soluções poliméricas foram de 5ppm, 10ppm, 30ppm, 60ppm, 75ppm, 100ppm. Foram realizadas duas medidas para a água destilada e para cada concentração de polímero. Os resultados de cada uma das medições realizadas se encontram no Anexo B. Para efeito de análise foram consideradas a média dos resultados obtidos das duas medições feitas para cada concentração. Esses dados se encontram no Anexo C.

7.1.3 Análise de resultados

O fluido newtoniano é aquele que apresenta uma relação linear entre a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento, ou seja, é aquele cuja viscosidade é igual, independente da taxa de cisalhamento na qual é medido, numa dada temperatura. [13] Logo, com os dados obtidos pelos ensaios com o viscosímetro de Couette, plotou-se os gráficos de tensão de cisalhamento versus a taxa de cisalhamento a fim de se determinar se as soluções apresentavam comportamento de fluido newtoniano ou de não-newtoniano. Para cada solução polimérica, a tensão de cisalhamento e a taxa de cisalhamento foram medidas para várias rotações do eixo, resultando em vários valores pareados dessas medidas. Construiu-se então uma linha de tendência linear com os pontos encontrados. Quando o valor do R-quadrado da linha apresenta um valor muito próximo ou igual a 1, significa que há uma relação linear entre as duas variáveis e conseqüentemente o fluido se comporta como newtoniano.

A seguir, seguem os gráficos obtidos através dos ensaios com as soluções poliméricas e também com a água destilada:

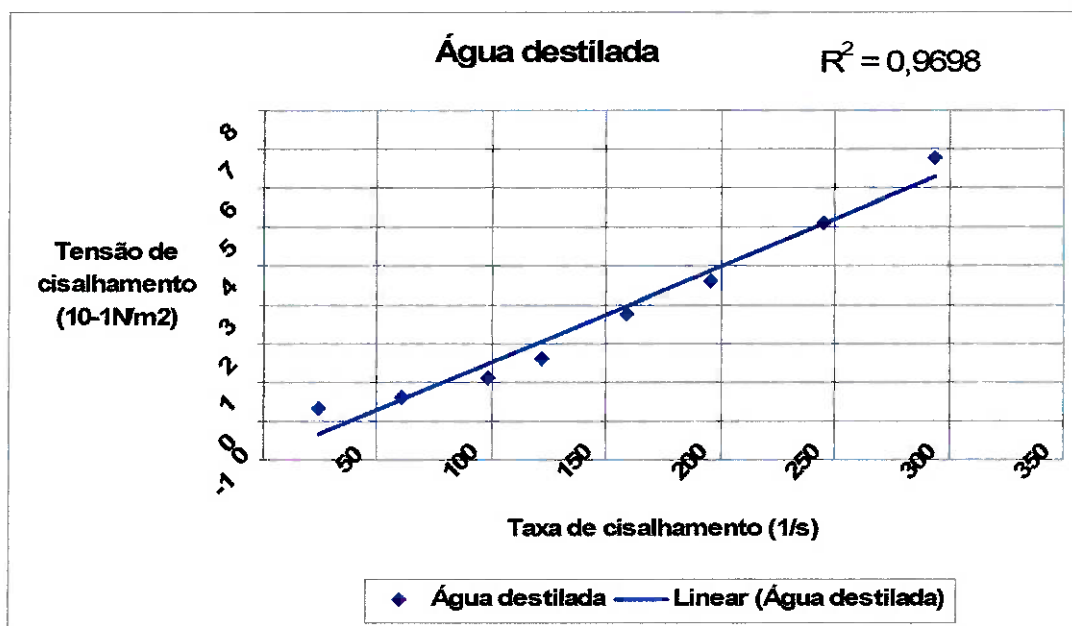


Figura 2 – Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Água destilada

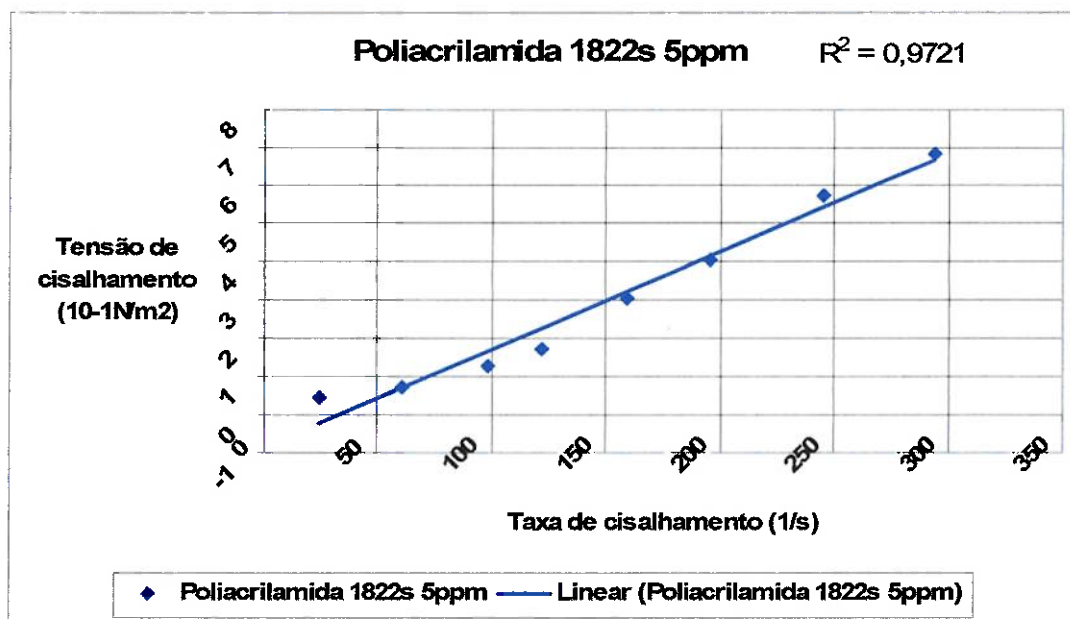


Figura 3 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822S 5ppm

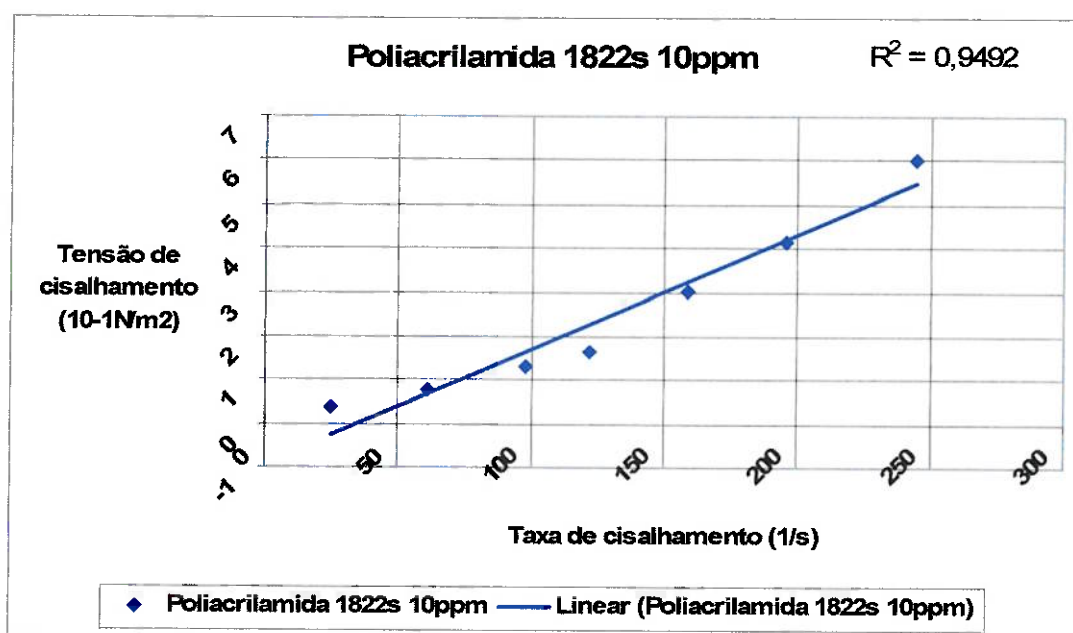


Figura 4 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 10ppm

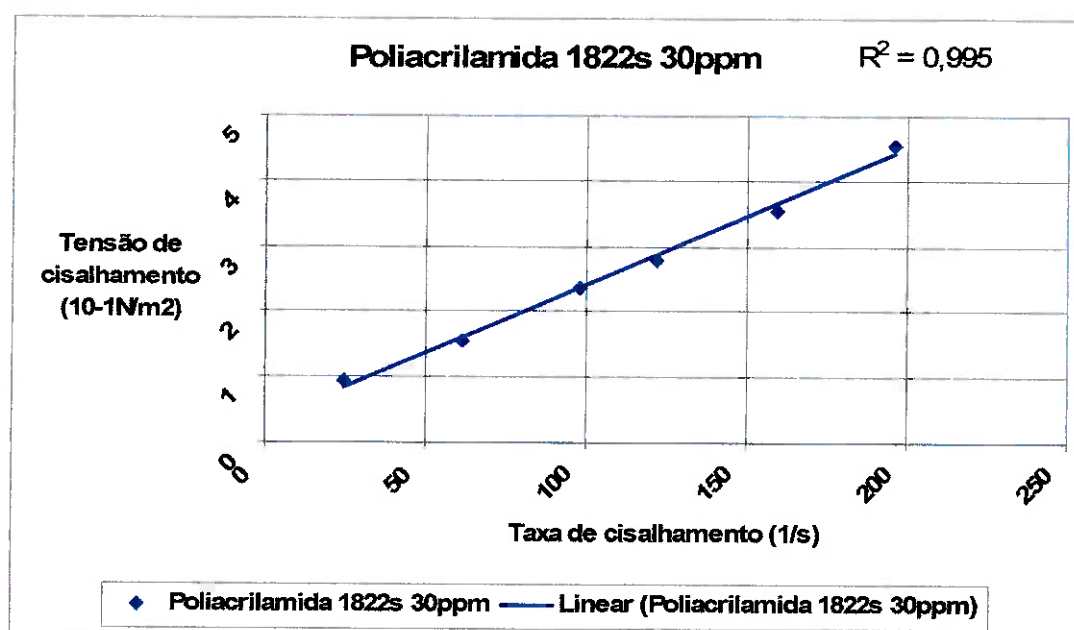


Figura 5 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 30ppm

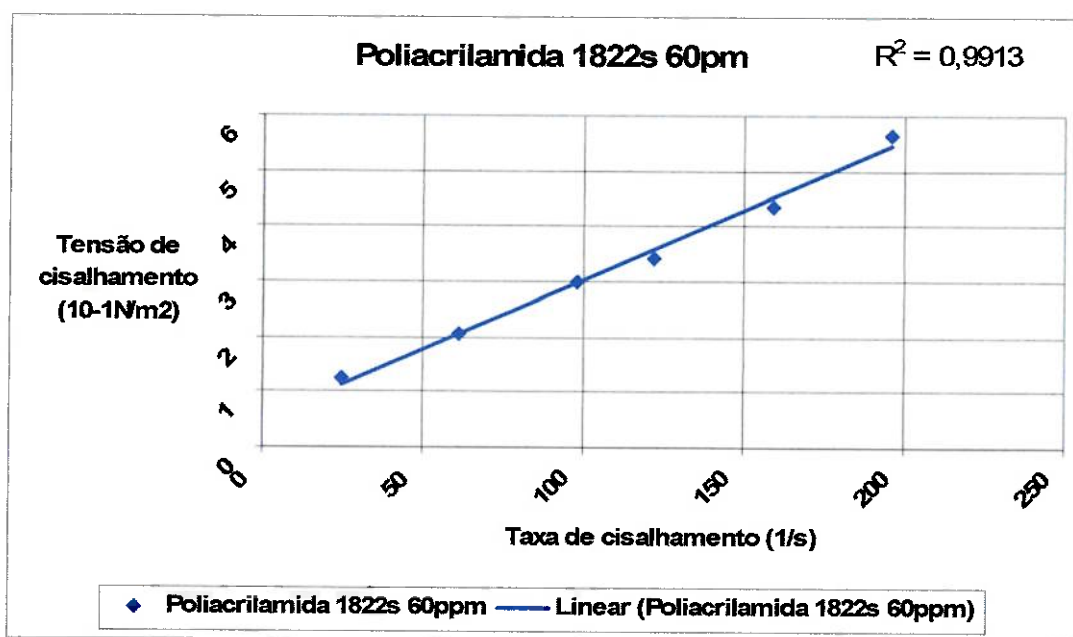


Figura 6 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 60ppm

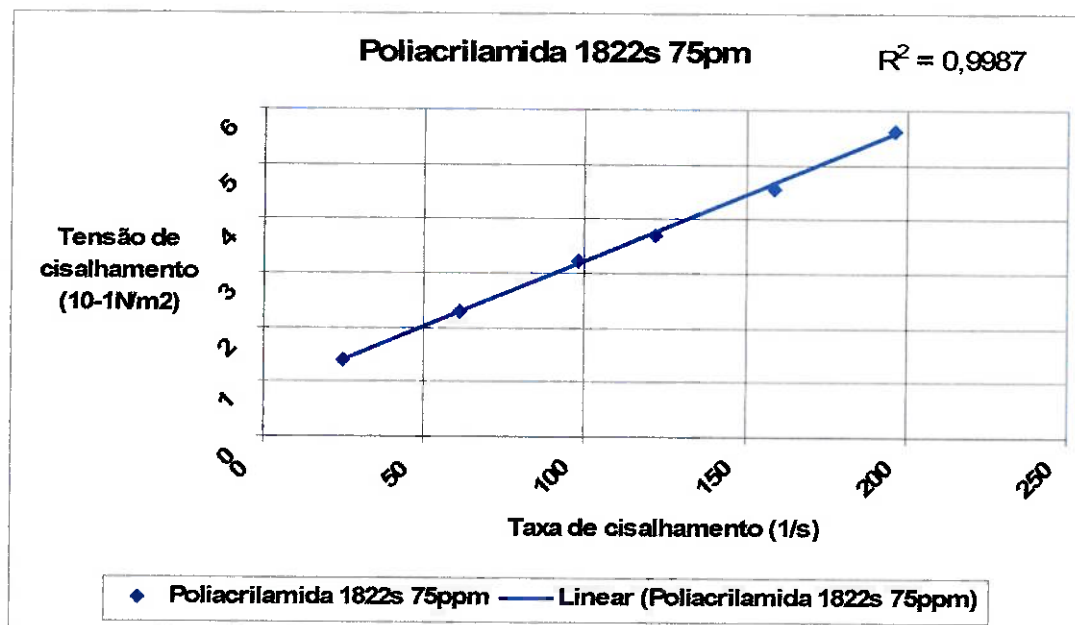


Figura 7 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 75ppm

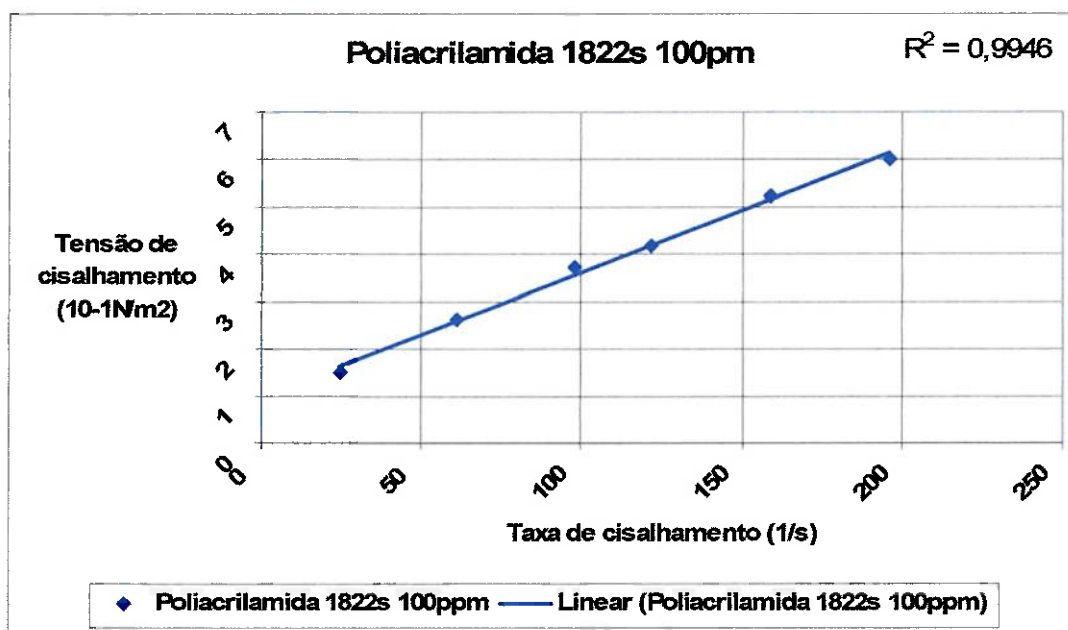


Figura 8 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – Poliacrilamida 1822s 100ppm

Os ensaios com as soluções de poliacrilamida 1822s e o viscosímetro de Couette demonstraram que todas as soluções testadas se comportam como fluidos newtonianos. Porém, para as baixas concentrações (5 e 10ppm), os resultados não se mostraram muito precisos, tanto nos ensaios com poliacrilamida 1822S como nos com água destilada. Acredita-se que essa imprecisão ocorreu devido ao fato de que as viscosidades das soluções de baixas concentrações estavam muito próximas do início do fundo de escala do viscosímetro.

7.1.4 Considerações finais

Como para soluções de baixas concentrações, os resultados não se mostraram muito precisos, e como não se conseguiu obter um viscosímetro calibrado e com um fundo de escala apropriado para medir essas soluções, optou-se por não mais realizar os ensaios com o viscosímetro de Couette. Segundo Kameneva et al., soluções poliméricas de baixas concentrações (5 e 10ppm) apresentam comportamento de fluidos newtonianos. [15] Sendo assim, concluiu-se que todas as soluções em estudo se comportam como fluidos newtonianos. Logo, decidiu-se realizar apenas os ensaios com o viscosímetro de Ostwald que serão apresentados no próximo capítulo.

