

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS
FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA

Tese de Mestrado

Titulo: DESENVOLVIMENTO DE UMA BOMBA DE INFUSÃO
LENTA DE DROGAS (PERISTALTICA ROTATIVA)

Autor: Celso Gattei

Orientador: Maria Adelia Collier Farias[†]

Co-orientador: Denys Emilio Campion Nicolosi^{iv}

Este exemplar corresponde à redação final da te defendida por <u>Celso Gattei</u> e aprovada pela Comiss Julgador em <u>05/07/91</u> <u>Maria Adelia Collier Farias</u> Orientador

Campinas, 05 de julho de 1991

AGRADECIMENTOS

Expresso neste momento, meus agradecimentos a todos aqueles que contribuíram, direta ou indiretamente, para a realização deste trabalho.

A Prof.Dra. Maria Adelia Collier Farias pela orientação e apoio.

Ao Eng^o Denys Emilio Campion Nicolosi pela orientação e apoio.

Ao Eng^o José Francisco Biscegli pela orientação da parte mecânica.

Aos colegas do C.T.P.E. do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Reinaldo, Hernán, Rodrigo, Aron e Alexandre pela colaboração de maneira decisiva na execução e testes do protótipo.

Aos amigos do setor de Tecnologia Aplicada à Cardiologia do IDPC, Wilson, Paiva, Mauro, Oswaldo, Francisco, Daicy e Terezinha pelo apoio e colaboração.

A equipe de enfermagem, que colaborou na realização de testes em situação normal de utilização "in vivo".

Ao Dr. Ricardo Manrique pela orientação e revisão da parte médica da tese.

A minha esposa Ivone pela paciência, apoio e compreensão durante todas as etapas do trabalho.

A todos os colegas que minha memória esqueceu.

Í N D I C E

	Pág.
-Resumo.....	1
-Capítulo 1- Considerações Preliminares.....	2
1.1- Histórico.....	2
1.1.1- Introdução	2
1.1.2- Métodos de Infusão.....	9
1.2- Escolha do dispositivo e da faixa de infusão.....	23
1.3- Características gerais do projeto....	31
-Capítulo 2- Projeto.....	35
2.1- Parte Mecânica.....	35
2.1.1- Escolha do tipo do motor.....	35
2.1.2- Deslocamento angular do motor.	43
2.1.3- Escolha do tubo de silicone...	47
2.1.4- Existência do batente.....	50
2.1.5- Detector de bolhas.....	55
2.1.6- Tamanho do segmento (silicone)	55
2.1.7- Número de roletes.....	58
2.2- Parte Eletrônica.....	61
2.2.1- "Driver" de potência.....	61
2.2.2- Circuito de controle (motor)..	64
2.2.3- Seletor de velocidade.....	69
2.2.4- Oscilador.....	74
2.2.5- Detector de bolhas.....	77
2.2.6- Contador de volume infundido..	79
2.2.7- Fonte de alimentação.....	81

-Capítulo 3- Testes.....	83
3.1- Introdução.....	83
3.2- Levantamento de uma curva de vazão em função do tempo (48h).....	86
3.3- Levantamento da curva de vazão real em função da vazão indicada nas chaves digitais.....	100
3.4- Levantamento da curva que relaciona a vazão com os valores da pressão aplicada na entrada do equipo.....	105
3.5- Levantamento da curva referente à vazão em função de pressões aplicadas na saída do equipo.....	114
3.6- Teste de repetitividade dos equipos..	122
3.7- Variação da pressão no local de infusão.....	125
3.8- Comparação entre bombas.....	133
-Capítulo 4- Conclusão e Comentários.....	140
-Apêndice A- Formulário para a caracterização mecânica de um motor de passo.....	142
-Apêndice B- Dados comparativos de sistemas de infusão.	146
B.1- Controladores Não Volumétricos.....	146
B.2- Controladores Volumétricos.....	147
B.3- Bombas Volumétricas (Pistão-cilindro ou diafragma.....	148
B.4- Bombas Volumétricas (Peristáltica linear).....	150

-Apêndice C- Modelamento Elétrico.....	151
-Apêndice D- Esquema elétrico do Protótipo.....	158
-Bibliografia.....	159

RESUMO

Este trabalho visa o desenvolvimento de uma Bomba de Infusão lenta a qual utiliza o processo peristáltico rotativo para o deslocamento de fluidos, substituindo o sistema manual em infusões de drogas, onde a confiabilidade e exatidão são necessárias.

Inicialmente são abordados os vários métodos de infusão (automáticos e não automáticos) destacando-se os princípios de funcionamento e suas aplicações.

Em seguida são definidas as características gerais do projeto e os componentes (mecânicos e eletrônicos) que comporão o protótipo.

Finalmente são descritos vários testes para a avaliação do desempenho do protótipo.

Capítulo 1- Considerações Preliminares

1.1- Histórico

1.1.1- Introdução

Com o avanço da farmacologia e quimioterapia, dispositivos mais precisos de infusão tornaram-se cada vez mais necessários para se conseguir o efeito terapêutico desejado de determinadas drogas, evitando efeitos colaterais indesejados.

A substituição do sistema manual (feito através do estrangulamento de um tubo por uma pinça rolete ou chapinha metálica, que controla o fluxo de um fluido pressionado pela ação da gravidade, conforme mostra a figura 1.1) por dispositivos automáticos liberou a necessidade de um acompanhamento constante da infusão, com frequentes ajustes, possibilitando uma infusão precisa, mesmo em baixas velocidades e durante longos períodos de tempo.

A aplicação destes dispositivos foi invadindo várias áreas da medicina: Oncologia, U.T.I., Ambulatórios, Unidade de Queimados e principalmente em Neonatologia, onde devido à sensibilidade e baixo peso dos pacientes é indispensável a utilização de sistemas precisos e confiáveis de infusão.

Em 1963¹⁴, foi constatada uma das primeiras utilizações de dispositivos automáticos de infusão. O dispositivo utilizado foi um infusor cronométrico (chronofuser, figura 1.2) da WATKINS que funciona através de um mecanismo de relógio que movimenta um cabeçote com roletes e comprime um

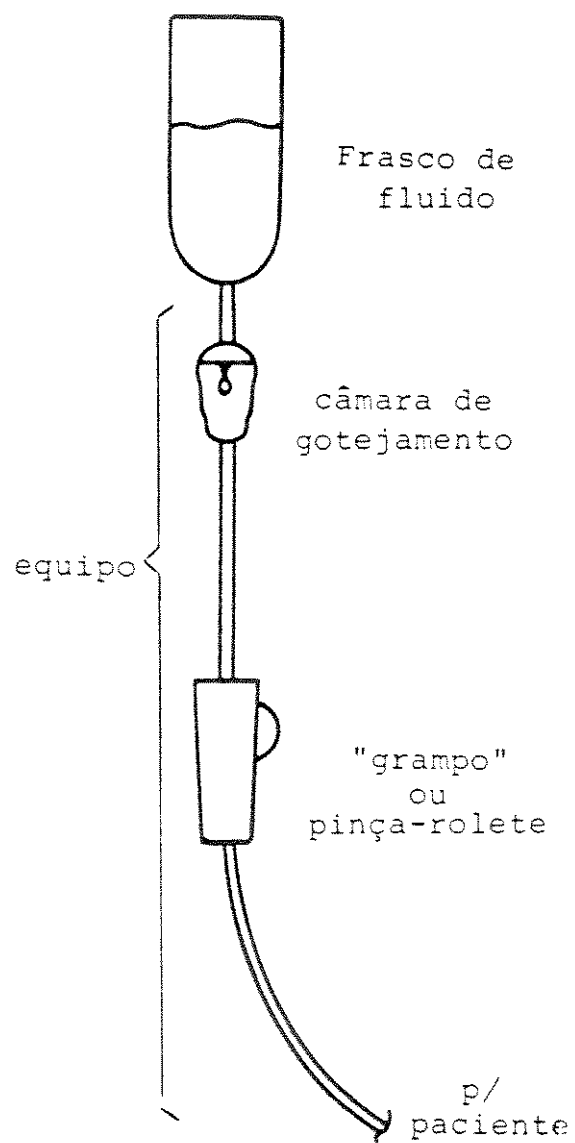


Figura 1.1
Sistema Manual de Infusão

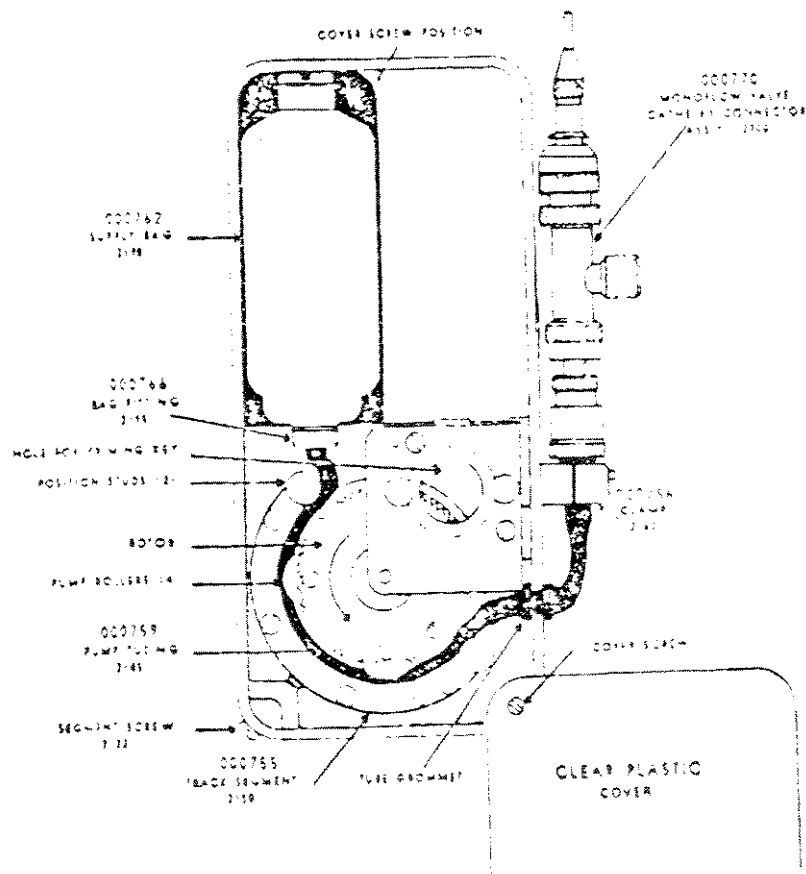


Figura 1.2
Infusor Cronométrico¹⁴

tubo de cateter deslocando o líquido armazenado em um reservatório (incluso na bomba) de 25 ml de capacidade. Sua vazão é constante com o valor de 5 ml/dia.

Mais recentemente passou-se a utilizar dispositivos automáticos de infusão alimentados por energia elétrica (rede/baterias) usados para infusões mais precisas. Um destes dispositivos (Auto-syringe¹⁴, figura 1.3) utiliza seringa padrão e sua vazão pode ser controlada entre 0,01 ml/h e 100 ml/h com uma precisão de $\pm 3\%$. Outro dispositivo (Cormed¹⁴, figura 1.4), usa o processo de compressão peristáltica operada com bateria, com faixa de infusão de 4 a 20 ml/dia ou 10 a 50 ml/dia e com reservatório incorporado de 50 ml de capacidade.

Atualmente tem-se fabricado dispositivos implantáveis como o Infusaïd¹⁴ (figura 1.5) que funciona através da vaporização do fluorcarbono líquido (37°C), provocando uma pressão de aproximadamente 300 mmHg que força, através de um filtro bacteriológico e um regulador de fluxo, a infusão a uma velocidade de 2 a 3 ml/dia $\pm 10\%$ da droga armazenada em um reservatório de 50 ml. Após duas a três semanas, é feita a recarga no reservatório.

Estes dispositivos foram inicialmente projetadas para trabalharem com medicamentos como a insulina, heparina e desferoxamina, sendo que hoje já são utilizados na infusão de agentes quimioterapêuticos para o tratamento do câncer, além de outras drogas injetáveis nas vias venosa e arterial.

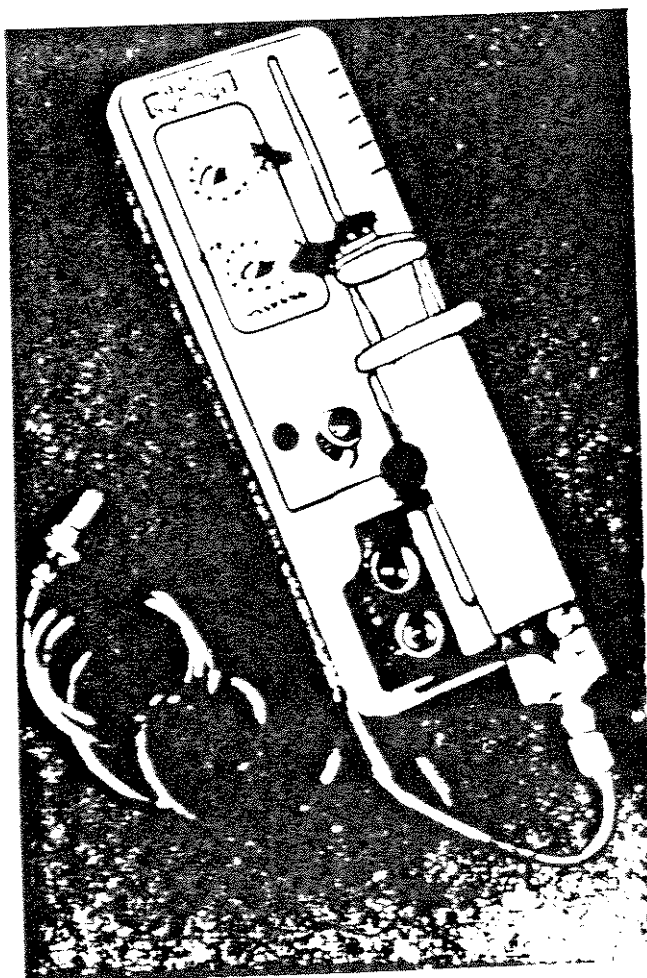


Figura 1.3
Bomba "Auto-Syringe"¹⁴

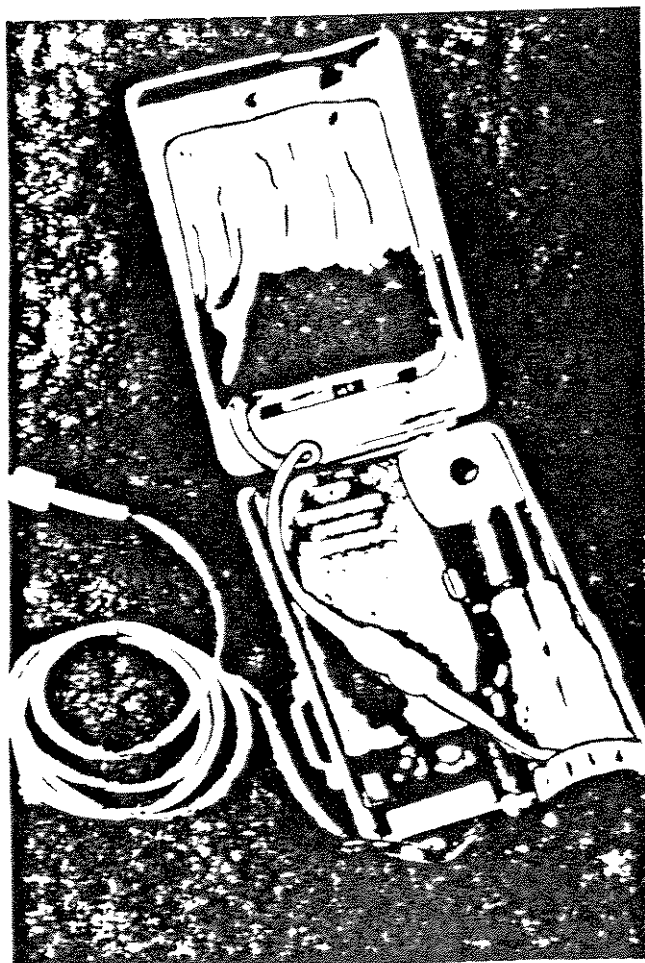


Figura 1.4
Bomba "Cormed"¹⁴

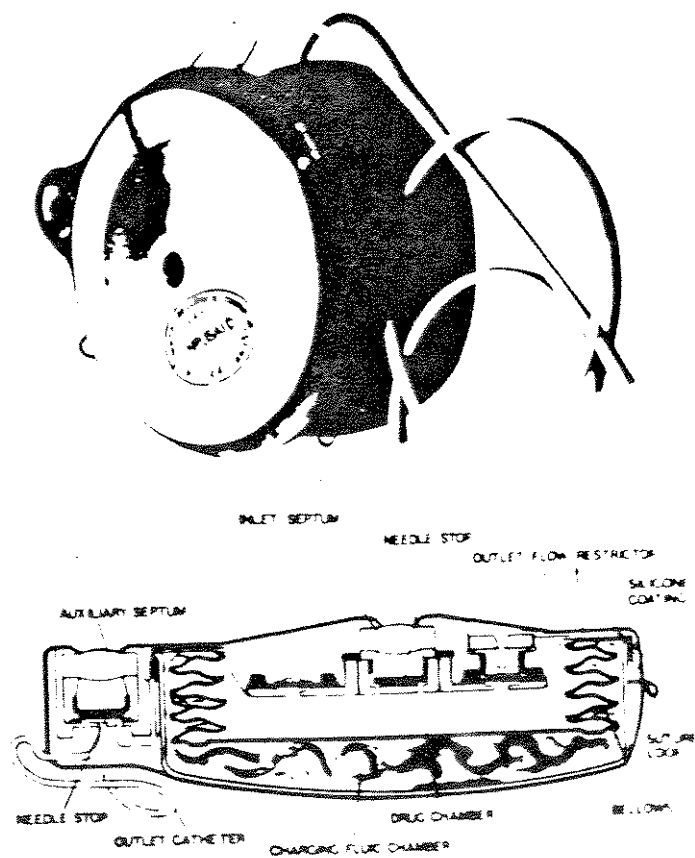


Figura 1.5
Bomba "Infusaide"¹⁴

Atualmente tornou-se rotina a utilização de dispositivos automáticos de infusão, principalmente em casos críticos, quando o processo de infusão deve ser preciso e confiável.

1.1.2- Métodos de Infusão

Existem vários procedimentos para se infundir fluidos, cada um indicado para situações específicas. Assim, pode-se ter desde um simples sistema de bombeamento formado por duas válvulas unidirecionais e uma seringa entre elas (Sheffield pump²⁹, figura 1.6) usado para infusões rápidas e calibradas, com possibilidade de recarga para outra infusão sem a necessidade de se desconectar o sistema da linha de infusão, até sistemas eletrônicos de infusão, com várias indicações de alarme¹² (figura 1.7) dando ao equipamento grande confiabilidade.

Uma recente inovação foi a introdução de "displays" alfanuméricos e a capacidade de se comunicar com outros equipamentos de monitoração incluindo um computador⁴. A tecnologia já existe e futuras bombas poderão trabalhar em sistemas fechados de controle, capazes de controlar automaticamente a infusão de drogas conforme a resposta do organismo do paciente.