Como já foi citado, este trabalho se enquadra dentro de um projeto maior envolvendo duas Teses de Doutorado, cujos autores são Daniel Formariz Legendre e Kleiber Lima de Bessa. Este último vem realizando, em conjunto com o Instituto de Ciências Biológicas, um estudo da infusão do polietileno glicol em leitos caudais de ratos normotensos e hipertensos. Os resultados preliminares mostraram a redução de arrasto nos leitos caudais apenas com soluções à 5000ppm. O polímero utilizado nos ensaios foi o PEG4000. Não encontrando referências sobre o comportamento, newtonianos ou não, em concentrações desta ordem de grandeza houve a necessidade de ensaio para determinação do mesmo.

As medições foram realizadas no Instituto de Pesquisas Tecnológicas em um viscosímetro rotacional, modelo *Brookfield LVVL-II+*, em solução a 5°C e o procedimento experimental foi igual ao descrito no capítulo 7.1.1. Obteve-se que a solução polimérica de PEG4000 a 5000ppm apresenta comportamento newtoniano, fig. 9. Os resultados das medições realizadas estão no Anexo B e a média, utilizada para a análise, está no Anexo C.

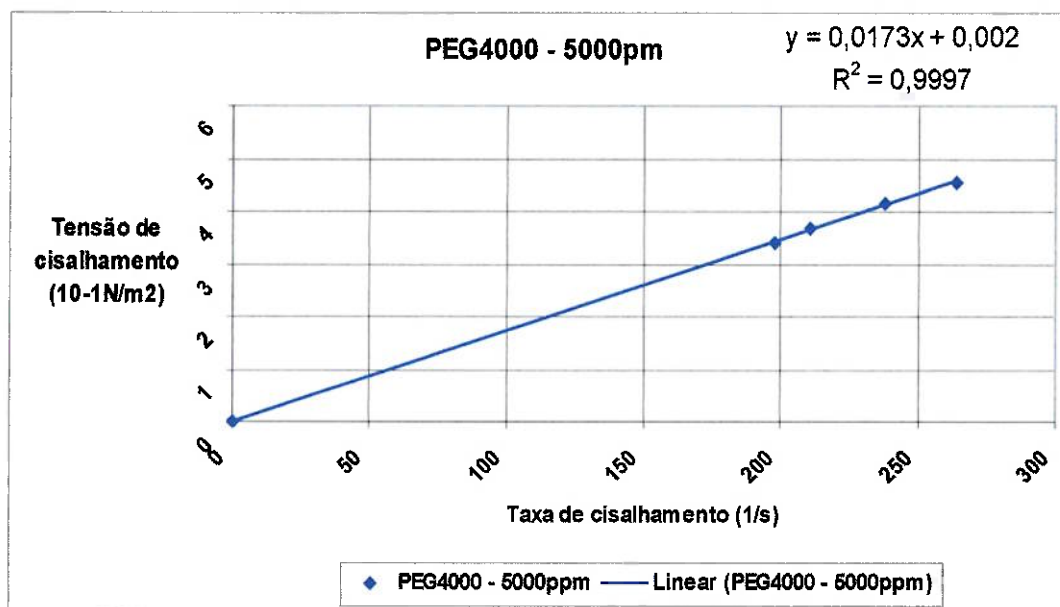


Figura 9 - Tensão de cisalhamento vs. Taxa de cisalhamento – PEG4000 5000ppm

7.2 Viscosímetro do tipo Ostwald

O viscosímetro do tipo Ostwald é basicamente um aparelho composto por dilatações desniveladas ligadas por um tubo capilar de diâmetro regular, fig. 10. O equipamento foi adquirido junto ao Instituto de Física da Universidade de São Paulo e as medições foram realizadas no laboratório TS-10 no Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo.



Figura 10 – Viscosímetro do tipo Ostwald

Devido à presença da viscosidade, a velocidade de escoamento do fluido no interior de um tubo uniforme não é constante ao longo da secção transversal. Em escoamentos nos quais a velocidade é máxima no centro e decresce radialmente segundo uma parábola, alcançando velocidade zero na parede, o escoamento é dito laminar. [16] Neste caso, o coeficiente de viscosidades é obtido através da relação

conhecida como equação de Poiseuille: $Q = \frac{A \cdot r^2 \cdot (p_B - p_A)}{8 \cdot \nu \cdot L}$, onde:

Q: vazão volumétrica;

A: área da secção transversal do tubo;

r: raio do tubo;

$p_B - p_A$: diferença de pressão entre entrada e saída do volume de controle;

ν : coeficiente de viscosidade cinemática do líquido;

L: comprimento do tubo, distância A-B (entrada e saída do volume de controle);

Da equação de Poiseuille,
$$\nu = \frac{\pi \cdot (p_B - p_A) \cdot r^4 \cdot t}{8 \cdot V \cdot L} \quad (1)$$

V: volume escoado no intervalo t.

É possível determinar o coeficiente de viscosidade de maneira absoluta, através de eq.(1), porém optou-se pela determinação relativa, por ser de execução mais simples. Na determinação relativa é necessário trabalhar com dois fluidos, sendo conhecida a viscosidade de um deles. Neste estudo, o fluido de viscosidade conhecida foi a água destilada.

Da eq.(1):
$$\frac{\nu_1}{\nu_2} = \frac{p_{B2} - p_{A2}}{p_{B1} - p_{A1}} \cdot \frac{t_2}{t_1} \quad (2)$$

Como o tubo está na vertical, a pressão atuante é a hidrostática devida à gravidade, [16], assim:

Da eq. (2):
$$\frac{\nu_1}{\nu_2} = \frac{L \cdot \rho_2 \cdot g}{L \cdot \rho_1 \cdot g} \cdot \frac{t_2}{t_1} \Rightarrow \frac{\nu_1}{\nu_2} = \frac{\rho_2}{\rho_1} \cdot \frac{t_2}{t_1} \quad (3)$$

ρ_1 : massa específica da água destilada;

ρ_2 : massa específica da solução polimérica;

g: aceleração da gravidade;

t_1 : tempo de escoamento da água destilada;

t_2 : tempo de escoamento da solução polimérica;

$p_{B1} - p_{A1}$: diferença de pressão entre entrada e saída do volume de controle (água destilada);

$p_{B2} - p_{A2}$: diferença de pressão entre entrada e saída do volume de controle (solução polimérica);

Para determinar a viscosidade da solução polimérica, dada pela eq.(3), devem ser conhecidas as massa específicas dos dois fluidos, os tempos de queda do mesmo volume dos dois fluidos e a viscosidade da água destilada.

7.2.1 Procedimento experimental

O procedimento para aquisição dos tempos de escoamentos das soluções consiste nas seguintes etapas, [16]:

- Pipetar, com auxílio de uma pêra de borracha, um volume de 8ml. O viscosímetro de Ostwald requer um mesmo volume de solução para garantir a mesma pressão hidrostática em todos os experimentos;

1. Introduzir este volume no ramo não capilar do viscosímetro;
2. Acoplar a pêra no ramo capilar e aspirar lentamente, assegurando-se que não haja formação de microbolhas no interior do tubo, até que a superfície livre do líquido ultrapasse o menisco superior de referência;
3. Liberar a pêra, deixando o líquido escorrer livremente;
4. Iniciar a cronometragem no momento em que a superfície livre atingir o menisco acima da dilatação;
5. Encerrar a cronometragem no instante em que a superfície livre atingir o menisco abaixo da dilatação;
6. Repetir as etapas 3 a 6 para cada tomada de tempo. No total foram realizadas 100 medições (dois observadores diferentes) para cada concentração.

No processo de troca de soluções, utilizou-se álcool iso-propílico para garantir a limpeza do viscosímetro, pois qualquer impureza incrustada na parede do capilar poderia influenciar o fluxo do fluido e conseqüentemente o tempo de escoamento.

A massa específica dos fluidos foi obtida através da pesagem de um volume conhecido e pela relação $\rho = \frac{M}{V}$.

7.2.2 Tratamento de dados

Um ponto importante a ser abordado antes da apresentação dos resultados é o tratamento de dados. A incerteza de uma série de medições é composta pelo desvio padrão do valor médio, que corresponde aos erros aleatórios das medições (erros estatísticos), e pela incerteza sistemática residual (desvio padrão associado aos erros sistemáticos residuais), [17]. A seguir estão apresentadas as relações utilizadas no tratamento dos dados obtidos.

7.2.2.1 Desvio padrão do valor médio

- Variância: $\sigma \cong \frac{1}{n-1} \cdot \sum_{i=1}^n (y_i - y)^2$
- Desvio padrão para o valor médio: $\sigma_{\text{médio}} = \left(\frac{\sigma}{\sqrt{n}} \right)^2$ (4)

n: número de medições;

y: valor médio das medidas;

y_i : medida i.

7.2.2.2 Incerteza padrão da massa específica

- Incerteza sistemática residual:

$$\left(\frac{\sigma_{\rho}}{\rho} \right)^2 = (1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_M}{M} \right)^2 + (-1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_V}{V} \right)^2$$

O desvio padrão da média da massa específica é nulo, pois esta é obtida pela razão da massa pelo volume. Portanto, a incerteza padrão é igual à sistemática residual.

- Incerteza padrão:

$$\left(\sigma_{\rho_{padr\tilde{a}o}}^{\rho}\right)^2 = \left(\sigma_{m\acute{e}dia}^{\rho}\right)^2 + \left(\sigma_{\rho}\right)^2 \Rightarrow \left(\sigma_{\rho_{padr\tilde{a}o}}^{\rho}\right) = \left(\sigma_{\rho}\right)$$

7.2.2.3 Incerteza padrão da viscosidade cinemática

- Incerteza padrão do tempo:

$$\left(\sigma_{t_{padr\tilde{a}o}}^t\right)^2 = \left(\sigma_{m\acute{e}dia}^t\right)^2 + \left(\sigma_t\right)^2$$

$\sigma_{m\acute{e}dia}^t$: desvio padrão da média dos tempos medidos;

σ_t : incerteza do cronômetro;

- Incerteza sistemática residual da viscosidade cinemática:

$$\left(\frac{\sigma_{v_2}}{v_2}\right)^2 = (1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_{v_1}}{v_1}\right)^2 + (1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_{\rho_1}}{\rho_1}\right)^2 + (1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_{t_1}}{t_1}\right)^2 + (-1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_{\rho_2}}{\rho_2}\right)^2 + (-1)^2 \cdot \left(\frac{\sigma_{t_2}}{t_2}\right)^2$$

Neste caso, o desvio padrão da média da viscosidade cinemática é nulo, pois esta é obtida através do cálculo da eq. (4). Portanto, a incerteza padrão é igual à sistemática residual.

- Incerteza padrão da viscosidade cinemática:

$$\left(\sigma_{\rho_{padr\tilde{a}o}}^{Visco}\right)^2 = \left(\sigma_{m\acute{e}dia}^{Visco}\right)^2 + \left(\sigma_{v_2}\right)^2 \Rightarrow \left(\sigma_{\rho_{padr\tilde{a}o}}^{Visco}\right) = \left(\sigma_{v_2}\right)$$

σ_{v1} : incerteza da viscosidade cinemática da água destilada (tabelado);

σ_{v2} : incerteza sistemática da viscosidade cinemática da solução polimérica;

σ_{t1} : incerteza padrão do tempo da água destilada;

σ_{t2} : incerteza padrão do tempo da solução polimérica;

$\sigma_{\rho1}$: incerteza padrão da massa específica da água destilada;

$\sigma_{\rho2}$: incerteza padrão da massa específica da solução polimérica;

$\sigma_{m\acute{e}dia}^{Visco}$: desvio padrão da média das viscosidade cinemáticas medidas;

7.2.3 Resultados

Todos os valores medidos e/ou utilizados para cálculos estão apresentados no Anexo D e Anexo E.

7.2.3.1 Massa específica e viscosidade cinemática da água destilada

Tabela 1 – Massa específica e viscosidade cinemática da água destilada

Água destilada	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
	$1,0005 \pm 0,0500$	$0,8930 \pm 0,0005$

7.2.3.2 Massa específica e viscosidade das soluções poliméricas

7.2.3.2.1 Poliacrilamida 1822S

Tabela 2 – Massa específica e viscosidade cinemática da poliacrilamida 1822s

Concentração ppm	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
5	$1,0051 \pm 0,0504$	$0,7578 \pm 0,0634$
10	$1,0044 \pm 0,0504$	$0,8087 \pm 0,0667$
20	$1,0038 \pm 0,0503$	$0,9463 \pm 0,0759$
40	$1,0031 \pm 0,0503$	$1,1465 \pm 0,0896$
60	$1,0028 \pm 0,0503$	$1,2400 \pm 0,0961$
75	$1,0022 \pm 0,0502$	$1,3726 \pm 0,1054$
100	$1,0012 \pm 0,0502$	$1,6361 \pm 0,1241$

7.2.3.2.2 Poliacrilamida 1340S

Tabela 3 – Massa específica e viscosidade cinemática da poliacrilamida 1340S

Concentração ppm	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
5	$1,0012 \pm 0,0502$	$1,0702 \pm 0,0798$
10	$1,0010 \pm 0,0502$	$1,3360 \pm 0,0992$
20	$1,0009 \pm 0,0502$	$1,7833 \pm 0,1319$
40	$1,0023 \pm 0,0503$	$2,7470 \pm 0,2027$
60	$1,0021 \pm 0,0502$	$3,6204 \pm 0,2669$
75	$1,0023 \pm 0,0503$	$4,0072 \pm 0,2954$
100	$1,0012 \pm 0,0502$	$5,6090 \pm 0,4133$

7.2.3.2.3 PEG 400

Tabela 4 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 400

Concentração ppm	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
5	$1,000 \pm 0,0500$	$0,6402 \pm 0,0485$
10	$0,9994 \pm 0,0500$	$0,6377 \pm 0,0484$
20	$0,9994 \pm 0,0500$	$0,6348 \pm 0,0481$
40	$0,9992 \pm 0,0500$	$0,6315 \pm 0,0479$
60	$0,9979 \pm 0,0499$	$0,6282 \pm 0,0476$
75	$0,9978 \pm 0,0499$	$0,6253 \pm 0,0474$
100	$0,9972 \pm 0,0499$	$0,6223 \pm 0,0472$

7.2.3.2.4 PEG 4000

Tabela 5 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 4000

Concentração ppm	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
5	$1,0027 \pm 0,0503$	$0,7664 \pm 0,0574$
10	$1,0026 \pm 0,0503$	$0,7999 \pm 0,0598$
20	$1,0030 \pm 0,0503$	$0,8128 \pm 0,0607$
40	$1,0027 \pm 0,0503$	$0,7837 \pm 0,0586$
60	$1,0024 \pm 0,0503$	$0,8310 \pm 0,0621$
75	$1,0031 \pm 0,0503$	$0,8363 \pm 0,0624$
100	$1,0022 \pm 0,0502$	$0,7727 \pm 0,0578$

7.2.3.2.5 PEG 8000

Tabela 6 – Massa específica e viscosidade cinemática do PEG 8000

Concentração ppm	Massa específica (10^3 kg/m^3)	Viscosidade cinemática ($10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$)
5	$0,9999 \pm 0,0500$	$0,7214 \pm 0,0538$
10	$1,0002 \pm 0,0500$	$0,7481 \pm 0,0557$
20	$0,9998 \pm 0,0500$	$0,8257 \pm 0,0614$
40	$0,9997 \pm 0,0500$	$0,7728 \pm 0,0575$
60	$0,9999 \pm 0,0500$	$0,7924 \pm 0,0589$
75	$1,0002 \pm 0,0500$	$0,7665 \pm 0,0571$
100	$0,9500 \pm 0,0499$	$0,7125 \pm 0,0531$

8 BANCADA EXPERIMENTAL

8.1 Bancada original

A bancada concebida inicialmente pelo cirurgião vascular Domingos Guerrino Silva [1] foi adaptada e construída na Dissertação de Mestrado de LEAL, E. B. (2001), cujo objetivo era o aperfeiçoamento e a otimização de um simulador cardiovascular para a avaliação de vasos sanguíneos, fig. 11. [2]



Figura 11 - Simulador hidrodinâmico para estudos *in vitro* do sistema cardiovascular

8.1.1 Princípio de funcionamento

A bancada original era composta por dois módulos, o primeiro módulo era o simulador cardiovascular, baseado na função ventricular. “Quando o pistão aumenta a pressão no interior do ventrículo (sístole ventricular), a válvula mitral se fecha e quando a pressão ventricular supera a pressão do sistema a válvula aórtica se abre

permitindo que o fluido armazenado no ventrículo escoe para o sistema. Quando o pistão começa a retornar, a pressão no ventrículo vai diminuindo e quando a pressão no ventrículo é menor que a pressão no sistema a válvula aórtica se fecha, a válvula mitral se abre, fazendo com que o fluido armazenado no reservatório escoe para o ventrículo (diástole ventricular)”.[2]

O segundo módulo, no qual era acoplado o segmento vascular a ser testado, destinava-se ao estudo da ruptura do segmento cardiovascular. Entre os dois módulos havia um módulo de complacência, cuja distensibilidade da parede durante a sístole ventricular mantinha a pressão durante a diástole ventricular e o módulo; também evitava grandes variações de pressão durante a sístole ou diástole do sistema.

8.1.2 Esquema da bancada

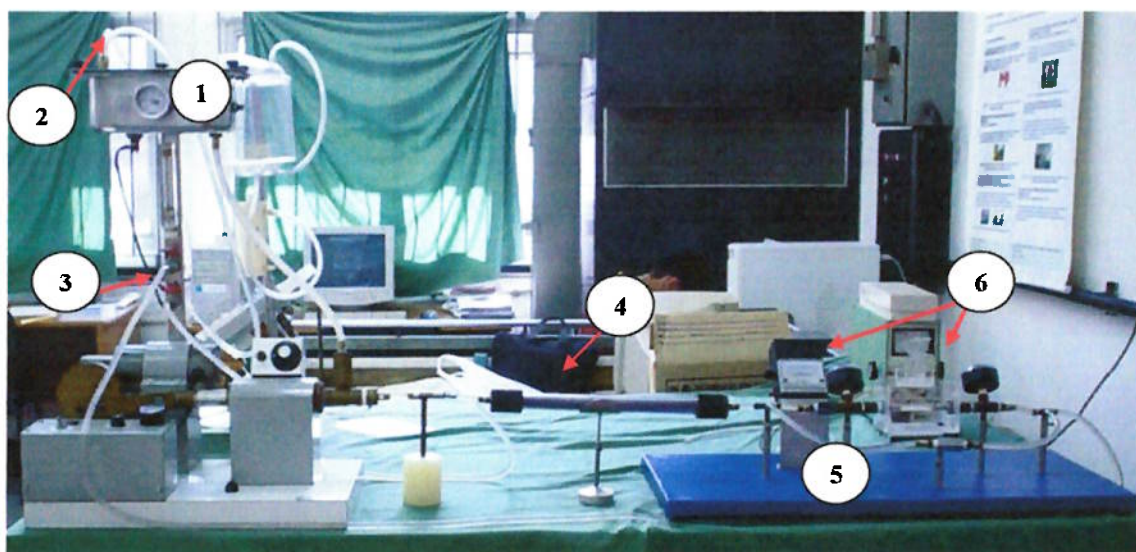


Figura 12 – Esquema da bancada

Itens da bancada:

1. Reservatório;
2. Local de tomada de vazão;
3. Retorno;
4. Módulo de complacência;
5. Módulo de ensaio;
6. Manômetros (leitura de entrada e de saída).

8.1.3 Comportamento da bancada

O primeiro passo para a calibração da bancada foi compreender o comportamento da bancada em operação. Para isso foi necessário estabelecer o método e o procedimento de coleta de dados. Inicialmente pretendia-se utilizar o fluxômetro utilizado por [18] e transdutores de pressão, porém o mal e/ ou o não funcionamento dos mesmos fez com que as alternativas mais viáveis, levando em conta tempo e custo, fossem realizar as medidas de vazão através de uma bureta e um cronômetro e as de pressão através de manômetros.

Durante as medições de vazão teve-se que manter a bancada como um circuito aberto, portanto foi necessário alimentar constantemente o reservatório para evitar alterações nos dados devido à variação no nível de água do reservatório, ou seja, da coluna de água.

As medidas de vazão consistiram em determinar o tempo para atingir um volume conhecido de líquido. O local para a captação deste volume foi definido após a percepção de que a tomada logo após o local de leitura de pressão alterava os valores de pressão, o novo local não tinha nenhuma influência sobre a pressão. E as medidas de pressão consistiram na leitura de pressão nos pontos de entrada e de saída (em relação ao protótipo).

8.1.3.1 Com retorno fechado

A primeira análise consistiu na tomada de vazões para diferentes rotações com o retorno fechado, ou seja, todo o volume injetado pelo pistão dirigia-se ao local de ensaio do protótipo.

Na situação de retorno fechado não foram realizadas medidas de pressão, pois durante o ensaio notou-se que estas eram muito superiores às desejadas. Mesmo assim, finalizaram-se as medidas de vazão, pois o intuito inicial era observar o comportamento da bancada. Para cada rotação foram colhidas 10 medidas de vazão, Anexo F.

Tabela 7 – Comportamento da bancada com retorno fechado

Rotação (rpm)	Vazão (ml/min)
39 ± 1	1826 ± 20
49 ± 1	2043 ± 20
65 ± 1	2409 ± 20
82 ± 1	2541 ± 20
92 ± 1	2717 ± 20
102 ± 1	2810 ± 20
113 ± 1	2932 ± 20
125 ± 1	3031 ± 20

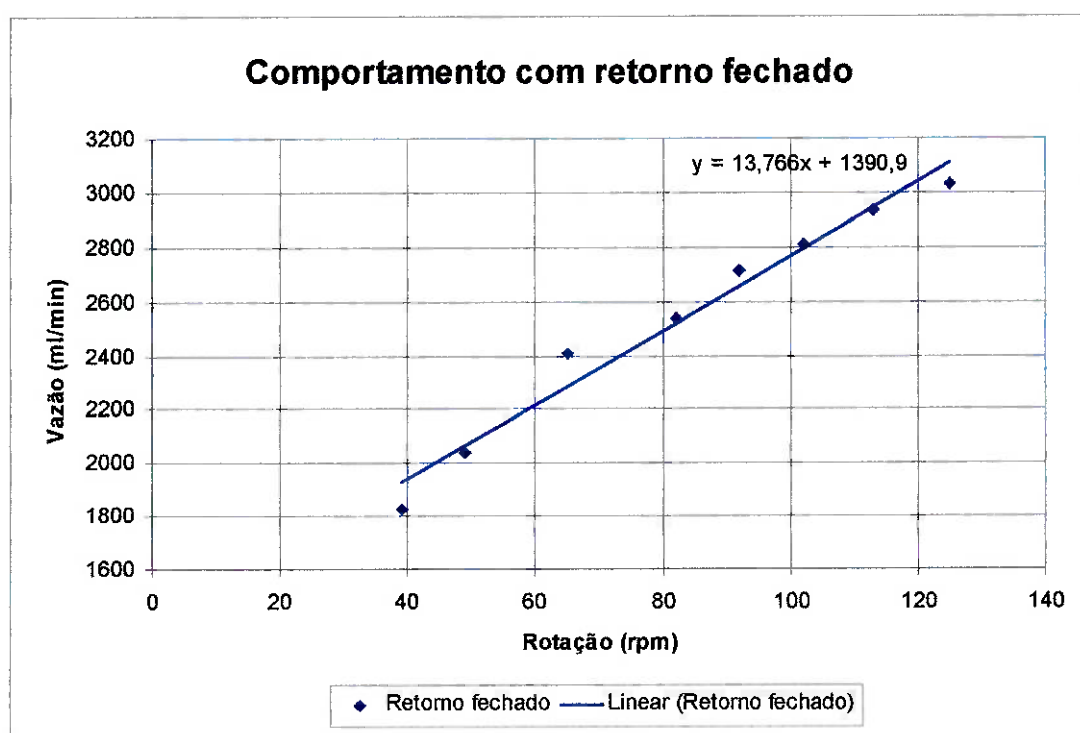


Figura 13 – Comportamento da bancada com retorno fechado

8.1.3.2 Com retorno aberto

O passo seguinte para a análise do comportamento da bancada foi realizar a mesma coleta de dados para a situação de retorno totalmente aberto, neste caso, parte do volume injetado pelo pistão retorna ao reservatório sem passar ao módulo de ensaio.

Conclui-se, pela fig. 14, que a vazão possui um ponto de máximo e que ultrapassada este ponto (rotação) a maior parte do fluxo retorna ao reservatório sem passar pelo módulo de ensaio.

Tabela 8 – Comportamento da bancada com retorno aberto

Rotação (rpm)	Vazão (ml/min)	Pressão entrada (kgf/cm ²)	Pressão saída (kgf/cm ²)
39 ± 1	240 ± 20	0,22 ± 0,05	0,20 ± 0,05
49 ± 1	270 ± 20	0,26 ± 0,05	0,25 ± 0,05
65 ± 1	298 ± 20	0,36 ± 0,05	0,35 ± 0,05
82 ± 1	314 ± 20	0,48 ± 0,05	0,46 ± 0,05
92 ± 1	270 ± 20	0,56 ± 0,05	0,53 ± 0,05
102 ± 1	256 ± 20	0,62 ± 0,05	0,56 ± 0,05
113 ± 1	191 ± 20	0,68 ± 0,05	0,62 ± 0,05
125 ± 1	173 ± 20	0,73 ± 0,05	0,65 ± 0,05

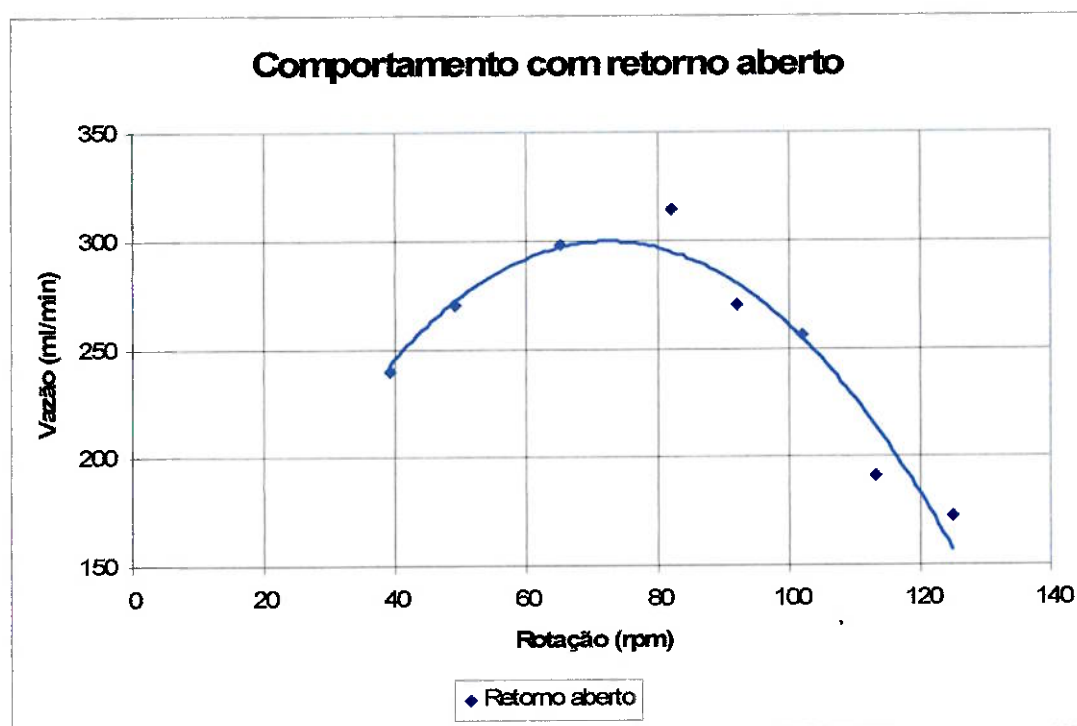


Figura 14 – Comportamento da bancada com retorno aberto

8.2 Calibração da bancada

As adaptações e a calibração da bancada foram orientadas pelas condições fisiológicas da artéria femoral canina. As condições utilizadas como parâmetros para

a calibração foram pressão sanguínea, vazão sanguínea e batimentos por minuto, os valores utilizados dos parâmetros foram os obtidos por [18].

Tabela 9 – Condições fisiológicas da artéria femoral canina

Batimento (bpm)	Vazão (ml/min)	Carga de pressão (mmHg)
100	300	100

Com os resultados dos capítulos 8.1.3.1 e 8.1.3.2 foi possível concluir que na montagem original não era possível conseguir as condições desejadas, por isso foram necessárias adaptações na bancada original idealizada por LEAL, E. B. [2]

8.2.1 Adaptações realizadas na bancada

Diversas alterações foram realizadas para que a bancada operasse nas condições fisiológicas da femoral canina. Entre as diversas adaptações está o aumento da extensão da bancada, através do aumento do comprimento dos tubos pretendeu-se obter um escoamento totalmente desenvolvido.

Outra adaptação foi a troca dos manômetros originais (fundo de escala de 10 kgf/cm^2) para outros com fundo de escala compatível com as medidas fisiológicas, o mínimo encontrado foi de 1 kgf/cm^2 .

Além disso, retirou-se o desvio de fluxo que existia na entrada do módulo de ensaio, que originariamente destinava-se ao controle do fluxo e que não seria necessário neste estudo. Com isto eliminou-se uma fonte desnecessária de perturbação.

A principal adaptação e de maior impacto foi a redução da pressão do sistema. Dentre as diversas possibilidades levantadas, optou-se pela troca do módulo de complacência.

O novo módulo consiste-se numa caixa em acrílico com um manômetro (para controle da pressão interna imposta ao sistema) e uma válvula de pressão permite o controle da complacência do sistema, fig. 17, no módulo original a complacência era fixa, pois dependia unicamente das propriedades elásticas do material do tubo do módulo.

Neste novo sistema é possível aumentar ou diminuir a complacência do sistema através de uma “pêra” de borracha que possui acoplada a si uma válvula que possibilita o bloqueio da saída de ar da caixa. Para o perfeito funcionamento da caixa é necessário que esta esteja totalmente vedada.

E a última melhoria foi soldar externamente o bocal de saída do reservatório para que seja possível esvaziá-lo completamente, originariamente a rosca interna formava um degrau que impedia o completo esvaziamento do reservatório.

A montagem da bancada com as modificações descritas acima esta representada pela fig. 15.

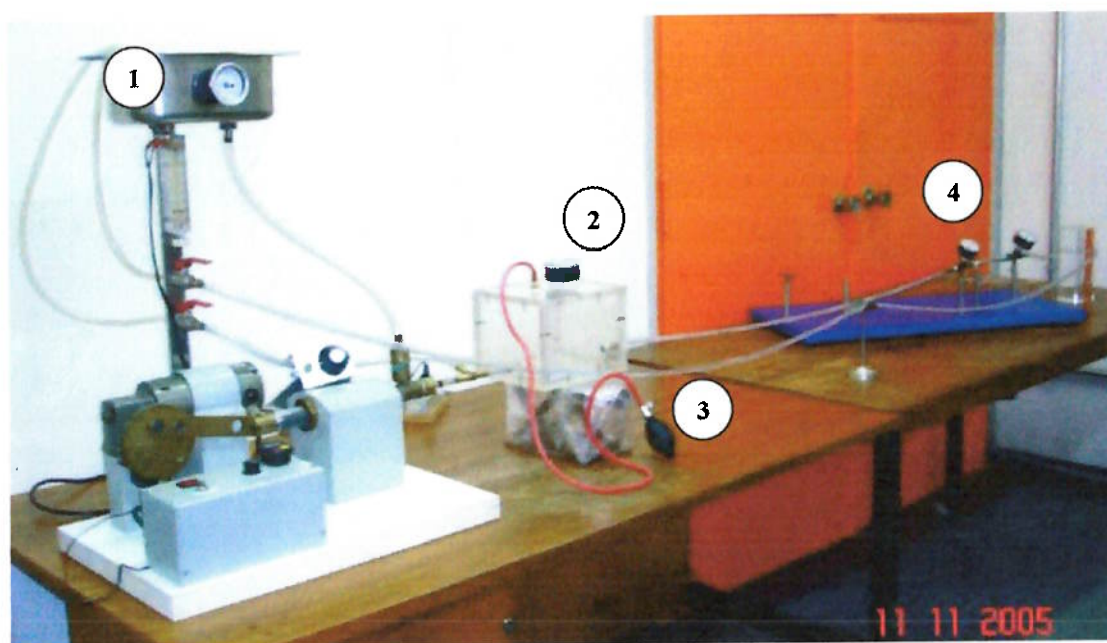


Figura 15 – Bancada com caixa de complacência

Itens da bancada:

1. Reservatório;
2. Caixa de complacência;
3. “Pêra” com válvula;
4. Módulo de ensaio.



Figura 16 – Reservatório



Figura 17 – Caixa de complacência e “pêra” com válvula

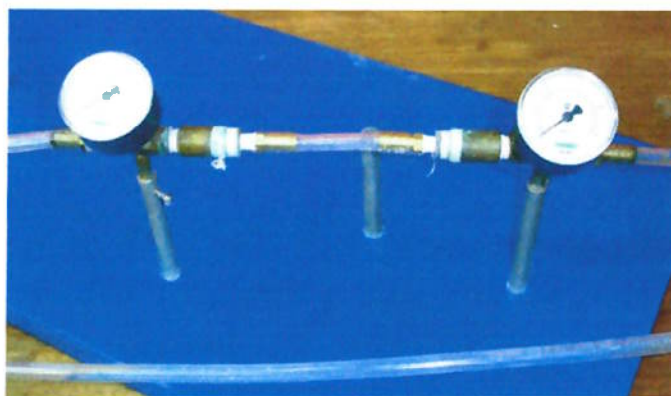


Figura 18 – Módulo de ensaio

8.3 Bancada final

Após os ensaios, descritos no capítulo 10, optou-se pela retirada da caixa de complacência para a finalização dos ensaios. Adotou-se isto porque o efeito da caixa sobre o sistema foi muito superior ao esperado. Ela mostrou-se capaz de controlar todo o comportamento do escoamento, independentemente da solução ou dos modelos ensaiados. A justificativa está melhor apresentada no capítulo 10.1.1.

Sendo assim optou-se por retirar o controle de complacência e os manômetros foram substituídos por outros de fundo de escala maior, 4kgf/cm^2 ($4 \cdot 10^5 \text{N/m}^2$), para que fosse possível a análise sob condições turbulentas. Fez-se então novos ensaios com a bancada nas mesmas condições da bancada apresentada na fig. 15 só que agora sem a caixa de complacência.

Verificando a não existência de redução na perda de carga pela adição das soluções poliméricas e baseando-se em estudos de KAMENEVA, M. V. [15] afirmando existir redução em tubos capilares, optou-se pela troca dos modelos das femorais caninas por um tubo capilar. Sendo assim a bancada final, fig.19, não possui a caixa de complacência e tem módulo de ensaio com um tubo capilar, fig.20.

As dimensões do tubo capilar utilizado foram:

- Comprimento: $410\text{mm} \pm 0,05$
- Diâmetro interno: $3\text{mm} \pm 0,05$



Figura 19 – Bancada final



Figura 20 – Módulo de ensaio com tubo capilar

9 MOLDES E MODELOS

Para realizar a modelagem da redução de arrasto em estenoses arteriais foi necessário confeccionar modelos de artérias com e sem estenoses. Primeiramente foram fabricados os moldes e a partir deles os modelos foram confeccionados com silicone de acordo com as características da artéria femoral canina.

9.1 Moldes

Os moldes foram confeccionados de acordo com as características da artéria femoral canina que possui aproximadamente 10,6mm de diâmetro. [18]

Ao todo foram feitos três moldes (um sem estenose e os outros dois com estenose). O molde sem estenose foi usinado em cobre no laboratório de mecânica dos fluidos do Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Os moldes com estenose (um com 30% e o outro com 50% de redução da secção da artéria) foram usinados em alumínio no Instituto Dante Pazzanese por intermédio de Daniel Formariz Legendre.



Figura 21 – Molde sem estenose usinado em cobre



Figura 22 – Molde com estenose - 30% de redução da secção da artéria



Figura 23 – Molde com estenose – 50% de redução da secção da artéria

9.2 Modelo

9.2.1 Material do modelo

O material utilizado para a confecção do modelo de artéria foi o silicone Sylgard 184. O Sylgard 184 é uma resina fluida de silicone, apresentado como um líquido de baixa viscosidade. Quando misturado com seu catalisador, o silicone Sylgard 184 tem uma consistência parecida com óleo de motor número 40.

9.2.2 Aquisição da amostra

As amostras do silicone Sylgard 184 foram obtidas junto à empresa Quart Comercial localizada na Al. Amazonas, 422 – Alphaville – Barueri, tel. (11) 4195-8500, <http://www.quart.com.br>.

9.2.3 Confecção do modelo

Os modelos com e sem estenose foram confeccionados na sala TS-10 no Departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da Universidade de São Paulo. Diversos testes foram realizados até a definição de qual seria o procedimento padrão para confecção dos modelos.