O sistema de infusão mais simples e o mais usado (embora seja o mais impreciso), é o sistema manual de infusão, formado por um frasco para o fluido, um equipo de

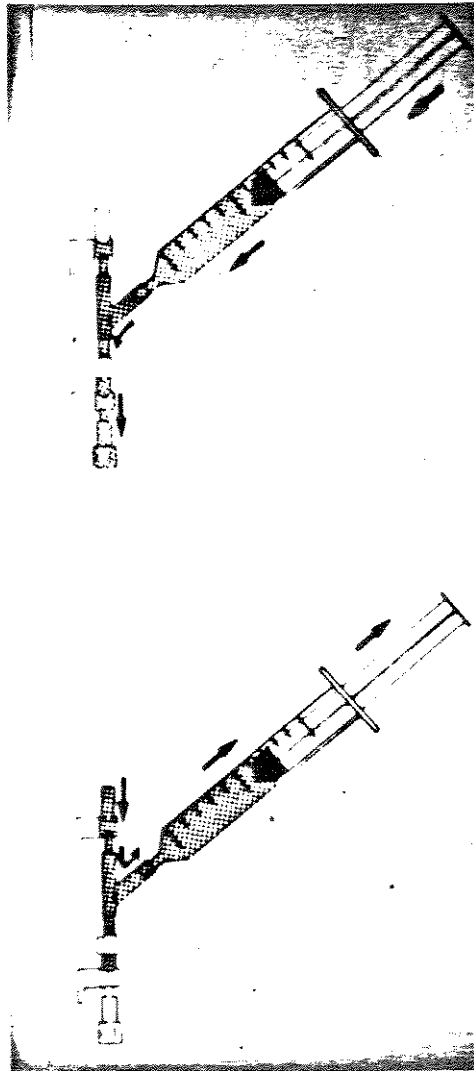


Figura 1.6
Sistema "Sheffield Pump"²⁹

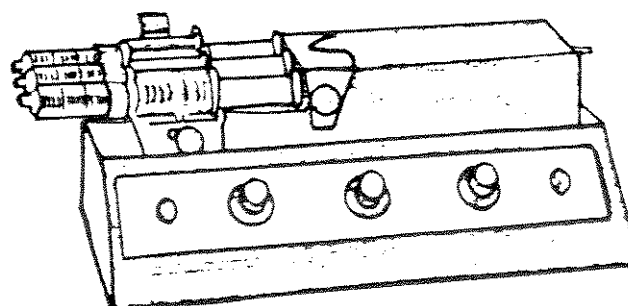
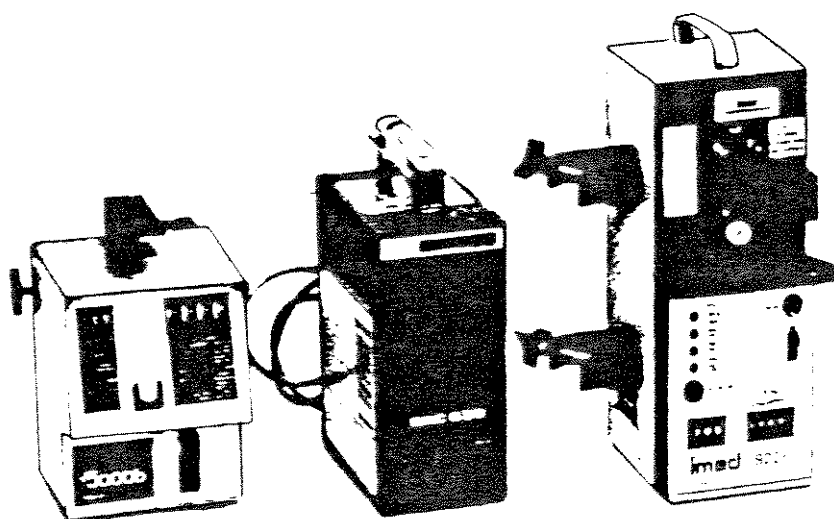


Figura 1.7
Sistemas Eletrônicos de Infusão¹²

PVC (cloreto de polivinila) com uma câmara para visualização e contagem de gotas e um grampo manual para controle do fluxo. Através da altura do frasco de fluido, consegue-se a pressão (hidrostática) necessária para a infusão, que é suficiente para vencer a pressão venosa, aproximadamente igual a 10 mmHg. Esta pressão e consequentemente a vazão pré-fixada, pode ser afetada por diversos fatores, como:

- o posicionamento (altura) do frasco de fluido.
- a viscosidade e temperatura do fluido²⁰.
- a formação de coágulos na linha de infusão.
- a variação no orifício da câmara de gotas.
- as alterações no posicionamento da agulha²⁰.
- as variações da pressão venosa do paciente²².

Estes fatores podem levar a erros de vazão de até 100% do valor desejado.

Para minimizar estes problemas, evoluiu-se na tecnologia aplicada ao grampo, resultando em dispositivos graduados chamados reguladores de fluxo²² (figuras 1.8a e 1.8b). Mas, apesar do esforço, na prática muito pouco se conseguiu de melhoria.

Além do controle da vazão, trabalhou-se também na quantidade a ser infundida²⁵. Desta forma chegou-se a conjuntos possuindo vários compartimentos graduados, com comunicações entre eles, onde se fechava uma destas comunicações convenientemente, para se obter o volume desejado (figura 1.9). Outro processo foi a introdução de um reservatório (bureta) graduado²⁵ onde se pode controlar o

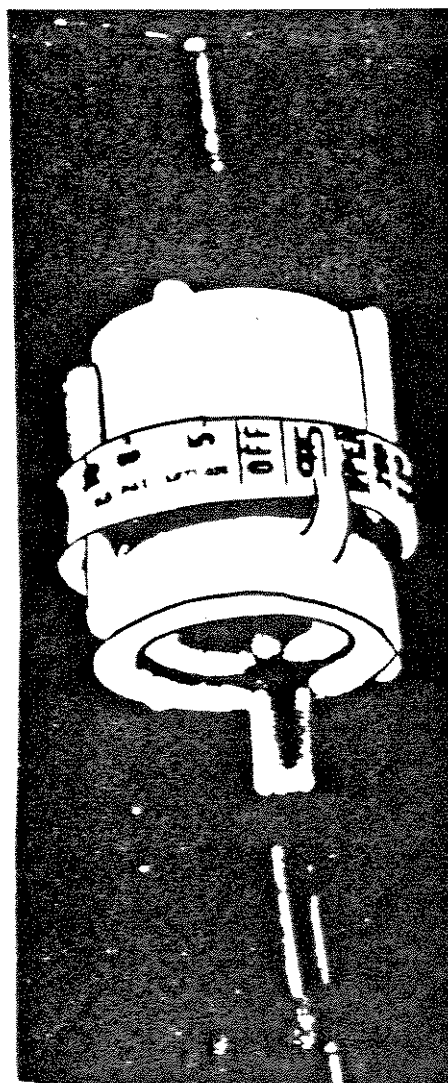


Figura 1.8a
Regulador de Fluxo²²

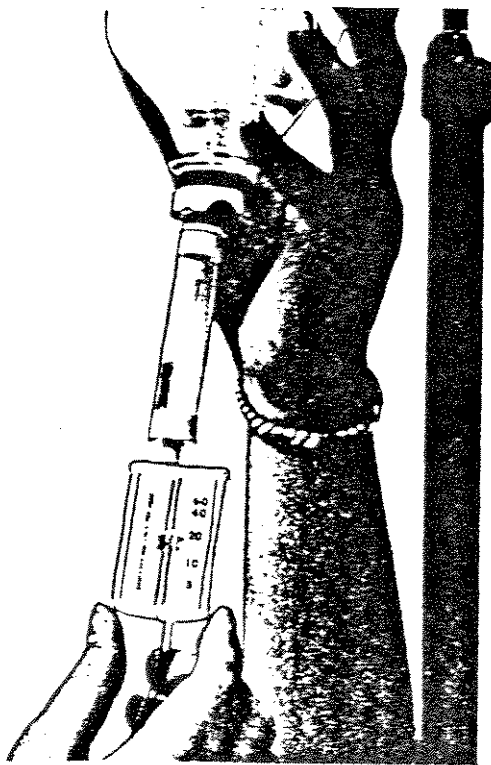


Figura 1.8b
Regulador de Fluxo²²

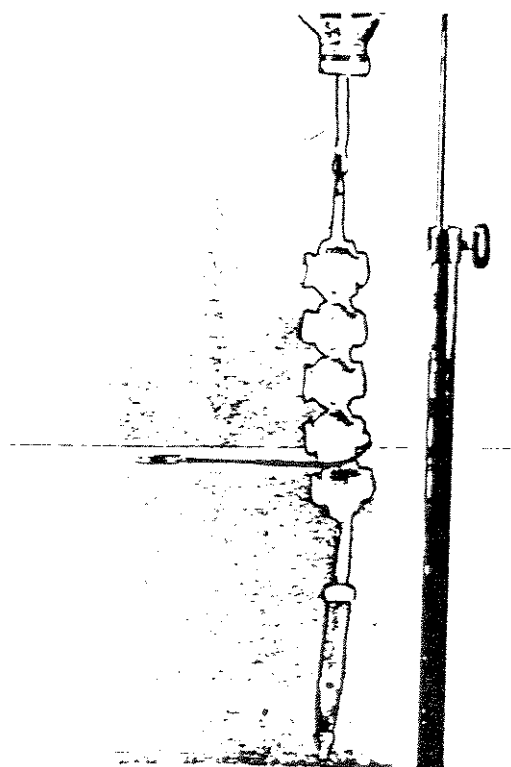


Figura 1.9
Controlador de Volume²⁵

volume a ser infundido, além de proporcionar um local para a introdução de medicamentos (figura 1.10).

Para infusões rápidas ou em casos de emergência, pode-se utilizar conjuntos de "pressão positiva", onde esta pressão é conseguida manualmente²⁵ (figura 1.11), injetando-se ar para se pressurizar o frasco de fluido. Entretanto, com o término do fluido, o ar sob pressão pode entrar rapidamente na veia resultando em uma embolia fatal³. Uma alternativa é a utilização de um infusor onde tem-se o frasco ("colapsável") de fluido, colocado no interior de um compartimento hermeticamente fechado no qual injeta-se ar controladamente, proporcionando uma infusão forçada (Fenwal Pressure Infusor³⁰ e Norfolk and Norwick Infusion box²³, figura 1.12).

Observando estes sistemas, pode-se notar a necessidade de constante observação a respeito tanto da velocidade de infusão quanto da quantidade de fluido já infundido.

Para se automatizar o processo de infusão, desenvolveu-se dispositivos eletrônicos para controle da infusão³².

Estes dispositivos podem ser classificados de várias maneiras, segundo a característica considerada (vide tabela 1.1).

Os controladores de fluxo são "prendedores" eletrônicos que controlam a infusão de um fluido, pressionado pela ação da gravidade, através da contagem das gotas liberadas, formando um sistema fechado de controle (sendo esta a diferença principal dos sistemas manuais), além de

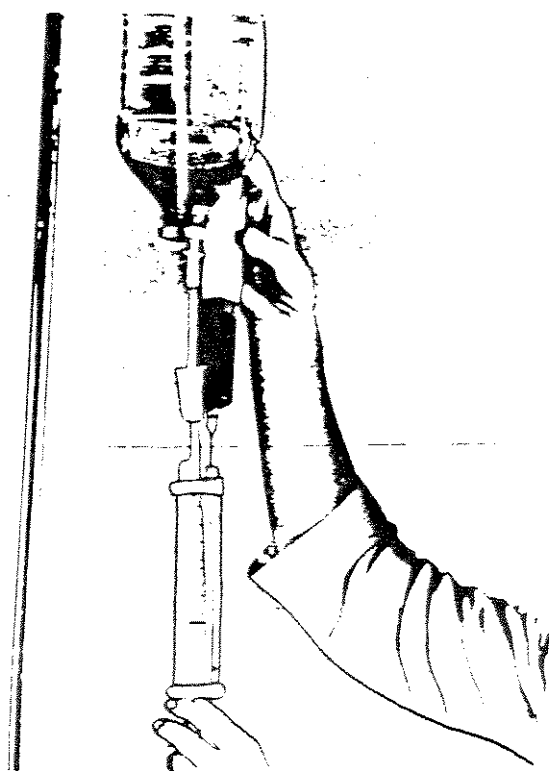


Figura 1.10
Equipo com Bureta²⁵

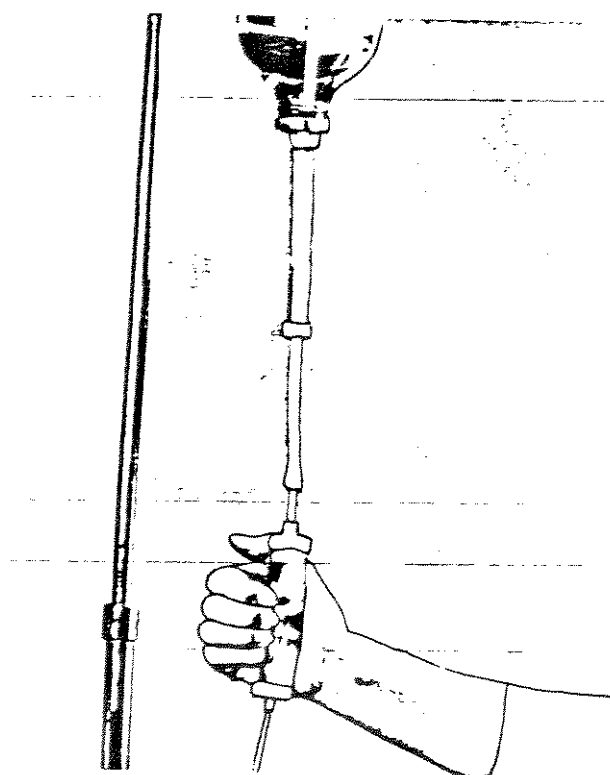


Figura 1.11
Conjunto de Pressão Positiva²⁵

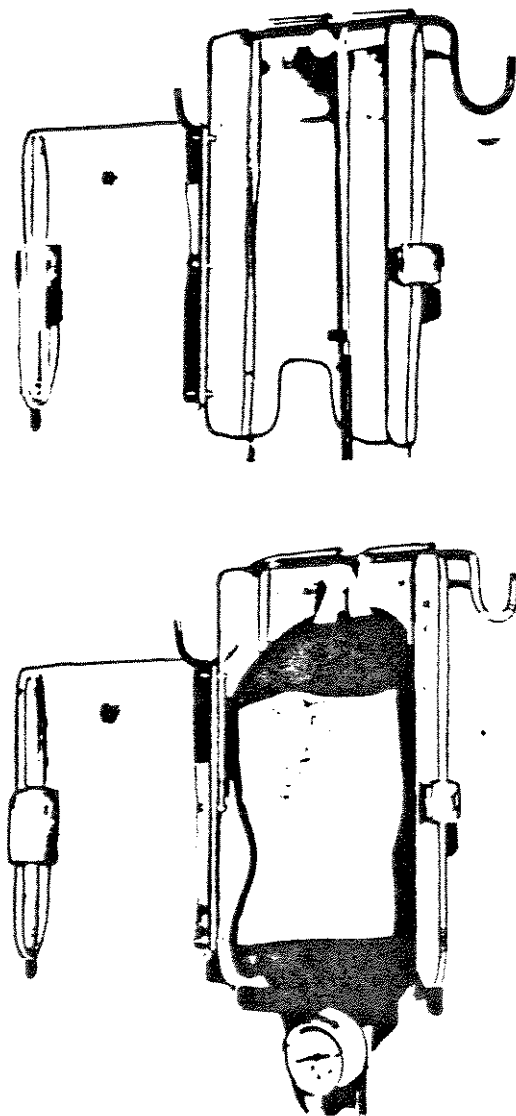


Figura 1.12
"Norfolk and Norwick Infusion Box"²³

Dispositivo de Infusão	<ul style="list-style-type: none"> -Controladores -Bombas de infusão
Método de controle	<ul style="list-style-type: none"> -Volumétrico -Não-volumétrico
Mecanismo de controle	<ul style="list-style-type: none"> -Peristáltico -Pistão-cilindro -Pistão-diafragma -Seringa

Tabela 1.1

Classificação dos Dispositivos Eletrônicos
para controle de infusão

proporcionar diversos sinais de alarme (bolhas, fim de infusão, infusão livre, etc...).

Sua precisão é boa quando o fluido possui baixa viscosidade.

As bombas de infusão, por sua vez, são mecanismos bombeadores capazes de gerar altas pressões, superiores à pressão do sangue no local de aplicação (pressão venosa normal ± 10 mmHg, pressão arterial diastólica ± 80 mmHg e pressão arterial sistólica ± 120 mmHg). Cooper e Lilliman⁷ utilizaram esta capacidade de gerar altas pressões para poder infundir drogas no sistema arterial, onde a pressão não permite o uso de controladores.

Outra divisão é feita através do Método de Controle de fluxo que poderá ser do tipo volumétrico e não volumétrico.

No volumétrico, o controle é feito diretamente sobre o volume do fluido (ml). O não volumétrico controla a quantidade de gotas liberadas. O método volumétrico é mais preciso que o não volumétrico, pois o segundo depende do tamanho da gota, que depende do tamanho do orifício de gotejamento, da temperatura, densidade, viscosidade e tensão superficial do fluido.

Os Mecanismos de Controle das diversas bombas também podem ser divididos em peristálticos, pistão diafragma ou pistão cilindro e seringa.

No sistema peristáltico o fluido é movido através do deslocamento de um ponto de esmagamento do tubo. Este deslocamento pode ser rotativo ou linear.

No deslocamento rotativo, o tubo que conduz o fluido é colocado em um semi-círculo, e o ponto de esmagamento se desloca neste semi-círculo, empurrando o fluido na direção do deslocamento. Este processo necessita de um equipo especial formado por uma parte mais maleável, geralmente de silicone, intercalada no equipo normal. O trecho maleável facilita o esmagamento, diminuindo desta forma a força necessária para produzi-lo, além de prolongar a vida útil deste trecho.

No deslocamento linear, o esmagamento é feito através de várias projeções (como dedos) que comprimem sequencialmente o tubo do equipo. Neste processo, pode-se utilizar equipos comuns de infusão. Porém, alguns fabricantes relatam que os equipamentos serão mais precisos se equipos especiais, parecidos com os usados no sistema rotativo, forem usados¹², pelas mesmas razões já mencionadas.

Nos sistemas que utilizam mecanismos tipo pistão-cilindro ou pistão-diafragma o fluido é introduzido em um reservatório calibrado e então, pela ação do pistão, infundido no paciente de uma única vez. Neste sistema é necessário um equipo especial complexo.

Nos sistemas a seringa o fluido no interior da mesma é infundido no paciente através do deslocamento controlado do êmbolo. A quantidade de fluido neste sistema é limitada pelas dimensões da seringa.

1.2- Escolha do dispositivo e da faixa de infusão

Um dos fatores que determinam a escolha do processo de infusão é a via de aplicação. Esta via pode ser dividida^{9,32} em via arterial, via venosa central e via periférica.

Na via arterial, o dispositivo deverá fornecer pressão de aproximadamente 200 mmHg, para vencer a pressão arterial. A aplicação nesta via é frequentemente encontrada em unidades de oncologia, por exemplo, em infusões na artéria hepática para quimioterapia intra-arterial.

Na via venosa central, a pressão nos vasos sanguíneos cai para aproximadamente 10 mmHg, possibilitando o uso de controladores de fluxo. No entanto, o uso de um dispositivo que forneça pressões maiores, poderá ser necessário para vencer a resistência adicional ao fluxo provocada por um aumento da pressão venosa central, ou pela presença de obstáculos na linha de infusão, tais como: a utilização de filtros, pequeno lúmen do cateter ou cânula utilizada, e a viscosidade do fluido.

Na via periférica, onde tem-se pequena pressão de retorno, poderá ser utilizado tanto controladores de fluxo como bombas de infusão, dando-se preferência ao uso de controladores, pela baixa pressão no local de aplicação.

A utilização de bombas nesta via, por sua vez, deverá ser feita principalmente quando existirem obstáculos ao fluxo que impeçam um controle seguro da vazão por um controlador, ou em outras palavras, quando existir a necessidade de pressão positiva. Quando é realmente necessária a utilização de uma bomba, deve-se usá-la com cautela e com observação constante do local da aplicação, pois com a adição de uma pressão maior, aumenta-se o risco de extravasão do fluido pelo cateter e de infiltrações na região de aplicação. Este risco é particularmente maior em pacientes de idade avançada ou neonatos, devido à delicadeza dos vasos e da pele circundante ao local de aplicação.

Outro fator determinante na escolha do dispositivo de infusão é a exatidão da vazão. Esta exatidão, a diferença máxima possível entre o valor real e o escolhido no aparelho, é expressa em porcentagem sobre o valor no aparelho e normalmente não deverá exceder aos 5%^{10,19}. Em algumas situações porém, a constância do valor da vazão durante todo o tempo de infusão é mais importante que a exatidão deste valor, pois para produzir a resposta fisiológica específica e desejada de algumas drogas (nitroprussiato, dopamina, oxitocina), é necessária a manutenção do nível desta droga no sangue do paciente³² durante o período de infusão.

Vazões incorretas ou inconstantes poderão acarretar vários problemas, como: respostas retardadas ou tóxicas do paciente, aumento da possibilidade de aparecimento de

flebites e tromboflebites, edema ou embolia pulmonar, infiltrações e extravazões.

Finalmente tem-se a natureza do fluido a ser infundido como fator determinante na escolha do dispositivo de infusão. Esta natureza indica ao médico e ao fisiologista as propriedades do fluido a ser infundido, levando-os à escolha correta do dispositivo e da vazão. Fluidos muito viscosos, usados normalmente para a preparação de alimentação enteral, requerem pressão adicional do dispositivo de infusão. Algumas drogas, como a nitroglicerina, devem ser administradas através de vias especiais (equipos) que minimizem a absorção da droga pelo material do equipo. Outras drogas, por sua vez, causam resposta fisiológica rápida mesmo em baixas concentrações, necessitando, desta forma, de um processo controlado de infusão que minimize o risco de um fluxo livre ou descontrolado da droga.

Assim, com a escolha correta do dispositivo de infusão, tem-se maior exatidão na administração de drogas, imediata alteração na vazão quando necessário, melhor aproveitamento do tempo de enfermagem, administração intra-arterial de drogas e simplificação do procedimento de infusão na terapia endovenosa.

As indicações para o uso de um processo de infusão controlada são as seguintes:

-na nutrição parenteral total e na alimentação parenteral^{11,28};

-na administração de fluidos em casos críticos¹⁶;

-no controle de fluidos em pacientes pediátricos;

-na administração de eletrólitos e sangue¹;

-na quimioterapia e terapia contínua de drogas;

-nas infusões intra-arteriais⁷;

-nas infusões de agentes oxitócitos, anti-arritmicos, pressurizantes, broncoativos, hipoglicêmicos¹³;

-na terapia oncológica e de insulina.

Em um hospital, onde tem-se várias destas indicações para um número não muito grande de dispositivos de infusão, a utilização dos mesmos deverá obedecer uma sequência de prioridades destacando as aplicações onde o uso de dispositivos automáticos de infusão é mais essencial¹³.

A seguir apresenta-se esta sequência, começando da prioridade mais importante.

-Drogas como a Dobutamina, Dopamina, Isoproterenol, Lidocaina, Nitroglicerina, Nitroprussiato, Procainamida, Ritodrina e Vasopressina são administradas por infusão contínua e lenta, provocando respostas fisiológicas rápidas, o que requer ajustes frequentes e precisos da dosagem. Erros de dosagem criam risco de vida em questão de minutos.

-Drogas como a Heparina, Insulina, Antineoplásicos, Morfina, Narcan, Oxitocina e Estreptoquinase são administradas com vazão horária fixa, podendo haver ajustes em intervalos de horas. Erros de dosagens criam riscos de vida em questão de horas.

A Aminofilina também é administrada com vazão horária fixa, mas o ajuste na dosagem, quando necessário, é feito em intervalos de dias.

-Fluidos intravenosos administrados em pacientes com severas restrições de alimentação oral (por exemplo cirurgia Gastrointestinal ou pancreatite aguda), poderão, com um controle adequado, serem administrados sem o uso de um dispositivo de infusão automático.

A administração adequada de todos estes fluidos para o efeito desejado, deverá ser executada com uma vazão correta. A vazão pretendida, está diretamente ligada ao conhecimento do fluido a ser infundido e de seus efeitos além de outros fatores que passa-se a considerar.

-Superfície corpórea do paciente - Esta superfície é proporcional a muitos processos fisiológicos essenciais (tamanho do órgão, volume de sangue, respiração e perda de calor) e consequentemente à atividade metabólica total. A superfície também fornece um guia útil para a determinação de fluidos e eletrólitos e para calcular a vazão. A vazão usual é de 3 ml por metro quadrado de superfície corpórea

(obtida através de Nomogramas¹, vide figura 1.13) por minuto. Esta faixa é aplicada para a manutenção e reposição de fluidos¹⁵. Entretanto, a vazão deverá ser cuidadosamente ajustada para cada caso individualmente.

-Condições do paciente - Como o coração e os rins são órgãos vitais do paciente, o estado cardíaco e renal influenciam a escolha da vazão. Uma expansão no volume de sangue pode ocorrer quando fluidos são rapidamente infundidos. Isto pode sobrecarregar um coração enfraquecido, ocasionando danos renais por retenção de fluido. Pacientes que sofrem de hipovolemia devem receber plasma e sangue rapidamente, mas a vazão desejada pode ser afetada pela diminuição dos controles homeostáticos. Os sinais vitais deverão ser cuidadosamente observados e a vazão deverá decrescer com a subida da pressão sanguínea.

-Idade do paciente - Em pacientes de idade avançada, normalmente se encontra maior incidência de lesões cardíacas e renais, o que leva a administração de fluidos ser feita lentamente, para prevenir um acréscimo na pressão que poderá resultar em edema pulmonar e distúrbios cardiovasculares¹⁵. Bebês e crianças pequenas são particularmente propensos a edemas pulmonares quando quantidades excessivas de fluidos ou infusões rápidas de fluidos expandirem seu sistema vascular¹⁵. Dispositivos especiais de infusão pediátrica que liberem pequenas gotas

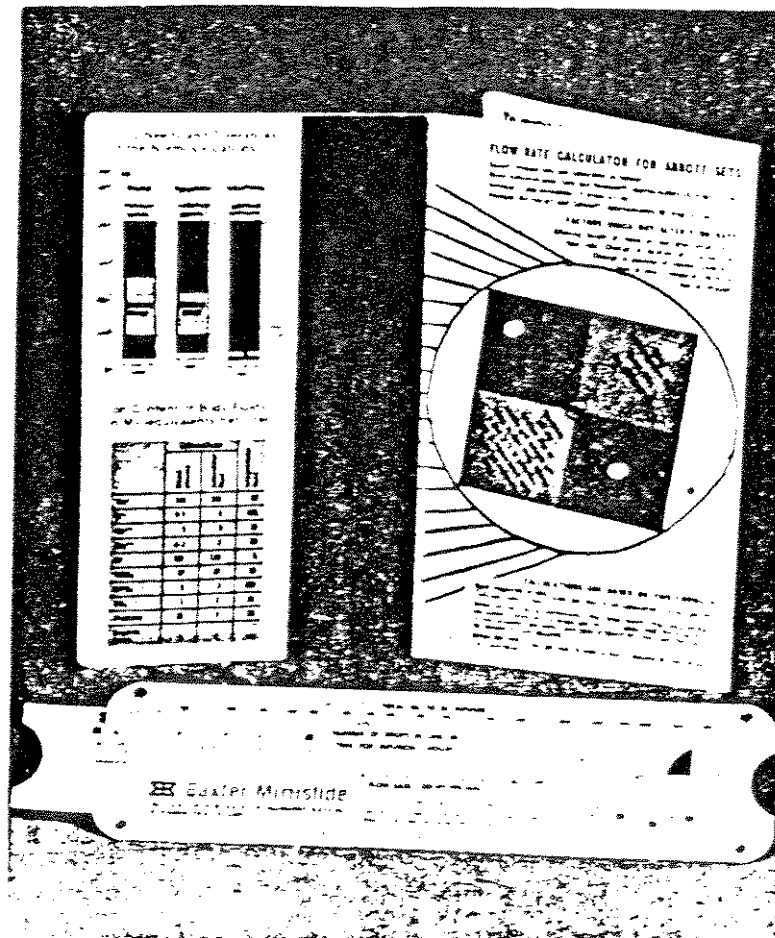


Figura 1.13
Calculador "Normosol"¹

(50 a 60 gotas por mililitro) deverão ser utilizados nestes casos.

-Composição do fluido - A composição do fluido também afeta a escolha da vazão. Quando a solução é usada como veículo para a administração de drogas, a vazão depende da droga e do efeito fisiológico que ela produz. Concentrações de soluções deverão ser consideradas já que a faixa de fluxo pode alterar os efeitos desejados. Quando a Dextrose é administrada para benefícios calóricos, ela é infundida em uma faixa que garanta sua completa metabolização. Dextrose pode ser administrada com velocidade máxima de 0,5 grama por quilograma de peso do paciente por hora¹⁵ sem produzir "glicosúria" em um indivíduo normal. Esta vazão é mais rápida que a usual e não é normalmente usada exceto em emergências.

Quando "oligúria" ou "anúria" ocorrem, o estado dos rins deverá ser determinado antes da administração de soluções. Supressão urinária poderá ser esperada quando há um volume de sangue deficitário ou existe uma lesão renal.

-Tolerância - A tolerância às soluções varia com os indivíduos e influencia a vazão. Uma solução com 5% de álcool pode ser administrada na faixa de 200 a 300 ml por hora para sedar sem intoxicação um adulto médio¹⁵. Entretanto, esta faixa deverá ser ajustada para cada indivíduo.

Quando proteína hidrolizada é infundida, uma vazão baixa é necessária para testar a sensibilidade do paciente à proteína. Náuseas e vômitos poderão ocorrer com a administração rápida; se estes sintomas não desaparecerem com o decréscimo da administração, a infusão deverá ser interrompida¹⁵.

Fabricantes de soluções parenterais têm dispositivos calculadores convenientes, para ajudar a enfermagem na determinação da vazão². O Calculador Normosol fabricado pelos Laboratórios Abbott é um excelente dispositivo para se calcular a vazão e a superfície corpórea em metros quadrados (figura 1.13).

1.3- Características gerais do projeto

Passa-se agora, levando-se em conta o que foi exposto, a definir as características do projeto.

Definiu-se como objetivo principal o desenvolvimento de um dispositivo automático de infusão que além de ser preciso e confiável, fosse de fácil manipulação, situando-o na realidade nacional, onde o usuário não possui condições ou treinamento para manusear equipamentos e processos sofisticados, principalmente em regiões afastadas dos grandes centros urbanos, além de possuir preço acessível.

Por se tratar de infusões de drogas que necessitem um

controle rigoroso e preciso optou-se pela utilização de um dispositivo de precisão.

Para a determinação do campo de aplicação deste dispositivo, levou-se em conta que diversas patologias adquiridas ou congênitas necessitam de drogas cujo controle da concentração na infusão por via vascular requer cuidados especiais, pois são em geral drogas agressivas ao organismo e se administradas em concentrações elevadas podem provocar distúrbios no sistema vascular.

Estas drogas podem entretanto ser administradas, controlando-se as seguintes variáveis: **diluição, tempo de infusão e volume infundido** que a critério médico são associadas de forma a manter o paciente sob efeito da droga durante o tratamento (cirúrgico, ambulatorial ou terapia intensiva). Todavia, em algumas patologias, estas drogas não podem ser utilizadas com diluição excessiva (neonatologia e hematologia por exemplo), tornando-se necessária a infusão de um volume constante, com pequena diluição variando-se apenas o tempo de infusão (que no caso do dispositivo em questão corresponde à vazão). Como o volume envolvido para estas drogas é pequeno, a faixa de vazão para o dispositivo também será pequena (de 1 ml/h até 99 ml/h), ou seja, é um dispositivo de infusão lenta.

As especialidades beneficiadas serão as seguintes:

- Neonatologia - Carência de ferro e eletrólitos;
- Geriatria - Deficiência de eletrólitos no sangue;
- Oncologia - Drogas quimioterápicas e analgésicas;

Doenças auto-imunes - Lupos;

Hemodiálise - Para administrar anticoagulante durante a circulação extra-corpórea.

Baseado na exposição de motivos acima e em toda a teoria sobre infusão exposta, chegou-se aos seguintes parâmetros de projeto:

- Dispositivo de infusão- Bomba de infusão, pois possui maior precisão que os controladores, além de poder fornecer pressões superiores às da circulação arterial, possibilitando seu uso na via arterial.

- Método de controle de fluxo- Volumétrico, porque além de indicar diretamente o volume de fluido infundido por unidade de tempo (ml/h), é mais preciso que o não volumétrico, pois este é baseado em contagem de gotas que dependendo das condições do fluido e externas podem adquirir tamanhos e consequentemente volumes diferentes.

- Mecanismo de controle- Peristáltico rotativo. Peristáltico, porque além de não necessitar de equipamentos complexos (caso do pistão-cilindro e pistão-diafragma), não é restritivo quanto ao volume a ser infundido (caso da seringa); e finalmente rotativo, pois a sua implementação mecânica é mais simples .

- Faixa de Infusão - de 1 ml/h até 99 ml/h com incremento de 1 ml/h.

Obs: Nos países do 1º mundo, por questões de legislação, os sistemas de infusão deverão abranger até a infusão de soro fisiológico por via endovenosa, tornando as bombas de infusão com vazões de até 1000 ml/h.

Características do Protótipo	
Dispositivo de infusão	Bomba
Método de controle de fluxo	Volumétrico
Mecanismo de controle	Peristáltico Rotativo
Faixa de Infusão	de 1 ml/h até 99 ml/h
Incremento	1 ml/h
Alimentação	bateria/rede elétrica
Alarmes	bolhas de ar fim de infusão bateria fraca
Equipo	especial

Capítulo 2- Projeto

Dividiu-se o projeto em duas partes distintas: Mecânica e Eletrônica, posteriormente unidas.

2.1- Parte Mecânica

Como o princípio peristáltico é o deslocamento de um esmagamento de tubo com fluido (figura 2.1a), foi utilizado experimentalmente um conjunto formado por um rotor com 8 roletes que pressiona um tubo flexível de silicone (usado experimentalmente um com diâmetro interno igual a 1,57 mm e diâmetro externo igual a 2,41 mm) contra um batente (figura 2.1b). Acoplando este conjunto a um motor DC (utilizado pela indústria automobilística no acionamento de limpadores de para-brisa) conseguiu-se realizar os primeiros testes e chegar à definição de vários parâmetros que são analisados nos próximos itens.

2.1.1- Escolha do tipo do motor

Para se conseguir a diminuição no tamanho e no consumo de energia do protótipo, foram pesquisados outros dispositivos para a obtenção da energia mecânica necessária tais como: solenóides, solenóides rotativos⁵, mecanismos de relógio e motores elétricos.

-Os solenóides comuns requerem uma implementação mecânica complexa para se obter o efeito rotativo (engrenagens, sistema de âncoras), o que complica e encarece o projeto.

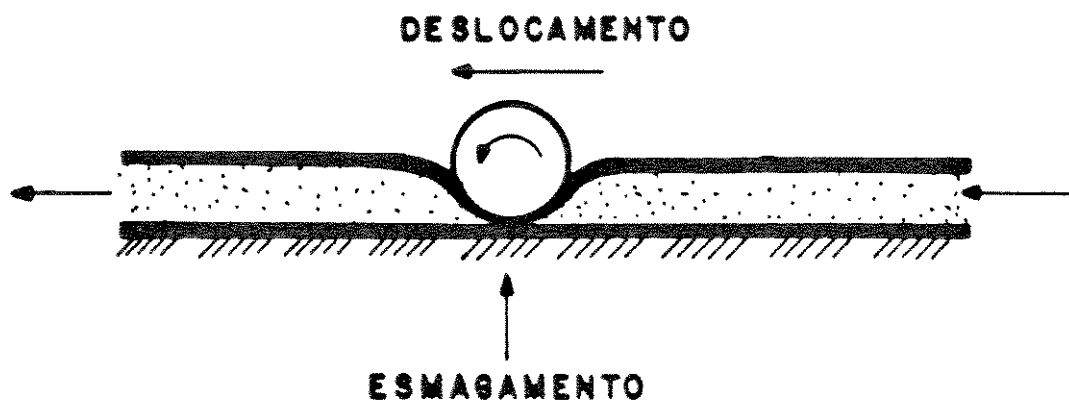


Figura 2.1a
Efeito Peristáltico

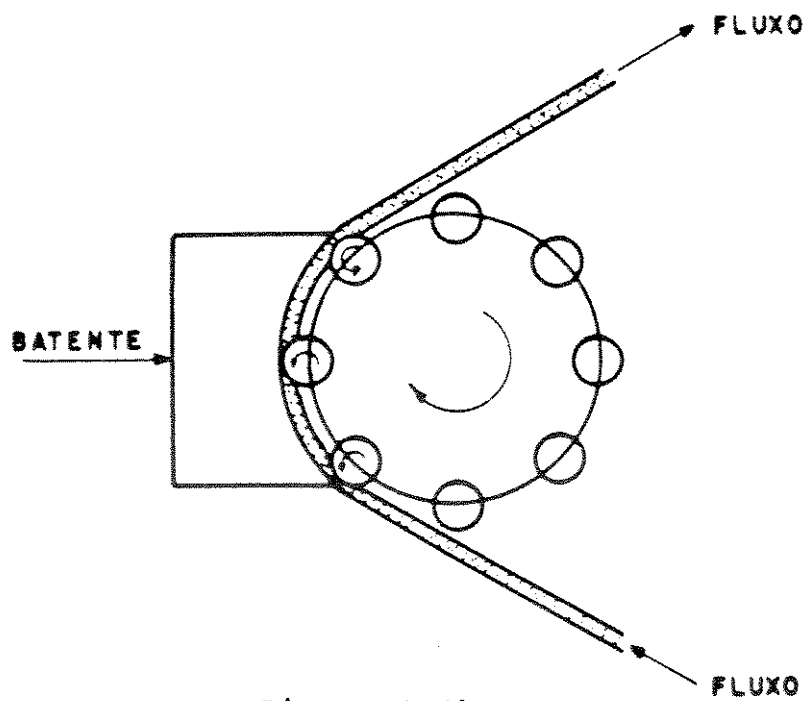


Figura 2.1b
Esmagamento por batente

-Os solenóides rotativos, por sua vez, já possuem grande parte do mecanismo necessário para a obtenção da rotação, porém, não são encontrados com facilidade no mercado nacional, o que dificulta a montagem em série de Bombas baseadas nestes dispositivos.

-Mecanismos de relógio, além de não possibilitarem a rotação controlada e variada (mudança da relação entre as engrenagens para mudança da velocidade), têm o seu princípio de funcionamento incompatível com a utilização geral da Bomba (necessidade de se "dar corda" periodicamente no mecanismo).

-Os motores elétricos são os dispositivos eletromecânicos que melhor se enquadram nas necessidades do projeto, porque além de serem de fácil obtenção, possuem sistemas controladores de velocidades relativamente simples. Os motores elétricos disponíveis no mercado apresentam características e diferenças importantes que são vistas a seguir.

A primeira preocupação na escolha do motor foi o tipo de alimentação⁶: Corrente Alternada (CA) ou Corrente Contínua (CC).

A utilização de motores CA limita o funcionamento da Bomba à rede elétrica comum, dificultando o uso da mesma em caso de falta de energia ou em situações de uso portátil (ambulâncias) sem a utilização de sistemas especiais ("No-Break" e inversores).

Os motores CC, por sua vez, possibilitam o uso da Bomba tanto com alimentação CA (através de retificadores simples), como em CC (baterias) bastando escolher o melhor modelo dentre os vários existentes. Algumas características, porém, deverão ser levadas em conta para a utilização de motores CC no projeto: torque, peso, tamanho, consumo e controle de velocidade.

Micromotores, ideais para a miniaturização do aparelho, foram testados, mas devido ao seu pequeno torque foram descartados.

Motores com torque maior resolveriam este problema mas seu tamanho, peso e consumo de energia impossibilitariam sua utilização em um equipamento portátil.

Motores com torque intermediário seriam os ideais, porém, seu controle de velocidade, embora simples, atuaria na alimentação do motor, o que não sustentaria o torque nas diversas faixas de velocidade necessárias.

Motores passo a passo ou simplesmente motores de passo^{24,31}, são motores CC com características especiais que se enquadram nas necessidades do projeto. Estes motores podem ser comparados aos motores síncronos, onde um campo rotativo faz girar um rotor magnético, o que no motor de passo é feito em etapas (ou passos, daí o nome).

Possuem, também, subdivisões de acordo com a forma como é gerado o campo rotativo (enrolamento unipolar ou bipolar no estator) e com o material empregado na confecção do rotor (ferro doce ou material permanentemente magnetizado).

A figura 2.2 ilustra um exemplo de motor de passo (bipolar com rotor magnético). Seu funcionamento é o seguinte: no arranque tem-se corrente elétrica nos dois enrolamentos provocando a magnetização do estator e fazendo o rotor orientar-se de acordo com esta magnetização; ao inverter-se a corrente elétrica no enrolamento A (daí a designação bipolar) o campo magnético desloca-se 90° no sentido anti-horário, arrastando consigo o rotor. É um passo. A sequência para uma volta completa é então AB- $\bar{A}\bar{B}$ - $\bar{A}B$ -AB e AB novamente.

Os motores unipolares se assemelham aos bipolares, diferenciando-se destes somente no modo de se enrolar as bobinas. Cada fase consiste de um enrolamento com derivação central (figura 2.3) ou mesmo de dois enrolamentos separados, de modo que o campo magnético pode ser invertido sem a necessidade de se inverter o sentido da corrente.