No princípio utilizou-se um forno industrial, a uma temperatura aproximada de 150°C, para o endurecimento do silicone, porém nesta técnica o silicone escorria ao longo do molde e acumulava na base, tornando o modelo irregular.

Para que isto não acontecesse era necessário rotacionar o molde enquanto o silicone era endurecido. Porém isto não era possível nos fornos disponíveis nas oficinas do Departamento, por isso decidiu-se utilizar sopradores, fig. 24, no lugar dos fornos. Para garantir a homogeneidade do silicone ao longo do molde utilizou-se um apoio horizontal, fig. 25, que possibilitava inclinação e rotação constantes.

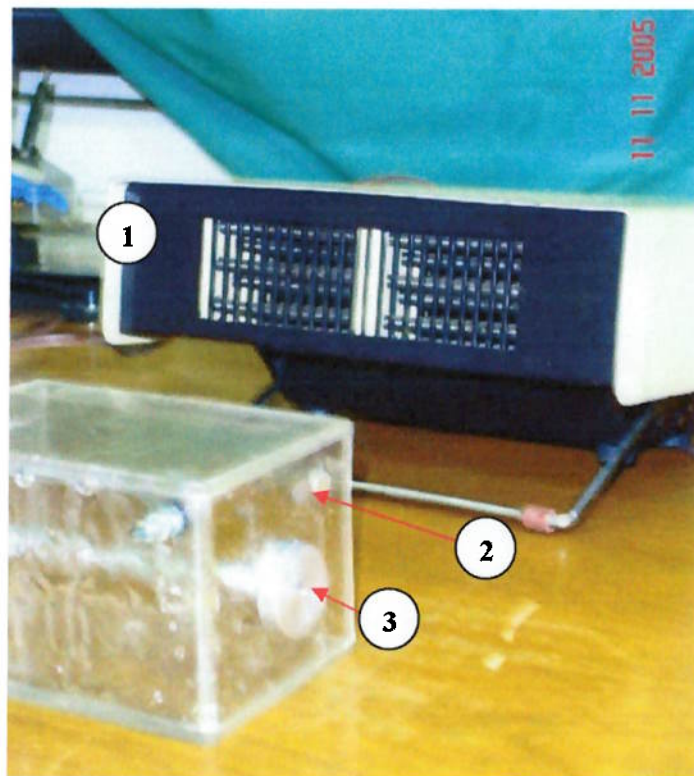


Figura 24 – Instrumentos para confecção dos modelos

Instrumentos para confecção dos modelos:

1. Soprador;
2. Apoio para o molde;
3. Molde.



Figura 25 – Apoio e molde

A retirada do modelo do molde foi possível através da expansão do silicone, provocada pelo contato com a benzina ecológica.

O procedimento de confecção dos modelos pode ser descrito nas seguintes etapas:

1. Preparar o silicone, na proporção de 10 partes de silicone para 1 de catalisador;
2. Ligar o soprador;
3. Passar o desmoldante sobre o molde;
4. Banhar o molde no silicone, tomando o cuidado de revesti-lo completamente;
5. Colocar o molde dentro do apoio;
6. Posicionar o apoio na saída do soprador;
7. Rotacionar o molde em velocidade média e constante até o silicone enrijecer;
8. Retirar o molde do apoio;
9. Repetir etapas 4 a 7 até completar 3 camadas;
10. Após a última camada, banhar o molde em água corrente;
11. Cortar as extremidades do modelo;
12. Submergir o molde em benzina ecológica;
13. Observar a expansão do silicone e retirar o modelo do molde quando esta for suficiente para a retirada;
14. Lavar o modelo em água corrente para retirar a benzina e para que o silicone volte as suas dimensões iniciais;
15. Aguardar 48 horas para a cura completa do silicone.

Na confecção deve-se utilizar proteção nas mãos durante todo o manuseio com a benzina e com o soprador, para evitar irritações e queimaduras, respectivamente. Outro cuidado é não expandir o silicone em demasia, apenas o necessário, pois a benzina fragiliza o material.

Na fig. 26 é possível observar, de cima para baixo, a seqüência de modelos obtidos até o aperfeiçoamento da técnica, bem como dos confeccionadores.

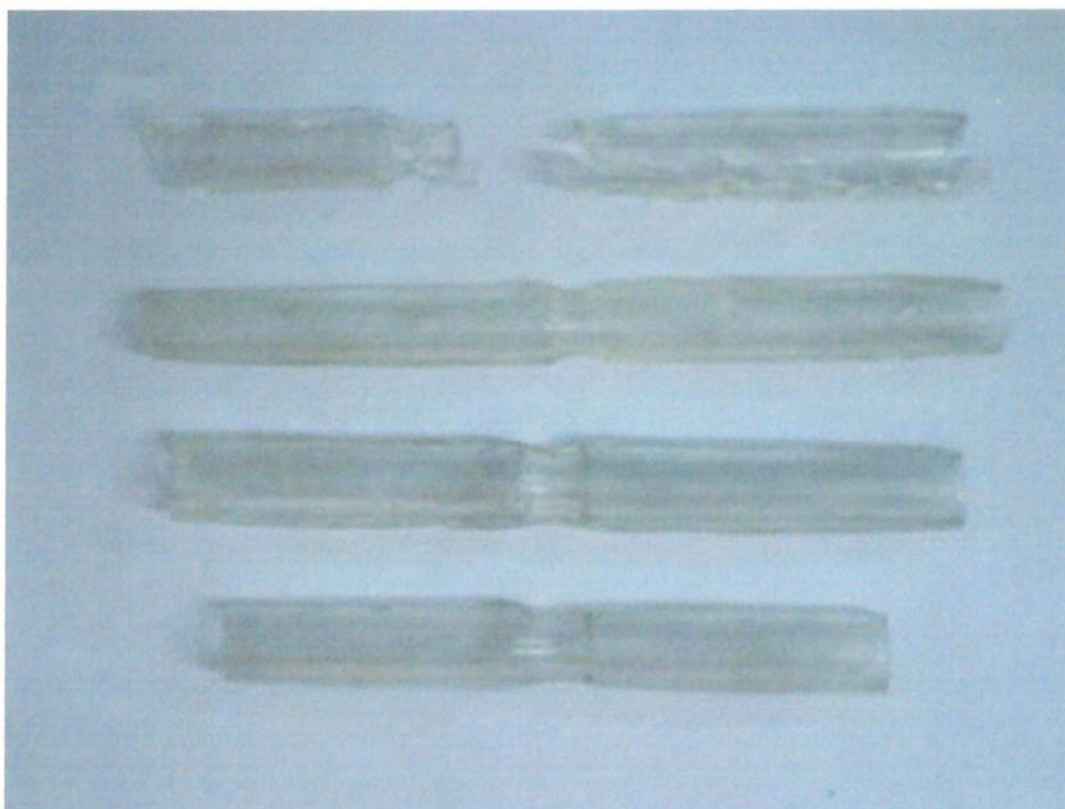


Figura 26 – Seqüência de modelos até aperfeiçoamento da técnica

As dimensões dos modelos confeccionados baseados nas condições fisiológicas da artéria femoral canina foram:

- Comprimento: $86,9 \pm 0,05\text{mm}$
- Diâmetro interno: $10,6 \pm 0,05\text{mm}$

Essas dimensões valem tanto para o molde sem estenose quanto para os molde com estenoses de 30% e 50% de obstrução da seção da artéria.

10 ENSAIOS E RESULTADOS

Os ensaios realizados consistiram na leitura da pressão de entrada e de saída do módulo de ensaio. No princípio, os ensaios foram realizados na bancada operando com o módulo de complacência, nas condições fisiológicas caninas, e com diversas concentrações poliméricas. Constatado o controle da caixa sobre o escoamento, ensaiou-se a bancada sem a caixa, em condições diferentes da fisiológica, pois sem a caixa não era possível atingir os parâmetros (pressão, vazão e batimentos por minuto) fisiológicos.

10.1 Ensaios com módulo de complacência

Na bancada, com o módulo de complacência, as medições foram realizadas sob as condições fisiológicas da femoral canina e com pressão, na caixa de complacência, constante em todos os ensaios.

Os ensaios realizados foram:

- Água;
- PEG400 a 5000ppm;
- PEG400 a 10000ppm;
- PEG4000 a 5000ppm;
- PEG4000 a 10000ppm;
- Poliacrilamida 1822S a 10ppm;
- Poliacrilamida 1822S a 100ppm;
- Poliacrilamida 1340S a 10ppm;
- Poliacrilamida 1340S a 100ppm.

Todos os ensaios foram realizados em modelos sem estenoses e com estenoses de 30 e de 50% de obstrução da luz do vaso.

Através das soluções ensaiadas buscava-se analisar o efeito do peso molecular (PEG400 vs PEG4000 e poliacrilamida 1822S vs 1340S), o efeito da cadeia polimérica (PEG vs poliacrilamida) e o efeito da concentração (PEG à 5000ppm vs 10000ppm e poliacrilamida 10ppm vs 100ppm).

Soluções de PEG4000 nas concentrações de 5000 e de 10000ppm foram ensaiadas porque desejava-se comparar estes valores com as reduções obtidas, por Kleiber Lima de Bessa, nos estudos realizados no Instituto de Ciências Biológicas.

10.1.1 Resultados e conclusões

Os parâmetros da bancada, durante os ensaios, basearam-se nas condições no escoamento da água, sendo eles:

- Rotação média: 102rpm;
- Pressão média na caixa: $0,17\text{kgf/cm}^2$ ($1,7 \cdot 10^4\text{N/m}^2$);
- Pressão média na entrada: $0,16\text{kgf/cm}^2$ ($1,6 \cdot 10^4\text{N/m}^2$);
- Pressão média na saída: $0,14\text{kgf/cm}^2$ ($1,4 \cdot 10^4\text{N/m}^2$).

Durante os ensaios não foi possível observar nenhuma alteração na perda de carga após a troca dos fluidos, e mais do que isso, não se obteve nenhuma variação significativa com a troca dos modelos. Esta última constatação confirmou a suspeita de que a influência da caixa sobre o sistema era muito maior do o imaginado.

Considerando-se o tempo necessário e a complexidade para determinar os reais efeitos da caixa sobre o sistema, devido aos inúmeros parâmetros reinantes sobre ele, decidiu-se retirar a caixa e ensaiar o efeito dos polímeros sobre o escoamento.

10.2 Ensaios sem módulo de complacência

Após a retirada da caixa iniciaram-se novas seqüências de ensaios. Nesta nova etapa, desejava-se comprovar a perda de carga pela adição de polímeros em condições turbulentas e não mais nas condições fisiológicas (laminar), por isso os ensaios foram realizados com o retorno fechado (condição de máxima vazão da bancada).

Realizaram-se ensaios com modelo sem estenose, com modelo com 50% de redução da luz do vaso e em tubo capilar de 3mm de diâmetro. As medidas de pressão de entrada e de saída estão apresentadas no Anexo G.

10.2.1 Resultados nos modelos com e sem estenose

Os ensaios foram iniciados com o modelo sem estenose. Nesta sequência foram ensaiadas soluções de PEG4000 nas concentrações de 100, 5000 e 10000ppm, de poliacrilamida 1822S nas concentrações de 10 e 100ppm, de poliacrilamida 1340S nas concentrações de 10 e 100ppm e água, que foi utilizada como parâmetro de análise. Nos valores obtidos, tabela 10, não foi possível observar nenhuma modificação pela adição dos polímeros.

Tabela 10 – Perda de carga em modelos sem estenose

Rotação (rpm)	Perda de carga em Água (10^5N/m^2)	Perda de carga em PEG4000 (10^5N/m^2)			Perda de carga em 1822S (10^5N/m^2)		Perda de carga em 1340S (10^5N/m^2)	
		100ppm	5000ppm	10000ppm	10ppm	100ppm	10ppm	100ppm
171	0,68	0,7	0,7	-	0,7	0,75	0,68	0,75
128	0,50	0,5	0,5	0,5	0,6	0,6	0,58	0,55
100	0,35	0,35	0,4	0,35	0,43	0,5	0,43	0,45

Tabela 11 – Número de Reynolds em modelos sem estenose

Rotação (rpm)	Número de Reynolds em Água	Número de Reynolds em 1822S		Número de Reynolds em 1340S	
		10ppm	100ppm	10ppm	100ppm
171	8325,6	9193,5	4544,2	5565,0	1325,5
128	7072,1	7809,3	3860,0	4727,1	1125,9
100	6207,4	6854,5	3388,1	4149,1	988,3

Em seguida, o modelo foi substituído pelo com redução de 50% e ensaios com água e PEG4000 a 5000ppm foram realizados. E novamente nenhuma redução foi observada, tabela 12.

Tabela 12 – Perda de carga em modelos com redução de 50%

Rotação (rpm)	Perda de carga em água (10^5N/m^2)	Perda de carga em PEG4000 a 5000ppm (10^5N/m^2)
100	0,35	0,4

10.2.2 Resultado com tubo capilar

A não existência de redução na perda de carga pela adição das soluções poliméricas era uma conclusão possível, porém estudos de KAMENEVA, M. V. [13] afirmando existir redução em tubos capilares, impulsionou a troca dos modelos das femorais caninas por um tubo capilar.

E mais do que isso, a substituição dos modelos por um tubo de menor diâmetro aumentaria o número de Reynolds, tabela 11, que apesar de turbulento ainda era relativamente baixo. Esta era a modificação mais viável para aumentar o número de Reynolds, pois a bancada já estava em sua vazão máxima.

Pela análise, descrita a seguir, conclui-se que um tubo capilar (modelo) de diâmetro 1/3 do modelo da artéria (protótipo) seria suficiente para atingir o estado de turbulência desejado, eq. (5).

Para a vazão 3000 ml/min (a vazão máxima é aproximadamente 3700ml/min), diâmetro do protótipo de 10mm e diâmetro do modelo de aproximadamente 3mm, tem-se:

$$Q = 3000 \text{ ml} / \text{min} = 0,05 \cdot 10^{-3} \text{ m}^3 / \text{s}$$

$$V_m = \frac{Q}{A} = \frac{(0,05 \cdot 10^{-3}) \cdot 4}{\pi \cdot (3 \cdot 10^{-3})^2} = 7,07 \text{ m} / \text{s}$$

$$V_p = \frac{Q}{A} = \frac{(0,05 \cdot 10^{-3}) \cdot 4}{\pi \cdot (10 \cdot 10^{-3})^2} = 0,64 \text{ m} / \text{s}$$

Para a água, tem-se:

$$\text{Re}_m = \frac{V_m d_m}{\nu_m} = \frac{7,07 \cdot (3 \cdot 10^{-3})}{0,8930 \cdot 10^{-6}} = 23751,4$$

$$\text{Re}_p = \frac{V_p d_p}{\nu_p} = \frac{0,64 \cdot (3 \cdot 10^{-3})}{0,8930 \cdot 10^{-6}} = 7166,9$$

$$\therefore \frac{\text{Re}_m}{\text{Re}_p} \sim 3 \quad (5)$$

Realizada a troca, a primeira solução ensaiada foi água, seguida de uma solução de PEG4000 a 5000ppm, na qual não foi possível notar nenhuma modificação em relação à água.

No ensaio seguinte, de poliacrilamida 1822S a 100ppm, tabelas 13 e 14, foi observado uma grande redução na perda de carga. Comprovado o efeito da poliacrilamida, ensaios com poliacrilamida 1822S a 10ppm, poliacrilamida 1340S a 100 e a 10ppm foram realizados para verificar o efeito da concentração e do peso molecular, respectivamente.

Tabela 13 – Perda de carga em tubo capilar

Rotação (rpm)	Perda de carga em Água (10^5 N/m^2)	Perda de carga em 1822S (10^5 N/m^2)		Perda de carga em 1340S (10^5 N/m^2)	
		10ppm	100ppm	10ppm	100ppm
100	2,55	1,95	1,85	1,98	1,85
84	1,95	1,80	1,60	1,68	1,60
60	1,50	1,18	1,10	1,13	1,08
48	0,95	0,78	0,67	0,73	0,70
42	0,85	0,58	-	-	-
36	0,70	0,40	-	-	-
30	0,45	0,375	-	-	-

Tabela 14 – Redução da perda de carga em relação à água em tubo capilar

Rotação (rpm)	Redução da perda de carga em 1822S (%)		Redução da perda de carga em 1340S (%)	
	10ppm	100ppm	10ppm	100ppm
100	23,5%	27,5%	22,4%	27,5%
84	7,7%	17,9%	13,8%	17,9%
60	21,3%	26,7%	24,7%	28,0%
48	17,9%	29,5%	23,2%	26,3%
42	31,8%	-	-	-
36	42,9%	-	-	-
30	16,7%	-	-	-

Tabela 15 – Número de Reynolds em tubo capilar

Rotação (rpm)	Número de Reynolds em Água	Número de Reynolds em 1822S		Número de Reynolds em 1340S	
		10ppm	100ppm	10ppm	100ppm
100	21932,8	24219,1	11971,1	14660,2	3491,9
84	20186,9	22291,2	11018,2	13493,2	3213,9
60	17569,2	19400,7	9589,5	11743,5	2797,2
48	16260,0	17955,0	8874,9	10868,4	2588,7
42	15605,4	17232,1	8517,6	10430,8	2484,5
36	14950,8	16509,2	8160,3	9993,3	2380,3
30	14296,1	15786,4	7803,0	9555,7	2276,1

Por estes dados foi possível perceber que a perda de carga aumenta com o aumento do Reynolds e também com o aumento da concentração de polímero. Outra conclusão foi que o peso molecular e a viscosidade têm pouco efeito na redução, ou seja, poliacrilamida 1822S e 1340S nas mesmas concentrações, levando-se em consideração erros experimentais, apresentaram reduções equivalentes.

Com a observação da a redução em soluções de poliacrilamida, iniciou-se uma nova sequência de ensaios com a poliacrilamida 1822S a 10ppm para determinação do Reynolds crítico, ponto a partir do qual inicia-se a redução na perda de carga. Porém, nas condições da bancada, do protótipo e da solução não foi possível observar tal efeito. Contudo, este ponto pode ser estimado a partir dos pontos obtidos, fig. 27.

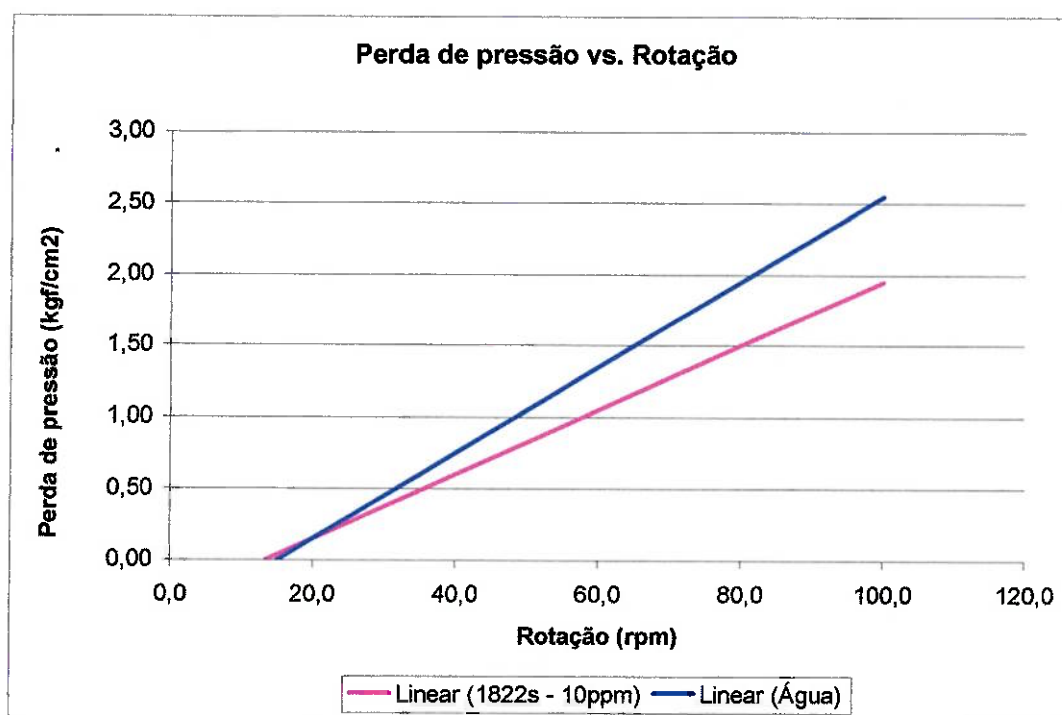


Figura 27 – Determinação do Reynolds crítico – Perda de pressão vs. Rotação

Observa-se na fig. 27 que a perda de pressão é a mesma tanto para a água quanto para a poliacrilamida 1822s 10ppm à aproximadamente 20rpm. Utilizando-se a equação linear do gráfico da fig. 13 é possível descobrir a vazão neste ponto que é de aproximadamente 1666ml/min ou $2,77 \cdot 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$. Calculando-se então o Reynolds para este ponto, tem-se:

$$Re_{crítico} = \frac{4Q}{\pi D \nu} = \frac{4 \cdot 2,77 \cdot 10^{-5}}{3,14 \cdot 0,003 \cdot 8,087 \cdot 10^{-7}} = 14544,58$$

Logo, temos que o Reynolds crítico em que a redução da perda de pressão começa a existir é tal que $Re_{crítico} = 14544,58$.

Finalizando, com os dados experimentais obtidos ao longo deste estudo foi possível traçar o diagrama de Moody-Rouse das soluções, fig. 28, considerando o tubo como sendo liso.

Tem-se que: [19]

$$h_l = f \frac{L}{D} \frac{\bar{V}^2}{2g}$$

Então, o fator de atrito é calculado por: [19]

$$f = h_l \frac{D}{L} \frac{2g}{\bar{V}^2}$$

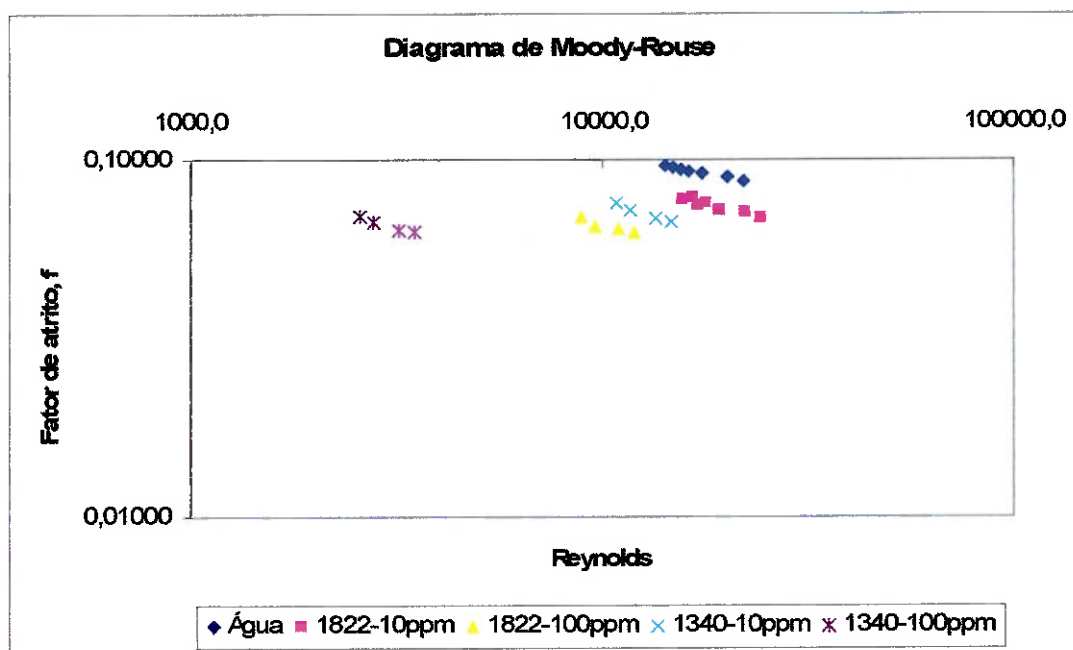


Figura 28 – Diagrama de Moody-Rouse

11 CONCLUSÕES

No decorrer deste trabalho, de aproximadamente nove meses, muitas descobertas e constatações foram feitas. Apesar da impossibilidade de estudo nas condições fisiológicas, intuito inicial do trabalho, foi possível notar que apesar de características semelhantes de elevado peso molecular e longa cadeia linear, o óxido de polietileno glicol (PEG) e a poliacrilamida apresentam comportamentos totalmente distintos.

Distintos desde a viscosidade até a capacidade de redução, sendo a poliacrilamida o único capaz de tal feito. E pelos ensaios da poliacrilamida, concluiu-se que a viscosidade e o peso molecular têm pouca influência e a característica que mais impacta no comportamento é a cadeia polimérica, pois ensaios com poliacrilamida 1822S e 1340S nas mesmas concentrações se mostraram praticamente iguais.

O mais intrigante foi o fato do PEG provocar redução nos ensaios realizados no Instituto de Ciências Biológicas e não apresentar nenhum efeito no simulador, o que leva a crer que a razão desta redução não foi apenas por efeito do polímero e que existem outras relações fisiológicas por de trás deste efeito.

Além das descobertas, relacionadas às soluções poliméricas, é importante salientar que atingiu-se o objetivo do trabalho, a calibração da bancada, que apesar de necessitar de mais algumas melhorias, possibilitará o aprofundamento do estudo deste tema e de outros relacionados ao escoamento pulsátil.

Finaliza-se aqui, uma parte de todo o trabalho que envolve a análise de soluções poliméricas como redutoras de formação de estenoses arteriais, trabalho que será desenvolvido pelos doutorandos Daniel Formariz Legendre e Kleiber Lima de Bessa, sob orientação de Jayme Pinto Ortiz.

12 PRÓXIMOS PASSOS

Com este trabalho finaliza-se apenas o primeiro passo na adaptação da bancada. O início, tentativa e erro, dos muitos ajustes necessários para uma simulação cada vez mais próxima das condições reais, ou seja, as fisiológicas.

Deste trabalho destacam-se como principais adaptações necessárias, a melhoria do sistema leitura de pressões que se dará pela troca dos manômetros por transdutores de pressão e a adaptação da caixa de complacência para atingir as condições fisiológicas. A troca por transdutores exige também a calibração do sistema para aquisição de sinais.

Na parte relativa aos modelos recomenda-se a construção em material rígido, pois a complacência do silicone torna-o muito instável dependendo da vazão. Para não inviabilizar futuramente o uso de lasers na visualização do escoamento, é preferível que o material além de rígido seja transparente, sendo, portanto a melhor opção o vidro, que além de tudo é muito fácil de moldar.

Já os passos futuros em relação às reduções pelas soluções poliméricas seriam a justificativa da existência da redução apenas com a poliacrilamida e as variáveis que influenciam na redução por PEG nas artérias caudais.

ANEXO A

Viscosímetro do tipo Couette

Reômetro DVIII+ Ultra

Digital programável com leitura direta em centiPoise ou miliPascal segundo e % de torque com software aplicativo. Armazena até 10 programas no próprio reômetro. Determinação de tensão de escoamento com torque RV/RA/RB.

Torque LV: Aplicável

Torque RV: Aplicável

Torque HA: Aplicável

Torque HB: Aplicável

Velocidade (rpm): 2600

Software: Rheocalc

Sensor de temperatura: Aplicável

Configuração especial cone-placa e aletas

Faixa de torque:

LV: 673,7 dinas-cm

RV: 7187 dinas-cm

HÁ: 14374 dinas-cm

HB: 57496 dinas-cm

Fabricante:

Brookfield Engineering Laboratories, Inc.

11 Commerce Boulevard

Middleboro, Massachusetts, USA, 02346

Phone: 800-628-8139, 508-946-6200

Fax: 508-946-6262

Email: Sales@brookfieldengineering.com

Há 70 anos no mercado mundial, especialista em medida de viscosidade e reologia. Possui instrumentos de laboratório com aplicação em controle de qualidade e desenvolvimento de produtos e para ciências. Adicionalmente possuem

instrumento para monitoramento de viscosidade na linha de produção em sistema de batelada ou contínuo.

Fornecedor brasileiro:

BRASEQ – Brasileira de Equipamentos LTDA

Av: Doutor Antenor Soares Gandra, 433

CEP. 13240-000 - Jarinu - SP

Tel.: 11.4016.1313

Fax.: 11.4016.1322

braseq@braseq.com.br

ANEXO B

Medições com o viscosímetro do tipo Couette

1) Água destilada

Tabela 16 - 1ª Medição - Água destilada

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,26	4,2	0,31	24,5
50	1,06	8,8	0,65	61,2
80	1	13,3	0,98	97,8
100	1,31	21,8	1,6	122
130	1,77	38,3	2,81	159
160	1,87	49,8	3,65	196
200	2,11	70,2	5,15	245
240	2,33	93,2	6,84	294

Tabela 17 - 2ª Medição - Água destilada

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,47	4,9	0,36	24,5
50	0,95	7,9	0,58	61,2
80	1,27	17	1,25	97,8
100	1,33	22,1	1,62	122
130	1,74	37,8	2,77	159
160	1,83	48,7	3,57	196
200	2,09	69,7	5,11	245
240	2,28	91,2	6,69	294

2) Poliacrilamida 1822s – 5ppm

Tabela 18 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 5ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,41	4,7	0,34	24,5
50	1,18	9,8	0,72	61,2
80	1,35	18	1,32	97,8
100	1,27	21,1	1,55	122
130	1,91	41,3	3,03	159
160	2,06	54,9	4,03	196
200	2,36	78,7	5,77	245
240	2,31	92,6	6,79	294

Tabela 19 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s - 5ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	2,37	7,9	0,58	24,5
50	1,13	9,4	0,69	61,2
80	1,27	16,9	1,24	97,8
100	1,51	25,2	1,85	122
130	1,91	41,3	3,03	159
160	2,11	56,2	4,12	196
200	2,34	78,1	5,73	245
240	2,34	93,8	6,88	294

3) Poliacrilamida 1822s -10ppm

Tabela 20 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s -10ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,53	5,1	0,37	24,5
50	1,28	10,7	0,78	61,2
80	1,45	19,4	1,42	97,8
100	1,34	22,3	1,64	122
130	1,9	41,2	3,02	159
160	2,12	56,6	4,15	196
200	2,46	82	6,02	245

Tabela 21 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s -10ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,62	5,4	0,4	24,5
50	1,28	10,7	0,78	61,2
80	1,23	16,4	1,2	97,8
100	1,36	22,7	1,67	122
130	1,91	41,3	3,03	159
160	2,15	57,3	4,2	196
200	2,47	82,3	6,04	245

4) Poliacrilamida 1822s – 30ppm

Tabela 22 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 30ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	3,84	12,8	0,94	24,5
50	2,66	22,2	1,63	61,2
80	2,25	30	2,2	97,8
100	2,24	37,4	2,74	122
130	2,2	47,6	3,49	159
160	2,82	75,2	5,52	196

Tabela 23 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 30ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	3,75	12,5	0,92	24,5
50	2,45	20,4	1,5	61,2
80	2,56	34,2	2,51	97,8
100	2,33	38,9	2,85	122
130	2,25	48,8	3,58	159
160	2,84	75,8	3,56	196

5) Poliacrilamida 1822s – 60ppm

Tabela 24 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 60ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,22	17,4	1,28	24,5
50	3,36	28	2,05	61,2
80	3,22	42,9	3,15	97,8
100	2,76	46	3,37	122
130	2,81	61	4,48	159
160	2,91	77,5	5,69	196

Tabela 25 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 60ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	4,89	16,3	1,2	24,5
50	3,44	28,7	2,11	61,2
80	2,89	38,6	2,83	97,8
100	2,83	47,2	3,46	122
130	2,67	57,8	4,24	159
160	2,87	76,6	5,62	196

6) Poliacrilamida 1822s – 75ppm

Tabela 26 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 75ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,85	19,5	1,43	24,5
50	3,74	31,2	2,29	61,2
80	3,26	43,5	3,19	97,8
100	3,04	50,6	3,71	122
130	2,83	61,4	4,5	159
160	2,88	76,7	5,63	196

Tabela 27 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 75ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,52	18,4	1,35	24,5
50	3,8	31,7	2,33	61,2
80	3,31	44,1	3,24	97,8
100	3,05	50,8	3,73	122
130	2,93	63,4	4,65	159
160	2,87	76,5	5,61	196

7) Poliacrilamida 1822s – 100ppm

Tabela 28 - 1ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 100ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,85	19,5	1,43	24,5
50	4,36	36,3	2,66	61,2
80	3,86	51,5	3,78	97,8
100	3,47	57,8	4,24	122
130	3,29	71,3	5,23	159
160	3,13	83,6	6,13	196

Tabela 29 - 2ª Medição - Poliacrilamida 1822s – 100ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	6,36	21,2	1,56	24,5
50	4,33	36,1	2,65	61,2
80	3,76	50,2	3,68	97,8
100	3,4	56,7	4,16	122
130	3,28	71,1	5,22	159
160	3,09	80	5,87	196

8) PEG 4000 – 5000ppm

Tabela 30 - 1ª Medição – PEG 4000 – 5000ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
0	0	0	0	0
150	1,74	8,7	0,34	198
160	1,73	9,2	0,37	211
180	1,75	10,5	0,42	238
200	1,74	11,6	0,46	264

Tabela 31 - 2ª Medição – PEG 4000 – 5000ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
0	0	0	0	0
150	1,76	8,8	0,34	198
160	1,76	9,4	0,37	211
180	1,73	10,4	0,41	238
200	1,69	11,3	0,45	264

ANEXO C

Média das medições com o viscosímetro do tipo Couette

1) Água destilada

Tabela 32 – Média das medições da água destilada

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,365	4,55	0,335	24,5
50	1,005	8,35	0,615	61,2
80	1,135	15,15	1,115	97,8
100	1,32	21,95	1,61	122
130	1,755	38,05	2,79	159
160	1,85	49,25	3,61	196
200	2,1	69,95	5,13	245
240	2,305	92,2	6,765	294

2) Poliacrilamida 1822s – 5ppm

Tabela 33 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 5ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,89	6,3	0,46	24,5
50	1,155	9,6	0,705	61,2
80	1,31	17,45	1,28	97,8
100	1,39	23,15	1,7	122
130	1,91	41,3	3,03	159
160	2,085	55,55	4,075	196
200	2,35	78,4	5,75	245
240	2,325	93,2	6,835	294

3) Poliacrilamida 1822s – 10ppm

Tabela 34 - Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 10ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	1,575	5,25	0,385	24,5
50	1,28	10,7	0,78	61,2
80	1,34	17,9	1,31	97,8
100	1,35	22,5	1,655	122
130	1,905	41,25	3,025	159
160	2,135	56,95	4,175	196
200	2,465	82,15	6,03	245

4) Poliacrilamida 1822s – 30ppm

Tabela 35 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 30ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	3,795	12,65	0,93	24,5
50	2,555	21,3	1,565	61,2
80	2,405	32,1	2,355	97,8
100	2,285	38,15	2,795	122
130	2,225	48,2	3,535	159
160	2,83	75,5	4,54	196

5) Poliacrilamida 1822s – 60ppm

Tabela 36 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 60ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,055	16,85	1,24	24,5
50	3,4	28,35	2,08	61,2
80	3,055	40,75	2,99	97,8
100	2,795	46,6	3,415	122
130	2,74	59,4	4,36	159
160	2,89	77,05	5,655	196

6) Poliacrilamida 1822s – 75ppm

Tabela 37 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 75ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	5,685	18,95	1,39	24,5
50	3,77	31,45	2,31	61,2
80	3,285	43,8	3,215	97,8
100	3,045	50,7	3,72	122
130	2,88	62,4	4,575	159
160	2,875	76,6	5,62	196

7) Poliacrilamida 1822s – 100ppm

Tabela 38 – Média das medições da Poliacrilamida 1822s – 100ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
20	6,105	20,35	1,495	24,5
50	4,345	36,2	2,655	61,2
80	3,81	50,85	3,73	97,8
100	3,435	57,25	4,2	122
130	3,285	71,2	5,225	159
160	3,11	81,8	6	196

8) PEG 4000 – 5000ppm

Tabela 39 – Média das medições do PEG 4000 – 5000ppm

Rpm	Viscosidade ($10^{-3}\text{Nm}^{-2}\text{s}$)	% Torque	Tensão de Cisalhamento (10^{-1}N/m^2)	Taxa de Deformação (1/s)
0	0	0	0	0
150	1,750	8,75	0,340	198
160	1,745	9,30	0,370	211
180	1,740	10,45	0,415	238
200	1,715	11,45	0,455	264

ANEXO D**Valores de massas para auxiliar a determinação das massa específicas**

Massa do balão volumétrico de 100ml: 67,23g

Massa de 100ml de água destilada (sem desconto da massa do balão): 167,28g.