A escolha de um motor de passo recai, em primeiro lugar, sobre os requisitos mecânicos; as características elétricas, por sua vez, determinam o projeto da eletrônica do controle de velocidade. Alguns parâmetros têm grande importância na escolha do motor (vide tabela 2.1): a taxa de arranque, por exemplo, que representa a aceleração máxima permitida no arranque, está intimamente relacionada com o momento de inércia; a máxima frequência de operação, por sua vez, determina a velocidade máxima para um determinado torque, pois à medida que se aumenta a frequência, o momento cai e vice-versa (isto porque em altas frequências, a

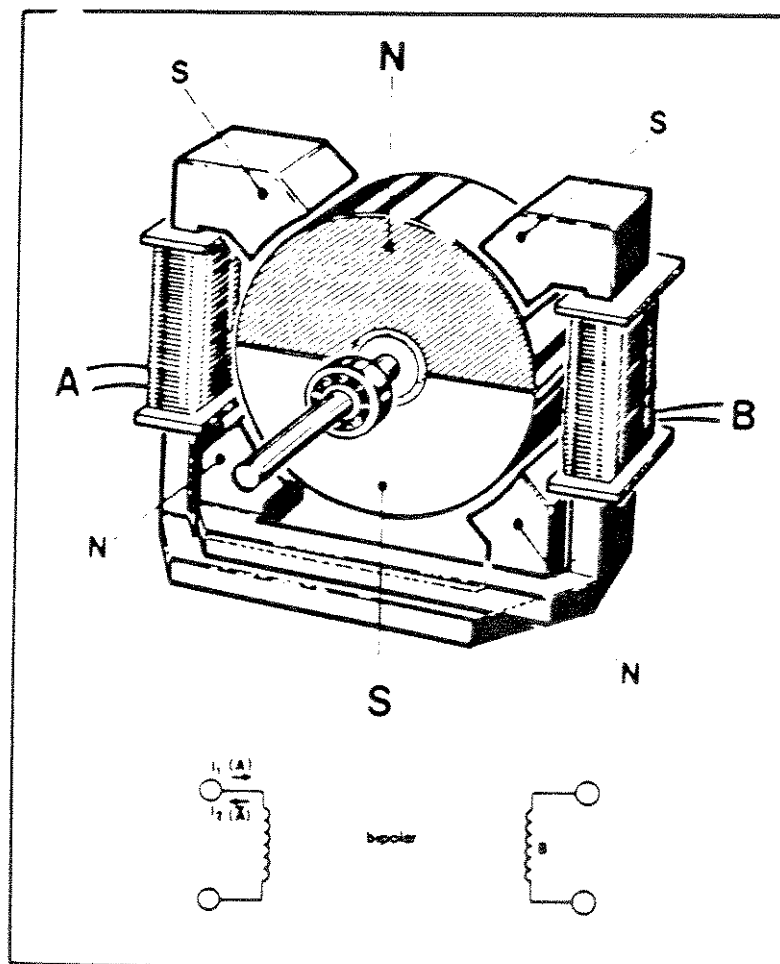


Figura 2.2
Motor de Passo Bipolar³¹

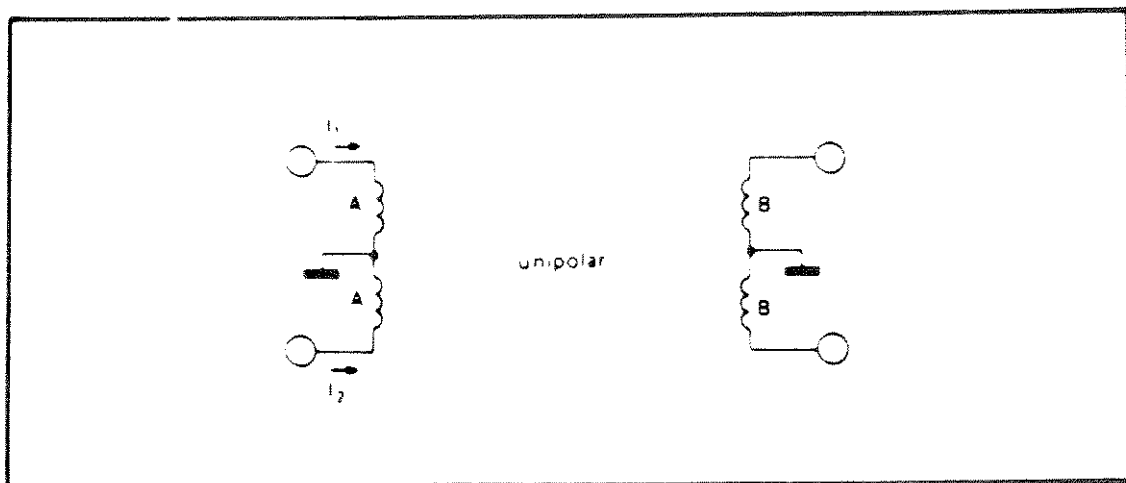


Figura 2.3
Enrolamento Unipolar com derivação central

Parâmetros	Definição
mecânicos	
passo angular ($^{\circ}$)	rotação do eixo durante um passo.
momento de freagem (torque de bloqueio) (N.cm)	momento máximo com o rotor bloqueado sem a perda de passos.
momento (torque) (N.cm)	efeito rotativo de uma força, medido a partir do produto da mesma pela distância perpendicular até o ponto que ela atua partindo de sua linha de ação.
taxa de arranque (pull-in-rate) (Hz)	frequência de arranque sem a perda de passos.
taxa de andamento (pull-out-rate) (Hz)	regime de operação atingido após uma aceleração suave.
momento de inércia (Kg.cm ²)	medida de resistência mecânica oferecida por um corpo à aceleração angular.
elétricos	
auto-indutância unipolar e bipolar (Henry)	determina a magnitude da corrente média em regime pesado de operação de acordo com o tipo de enrolamento do estator: relaciona o fluxo magnético com as correntes que o produzem.
resistência ôhmica (Ohms)	determina a magnitude da corrente de estator com o rotor parado.
corrente máxima (Ampér)	determinada pela bitola do fio empregado nos enrolamentos.

Tabela 2.1

Parâmetros mecânicos e elétricos

de um motor de passo³¹.

corrente média do estator é menor, reduzindo o campo magnético devido ao caráter indutivo do mesmo). Normalmente são fornecidas duas curvas (momento X frequência) que caracterizam os motores de passo, sendo uma de arranque e outra de andamento (figura 2.4).

Embora os circuitos de controle de velocidade de um motor de passo não sejam tão simples quanto os de motores CC comuns, a precisão no controle de rotação e consequentemente no controle da velocidade torna o motor de passo ideal para o projeto da Bomba de Infusão (vide tabela 2.2).

No apêndice A apresenta-se um formulário útil para a caracterização mecânica de um motor de passo²⁴.

No mercado nacional pode-se encontrar vários tipos de motores de passo: com passo angular diferentes, com um ou mais estatores (menor ou maior torque respectivamente), bipolares ou unipolares e tensões de alimentação variadas. O motor utilizado foi um motor unipolar de um estator, alimentação de 12V CC e passo angular de $7,5^{\circ}$.

2.1.2- Deslocamento angular do motor (passo)

Com o motor de $7,5^{\circ}$ usado, tem-se 48 passos por volta, quantidade que torna a infusão extremamente pulsátil. Para se amenizar este problema tem-se dois caminhos, a saber: usar um dispositivo redutor, ou substituir o motor por outro com deslocamento angular menor. No entanto, um dispositivo redutor no eixo do motor, engrenagens ou transmissão por correia (figura 2.5), melhoraria o torque do sistema, mas introduziria outros problemas, tais como: necessidade de

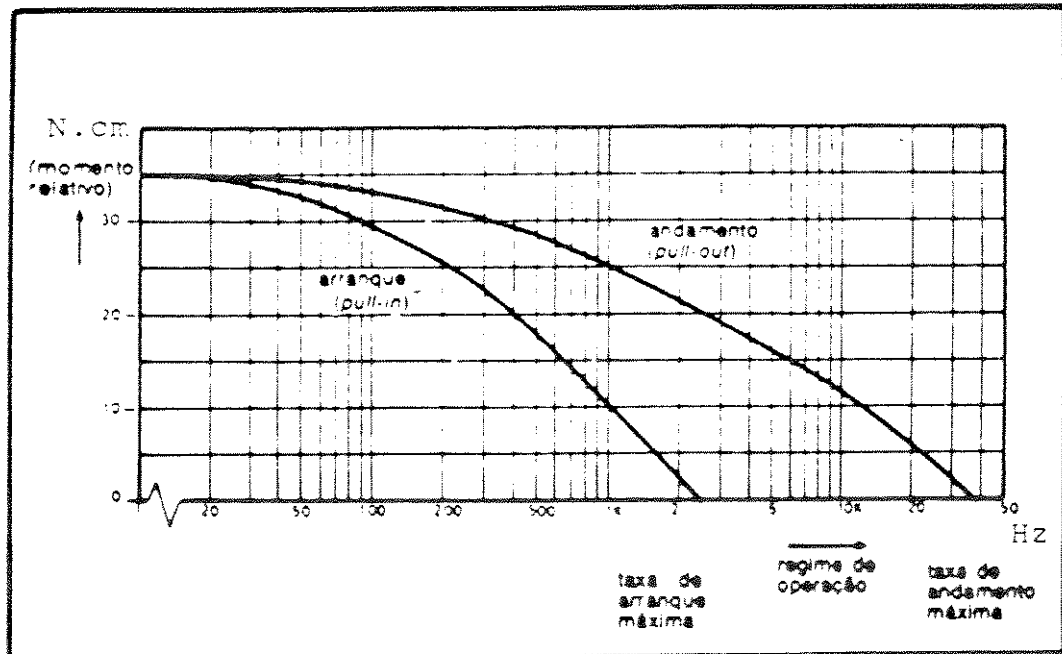


Figura 2.4
Curvas Momento X Frequência³¹

! motor de passo	! motor CC
! controle relativamente complexo	! controle simples
! dispensa realimentação	! exige realimentação (potenciômetro, codificador gerador tacométrico, etc.)
! má relação potência/volume (motores muito grandes)	! boa relação potência/volume
! robusto, pouco desgaste	! maior desgaste devido ao uso de escovas
! boa característica de bloqueio	! bloqueio requer frenagem adicional

Tabela 2.2
Características dos motores de passo
e dos motores CC.

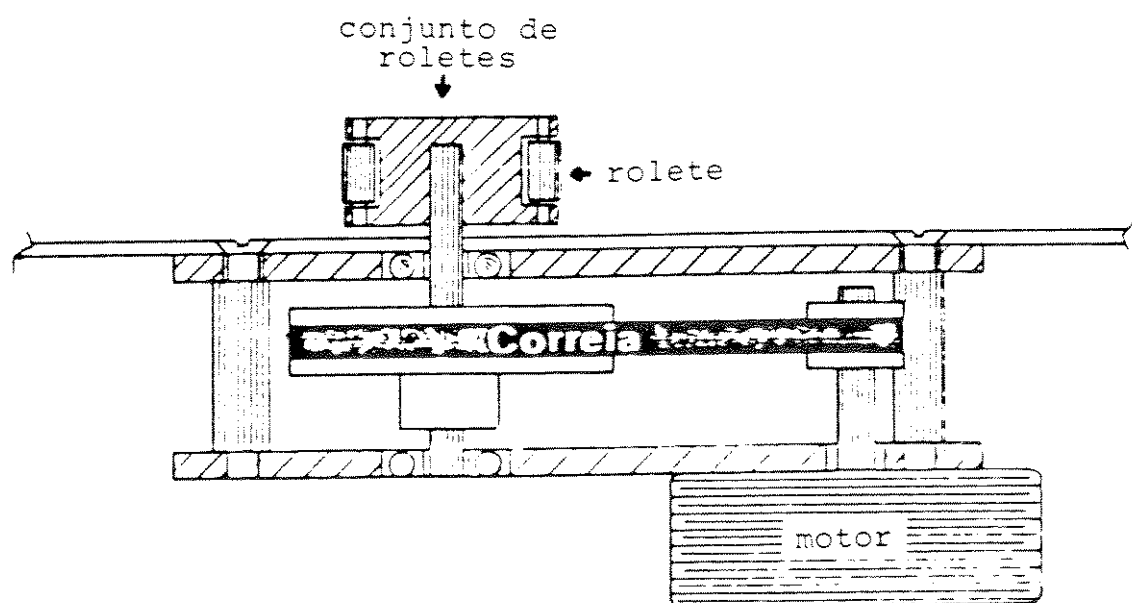


Figura 2.5
Sistema redutor com correia

mais espaço, mais atrito, mais componentes e alinhamento do sistema. Já o motor com deslocamento angular menor seria o ideal, pois não possui os problemas mencionados anteriormente. No mercado encontra-se um motor de $1,8^\circ$ de deslocamento angular, o que equivale a 200 passos por volta, e sendo de fácil aquisição, foi a solução adotada.

2.1.3- Escolha do tubo de silicone

Como o equipo a ser utilizado tem de ser especial, com um segmento de silicone intercalado em um equipo normal, a escolha deste segmento de silicone está ligada a diversos fatores, tais como: grau de pureza, diâmetro interno e espessura da parede do tubo.

Quanto ao grau de pureza (que se refere à qualidade do ambiente em que ele é produzido e à quantidade de metais pesados na sua composição) tem-se: grau médico (geralmente utilizado em situações de contato contínuo e prolongado com as partes internas do corpo humano, quando não pode haver o risco de contaminação (implante p.ex.); grau alimentício (pureza menor, utilizado quando o contato não é prolongado e por isso fica minimizado o risco de contaminação); e grau industrial (utilizado em situações onde não existe contatos críticos e o risco de contaminação não é importante). Como o tubo de silicone da Bomba de Infusão ficará em contato, as vezes prolongado, com fluidos (soro e drogas) que serão infundidos diretamente no sistema circulatório, seu grau de pureza deve ser alto (médico).

O diâmetro interno define a quantidade de fluido deslocada a cada passo do motor, ou seja, se for muito pequeno, é necessário aumentar a velocidade do motor para grandes vazões, o que ocasiona perda de torque com a possibilidade de travamento. Se, por outro lado, o diâmetro for grande, tem-se uma infusão muito pulsátil, pois a cada passo do motor uma quantidade relativamente grande de fluido é deslocada. Isto é consequência da diminuição do número de passos por segundo, o que acarreta longos intervalos de tempo sem deslocamento para se manter, em média, a vazão desejada.

A espessura da parede do tubo determina a força necessária (esticamento) para se obter o colapamento do tubo: se for grande (parede espessa) a força necessária deverá ser maior, aumentando a carga no eixo do motor, podendo travá-lo; se for pequena (parede delgada), compromete-se a manipulação deste segmento (torção, p.ex.).

Devido à necessidade de utilização única (descartável) prevista para os equipos especiais (o que pressupõe reposição contínua garantida no mercado nacional) e também devido à dificuldade de obtenção de um fabricante nacional destes tubos, optou-se por um tubo de silicone importado, com tradição e confiabilidade no mercado, além da garantia de fornecimento. Dentre os diversos modelos (tabela 2.3 fornecida pelo fabricante) escolheu-se aquele que mais se enquadrava nas características já descritas.

Código	Pol. D I	Pol. D E	Milímetros D I	Milímetros D E	Medida Francesa	Tubos passam por agulhas (medidas)	Agulhas de medidas standard se adaptam aos tubos	C.C. de fluido por pole de tubo
802-105	012	025	30	54	2	19 (031)	28 (014)	022
802-135	020	037	51	94	2.8	18 (042)	23 (025)	061
802-155	025	047	64	119	3.6	16 (052)	22 (029)	097
802-175	030	065	76	165	5	14 (071)	20 (035)	14
802-205	040	085	102	216	6.5	12 (091)	18 (050)	25
802-235	058	077	147	196	6	12 (091)	16 (065)	52
802-265	062	095	157	241	7.3	11 (100)	15 (072)	58
802-285	062	125	157	318	9.6	8 (143)	15 (072)	59
802-305	078	125	198	318	9.6	8 (143)	14 (063)	94
801-325	104	192	264	488	14.6		11 (120)	168
801-335	132	183	335	465	14		9 (148)	27
801-365	125 (1/8)	250 (1/4)	318	635	19		10 (134)	24
801-405	188 (3/16)	312 (5/16)	48	79	24		6 (203)	59
801-425	188 (3/16)	375 (3/8)	48	95	29		6 (203)	59
801-445	250 (1/4)	375 (3/8)	84	95	29			97
801-465	250 (1/4)	438 (7/16)	64	111	33			97
801-485	250 (1/4)	500 (1/2)	64	127	38			151
801-505	312 (5/16)	500 (1/2)	79	127	38			
801-525	375 (3/8)	500 (1/2)	95	127	38			217
801-545	375 (3/8)	563 (9/16)	95	143	43			217
801-565	375 (3/8)	625 (5/8)	95	159	48			217
801-625	500 (1/2)	688 (11/16)	127	175	52			366
801-645	500 (1/2)	750 (3/4)	127	1905	58			366
801-685	625 (5/8)	875 (7/8)	159	2223	67			602

Tamanho padrão: 15 metros. Outras medidas e tamanhos especiais podem ser fornecidas sob encomenda.

Tabela 2.3

Características dos tubos de silicone
(fornecidas pela Dow Corning Corporation)

2.1.4- Existência do batente

O batente tem função importante: é o responsável pela formação do ponto de esmagamento juntamente com o rolete para o deslocamento do fluido. Seu posicionamento é crítico, pois se estiver muito perto do conjunto de roletes, ocasiona uma carga adicional no eixo do motor de passo podendo até travá-lo; se, por outro lado, estiver longe do conjunto, não produz o esmagamento, acarretando fluxo livre e descontrolado do fluido (figura 2.6). Entre estes dois pontos existe variação na vazão com a variação na distância do batente. Para os testes iniciais, montou-se um conjunto mecânico para controlar a distância do batente aos roletes (figura 2.7a e 2.7b). Com esse conjunto verificou-se a necessidade de um ajuste extremamente crítico desta distância, e uma sensível dificuldade na inserção do tubo de silicone no conjunto, o que tornaria a Bomba de Infusão de difícil calibração e operação.

Eliminando-se o batente, pode-se provocar o esmagamento do tubo de silicone pelo simples esticamento do mesmo sobre o conjunto de roletes (figura 2.8), o que elimina o problema de inserção do equipo e de ajustes críticos. Esta foi a solução adotada. Nesta situação, porém, torna-se necessária a colocação de um dispositivo que mantenha o tubo de silicone esticado e conectores fixados no tubo de silicone (figura 2.9a) que, além de manter esticado o tubo, faz a interligação do tubo de silicone com o equipo normal (figura 2.9b).