Tabela 40 – Massa de 100ml de solução (sem desconto da massa do balão)

Concentração (ppm)	Massa de 100ml de solução (g)				
	1822S	1340S	PEG400	PEG4000	PEG8000
5	167,47	167,47	167,23	167,23	167,22
10	167,40	167,40	167,17	167,26	167,25
20	167,34	167,34	167,17	167,26	167,21
40	167,27	167,27	167,15	167,23	167,20
60	167,24	167,24	167,02	167,20	167,22
75	167,18	167,18	167,01	167,27	167,25
100	167,08	167,08	166,95	167,18	166,98

ANEXO E**Medições de tempo para cálculo da viscosidade com viscosímetro de Ostwald**

Tabela 41 – Medições de tempo em segundos da água destilada

Água destilada		
1	34,13	33,87
2	36,03	36,15
3	33,06	33,12
4	35,69	35,69
5	36,84	36,85
6	36,90	36,91
7	36,93	36,92
8	36,75	36,78
9	36,78	36,87
10	36,88	36,88
11	36,97	36,88
12	36,94	36,88
13	36,91	36,89
14	36,94	36,94
15	37,03	37,00
16	36,97	36,97
17	37,00	36,98
18	37,04	37,03
19	36,75	36,84
20	37,12	36,97
21	37,03	37,09
22	37,16	37,10
23	37,19	37,09
24	37,13	37,12
25	37,22	37,22
26	37,41	37,25
27	37,09	37,34
28	37,28	37,32
29	37,09	37,12
30	37,38	37,24
31	37,18	37,17
32	37,16	37,23
33	37,28	37,33
34	37,19	37,16
35	37,29	37,28
36	37,18	37,19
37	37,12	37,10
38	37,18	37,22
39	37,25	37,23
40	37,20	37,21
41	37,18	37,18
42	37,18	37,12
43	37,06	37,28
44	37,16	37,22
45	37,07	37,25
46	37,05	37,10
47	37,14	37,20
48	37,08	37,09
49	37,22	37,18
50	37,03	37,14

Tabela 42 – Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 5 e 10ppm

5 ppm				10 ppm			
1	33,50	31,63	30,47	1	33,22	33,40	33,69
2	33,44	31,75	30,54	2	33,19	33,32	33,69
3	33,53	31,66	30,31	3	33,31	33,18	33,60
4	33,46	31,66	29,93	4	33,28	33,09	33,62
5	33,37	31,56	29,91	5	33,25	33,25	33,53
6	33,47	31,57	29,97	6	33,28	33,22	33,55
7	33,47	31,50	29,91	7	33,09	33,25	33,56
8	33,50	31,62	29,62	8	33,10	33,25	33,47
9	33,28	31,56	29,60	9	33,18	33,10	33,47
10	33,31	31,57	29,69	10	33,28	33,12	33,53
11	33,13	31,53	29,50	11	33,28	33,19	33,43
12	33,03	31,60	29,44	12	33,28	33,28	33,50
13	33,07	31,56	29,57	13	33,31	33,09	33,50
14	33,06	31,31	29,34	14	33,44	33,03	33,41
15	33,03	31,22	29,25	15	33,16	33,06	33,40
16	32,91	31,25	29,31	16	33,28	33,06	33,50
17	32,94	31,22	29,34	17	33,28	33,09	33,56
18	32,91	31,28	29,59	18	33,35	33,06	33,50
19	32,94	31,31	29,59	19	33,18	32,94	33,47
20	32,87	31,35	29,53	20	33,00	33,13	33,44
21	32,94	31,29	29,72	21	33,16	33,22	33,40
22	32,72	31,25	29,68	22	33,22	33,22	33,53
23	32,81	31,25	29,88	23	33,22	33,07	33,60
24	32,81	31,25	29,88	24	33,25	33,09	33,37
25	32,81	31,28	29,72	25	33,19	33,09	33,41
26	32,28	31,35	29,75	26	33,18	33,09	33,50
27	32,25	31,25	29,75	27	33,16	33,09	33,50
28	32,12	31,34	29,57	28	33,13	33,19	33,43
29	32,28	31,13	29,65	29	33,15	33,03	33,44
30	32,09	31,19	29,59	30	33,09	33,19	33,31
31	32,09	31,25	29,65	31	33,19	33,16	33,47
32	32,06	31,15	29,59	32	33,28	33,06	33,50
33	32,00	31,29	29,53	33	33,19	33,13	33,50
34	32,19	31,25	29,47	34	33,25	32,94	33,47
35	32,06	31,19	29,53	35	33,28	33,09	33,56
36	32,06	31,18	29,57	36	33,25	32,94	33,47
37	31,94	31,16	29,69	37	33,31	33,13	33,46
38	32,06	31,19	29,60	38	33,22	33,22	33,35
39	31,69	31,15	29,56	39	33,28	32,94	33,43
40	31,66	31,13	29,72	40	33,31	33,22	33,44
41	31,69	31,19	29,72	41	33,28	33,15	33,41
42	31,68	31,19	29,81	42	33,34	33,25	33,41
43	31,81	31,03	29,69	43	33,31	33,15	33,41
44	31,62	31,06	29,78	44	33,35	33,31	33,34
45	31,75	30,94	29,78	45	33,34	33,31	33,44
46	31,65	31,12	29,78	46	33,25	33,37	33,41
47	31,50	31,09	29,69	47	33,25	33,22	33,35
48	31,62	31,09	29,72	48	33,22	33,16	33,43
49	31,54	31,12	29,75	49	33,22	33,31	33,37
50	31,56	31,07	29,65	50	33,22	33,38	33,44

Tabela 43 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 20, 40 e 60ppm

20 ppm			40 ppm			60 ppm		
1	37,56	40,46	1	46,43	47,81	1	51,22	51,06
2	37,65	40,38	2	48,03	47,57	2	51,54	51,44
3	37,72	40,22	3	48,09	47,38	3	51,56	51,62
4	37,75	40,06	4	48,03	47,28	4	51,63	51,43
5	37,69	40,25	5	48,22	47,18	5	51,63	51,56
6	37,94	40,13	6	48,03	47,31	6	51,56	51,47
7	38,06	40,07	7	48,10	47,18	7	51,47	51,37
8	38,10	39,93	8	48,03	47,31	8	51,00	50,97
9	37,97	39,97	9	48,07	47,09	9	51,28	51,37
10	38,06	40,03	10	47,78	47,12	10	51,27	51,32
11	38,03	40,00	11	47,91	47,15	11	51,46	51,47
12	38,12	40,01	12	47,94	47,15	12	51,35	51,40
13	38,07	40,07	13	47,91	47,07	13	51,42	51,47
14	38,13	40,01	14	47,78	47,09	14	51,34	51,28
15	38,09	39,91	15	47,84	47,06	15	51,28	51,32
16	38,06	39,95	16	47,81	47,06	16	51,16	51,21
17	38,12	40,00	17	47,84	47,10	17	51,03	51,06
18	38,00	39,88	18	47,88	47,09	18	51,19	51,10
19	38,10	39,90	19	47,63	47,43	19	51,04	50,91
20	38,09	40,00	20	47,69	47,56	20	50,81	51,00
21	38,03	39,96	21	47,57	47,69	21	51,03	50,98
22	38,09	39,98	22	47,65	47,75	22	51,00	51,00
23	38,06	39,89	23	47,47	47,56	23	51,00	51,03
24	38,09	39,84	24	47,66	47,60	24	50,84	50,91
25	38,18	39,81	25	47,43	47,53	25	50,93	50,95
26	38,25	39,78	26	47,43	47,44	26	51,13	51,15
27	38,15	40,03	27	47,57	47,59	27	51,09	51,10
28	38,13	39,97	28	47,47	47,50	28	50,94	51,00
29	38,06	39,94	29	47,50	47,50	29	51,06	51,06
30	38,19	39,94	30	47,66	47,56	30	51,00	51,02
31	38,25	39,97	31	47,57	47,53	31	50,97	51,16
32	38,25	39,94	32	47,50	47,41	32	51,09	51,04
33	38,15	39,81	33	46,35	47,45	33	50,93	51,03
34	38,10	39,75	34	46,28	47,50	34	51,07	50,98
35	38,00	39,75	35	46,41	47,53	35	51,03	51,13
36	38,06	39,81	36	46,21	47,53	36	51,03	51,41
37	38,22	39,66	37	46,31	47,44	37	51,31	51,22
38	38,13	39,78	38	46,16	47,51	38	51,19	51,20
39	37,97	39,76	39	46,22	47,34	39	51,23	50,97
40	38,06	39,72	40	46,15	47,34	40	50,84	51,03
41	37,94	39,63	41	46,09	47,28	41	51,00	51,02
42	37,91	39,75	42	46,15	47,25	42	51,05	50,97
43	37,88	39,81	43	46,09	47,22	43	51,03	50,78
44	37,91	39,83	44	45,94	47,43	44	50,88	51,00
45	37,97	39,78	45	45,90	47,44	45	50,87	51,00
46	38,00	39,75	46	45,84	47,25	46	51,03	50,95
47	37,98	39,75	47	45,91	47,22	47	50,90	50,85
48	37,98	39,75	48	45,85	47,19	48	50,69	50,90
49	37,97	39,90	49	45,90	47,22	49	51,05	50,57
50	37,94	39,94	50	45,97	47,31	50	50,47	51,00

Tabela 44 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1822s – 75 e 100ppm

75 ppm			100 ppm		
1	56,66	56,84	1	67,75	67,78
2	56,94	57,00	2	67,63	67,97
3	57,03	57,02	3	67,75	67,97
4	56,49	56,90	4	68,06	67,91
5	56,85	56,92	5	67,88	68,06
6	56,88	56,93	6	68,03	68,09
7	56,70	56,89	7	68,28	68,25
8	56,97	56,90	8	68,19	68,13
9	56,89	56,97	9	68,02	68,07
10	56,89	56,94	10	68,02	68,02
11	56,91	56,94	11	68,03	67,97
12	56,66	56,66	12	68,00	67,95
13	56,72	56,00	13	67,98	67,97
14	56,78	56,72	14	67,98	67,92
15	56,72	56,66	15	67,89	67,85
16	56,71	56,65	16	67,85	67,82
17	56,68	56,73	17	67,85	67,83
18	56,53	56,60	18	67,80	67,83
19	56,28	56,78	19	67,75	67,80
20	56,62	56,67	20	67,74	67,78
21	56,61	56,69	21	67,75	67,72
22	56,50	56,54	22	67,70	67,68
23	56,58	56,61	23	67,69	67,68
24	56,57	56,59	24	67,67	67,60
25	56,72	56,67	25	67,62	67,60
26	56,59	59,61	26	67,62	67,54
27	56,59	56,56	27	67,58	67,60
28	56,58	56,53	28	67,61	67,65
29	56,58	56,52	29	67,63	67,60
30	56,60	56,55	30	67,63	67,63
31	56,55	56,52	31	67,66	67,57
32	56,51	56,49	32	67,58	67,57
33	56,22	56,28	33	67,55	67,55
34	56,28	56,41	34	67,52	67,49
35	56,45	56,50	35	67,47	67,49
36	56,44	56,48	36	65,45	67,47
37	56,44	56,47	37	67,44	67,44
38	56,45	56,46	38	64,42	67,41
39	56,44	56,42	39	64,38	67,40
40	56,42	56,44	40	67,38	67,43
41	56,47	56,38	41	67,41	67,38
42	56,42	56,39	42	67,40	67,42
43	56,40	56,40	43	64,38	67,38
44	56,38	56,38	44	67,36	67,33
45	56,49	56,49	45	67,33	67,30
46	56,37	56,33	46	67,36	67,31
47	56,31	56,33	47	67,32	67,28
48	56,39	56,46	48	67,35	67,33
49	56,41	56,44	49	67,33	67,30
50	56,38	56,44	50	67,35	67,32

Tabela 45 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 5 e 10ppm

5 ppm			10 ppm		
1	45,07	45,03	1	54,22	54,28
2	44,81	44,85	2	55,14	55,29
3	44,99	44,93	3	54,29	54,38
4	45,12	44,15	4	54,72	54,89
5	44,71	44,68	5	54,89	55,10
6	44,73	44,70	6	54,94	55,12
7	44,97	44,95	7	54,97	55,13
8	44,91	44,93	8	54,98	55,10
9	44,87	44,86	9	54,98	55,04
10	44,70	44,73	10	55,02	54,70
11	44,74	44,76	11	55,10	55,46
12	44,77	44,80	12	55,13	55,32
13	44,78	44,76	13	55,24	55,23
14	44,82	44,85	14	55,21	55,30
15	44,79	44,80	15	55,47	55,43
16	44,17	44,20	16	55,25	55,32
17	44,66	44,73	17	54,98	55,07
18	44,57	44,48	18	54,94	55,22
19	44,38	44,57	19	55,21	55,20
20	44,30	44,50	20	55,23	55,18
21	44,18	44,39	21	55,14	55,14
22	44,30	44,12	22	55,27	55,29
23	44,18	44,17	23	55,33	55,28
24	44,08	44,15	24	55,25	55,33
25	44,37	44,16	25	55,37	55,42
26	44,18	44,27	26	55,40	55,37
27	44,08	44,04	27	55,40	55,54
28	44,02	44,01	28	55,09	55,17
29	44,06	44,06	29	55,10	55,16
30	44,04	43,97	30	55,00	55,12
31	43,93	43,97	31	55,13	55,17
32	44,02	43,96	32	55,17	55,20
33	43,94	43,94	33	55,06	55,26
34	43,75	43,90	34	55,20	55,25
35	43,82	43,92	35	55,27	55,38
36	43,65	43,78	36	55,33	55,27
37	43,72	43,60	37	55,36	55,37
38	43,81	43,92	38	55,38	55,30
39	43,78	43,90	39	55,41	55,41
40	43,75	43,81	40	55,35	55,33
41	43,57	43,62	41	55,28	55,37
42	43,28	43,48	42	55,19	55,30
43	43,48	43,53	43	55,23	55,18
44	44,02	43,74	44	55,43	55,39
45	43,68	43,68	45	54,94	55,09
46	43,28	43,56	46	55,33	55,42
47	43,59	43,60	47	55,40	55,38
48	43,48	43,51	48	55,14	55,27
49	43,44	43,39	49	55,21	55,25
50	43,24	43,24	50	55,17	55,29

Tabela 46 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 20 e 40ppm

20 ppm			40 ppm		
1	78,41	78,45	1	117,60	117,58
2	76,07	75,90	2	117,44	117,22
3	76,02	75,95	3	117,32	117,27
4	75,75	75,76	4	117,15	117,21
5	74,51	75,37	5	117,03	117,10
6	74,53	74,75	6	116,83	116,99
7	74,99	75,03	7	116,57	116,63
8	75,07	75,09	8	116,63	116,65
9	75,27	75,30	9	116,24	116,23
10	75,03	75,07	10	115,94	116,02
11	75,00	75,02	11	115,92	115,92
12	74,98	75,02	12	115,94	115,88
13	74,92	74,98	13	115,63	115,64
14	74,94	74,99	14	115,27	115,22
15	73,78	73,78	15	115,25	115,25
16	73,87	73,24	16	115,02	115,04
17	73,17	73,27	17	115,06	115,08
18	73,23	73,98	18	115,12	115,13
19	72,70	72,79	19	114,99	115,03
20	72,83	72,90	20	114,98	114,99
21	72,84	72,87	21	114,72	114,84
22	73,02	73,07	22	114,36	114,37
23	73,10	73,13	23	113,92	113,98
24	73,27	73,47	24	113,75	113,74
25	74,09	73,99	25	112,98	112,95
26	73,98	74,02	26	113,03	113,09
27	73,96	73,97	27	112,76	112,72
28	73,75	73,82	28	112,50	112,52
29	73,68	73,75	29	112,30	112,36
30	73,75	73,95	30	112,12	112,14
31	73,82	73,86	31	111,10	112,02
32	73,43	73,44	32	112,03	112,04
33	72,81	72,85	33	112,06	112,07
34	72,92	72,96	34	111,95	111,96
35	72,74	72,81	35	111,77	111,76
36	73,58	73,49	36	111,55	111,51
37	72,46	73,45	37	111,45	111,57
38	72,53	72,99	38	111,63	111,10
39	72,53	72,55	39	111,03	110,92
40	72,73	72,77	40	110,99	109,98
41	72,13	72,22	41	110,88	110,08
42	71,12	72,09	42	109,99	111,59
43	71,92	71,96	43	110,10	109,82
44	72,61	72,73	44	109,70	109,84
45	72,41	72,47	45	109,85	111,01
46	72,32	72,33	46	109,93	109,70
47	72,44	72,44	47	108,98	109,03
48	71,32	71,34	48	108,55	108,57
49	71,23	71,27	49	108,42	108,45
50	72,76	72,79	50	108,14	108,15

Tabela 47 - Medições de tempo em segundos da poliacrilamida 1340S – 30, 75 e 100ppm