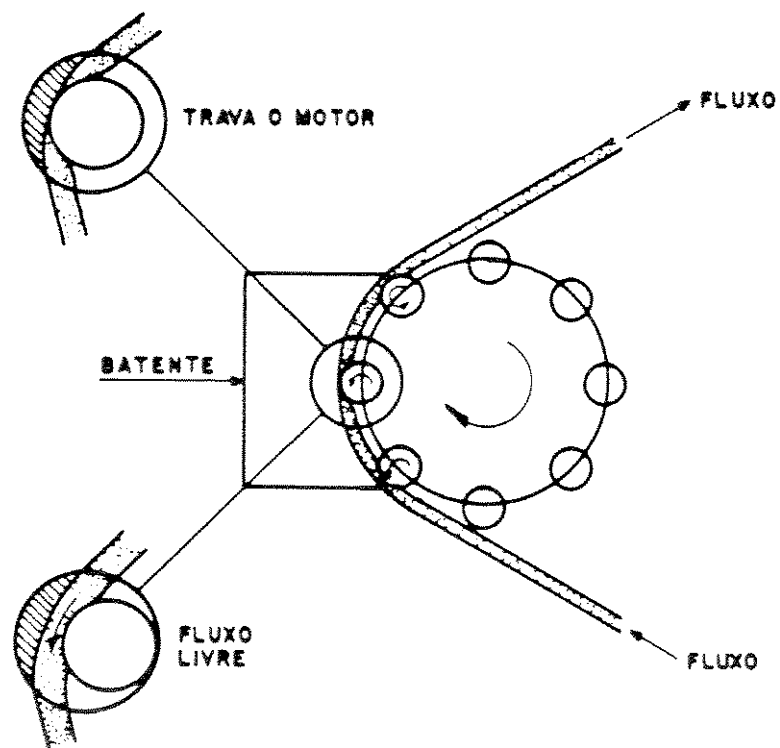


Figura 2.6
Problemas com o sistema de batentes

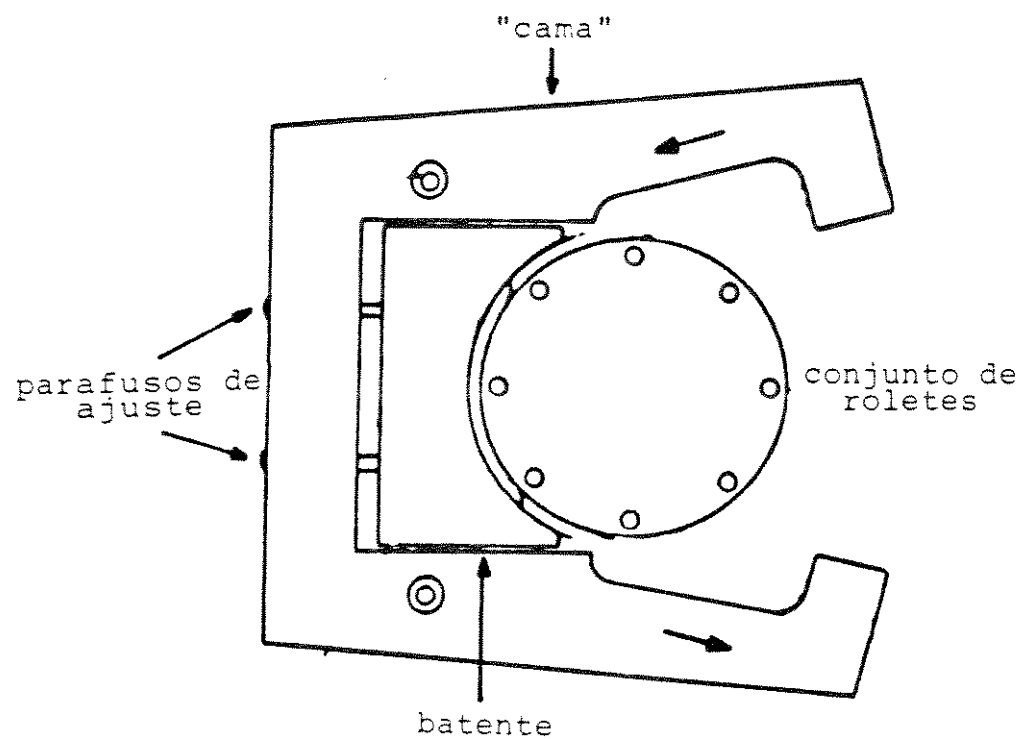


Figura 2.7a
Conjunto mecânico de batente

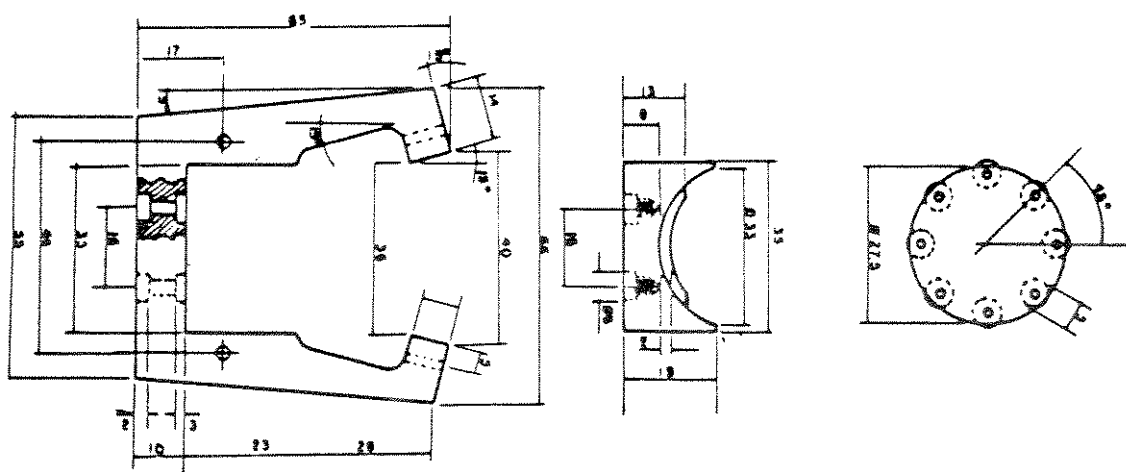


Figura 2.7b
Conjunto mecânico (visão explodida)

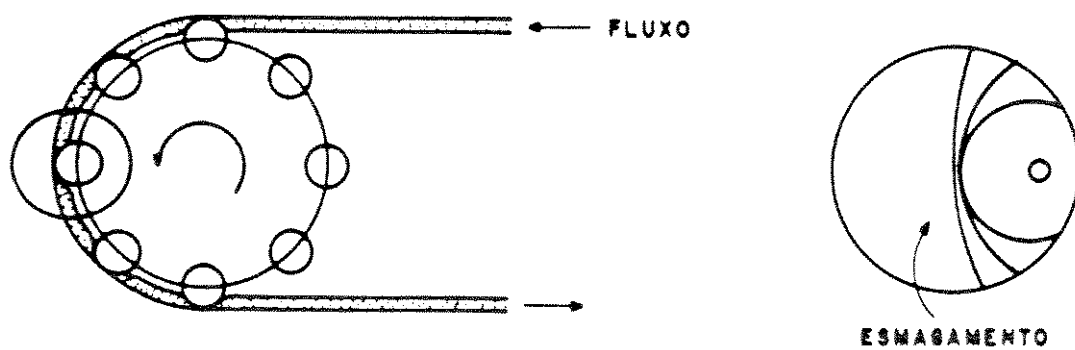


Figura 2.8
Esmagamento por esticamento

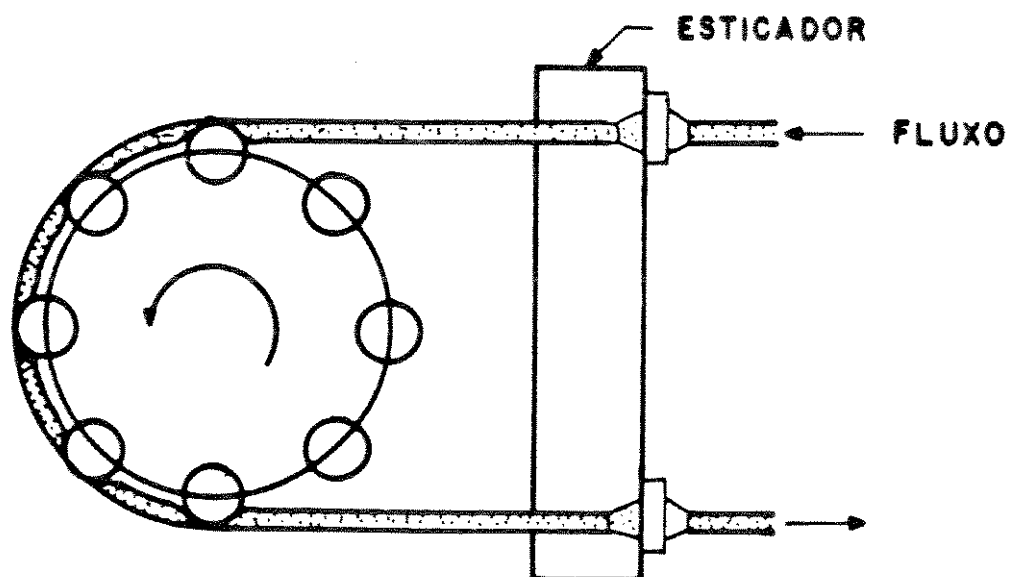


Figura 2.9a
Esticador mais conectores

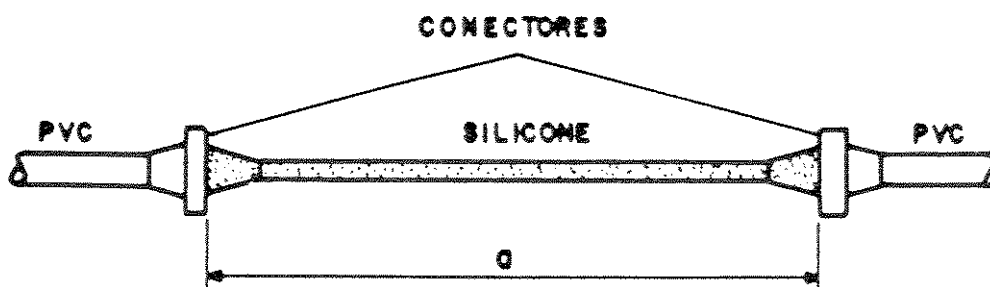


Figura 2.9b
Interligação silicone-equipos comum

2.1.5- Detector de bolhas

Para se evitar o risco de embolia, quando se injeta bolhas de ar presentes na linha de infusão ou quando não há mais fluido a ser infundido, colocou-se um detector de bolhas no próprio bloco esticador do tubo (figura 2.10).

2.1.6- Tamanho do segmento (silicone)

Com a eliminação do batente, o tamanho do segmento de silicone juntamente com a distância do esticador ao conjunto de roletes, tornaram-se pontos de ajuste. Diminuindo-se o tamanho do segmento ou afastando o esticador do conjunto de roletes, o lúmen interno sofre diminuição, e consequentemente, a vazão decresce. Aumentando-se o tamanho do segmento ou diminuindo a distância do esticador ao conjunto de roletes, tem-se o efeito inverso, e um consequente aumento na vazão podendo, inclusive, ocorrer fluxo livre de fluidos por contra-pressão de saída ou entrada elevada. Baseado nestes dados, determinou-se experimentalmente o tamanho do silicone e a distância do esticador, para suportar, sem refluxo, pressões contrárias de até 300 mmHg (valor bem maior que as máximas pressões sistólicas, 200 mmHg). (figura 2.11). O segmento de silicone ficou com 6 cm de comprimento e o esticador afastado do conjunto de roletes de 4 mm. Estes valores proporcionaram um conjunto mecânico estético e compatível com o tamanho global da bomba.

Para manter, em todos os equipos, sempre o mesmo comprimento do segmento e consequentemente repetitividade

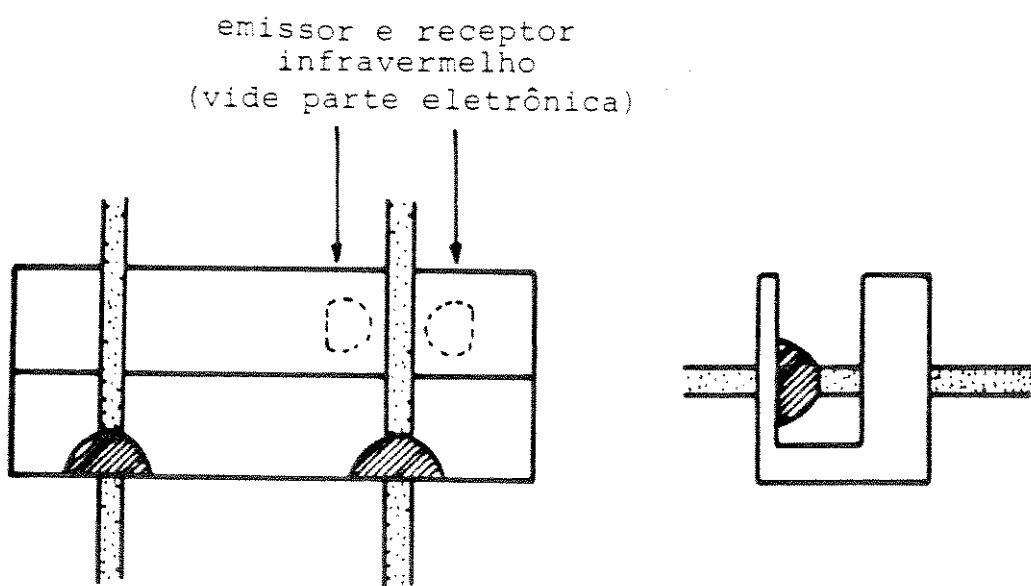


Figura 2.10
Detetor de ar
(situado no esticador)

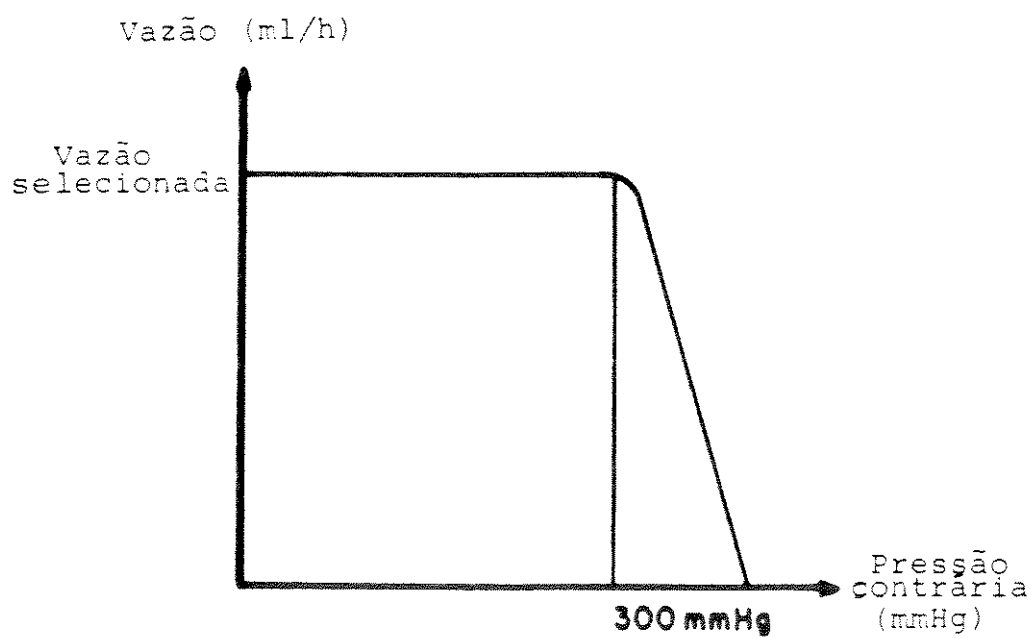


Figura 2.11
Curva Vazão X Pressão Contrária

nos resultados, construiu-se um dispositivo de corte (figura 2.12).

2.1.7- Número de roletes

Com o sistema de batente, o número de roletes por conjunto não tem influências funcionais decisivas. Porém, com o sistema adotado de esmagamento por esticamento, a quantidade de roletes tem influência na força de tracionamento (esticamento) necessária para não permitir refluxo de fluido para pressões inferiores a 300 mmHg, pois o número de roletes varia o ângulo formado entre eles (figura 2.13). Com um conjunto de vários roletes tem-se uma infusão mais contínua (devido à proximidade dos mesmos), porém necessita-se de uma força de tração maior (com possibilidade de travamento do motor) para colabar o segmento de silicone. Com um número pequeno de roletes (mínimo dois), a tração necessária é menor, mas a infusão se torna muito pulsátil devido ao relaxamento do silicone na saída da ação de colabamento de cada rolete. Experimentalmente, chegou-se ao número de 4 roletes como ideal de trabalho.

O tamanho do conjunto de roletes teve também sua escolha feita experimentalmente, baseada no torque do motor, número de passos por volta e características do segmento de silicone.

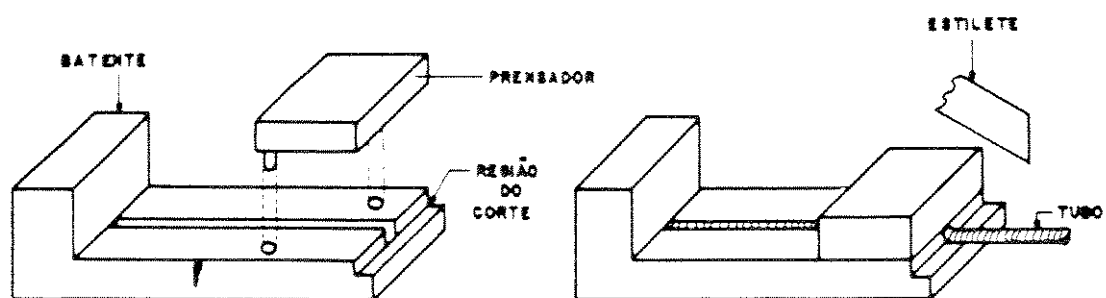


Figura 2.12
Dispositivo de corte

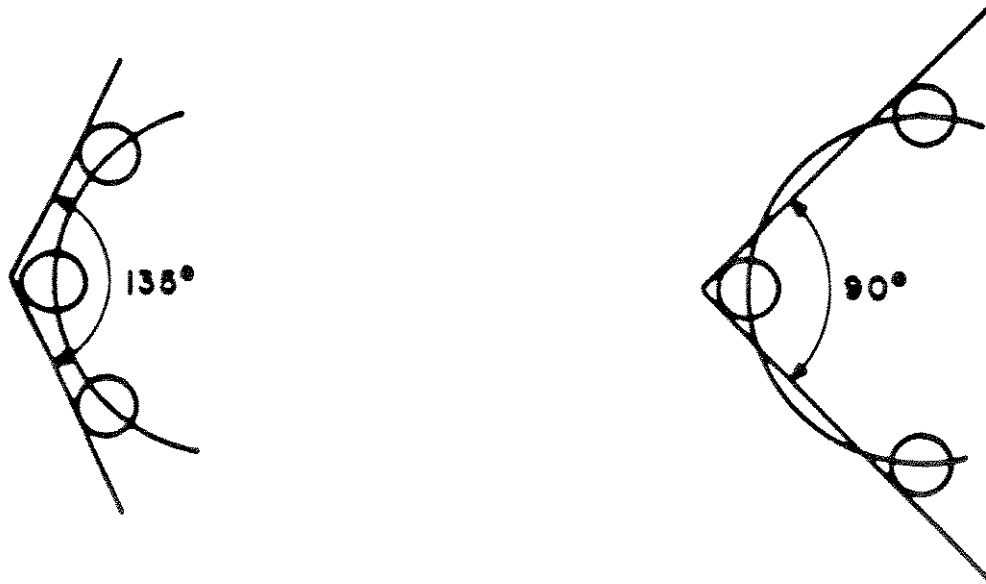


Figura 2.13
ângulo entre os roletes

2.2- Parte Eletrônica

Para melhor compreensão, apresenta-se o projeto eletrônico por blocos (figura 2.14).

2.2.1- "Driver" de potência

Este circuito é formado por um transistor²⁶ para cada fase do motor de passo, polarizado de forma a fornecer a corrente necessária para cada fase (130 mA) a partir da baixa corrente fornecida pelos circuitos integrados¹⁷ (< 3 mA). Por se tratar de carga indutiva (bobina), a corrente elétrica ao ser chaveada, gera uma tensão reversa ($V=Ldi/dt$) suficientemente alta para danificar os transistores "drivers". Isto é solucionado com a inserção de diodos de proteção. A topologia do circuito pode ser vista na figura 2.15.

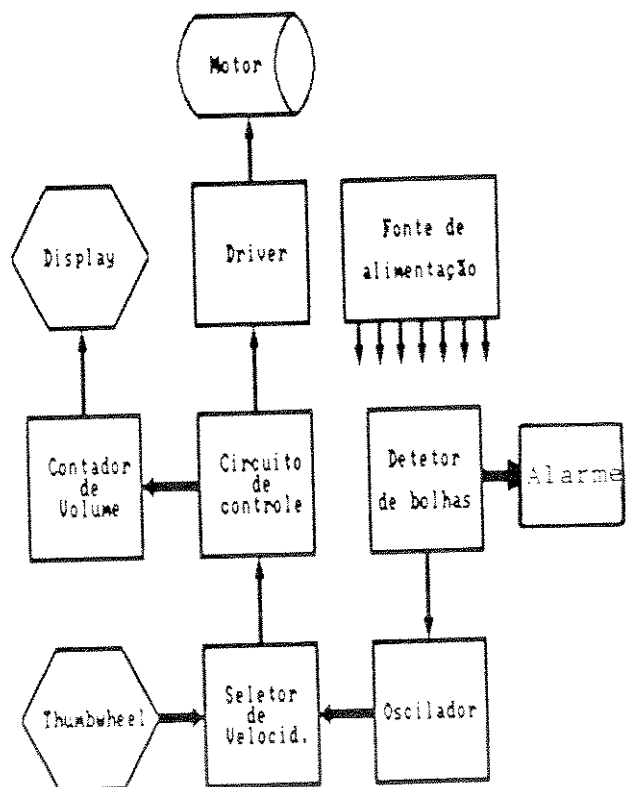


Figura 2.14
Diagrama de blocos

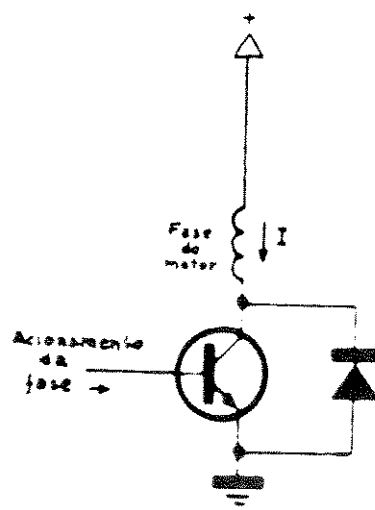


Figura 2.15
"Driver" de Potência

2.2.2- Circuito de controle (motor)

De acordo com os dados fornecidos pelo fabricante do motor de passo, existe a necessidade de um gerador de sequência para acionar as quatro fases adequadamente, para um determinado sentido de rotação (figura 2.16). Este gerador pode ser construído de diversas formas, tais como: com contador travado e lógica a diodo (figura 2.17), com circuitos específicos para controle de motores de passo (figura 2.18) ou com flip-flops¹⁷ gerando uma tabela-verdade com a sequência desejada (figura 2.19). No primeiro circuito além da sub-utilização do contador, tem-se muitos componentes (oito diodos e um C.I.), o que torna o "layout" mais complexo. No segundo circuito tem-se o ideal, sequenciador e driver de potência juntos. Porém, estes circuitos além de onerosos, não são encontrados com facilidade no mercado nacional. A opção mais acessível, que foi a adotada, é o terceiro circuito onde, através de um único circuito integrado interliga-se adequadamente os dois flip-flops conseguindo a sequência desejada.

Bobina A	Bobina B	Bobina C	Bobina D
0	1	1	0
0	1	0	1
1	0	0	1
1	0	1	0

Sequência de acionamento de cada Bobina do motor de passo: 1-Acionada; 0-Desligada

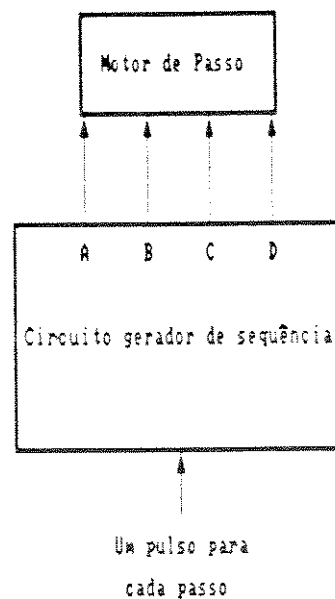


Figura 2.16
Sequência de acionamento do
motor de passo

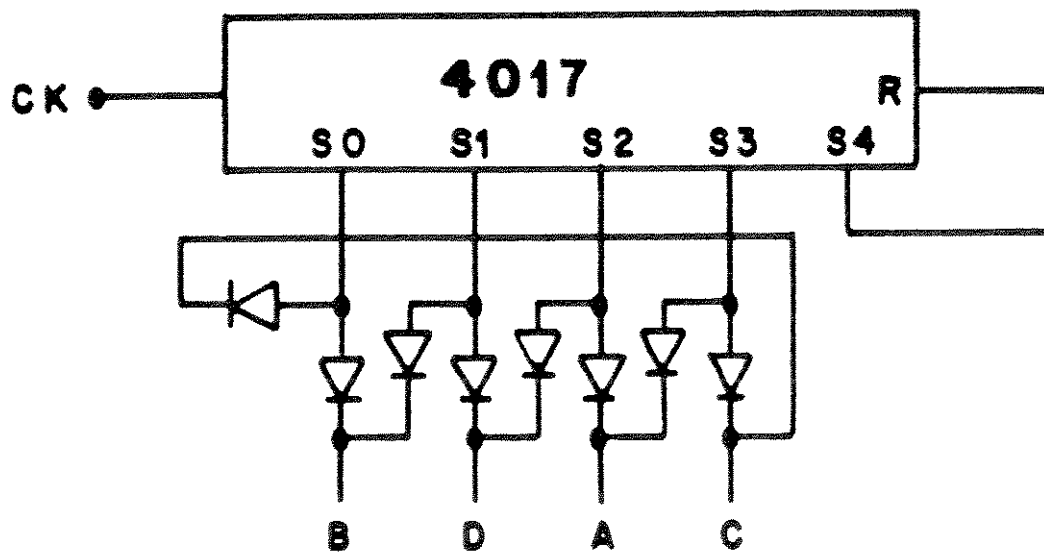


Figura 2.17
Contador mais lógica a diodo

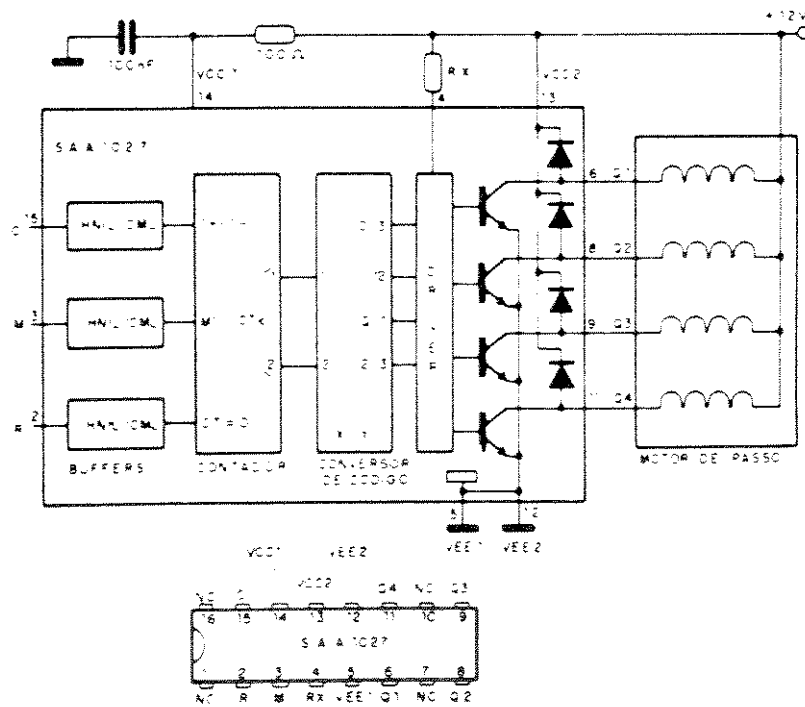


Figura 2.18
Circuito específico de sequência¹⁸

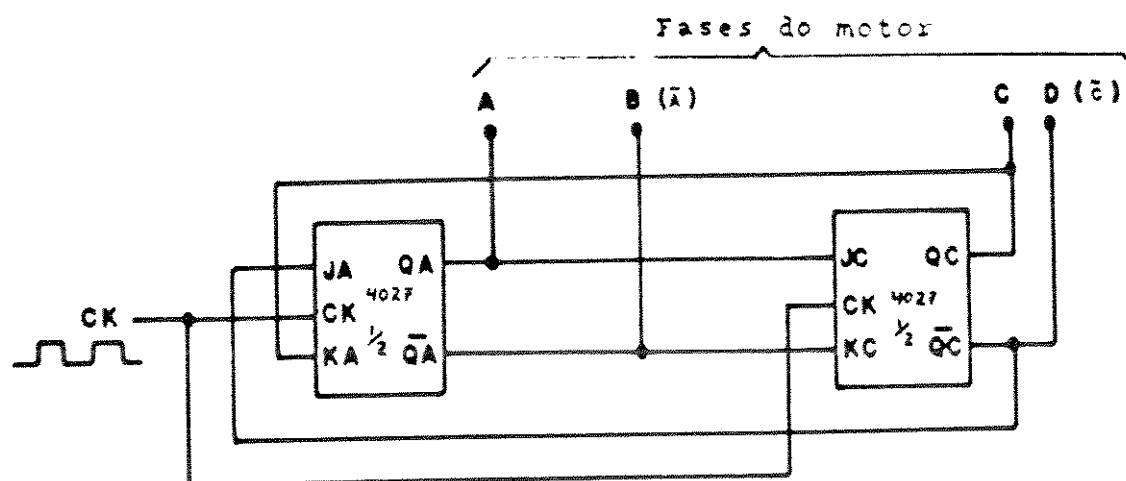


Figura 2.19
Sequenciador com flip-flops

2.2.3- Seletor de velocidade de infusão

Este bloco é responsável pela mudança na frequência de acionamento do circuito de controle e, conseqüentemente, na rotação do motor de passo. Esta mudança de rotação implica direta e proporcionalmente na mudança da velocidade de infusão.

A mudança da frequência pode ser feita de várias maneiras, tais como: linearmente através da utilização de potenciômetro; passo a passo, com chave rotativa de várias posições ou através de chaves digitais (thumbwheel).

As duas primeiras opções, embora mais simples, não possibilitam um controle preciso pois atuam diretamente no oscilador, além de ficarem limitadas pelo número de polos da chave rotativa ou pelo cursor do potenciômetro (figura 2.20a e 2.20b). A opção por "thumbwheel" foi a adotada pois torna o sistema expansível (através da ligação em cascata das chaves digitais), visual (os valores estão na própria chave digital) e preciso (a divisão de frequência é feita digitalmente sobre uma frequência fixa do oscilador), embora seja necessário um circuito integrado específico¹⁸ para cada "thumbwheel". Mais especificamente, o bloco comandado pelas chaves digitais divide a frequência de entrada por 100 e multiplica este valor pelo número indicado nas chaves (no caso de duas chaves). Observando a forma de onda na saída do integrado, nota-se que em determinados valores, selecionados pelas chaves digitais, esta forma de onda se torna irregular (a distribuição dos pulsos não é

uniforme no tempo) tornando irregular a rotação do motor (figura 2.21). A solução para este problema foi a introdução de um circuito divisor de frequência (contador de 7 bits) que divide a saída por 128 (2^7) tornando imperceptível esta irregularidade (figura 2.22).

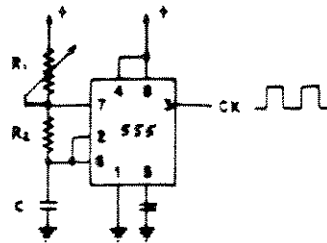


Figura 2.20a
Controle de frequência linear

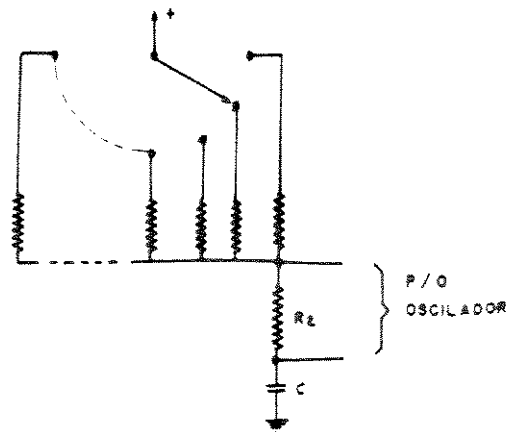
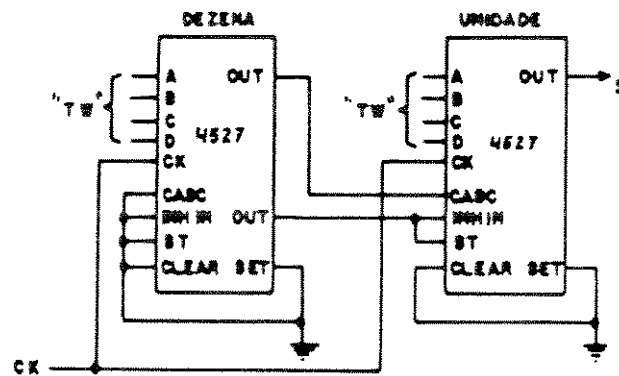


Figura 2.20b
Controle de frequência por posições



Formas de onda na
saída de um 4527

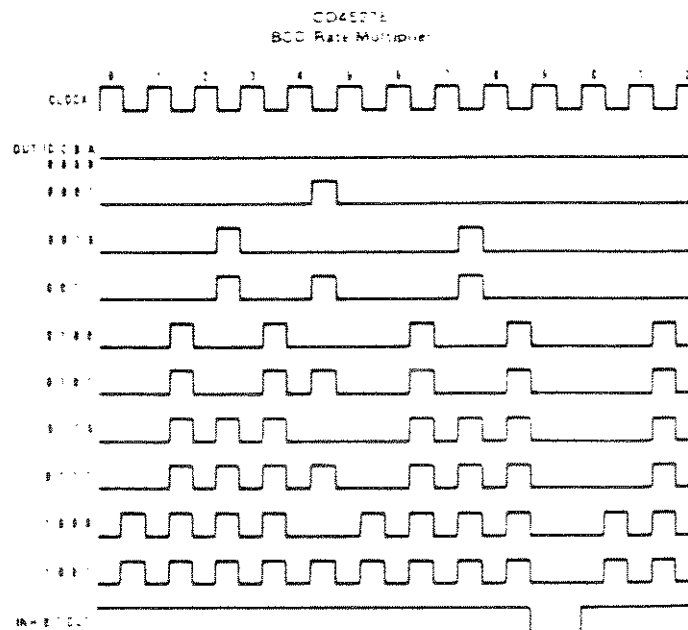


Figura 2.21

Controle de frequência por "thumbwheel"¹⁸

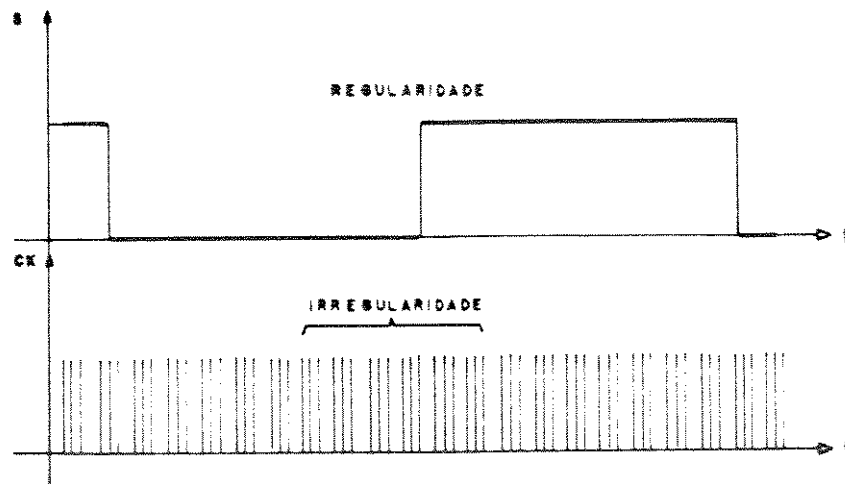
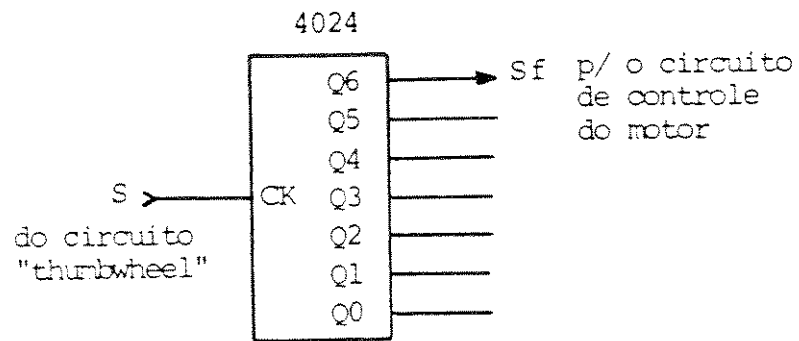


Figura 2.22
Circuito divisor

2.2.4- Oscilador

Este bloco é responsável pela geração da frequência fundamental que é aplicada ao seletor de velocidade de infusão. Pode-se construir este oscilador de diversas formas, tais como: a cristal, com portas lógicas, ou através de integrados específicos.

Para se fazer a opção entre as várias tecnologias expostas, deve-se determinar inicialmente a frequência necessária do oscilador para se obter a vazão indicada nas chaves digitais. Com o posicionamento do conjunto de roletes e do esticador/detector definidos juntamente com o comprimento do segmento de silicone, basta girar manualmente o conjunto de roletes e contar o número de voltas necessárias para se deslocar 1 ml de água contido em uma pipeta e realizar alguns cálculos. Assim temos:

1 ml -----> 16,75 voltas (16 e 3/4)
1 volta do motor -----> 200 passos
1 ml -----> 3350 passos (16,75 X 200)
1 ml/h -----> 3350 passos/hora
freq. de passo do motor/ml-> 0,931 Hz/ml (3350/3600)

A partir da frequência de passo necessária para que o motor de passo produza uma vazão de 1ml/h, chegou-se aos valores das frequências no restante do circuito até o oscilador. Recapitulando, o bloco comandado pelas chaves digitais (seletor de velocidade) divide a frequência de sua

entrada (vinda do oscilador) por 100 e multiplica este valor pelo número indicado nas chaves digitais (thumbwheel). Em seguida (neste mesmo bloco), o divisor de frequência, formado por um contador de 7 bits, faz a divisão por 128 (2^7), e aciona o bloco de controle do motor de passo.

Quando se faz o trajeto inverso, obtem-se os seguintes valores:

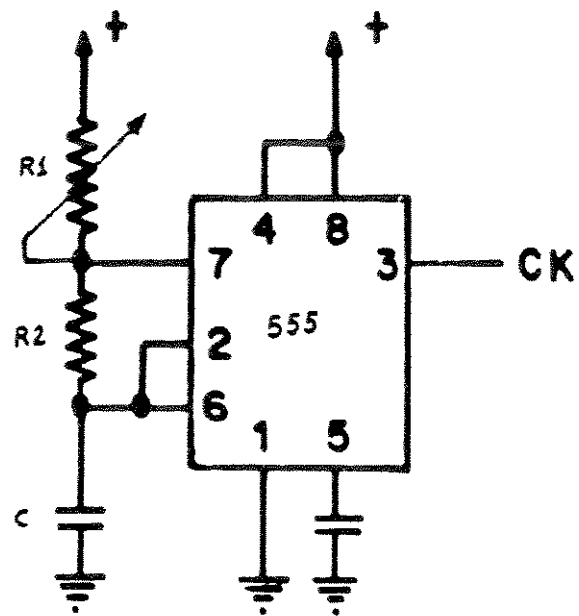
freq. motor de passo (p/ml)-> 0,931 Hz

freq. divisor -----> 119 Hz ($0,931 \times 128$)

freq. oscilador princ. -----> 11900 Hz ($119 \times 100/1$)

Definida a frequência pode-se fazer a escolha da melhor tecnologia para o oscilador.

O oscilador a cristal é o mais preciso embora necessite de circuitos externos (divisores) para se conseguir a frequência desejada. O oscilador com portas lógicas torna o circuito simples mas com dificuldades práticas no controle de sua frequência. Os osciladores com circuitos específicos ("timers") aliam a facilidade de controle de frequência a uma precisão aceitável, tendo sido a solução adotada e cuja a topologia do circuito encontra-se na figura 2.23.



$$f = \frac{1}{T_c + T_d}$$

$$T_c = 0,693 \times (R_1 + R_2) \times C$$

$$T_d = 0,693 \times R_2 \times C$$

Figura 2.23
Circuito "timer" 555¹⁸

2.2.5- Detector de bolhas

Este bloco deve, ao detectar a presença de ar na linha de infusão, acionar um sistema de alarme (áudio-visual), além de interromper a infusão. Para a detecção, foi adotado o processo ótico (por ser simples e direto) formado por um emissor e um receptor de luz. Como existem drogas sensíveis ao espectro luminoso visível (p.ex. nitroprussiato), optou-se pelo espectro infravermelho, com seu emissor e receptor²⁷ instalados no dispositivo esticador do tubo de silicone (vide Detector de bolhas - Parte mecânica). A figura 2.24 mostra a topologia do circuito completo do detector de bolhas inclusive com o sistema de alarme áudio-visual. Seu funcionamento passa-se a descrever.

Com a presença de líquido no segmento do equipo inserido no detector, a luz infravermelha, gerada no emissor, refrata no líquido (que se comporta como uma lente) atingindo o receptor. No caso do aparecimento de ar nesta parte do segmento do equipo, a luz infravermelha encontra, nas paredes do equipo, um obstáculo, chegando ao receptor apenas uma pequena parcela da mesma. A luz infravermelha (com maior ou menor intensidade) se comporta como uma corrente de base no receptor, controlando a corrente de coletor e consequentemente a queda de tensão no resistor de emissor que é diretamente proporcional à intensidade de luz. Esta queda de tensão é comparada com uma tensão de referência fixa, resultando em uma mudança de nível da tensão na saída do comparador toda vez que o ar é detectado,

que bloqueia o funcionamento do oscilador principal e interrompe consequentemente a infusão. Esta mudança de nível da tensão libera o funcionamento de um oscilador que, por sua vez, aciona dispositivos áudio-visuais. Com esse mesmo circuito, pode-se também detectar a inexistência do equipo no esticador (pois a luz infravermelha direta tem intensidade menor que a refratada), forçando o usuário a colocar corretamente o equipo no sistema mecânico.