60 ppm			75 ppm		100 ppm			
1	144,11	144,12	1	165,30	165,17	1	220,23	220,24
2	147,30	147,30	2	166,47	166,53	2	228,54	228,52
3	151,05	149,69	3	166,30	166,37	3	232,40	232,36
4	151,80	151,81	4	165,93	165,92	4	230,62	230,69
5	148,46	149,34	5	164,32	164,49	5	237,00	237,36
6	150,02	150,05	6	165,12	165,17	6	232,98	232,80
7	150,46	150,46	7	164,93	164,95	7	233,12	233,15
8	151,20	151,23	8	165,47	165,53	8	233,15	233,17
9	151,33	151,32	9	165,32	165,39	9	234,32	234,32
10	150,88	150,89	10	165,28	165,27	10	233,66	233,69
11	150,12	150,42	11	167,00	166,94	11	237,75	237,87
12	149,96	149,97	12	165,57	165,68	12	235,99	235,95
13	150,02	150,02	13	165,45	165,60	13	234,97	234,95
14	150,57	150,59	14	167,15	167,09	14	235,36	237,42
15	151,12	151,13	15	166,98	166,97	15	237,44	235,37
16	151,15	151,17	16	166,48	166,52	16	233,41	233,41
17	150,97	150,85	17	167,08	167,21	17	232,52	232,53
18	150,59	150,61	18	166,92	166,88	18	231,51	231,49
19	150,25	150,33	19	166,88	166,72	19	232,23	232,25
20	150,11	150,09	20	166,66	166,63	20	230,10	230,08
21	150,51	150,52	21	167,32	167,31	21	228,75	228,77
22	149,99	150,15	22	167,06	167,04	22	232,82	232,83
23	150,14	150,21	23	166,73	166,72	23	231,98	232,02
24	149,97	149,97	24	165,00	165,03	24	234,91	234,92
25	149,75	149,84	25	165,50	165,52	25	235,97	236,03
26	149,32	149,49	26	166,02	166,03	26	232,32	232,32
27	149,23	149,24	27	166,27	166,33	27	229,26	229,28
28	149,37	150,01	28	166,74	166,76	28	230,62	230,73
29	149,46	149,51	29	165,75	165,82	29	230,98	231,01
30	149,01	148,58	30	166,03	166,07	30	231,59	231,55
31	149,96	149,01	31	165,89	165,98	31	232,91	232,87
32	148,87	148,94	32	166,02	166,02	32	232,75	232,74
33	148,99	148,82	33	166,13	166,16	33	233,32	233,34
34	149,02	148,90	34	166,24	166,29	34	229,94	230,05
35	148,93	148,93	35	165,75	165,82	35	228,02	228,03
36	149,02	148,99	36	164,50	164,52	36	231,42	231,44
37	148,75	148,54	37	164,75	164,58	37	229,62	229,64
38	148,52	148,76	38	163,60	163,76	38	226,52	226,78
39	148,43	148,44	39	163,60	163,63	39	227,22	227,23
40	148,32	148,33	40	163,23	163,24	40	227,97	228,02
41	148,27	148,27	41	163,09	163,18	41	229,17	229,14
42	149,30	149,31	42	163,02	163,05	42	230,18	230,22
43	148,46	148,42	43	163,01	163,02	43	228,88	228,86
44	148,39	148,37	44	163,10	163,13	44	227,62	227,64
45	148,12	148,14	45	162,98	163,12	45	230,33	230,37
46	148,02	148,03	46	163,20	163,01	46	229,02	230,08
47	147,48	148,01	47	163,33	163,22	47	231,01	231,10
48	147,57	147,53	48	163,11	163,33	48	232,60	232,57
49	147,69	147,58	49	162,97	163,13	49	232,70	232,80
50	147,94	147,72	50	163,14	162,99	50	231,58	231,59

Tabela 48 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 5 e 10ppm

5 ppm			10 ppm		
1	26,43	26,40	1	26,26	26,20
2	26,46	26,45	2	26,34	26,36
3	26,43	26,10	3	26,32	26,34
4	26,55	26,50	4	26,56	26,58
5	26,54	26,56	5	26,36	26,38
6	26,44	26,42	6	26,40	26,45
7	26,38	26,38	7	26,54	26,52
8	26,38	26,40	8	26,19	26,22
9	26,62	26,60	9	26,19	26,21
10	26,67	26,65	10	26,23	26,23
11	26,57	26,52	11	26,24	26,30
12	26,46	26,40	12	26,39	26,49
13	26,29	26,30	13	26,19	26,25
14	26,57	26,52	14	26,46	26,41
15	26,40	26,42	15	26,31	26,29
16	26,43	26,41	16	26,39	26,41
17	26,44	26,51	17	26,26	26,25
18	26,32	26,31	18	26,32	26,32
19	26,53	26,53	19	26,20	26,21
20	26,44	26,42	20	26,18	26,20
21	26,55	26,50	21	26,56	26,55
22	26,40	26,38	22	26,60	26,59
23	26,39	26,42	23	26,42	26,41
24	26,52	26,53	24	26,21	26,21
25	26,61	26,62	25	26,40	26,45
26	26,34	26,31	26	26,53	26,55
27	26,43	26,42	27	26,60	26,65
28	26,67	26,65	28	26,59	26,52
29	26,41	26,38	29	26,57	26,52
30	26,49	26,46	30	26,25	26,30
31	26,50	26,52	31	26,39	26,42
32	26,34	26,31	32	26,37	26,35
33	26,27	26,30	33	26,32	26,36
34	26,61	26,58	34	26,19	26,25
35	26,44	26,41	35	26,49	26,51
36	26,34	26,40	36	26,39	26,43
37	26,45	26,42	37	26,20	26,25
38	26,51	26,45	38	26,57	26,52
39	26,34	26,36	39	26,49	26,51
40	26,57	26,55	40	26,24	26,26
41	26,62	26,63	41	26,18	26,16
42	26,56	26,61	42	26,47	26,50
43	26,58	26,56	43	26,51	26,55
44	26,65	26,61	44	26,59	26,58
45	26,57	26,51	45	26,24	26,21
46	26,40	26,41	46	26,27	26,22
47	26,53	26,51	47	26,40	26,45
48	26,45	26,46	48	26,37	26,32
49	26,35	26,32	49	26,55	26,51
50	26,49	26,48	50	26,51	26,52

Tabela 49 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 20 e 40ppm

20 ppm			40 ppm		
1	26,16	26,20	1	26,05	26,10
2	26,42	26,40	2	26,08	26,05
3	26,22	26,20	3	26,03	26,02
4	26,29	26,25	4	26,05	26,05
5	26,37	26,32	5	26,06	26,07
6	26,29	26,32	6	26,02	26,03
7	26,31	26,29	7	26,22	26,21
8	26,17	26,22	8	26,14	26,15
9	26,16	26,17	9	26,08	26,09
10	26,13	26,15	10	26,20	26,22
11	26,33	26,35	11	26,00	26,12
12	26,39	26,34	12	26,20	26,22
13	26,38	26,39	13	26,08	26,10
14	26,39	26,37	14	26,25	26,27
15	26,39	26,35	15	26,04	26,05
16	26,15	26,22	16	26,13	26,15
17	26,25	26,17	17	26,20	26,22
18	26,30	26,28	18	26,24	26,26
19	26,21	26,20	19	26,09	26,08
20	26,12	26,15	20	26,19	26,22
21	26,22	26,18	21	26,06	26,05
22	26,36	26,38	22	26,06	26,04
23	26,24	26,22	23	26,20	26,18
24	26,42	26,40	24	26,16	26,15
25	26,11	26,13	25	26,24	26,22
26	26,24	26,21	26	26,19	26,17
27	26,14	26,12	27	26,09	26,05
28	26,30	26,31	28	26,18	26,18
29	26,29	26,28	29	26,01	26,05
30	26,29	26,27	30	26,11	26,13
31	26,29	26,28	31	26,08	26,08
32	26,37	26,38	32	26,01	26,02
33	26,12	26,12	33	26,12	26,13
34	26,13	26,14	34	26,21	26,22
35	26,17	26,18	35	26,21	26,26
36	26,32	26,28	36	26,02	26,03
37	26,16	26,15	37	26,05	26,05
38	26,37	26,39	38	26,16	26,17
39	26,26	26,26	39	26,04	26,04
40	26,35	26,34	40	26,20	26,22
41	26,40	26,42	41	26,12	26,10
42	26,17	26,18	42	26,07	26,08
43	26,13	26,15	43	26,05	26,02
44	26,32	26,29	44	26,10	26,12
45	26,23	26,22	45	26,23	26,25
46	26,28	26,25	46	26,20	26,18
47	26,25	26,21	47	26,22	26,22
48	26,34	26,31	48	26,12	26,08
49	26,22	26,20	49	26,18	26,16
50	26,34	26,32	50	26,16	26,15

Tabela 50 - Medições de tempo em segundos do PEG 400 – 60, 75 e 100ppm

60 ppm			75 ppm			100 ppm		
1	25,92	26,93	1	26,00	26,01	1	25,78	25,75
2	26,10	26,12	2	25,75	25,76	2	25,86	25,83
3	25,94	26,02	3	25,96	25,98	3	25,79	25,78
4	26,09	25,98	4	25,84	25,90	4	25,80	25,82
5	26,10	26,12	5	25,75	25,78	5	25,83	25,86
6	26,02	26,03	6	26,00	25,95	6	25,89	25,81
7	25,81	25,88	7	26,02	25,98	7	25,95	25,91
8	26,07	26,02	8	25,93	25,95	8	25,66	25,67
9	26,08	26,03	9	25,92	25,96	9	25,77	25,79
10	26,01	26,05	10	25,91	25,98	10	25,67	25,70
11	25,93	25,98	11	25,87	25,89	11	25,90	25,92
12	26,03	26,12	12	25,82	25,85	12	25,95	25,98
13	26,04	26,08	13	26,12	26,08	13	25,80	25,83
14	26,05	26,07	14	25,94	26,01	14	25,66	25,70
15	25,90	25,98	15	25,86	25,75	15	25,98	26,00
16	26,15	26,10	16	25,77	25,72	16	25,84	25,85
17	26,18	26,15	17	25,99	25,99	17	25,60	25,60
18	25,90	25,98	18	25,80	25,75	18	25,93	25,92
19	26,08	26,02	19	25,78	25,76	19	25,76	25,78
20	26,01	25,97	20	26,01	25,98	20	25,80	25,79
21	26,05	25,99	21	25,99	25,98	21	25,80	25,81
22	25,98	26,00	22	25,89	25,87	22	25,90	25,89
23	26,01	26,05	23	26,03	26,01	23	25,75	25,71
24	25,92	25,92	24	25,87	25,87	24	25,71	25,68
25	26,13	26,12	25	25,90	25,88	25	25,76	25,79
26	25,95	26,01	26	25,98	25,95	26	25,99	26,03
27	26,15	26,13	27	25,90	25,89	27	25,82	25,86
28	25,95	25,98	28	25,88	25,88	28	25,87	25,89
29	26,09	26,02	29	25,86	25,84	29	25,67	25,69
30	26,05	26,01	30	25,96	25,95	30	25,88	25,81
31	26,01	26,06	31	25,96	25,96	31	25,81	25,89
32	25,91	25,95	32	25,88	25,86	32	25,63	25,67
33	25,87	25,91	33	25,91	25,89	33	25,66	25,63
34	26,08	26,01	34	25,89	25,87	34	25,78	25,77
35	25,96	25,98	35	25,88	25,86	35	25,87	25,88
36	26,02	26,01	36	25,80	25,78	36	25,76	25,74
37	26,05	26,10	37	26,10	26,12	37	25,89	25,91
38	26,04	25,99	38	25,86	25,87	38	25,60	25,62
39	26,07	26,01	39	25,85	25,87	39	25,86	25,87
40	26,03	26,05	40	25,84	25,84	40	25,95	25,91
41	26,03	26,07	41	25,87	25,86	41	25,65	25,62
42	25,99	26,00	42	25,81	25,82	42	25,85	25,81
43	25,75	25,75	43	25,89	25,87	43	25,89	25,82
44	25,91	25,98	44	25,84	25,85	44	25,87	25,89
45	26,08	26,02	45	25,87	25,86	45	25,92	25,92
46	26,09	26,03	46	25,90	25,92	46	25,76	25,74
47	26,06	26,02	47	26,05	26,10	47	25,69	25,66
48	26,01	26,05	48	25,87	25,87	48	25,85	25,86
49	26,08	25,98	49	25,96	25,98	49	25,91	25,88
50	25,92	25,91	50	26,04	26,05	50	25,63	25,21

Tabela 51 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 – 5 e 10ppm

5 ppm			10 ppm		
1	30,92	31,01	1	32,54	32,54
2	30,93	30,89	2	32,00	32,02
3	31,23	31,17	3	32,20	32,25
4	31,28	31,25	4	32,53	32,56
5	31,62	31,59	5	32,81	32,79
6	31,75	31,69	6	33,05	33,01
7	31,83	31,79	7	33,27	33,26
8	31,74	31,77	8	33,52	33,52
9	32,17	32,16	9	33,16	33,12
10	32,48	32,45	10	33,54	33,51
11	32,17	32,15	11	32,97	33,01
12	32,39	32,37	12	33,64	33,62
13	32,46	32,47	13	33,57	33,50
14	32,57	32,56	14	33,45	33,40
15	32,45	32,40	15	33,46	33,47
16	32,40	32,42	16	33,68	33,71
17	32,25	32,26	17	33,50	33,52
18	31,98	31,98	18	33,78	33,82
19	32,13	32,09	19	33,89	33,91
20	32,51	32,48	20	33,92	34,01
21	32,45	32,44	21	34,05	34,06
22	32,69	32,67	22	33,98	33,91
23	32,58	32,57	23	33,72	33,68
24	32,46	32,44	24	33,56	33,45
25	32,58	32,57	25	33,45	33,42
26	32,44	32,46	26	33,75	33,76
27	32,78	32,89	27	33,56	33,50
28	32,55	32,66	28	33,34	33,36
29	32,41	32,34	29	33,81	33,77
30	32,15	32,04	30	33,42	33,41
31	32,01	32,02	31	33,60	33,65
32	32,12	32,08	32	33,53	33,52
33	31,89	31,82	33	33,48	33,48
34	31,79	31,77	34	33,49	33,46
35	31,72	31,68	35	33,78	33,89
36	31,85	31,92	36	33,67	33,75
37	31,93	31,89	37	33,39	33,45
38	31,99	31,87	38	33,15	33,23
39	32,05	32,03	39	33,12	33,22
40	32,12	32,11	40	33,20	33,28
41	32,19	32,21	41	33,05	33,01
42	32,42	32,45	42	33,01	33,05
43	32,36	32,33	43	32,98	32,97
44	32,26	32,27	44	33,09	33,01
45	31,92	31,90	45	33,21	33,23
46	31,82	31,89	46	33,15	33,16
47	31,79	31,85	47	33,27	33,27
48	31,73	31,73	48	33,31	33,29
49	31,62	31,50	49	33,12	33,11
50	31,66	31,76	50	33,00	33,03

Tabela 52 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 -- 20 e 40ppm

20 ppm			40 ppm		
1	32,23	32,23	1	30,38	30,42
2	32,07	32,12	2	30,58	30,52
3	32,29	32,33	3	30,98	30,97
4	32,48	32,56	4	31,19	31,25
5	32,56	32,45	5	31,50	31,52
6	32,83	32,79	6	31,63	31,65
7	32,86	32,82	7	31,74	31,77
8	32,99	32,97	8	32,02	32,00
9	33,20	33,20	9	32,14	32,15
10	33,33	33,31	10	32,11	32,10
11	33,55	33,45	11	32,20	32,22
12	33,46	33,47	12	32,38	32,40
13	33,64	33,67	13	32,47	32,49
14	33,64	33,66	14	32,48	32,58
15	33,58	33,62	15	32,69	32,65
16	33,81	33,89	16	32,66	32,61
17	33,76	33,71	17	32,78	32,91
18	33,65	33,59	18	32,56	32,67
19	33,58	33,54	19	32,45	32,45
20	33,45	33,51	20	32,75	32,71
21	33,35	33,40	21	32,63	32,61
22	33,61	33,62	22	32,85	32,70
23	33,78	33,78	23	32,94	32,91
24	33,81	33,72	24	32,49	32,46
25	33,78	33,81	25	32,67	32,61
26	33,89	33,81	26	32,33	32,31
27	33,93	34,01	27	32,59	32,65
28	33,77	33,87	28	32,61	32,52
29	33,89	33,71	29	32,94	32,78
30	33,94	33,81	30	32,31	32,17
31	34,01	34,05	31	32,59	32,63
32	34,12	34,01	32	32,48	32,55
33	34,15	34,17	33	32,46	32,53
34	34,58	34,46	34	32,69	32,75
35	34,45	34,51	35	32,85	32,81
36	34,32	34,31	36	32,98	32,97
37	34,22	34,22	37	33,01	33,05
38	34,15	34,20	38	33,05	33,07
39	34,02	34,12	39	32,78	32,55
40	33,96	33,87	40	32,76	32,89
41	33,92	33,91	41	32,65	32,52
42	33,97	33,92	42	32,85	32,71
43	33,58	33,62	43	32,35	32,44
44	33,73	33,76	44	32,30	32,33
45	33,74	33,78	45	32,80	32,85
46	33,85	33,89	46	32,75	32,70
47	33,71	33,68	47	32,89	32,89
48	33,56	33,51	48	32,81	32,83
49	33,43	33,39	49	32,56	32,41
50	33,59	33,51	50	32,42	32,49

Tabela 53 - Medições de tempo em segundos do PEG 4000 – 60, 75 e 100ppm

60 ppm			75 ppm			100 ppm		
1	34,19	34,22	1	33,33	33,21	1	32,65	32,67
2	32,75	32,74	2	32,50	32,55	2	31,29	31,31
3	33,02	33,05	3	32,40	32,46	3	31,59	31,61
4	33,21	33,25	4	32,99	32,98	4	31,68	31,67
5	33,48	33,51	5	33,10	32,99	5	31,46	31,50
6	33,60	33,61	6	33,37	33,32	6	31,56	31,56
7	33,78	33,78	7	33,39	33,42	7	31,41	31,45
8	33,91	33,98	8	33,48	33,51	8	31,52	31,53
9	33,98	34,03	9	33,78	33,78	9	31,53	31,54
10	34,10	33,98	10	33,81	33,80	10	31,46	31,39
11	34,33	34,50	11	34,02	34,01	11	31,55	31,56
12	34,25	34,32	12	34,17	34,18	12	31,52	31,52
13	34,39	34,49	13	34,58	34,61	13	31,58	31,59
14	34,57	34,61	14	34,30	34,36	14	31,49	31,41
15	34,70	34,89	15	34,20	34,19	15	32,16	32,22
16	34,69	34,51	16	34,41	34,38	16	32,18	32,12
17	34,58	34,34	17	34,36	34,37	17	32,25	32,01
18	34,52	34,41	18	34,55	34,55	18	32,12	32,02
19	34,89	34,91	19	34,75	34,72	19	32,16	32,19
20	34,59	34,63	20	34,89	34,98	20	32,61	32,55
21	34,81	34,82	21	34,78	34,82	21	32,45	32,30
22	34,66	34,66	22	34,87	34,81	22	32,36	32,21
23	34,85	34,81	23	34,85	34,79	23	32,25	32,26
24	34,73	34,81	24	34,86	34,98	24	32,28	32,18
25	34,94	35,01	25	34,95	34,87	25	32,19	32,22
26	34,62	34,78	26	34,93	34,88	26	32,15	32,19
27	34,71	34,82	27	34,99	35,01	27	32,16	32,17
28	34,36	34,37	28	35,05	35,08	28	32,01	31,98
29	34,23	34,23	29	35,04	35,01	29	32,08	31,99
30	34,46	34,51	30	35,01	35,12	30	31,98	32,07
31	34,73	34,79	31	35,15	35,16	31	31,87	31,86
32	34,72	34,69	32	35,25	35,27	32	31,89	31,95
33	34,65	34,61	33	35,28	35,28	33	31,82	31,91
34	34,66	34,68	34	35,01	35,08	34	31,95	31,89
35	34,51	34,56	35	34,98	35,05	35	31,94	31,88
36	34,34	34,39	36	34,94	35,03	36	32,06	32,01
37	34,23	34,29	37	34,87	34,97	37	32,04	32,06
38	34,21	34,18	38	34,82	34,88	38	32,05	32,07
39	34,33	34,31	39	34,96	34,98	39	32,18	32,25
40	34,36	34,46	40	35,23	35,17	40	32,14	32,24
41	34,41	34,39	41	35,33	35,31	41	32,17	32,14
42	34,48	34,61	42	35,24	35,22	42	32,02	32,08
43	34,49	34,53	43	35,22	35,18	43	32,03	32,16
44	34,59	34,62	44	34,95	34,81	44	31,96	32,05
45	34,61	34,58	45	34,98	34,99	45	31,98	31,87
46	34,75	34,77	46	35,32	35,37	46	32,03	32,09
47	34,62	34,64	47	35,12	35,12	47	32,17	32,14
48	34,56	34,58	48	35,22	35,24	48	32,14	32,01
49	34,27	34,28	49	35,17	35,15	49	32,12	32,19
50	34,36	34,32	50	35,04	35,06	50	32,04	32,01