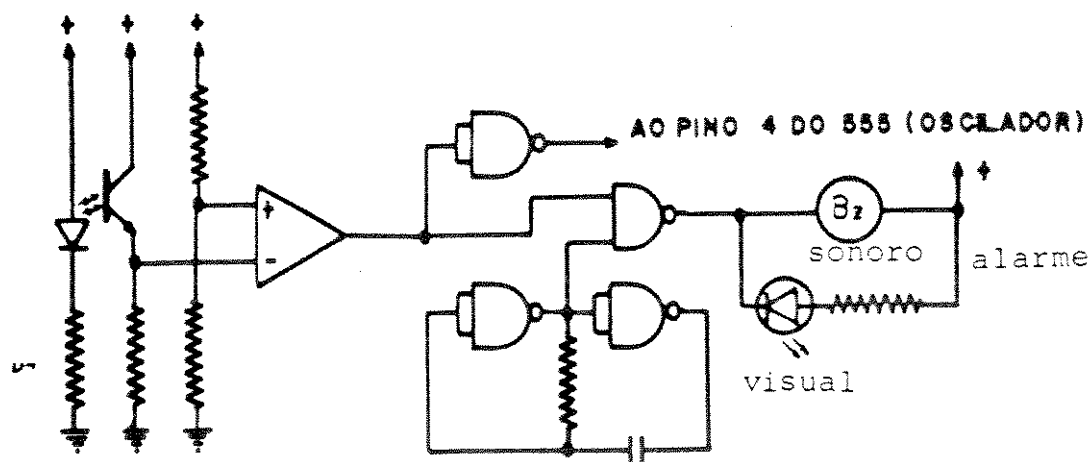


Figura 2.24
Circuito do detector de bolhas

2.2.6- Contador de volume infundido

A visualização do volume injetado é de grande importância no acompanhamento de um processo de infusão. Existem dois processos para a determinação do volume injetado. O direto (contagem real do volume) é mais preciso, porém de difícil implementação, e o indireto é facilmente implementável. No processo indireto, que foi o adotado, utiliza-se a relação mililitros injetados por passo do motor. Como para se infundir 1 ml são necessários 3350 passos do motor (vide item 2.2.4), coloca-se um divisor de frequência com esse valor na entrada do circuito de controle do motor, para se obter um pulso a cada ml "infundido". Este pulso, aplicado em um contador (0 a 999 no projeto) com saída para "display", fornece visualmente o volume infundido. Um sistema de manutenção da contagem, baseado na alimentação dos contadores através da energia armazenada em um capacitor, possibilita que se desligue a bomba para troca de frascos de fluidos, ou outras interrupções que sejam necessárias, por até 5 minutos sem perder o valor do volume já infundido. Uma tecla de "reset" completa o bloco cujo circuito está na figura 2.25.

Sistema de manutenção de contagem

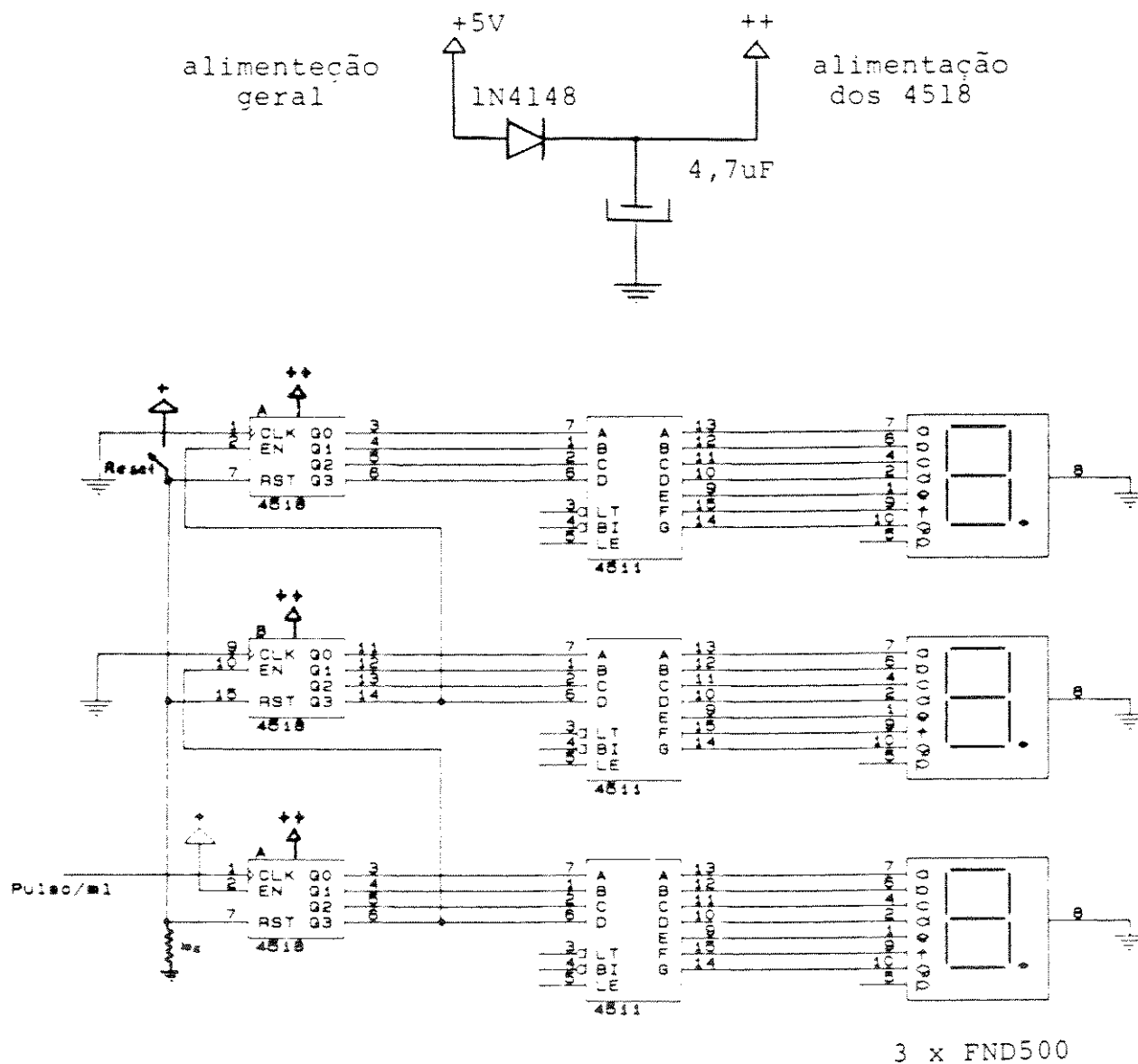


Figura 2.25

Circuito contador de volume

2.2.7- Fonte de alimentação

Partindo da rede elétrica comum (110/220V), tem-se um transformador redutor, um sistema de retificação e outro de filtragem para a obtenção dos 12 Volts CC necessários à alimentação do motor de passo. Para todo o resto do circuito eletrônico, projetou-se um estabilizador série para se manter constante a tensão, evitando "ripples" e "spikes" produzidos pelo motor de passo. Para a utilização da Bomba na ausência da tensão da rede colocou-se em paralelo com os 12V CC de saída um conjunto de 9 baterias de Níquel-Cádmio de 1,2V cada uma. Os 10,8V resultantes são suficientes para o funcionamento do motor, e produzem uma diferença de potencial necessária para a circulação da corrente de carga das baterias. Esta unidade, carregada durante 12 horas, possui autonomia de 2 horas de uso contínuo em qualquer velocidade de infusão.

Quando a tensão nas baterias atinge um valor abaixo de 9V, é acionado o circuito de detecção de subtensão que informa o usuário da necessidade de recarregar as baterias.

O circuito completo da fonte pode ser visto na figura 2.26.

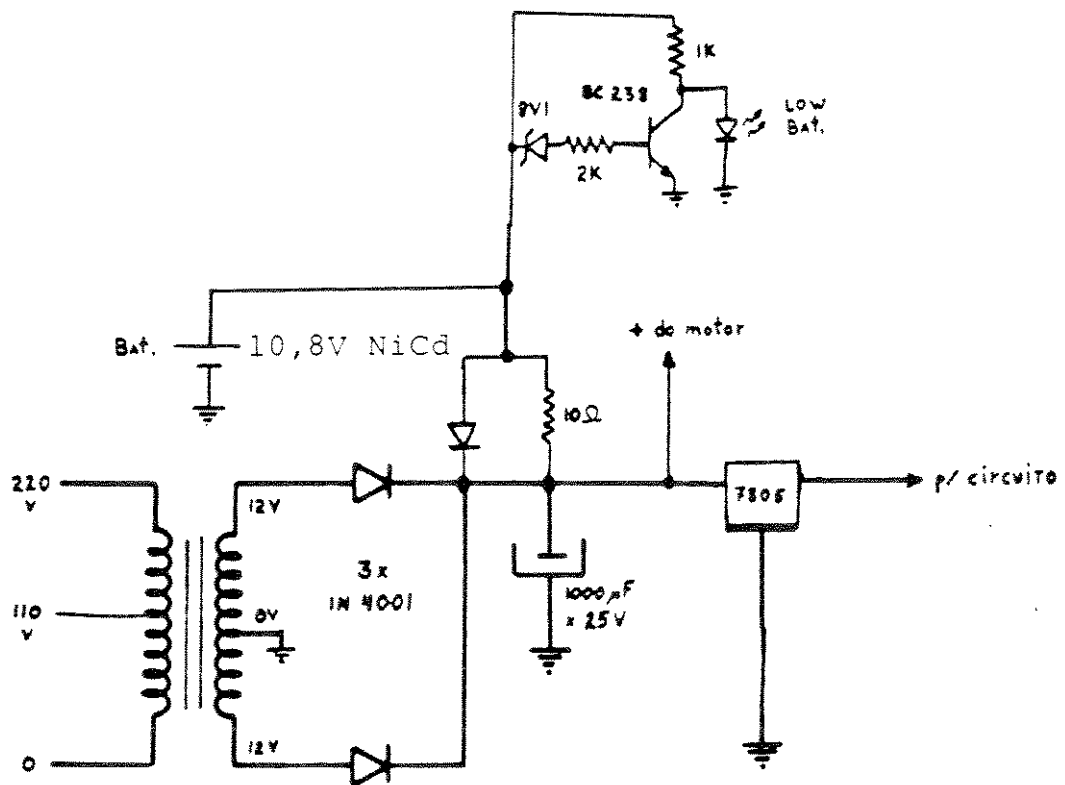


Figura 2.26
Circuito da fonte de alimentação

Capítulo 3- Testes

3.1- Introdução

A fim de se determinar o desempenho do protótipo, e sobretudo do segmento de silicone, foram realizados vários testes. E, para possibilitar uma melhor avaliação dos resultados, uma outra bomba de infusão com segmento de silicone de dimensões diferentes, Lifemed modelo FARS 600, foi também testada.

Os testes foram os seguintes:

- Levantamento de uma curva de vazão em função do tempo para a verificação da tendência da vazão durante 48 horas de utilização contínua à uma vazão constante.
- Levantamento da curva de vazão real em função da vazão indicada nas chaves digitais para a determinação da exatidão em toda a faixa.
- Levantamento da curva que relaciona a vazão com os valores da pressão aplicada na entrada do equipo para se determinar a influência da altura do frasco de fluido (em relação ao protótipo) na vazão.
- Levantamento da curva referente à vazão em função de pressões aplicadas na saída do equipo para se determinar a influência da pressão (no local de aplicação) na vazão.
- Teste de repetitividade dos equipos para se verificar a semelhança de comportamento entre várias unidades.
- Variação da pressão no local de aplicação para se observar o comportamento da pressão durante o uso normal da Bomba.

- Comparação entre Bombas de princípio de funcionamento similar (peristáltica rotativa).

Para a realização dos testes que envolvam a determinação precisa do valor da vazão, foi montado um circuito que, acoplado a uma pipeta, habilita e desabilita um cronômetro através de sensores óticos posicionados na pipeta em um intervalo correspondente a 4 ml (figura 3.1). O fluido utilizado foi a água.

Obs: Alguns autores como Rapp, Biuing e Haack utilizaram o método gravimétrico²¹ para a determinação deste valor. Este método necessita de equipamento sofisticado (balança analítica) não sendo por isso, o método utilizado.

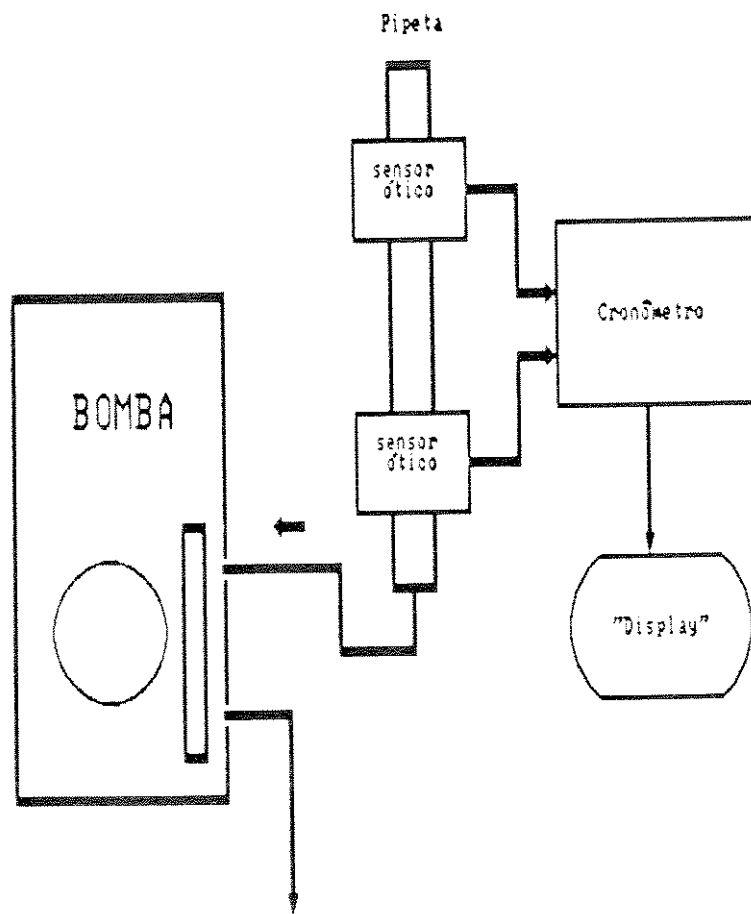


Figura 3.1
Diagrama do dispositivo
medidor de vazão

3.2- Levantamento de uma curva de vazão em função do tempo (48h) .

O teste foi realizado com um equipo cujo segmento de silicone foi cortado e montado minutos antes de sua realização e foi utilizada a vazão de 30 ml/h por conveniência.

Utilizando o dispositivo medidor de vazão, foram feitas várias medidas em intervalos de tempo não regulares para a obtenção de uma curva de tendência da vazão ao longo das 48 horas do teste. Durante os intervalos entre as medidas o fluido infundido voltou à pipeta, fechando o circuito. Durante as medidas, por sua vez, o circuito foi aberto e ao final da medida fechado após ser repostado o fluido utilizado (cada medida dura aproximadamente 8 minutos).

Os resultados podem ser vistos na tabela 3.1 (onde os erros são calculados sobre a primeira medida) e nos gráficos 3.1a e 3.1b.

Observando os gráficos, nota-se que existe uma variação significativa no início do teste, como se fosse necessário um certo tempo para "acomodação" do segmento de silicone. Este resultado provocou a necessidade de um novo teste com o segmento de silicone previamente esticado. Foi mantida em 30 ml/h a vazão.

Os resultados podem ser vistos na tabela 3.2 e nos gráficos 3.2a e 3.2b.

Este teste foi repetido para a vazão de 99 ml/h para se verificar se existe a influência do valor da vazão no

comportamento da curva. Os resultados podem ser vistos na tabela 3.3 e nos gráficos 3.3a e 3.3b.

Através destes novos testes pode-se concluir que com um esticamento prévio a elasticidade do silicone diminui. Desta forma, além de conseguir-se reduzir a variação da vazão, o tempo de "acomodação" do segmento de silicone diminui sensivelmente. Quanto ao valor da vazão, não houve mudanças significativas no comportamento da curva. Complementando este experimento, foi testada uma outra Bomba de infusão, que utiliza um segmento de silicone de dimensões diferentes do equipo do protótipo (diâmetro interno e parede maiores), para se comparar os resultados com os obtidos anteriormente, e para verificar possíveis influências das dimensões do silicone no comportamento da vazão. Os resultados são apresentados na tabela 3.4 e nos gráficos 3.4a e 3.4b. A semelhança entre as curvas (vide gráficos 3.2a e 3.4a) evidenciam que não houve influência significativa.

TEMPO	ml/h	% Erro	TEMPO	ml/h	% Erro
(minutos)	(medido)		(minutos)	(medido)	
0	32,46	0,00	600	30,17	-7,05
25	31,28	-3,64	1500	29,54	-9,00
50	31,33	-3,49	1525	29,58	-8,87
75	31,20	-3,89	1550	29,57	-8,91
100	31,13	-4,11	1575	29,66	-8,61
125	31,04	-4,38	1600	29,65	-8,64
150	30,99	-4,54	1705	29,67	-8,58
175	30,92	-4,74	1730	29,70	-8,51
200	30,87	-4,90	1755	29,59	-3,85
225	30,83	-5,01	1780	30,02	-7,53
250	30,74	-5,31	1805	30,26	-6,79
275	30,71	-5,40	1830	29,77	-8,33
300	30,67	-5,50	1855	29,78	-8,27
325	30,68	-5,48	1880	29,82	-8,14
350	30,67	-5,50	2830	29,90	-7,89
375	30,61	-5,69	2855	29,90	-7,90
400	30,60	-5,72	2880	29,83	-8,10

Tabela 3.1

Variação da vazão com o tempo

Curva Vazão X Tempo (silicone sem esticar)

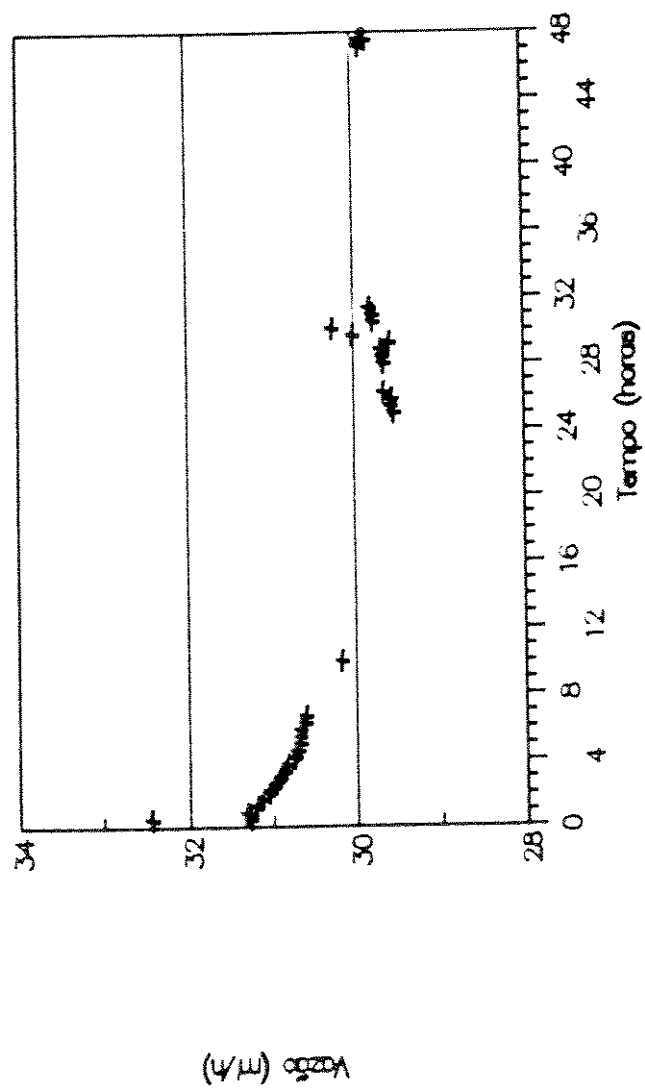


Gráfico 3.1a
Vazão X Tempo

Curva %Erro X Tempo (silicone sem esticar)