Tabela 54 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 5 e 10ppm

5 ppm			10 ppm		
1	28,76	28,75	1	30,31	30,29
2	28,98	29,03	2	30,04	30,11
3	29,03	29,10	3	30,17	30,22
4	29,09	29,10	4	30,38	30,36
5	29,15	29,28	5	30,49	30,57
6	29,27	29,35	6	30,63	30,72
7	29,43	29,43	7	30,70	30,36
8	29,25	29,26	8	30,88	30,87
9	29,44	29,34	9	30,84	30,79
10	29,38	29,40	10	30,78	30,82
11	29,50	29,55	11	30,89	30,98
12	29,66	29,51	12	30,92	31,05
13	29,56	29,57	13	30,77	30,89
14	29,71	29,71	14	30,76	30,66
15	29,84	29,84	15	30,82	30,78
16	29,82	29,72	16	30,83	30,79
17	29,98	29,96	17	30,91	30,94
18	29,97	30,01	18	30,87	30,86
19	29,97	30,02	19	30,81	30,81
20	29,99	30,00	20	30,86	30,90
21	30,02	30,05	21	30,98	31,02
22	30,01	30,02	22	30,91	31,00
23	30,03	30,05	23	30,95	30,96
24	30,08	30,12	24	30,87	30,97
25	30,04	30,06	25	30,84	30,78
26	29,94	30,01	26	30,94	30,98
27	29,98	30,02	27	30,99	30,91
28	30,06	30,07	28	30,97	30,92
29	30,12	30,08	29	31,01	31,05
30	30,15	30,12	30	31,02	31,09
31	30,14	30,11	31	31,08	31,16
32	30,07	30,02	32	31,12	31,12
33	30,01	30,02	33	31,15	31,10
34	30,09	30,11	34	31,08	31,09
35	29,95	30,01	35	31,09	31,19
36	29,98	29,96	36	31,19	31,18
37	29,87	29,84	37	31,11	31,16
38	29,99	30,00	38	31,13	31,16
39	30,00	30,01	39	31,07	31,08
40	30,09	30,02	40	31,09	31,14
41	30,15	30,12	41	31,10	31,17
42	30,13	30,14	42	31,00	31,03
43	30,09	30,16	43	31,03	31,02
44	30,18	30,12	44	31,01	31,00
45	30,11	30,14	45	31,16	31,12
46	29,96	29,97	46	31,19	31,10
47	29,99	29,96	47	31,25	31,27
48	30,02	30,03	48	31,29	31,30
49	30,07	30,01	49	31,25	31,29
50	30,16	30,18	50	31,24	31,26

Tabela 55 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 20 e 40ppm

20 ppm			40 ppm		
1	34,49	34,32	1	31,87	31,92
2	33,38	33,45	2	31,10	31,12
3	33,50	33,57	3	31,28	31,29
4	33,75	33,83	4	31,01	31,14
5	33,89	33,92	5	31,17	31,13
6	33,99	33,97	6	31,33	31,40
7	34,16	34,12	7	31,38	31,32
8	34,13	34,09	8	31,43	31,52
9	34,07	34,07	9	31,49	32,06
10	34,05	33,98	10	31,61	31,70
11	34,02	34,03	11	31,66	31,66
12	33,99	33,96	12	31,65	31,77
13	34,05	34,06	13	31,75	31,81
14	34,19	34,19	14	31,82	31,92
15	34,56	34,33	15	31,42	31,87
16	34,45	34,46	16	31,85	32,00
17	34,26	34,21	17	31,71	31,80
18	34,15	34,16	18	32,21	32,18
19	34,59	34,59	19	31,98	32,04
20	34,45	34,40	20	32,40	32,42
21	34,37	34,45	21	32,03	32,08
22	34,32	34,30	22	32,54	32,38
23	34,62	34,65	23	32,07	32,11
24	34,53	34,59	24	32,06	32,10
25	34,14	34,16	25	32,16	32,18
26	33,97	33,89	26	32,19	32,25
27	34,08	33,98	27	32,25	32,21
28	34,16	34,01	28	32,26	32,29
29	34,18	34,12	29	31,94	31,97
30	34,45	34,41	30	31,75	31,82
31	34,36	34,20	31	31,89	31,94
32	34,18	34,18	32	31,97	31,97
33	34,15	34,12	33	32,16	32,00
34	34,37	34,46	34	32,25	32,30
35	34,29	34,27	35	32,33	32,41
36	34,28	34,26	36	32,35	32,36
37	34,46	34,41	37	32,27	32,16
38	34,36	34,32	38	32,29	32,18
39	34,14	34,04	39	32,39	32,46
40	34,05	34,04	40	32,42	32,39
41	34,03	33,98	41	32,19	32,19
42	33,96	33,97	42	32,27	32,26
43	33,91	33,91	43	32,12	32,14
44	34,19	34,15	44	32,16	32,17
45	33,78	33,86	45	32,35	32,40
46	33,89	33,87	46	32,14	32,15
47	33,97	33,94	47	32,08	32,09
48	34,07	34,09	48	32,01	32,08
49	34,19	34,33	49	32,06	31,97
50	34,02	34,07	50	31,98	31,91

Tabela 56 - Medições de tempo em segundos do PEG 8000 – 60, 75 e 100ppm

60 ppm			75 ppm			100 ppm		
1	34,23	33,70	1	32,01	32,23	1	29,29	29,36
2	31,46	31,50	2	32,10	32,15	2	28,99	29,13
3	31,71	31,77	3	32,12	32,18	3	29,17	29,08
4	31,95	32,03	4	31,10	31,29	4	29,04	29,26
5	31,95	32,10	5	31,20	31,30	5	29,04	29,27
6	32,15	32,10	6	31,25	31,31	6	29,17	29,28
7	32,31	32,24	7	31,22	31,23	7	29,21	29,35
8	32,30	32,36	8	31,25	31,25	8	29,21	29,32
9	32,29	32,32	9	31,32	31,37	9	29,18	29,35
10	32,36	32,56	10	31,35	31,49	10	29,18	29,31
11	32,48	32,58	11	31,32	31,33	11	29,29	29,45
12	32,52	32,66	12	31,36	31,40	12	29,28	29,39
13	32,46	32,53	13	31,43	31,49	13	29,35	29,37
14	32,54	32,64	14	31,46	31,61	14	29,28	29,50
15	32,61	32,62	15	31,52	31,55	15	29,41	29,53
16	32,58	32,58	16	31,49	31,57	16	29,44	29,56
17	32,61	32,82	17	31,46	31,60	17	29,45	29,61
18	32,67	32,74	18	31,61	31,69	18	29,33	29,54
19	32,68	32,72	19	31,63	31,70	19	29,45	29,59
20	32,69	32,73	20	31,59	31,62	20	29,51	29,60
21	32,65	32,71	21	31,58	31,80	21	29,53	29,67
22	32,69	32,83	22	31,52	31,60	22	29,56	29,56
23	32,66	32,77	23	31,54	31,61	23	29,52	29,57
24	32,68	32,89	24	31,62	31,83	24	29,54	29,57
25	32,72	32,77	25	31,65	31,72	25	29,51	29,58
26	32,68	32,68	26	31,70	31,75	26	29,55	29,61
27	32,81	32,86	27	31,61	31,82	27	29,51	29,64
28	32,78	32,82	28	31,70	31,76	28	29,50	29,61
29	32,85	32,90	29	31,75	31,88	29	29,67	29,62
30	32,86	32,51	30	31,76	31,91	30	29,58	29,66
31	32,88	32,89	31	31,72	31,81	31	29,56	29,64
32	32,89	32,90	32	31,72	31,84	32	29,61	29,63
33	32,92	32,92	33	31,68	31,75	33	29,62	29,62
34	32,95	32,93	34	31,81	31,81	34	29,55	29,69
35	32,87	32,94	35	31,81	31,85	35	29,60	29,76
36	32,93	33,02	36	31,69	31,94	36	29,61	29,74
37	33,01	33,05	37	31,87	31,93	37	29,63	29,70
38	33,02	33,09	38	31,87	31,89	38	29,59	29,63
39	33,03	33,03	39	31,72	31,77	39	29,64	29,78
40	33,07	33,09	40	31,82	31,88	40	29,65	29,85
41	33,07	33,16	41	31,64	31,72	41	29,59	29,62
42	33,10	33,25	42	31,72	31,76	42	29,62	29,81
43	33,22	33,26	43	31,88	31,91	43	29,60	29,76
44	33,16	33,20	44	31,89	31,90	44	29,62	29,70
45	33,10	33,31	45	31,80	31,92	45	29,65	29,90
46	33,20	33,25	46	31,87	31,91	46	29,72	29,80
47	33,25	33,26	47	31,87	31,86	47	29,78	29,77
48	33,09	33,33	48	31,89	31,91	48	29,84	29,90
49	33,10	33,12	49	31,91	31,93	49	29,82	29,84
50	33,13	33,20	50	31,79	31,87	50	29,82	29,90

ANEXO F

Medições de vazão para calibração da bancada

Tabela 57 - Medições de tempo em segundos com retorno fechado

	39 rpm	49 rpm	65 rpm	82 rpm	92 rpm	102 rpm	113 rpm	125 rpm
1	26,82	23,74	19,93	19,53	17,54	17,07	16,65	15,56
2	26,73	23,30	20,00	19,05	17,63	16,93	16,70	15,87
3	26,84	23,85	20,00	19,04	17,64	16,98	16,20	15,73
4	26,31	23,39	19,82	18,95	17,85	16,97	16,23	15,85
5	25,88	23,29	19,70	18,71	17,70	17,03	16,54	15,98
6	25,81	23,52	19,93	18,70	17,89	17,35	16,31	15,85
7	25,97	23,51	20,06	18,69	17,63	17,21	16,36	15,83
8	25,80	23,43	19,80	18,77	17,59	17,09	16,17	15,76
9	26,64	23,43	19,92	18,83	17,57	17,17	16,42	15,93
10	26,00	23,40	20,06	18,62	17,65	17,04	16,15	16,02

Tabela 58 – Medições de tempo em segundos com retorno aberto

	39 rpm	49 rpm	65 rpm	82 rpm	92 rpm	102 rpm	113 rpm	125 rpm
1	25,00	22,63	20,71	19,30	22,13	23,50	30,07	34,25
2	25,27	21,93	21,53	18,87	22,27	23,92	30,03	34,75
3	25,90	22,86	20,83	19,09	22,16	22,39	29,62	34,85
4	24,40	22,64	21,34	18,89	21,67	23,43	30,36	34,07
5	24,95	22,78	20,29	19,17	21,97	22,53	31,00	32,24
6	24,35	21,88	19,60	19,46	22,22	23,64	32,30	34,05
7	24,81	21,82	20,40	18,71	22,43	23,40	32,66	32,17
8	24,02	22,11	19,61	19,14	22,14	23,72	32,69	33,22
9	25,47	21,65	16,63	19,22	22,44	23,66	32,35	33,07
10	25,65	21,58	20,39	19,17	22,51	23,74	32,75	33,49

ANEXO G

Medições de pressão na bancada com retorno fechado e sem módulo de complacência

Tabela 59 – Medições para água em protótipo sem estenose

Rotação (rpm)	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)
171	2,28	1,60
128	1,90	1,40
100	1,45	1,10

Tabela 60 – Medições de PEG4000 em protótipo sem estenose

Rotação (rpm)	100ppm		5000ppm		10000ppm	
	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)
171	2,30	1,60	2,30	1,60	-	-
128	1,90	1,40	1,90	1,40	1,90	1,40
100	1,53	1,18	1,58	1,18	1,50	1,15

Tabela 61 – Medições de poliacrilamida 1822S em protótipo sem estenose

Rotação (rpm)	10ppm		100ppm	
	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)
171	2,15	1,45	2,15	1,40
128	1,90	1,30	1,90	1,30
100	1,45	1,03	1,53	1,03

Tabela 62 – Medições de poliacrilamida 1340S em protótipo sem estenose

Rotação (rpm)	10ppm		100ppm	
	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)	Pressão entrada (10^5 N/m^2)	Pressão saída (10^5 N/m^2)
171	2,08	1,40	2,10	1,35
128	1,88	1,30	1,83	1,28
100	1,45	1,03	1,45	1,00

Tabela 63 – Medições em protótipo com estenose de 50% redução

Rotação (rpm)	Água		PEG4000 - 5000ppm	
	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)
100	1,40	1,05	1,40	1,05

Tabela 64 – Medições para água em tubo capilar

Rotação (rpm)	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)
100	3,10	0,55
84	2,45	0,50
60	1,82	0,32
48	1,25	0,30
42	1,10	0,25
36	0,90	0,20
30	0,60	0,15

Tabela 65 – Medições de poliacrilamida 1822S em tubo capilar

Rotação (rpm)	10ppm		100ppm	
	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)
100	2,70	0,75	2,60	0,75
84	2,30	0,50	2,12	0,52
60	1,53	0,35	1,50	0,40
48	1,10	0,33	1,02	0,35
42	0,85	0,28	-	-
36	0,65	0,25	-	-
30	0,55	0,18	-	-

Tabela 66 – Medições de poliacrilamida 1340S em tubo capilar

Rotação (rpm)	10ppm		100ppm	
	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)	Pressão entrada (10^5N/m^2)	Pressão saída (10^5N/m^2)
100	2,70	0,73	2,60	0,75
84	2,20	0,53	2,15	0,55
60	1,50	0,38	1,50	0,42
48	1,05	0,33	1,05	0,35

13 BIBLIOGRAFIA

- [1] SILVA, D.G. **A aplicação de um simulador de escoamento no estudo comparativo de suturas arteriais em suínos.** 1999. 76p. Tese (Doutorado) – Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal do Estado de São Paulo. São Paulo, 1999.
- [2] LEAL, E. B. **Simulador Hidrodinâmico para estudos “in vitro” do sistema cardiovascular.** 2001. 84p. Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 2001.
- [3] OPAS – Organização Pan-Americana da Saúde. **Doenças crônico – degenerativas e obesidade: Estratégia mundial sobre alimentação saudável, atividade física e mental.** Brasília, 2003. Disponível em: <<http://www.opas.org.br>>
- [4] SCHOEN, F. J.; COTRAN, R. S. **Robbins patologia estrutural e funcional.** 1251p. Ed. Guanabara Koogan. 6ª edição. Rio de Janeiro, 2000. 441-456p.
- [5] RADIN, I.; ZAKIN, J.L.; PATTERSON, G.K. **Drag reduction in solid-fluid systems.** 1975. Ed. AIChE. 358-371p.
- [6] SAWCHUK, A. P.; UNTHANK, J. L.; DALSING, M. C. **Drag reducing polymers may decrease atherosclerosis by increasing shear in areas normally exposed to low shear stress.** Indiana, 1999. 761-764p.
- [7] CARREAU, P. J.; DE KEE, D. C. R.; CHHABRA, R. P. **Rheology of polymeric systems.** Ed. Hanser, 1997. 11p.
- [8] HUTCHISON, K.J.; CAMPBELL, J.D.; KARPINSKI, E. **Decreased poststenotic flow disturbance during drag reduction by polyacrilamide infusion without increased aortic flow.** Canada, 1988. 102-109p.
- [9] FARUQUI, F. T.; OTTEN, M. E.; POLIMENI, P. I. **Protection against atherogenesis with the polymer drag-reducing agent Separan AP-30.** Canada, 1987. 627-635p.
- [10] BAKKER, S. J. L.; GANS, R. O. B. **About the role of the shear stress in atherogenesis.** Gromingen, 2000. 270-272p.
- [11] ALONSO, G. V. **Análise da redução de atrito em escoamentos por adição de polímeros: Ensaios experimentais com soluções de poliacrilamida.** 1995. 103p.

- Dissertação (Mestrado) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo. São Paulo, 1995.
- [12] BRASEQ – Brasileira de Equipamentos LTDA. **Viscosímetro de Couette**. Disponível em: <<http://www.braseq.com.br>>.
- [13] BROOKFIELD Engineering Laboratories, Inc. **Fabricante de Viscosímetros**. Disponível em: <<http://www.brookfieldengineering.com>>
- [14] GYR, A.; BEWERSDORFF, H. W. M. **Drag reduction of turbulent flows by additives**. Ed. Kluwer Academic Publishers. Dordrecht, Boston, London. 1995.
- [15] KAMENEVA, M. V.; WU, Z. J.; URAYSH, A. **Blood soluble drag-reducing polymers prevent lethality from hemorrhagic shock in acute animal experiments**. University of Pittsburgh. Pittsburgh, 2003. 57 – 58p.
- [16] **Guia de experimentos do laboratório de física para Ciências Farmacêuticas do Instituto de Física da Universidade São Paulo**. São Paulo, 2005.
- [17] VUOLO, J. H. **Introdução à teoria dos erros**. Universidade de São Paulo, Instituto de Física. 3ª edição. São Paulo, 1999. 12 - 45p.
- [18] GALEGO, S. F. **Estudo comparativo dos fluxos de enxertos arteriovenosos com veia homóloga e veia autóloga, em casos femorais de cães**. 2003. 72 – 75p. Dissertação (Doutorado) – Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo. São Paulo, 2003.
- [19] FOX, R. W.; MCDONALD, A. T. **Introdução á mecânica dos fluidos**. Indiana, 1998.