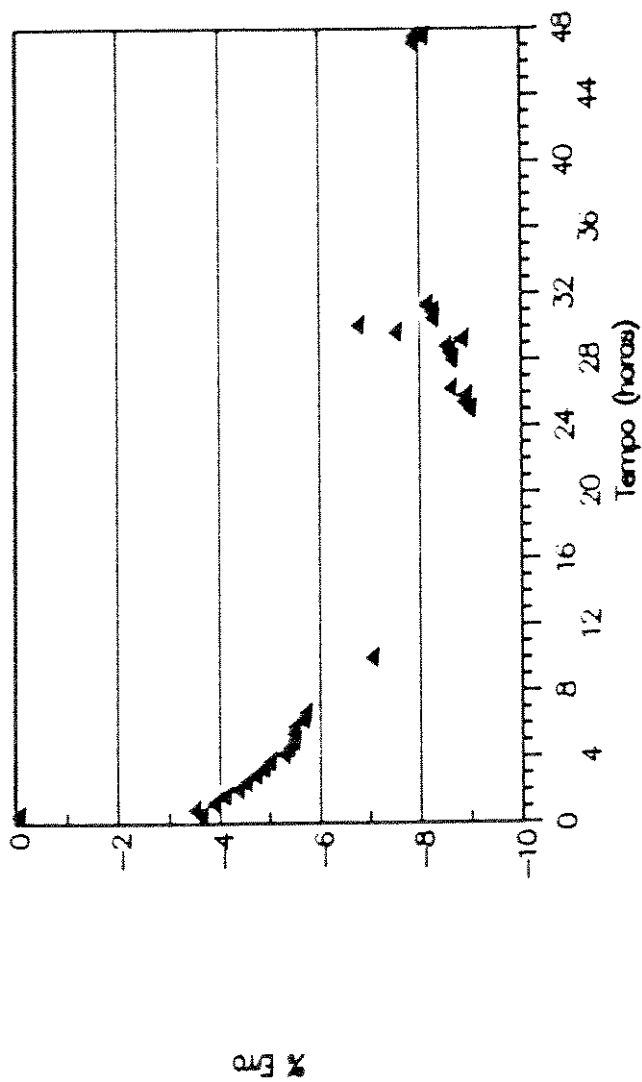


Gráfico 3.1b

Erro (%) versus Tempo

TEMPO minutos	ml/h (medido)	% Erro	TEMPO minutos	ml/h (medido)	% Erro
0	30,63	0,00	600	29,77	-2,81
25	30,32	-1,01	1500	29,40	-4,00
50	30,34	-0,95	1525	29,42	-3,95
75	30,27	-1,16	1550	29,47	-3,78
100	30,21	-1,37	1575	29,42	-3,96
125	30,19	-1,45	1600	29,53	-3,60
150	30,21	-1,37	1705	29,53	-3,60
175	30,19	-1,43	1730	29,49	-3,71
200	30,17	-1,49	1755	29,52	-3,62
225	30,14	-1,60	1780	29,56	-3,51
250	30,13	-1,64	1805	29,60	-3,36
275	30,07	-1,83	1830	29,54	-3,55
300	30,08	-1,79	1855	29,50	-3,67
325	30,10	-1,72	1880	29,56	-3,51
350	30,04	-1,92	2830	29,54	-3,55
375	30,03	-1,96	2855	29,53	-3,60
400	29,99	-2,08	2880	29,54	-3,55

Tabela 3.2

Variação da vazão com o tempo
(silicone pré-esticado)

Curva Vazão X Tempo (silicone esticado)

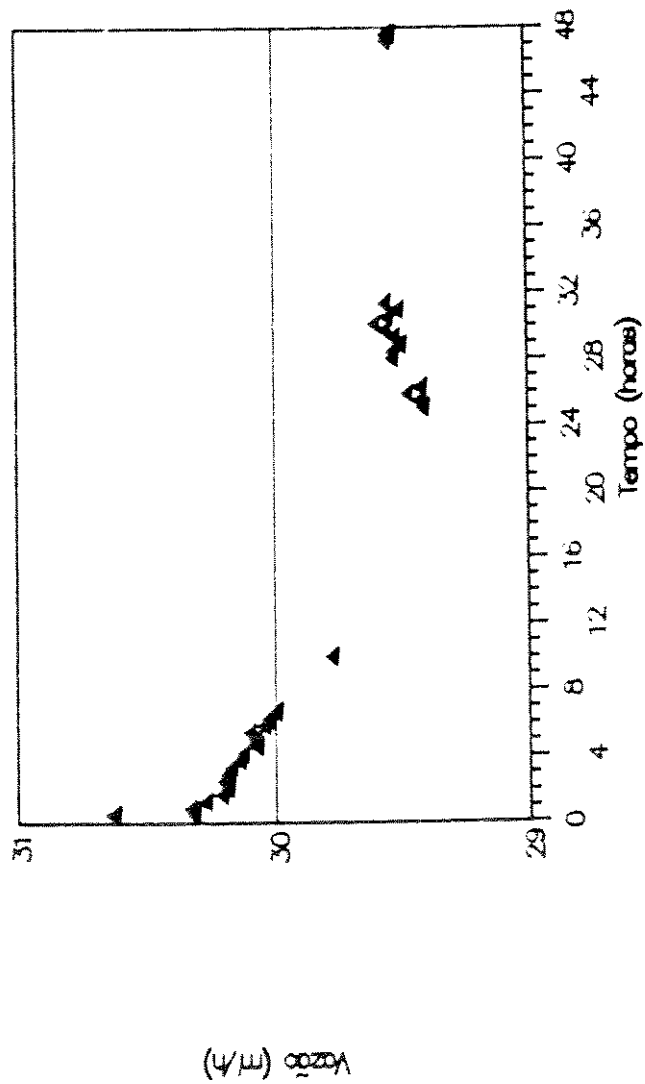


Gráfico 3.2a

Vazão X Tempo (48h)
(silicone pré-esticado)

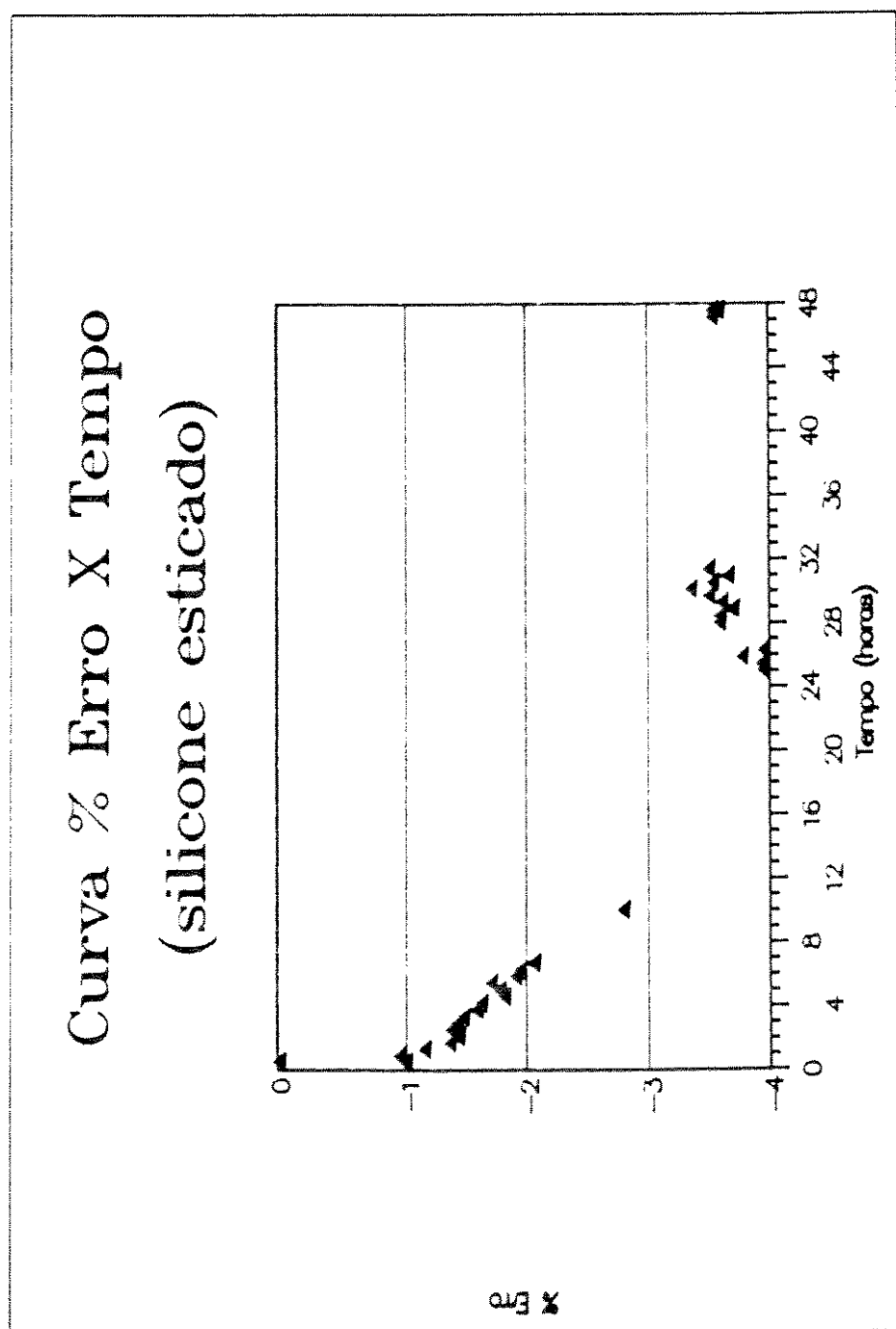


Gráfico 3.2b

Erro (%) versus Tempo
(silicone pré-esticado)

TEMPO minutos	ml/h (medido)	% Erro	TEMPO minutos	ml/h (medido)	% Erro
0	101,50	0,00	500	98,12	-3,33
25	101,29	-0,20	1500	97,87	-3,58
50	101,09	-0,40	1525	97,56	-3,88
75	100,56	-0,92	1550	97,56	-3,88
100	100,37	-1,12	1575	97,37	-4,07
125	100,17	-1,31	1600	97,50	-3,95
150	100,04	-1,44	1705	97,56	-3,88
175	99,84	-1,63	1730	97,68	-3,75
200	99,71	-1,76	1755	97,56	-3,88
225	99,58	-1,89	1780	97,93	-3,52
250	99,52	-1,95	1805	97,12	-4,31
275	99,58	-1,89	1830	97,31	-3,64
300	99,26	-2,20	1855	97,74	-3,70
325	99,20	-2,27	1880	97,74	-3,70
350	99,13	-2,33	2830	97,99	-3,45
375	99,01	-2,46	2855	97,99	-3,45
400	99,07	-2,39	2880	98,06	-3,39

Tabela 3.3

Variação da vazão com o tempo
(silicone pré-esticado e vazão de 99 ml/h)

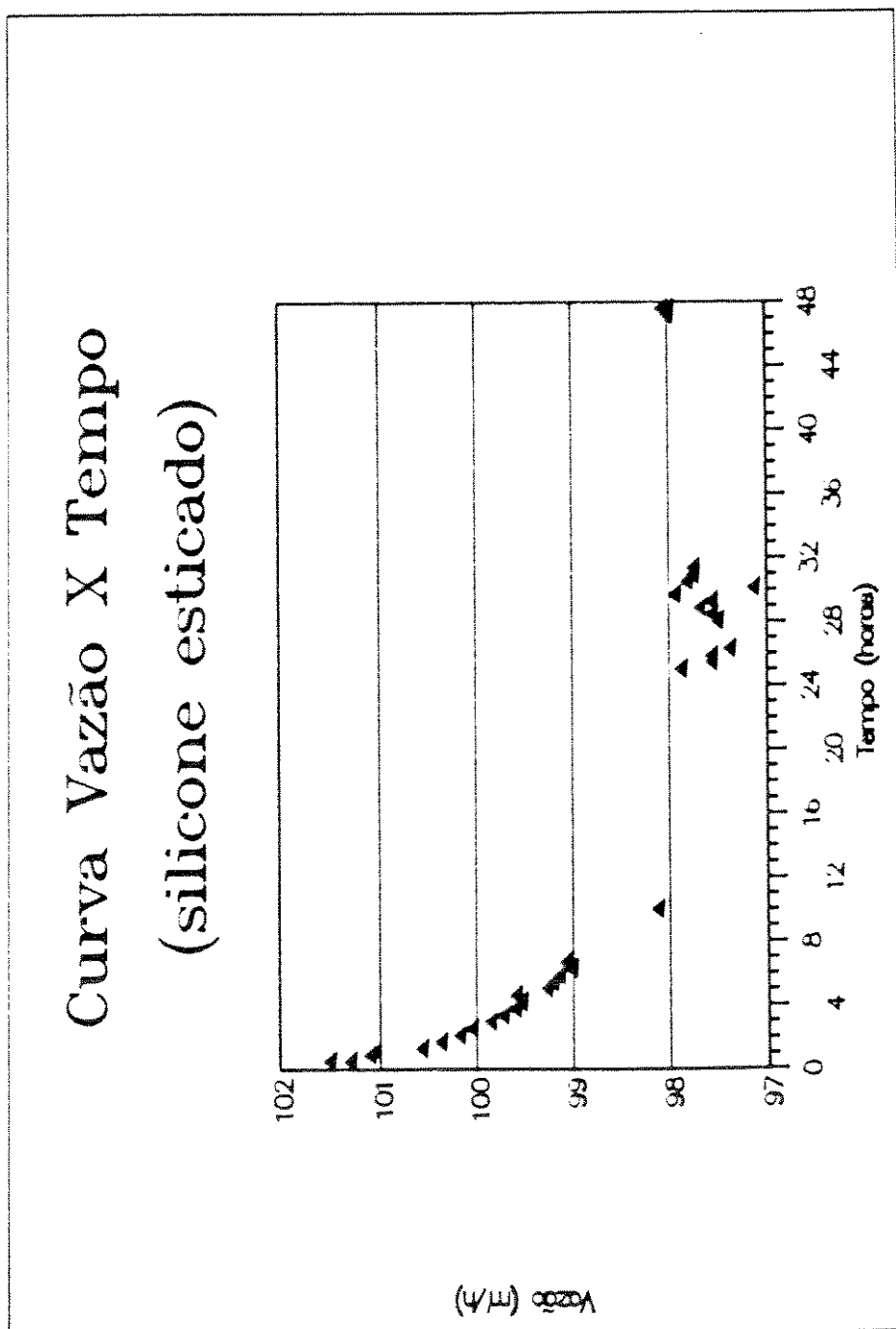


Gráfico 3.3a

Vazão X Tempo
(silicone pré-esticado e vazão de 99 ml/h)

Curva % Erro X Tempo (silicone esticado)

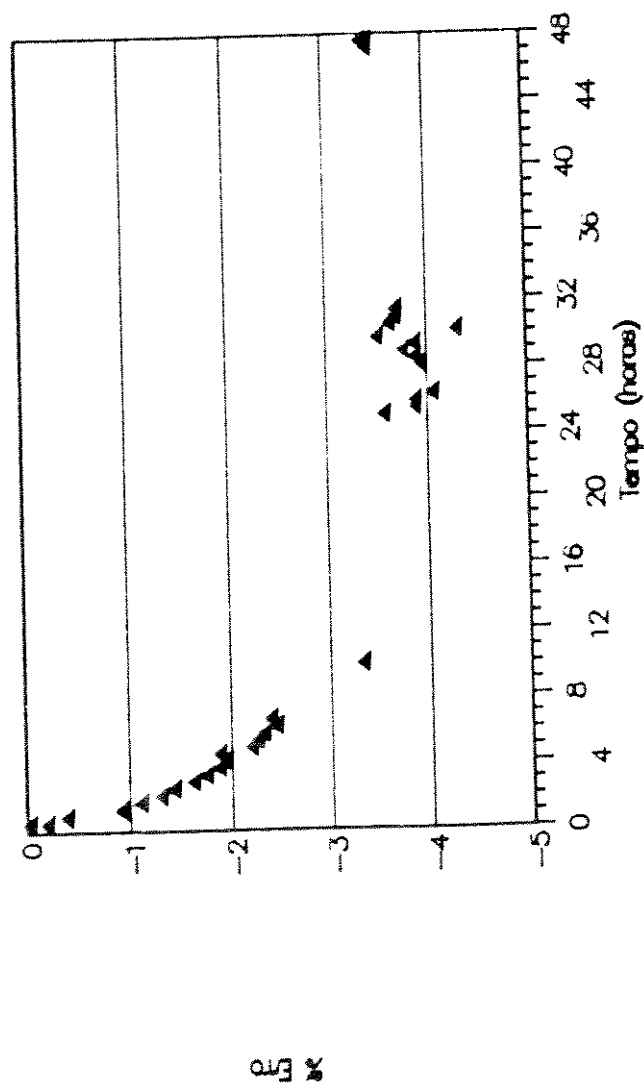


Gráfico 3.3b

Erro (%) versus Tempo
(silicone pré-esticado e vazão de 99 ml/h)

TEMPO (minutos)	ml/h (medido)	% Erro	TEMPO (minutos)	ml/h (medido)	% Erro
0	24,49	0,00	1240	23,53	-3,92
10	24,38	-0,45	1300	23,57	-3,76
20	24,24	-1,02	1310	23,57	-3,76
30	24,23	-1,06	1330	23,53	-3,92
40	24,25	-0,99	2570	23,49	-4,08
50	24,09	-1,63	2680	23,46	-4,21
60	24,22	-1,10	2690	23,60	-3,63
70	24,08	-1,67	2700	23,56	-3,80
80	24,02	-1,92	2710	23,44	-4,29
90	24,15	-1,39	2790	23,38	-4,53
100	24,16	-1,35	2800	23,49	-4,08
110	24,12	-1,51	2880	23,45	-4,25
1200	24,44	-4,29			

Tabela 3.4

Variação da vazão com o Tempo
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

Curva Vazão X Tempo (silicone de dimensões diferentes)

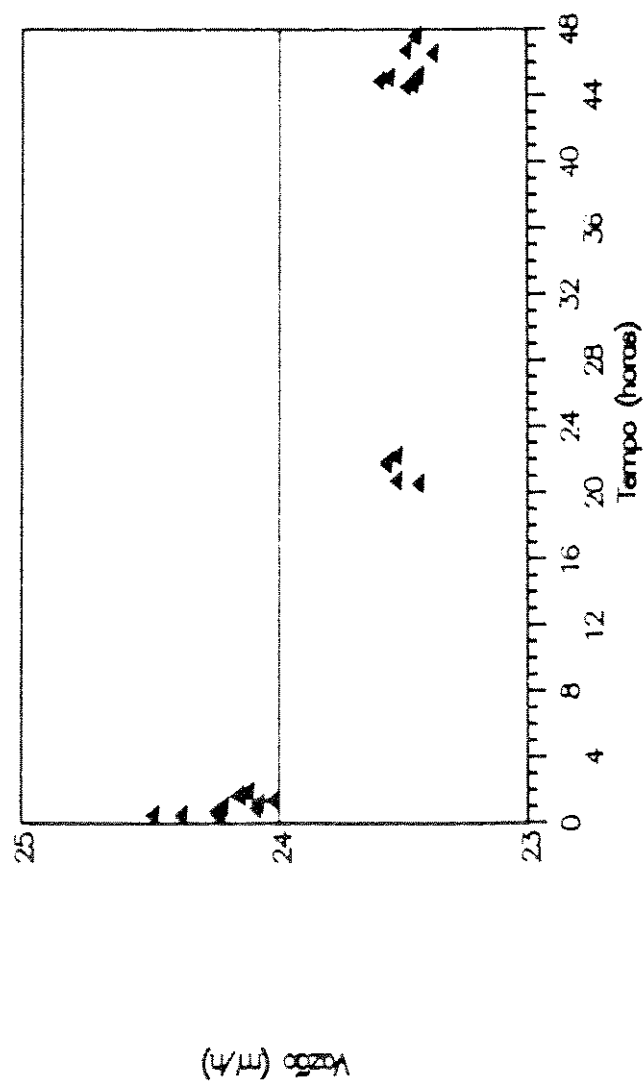


Gráfico 3.4a

Vazão X Tempo
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

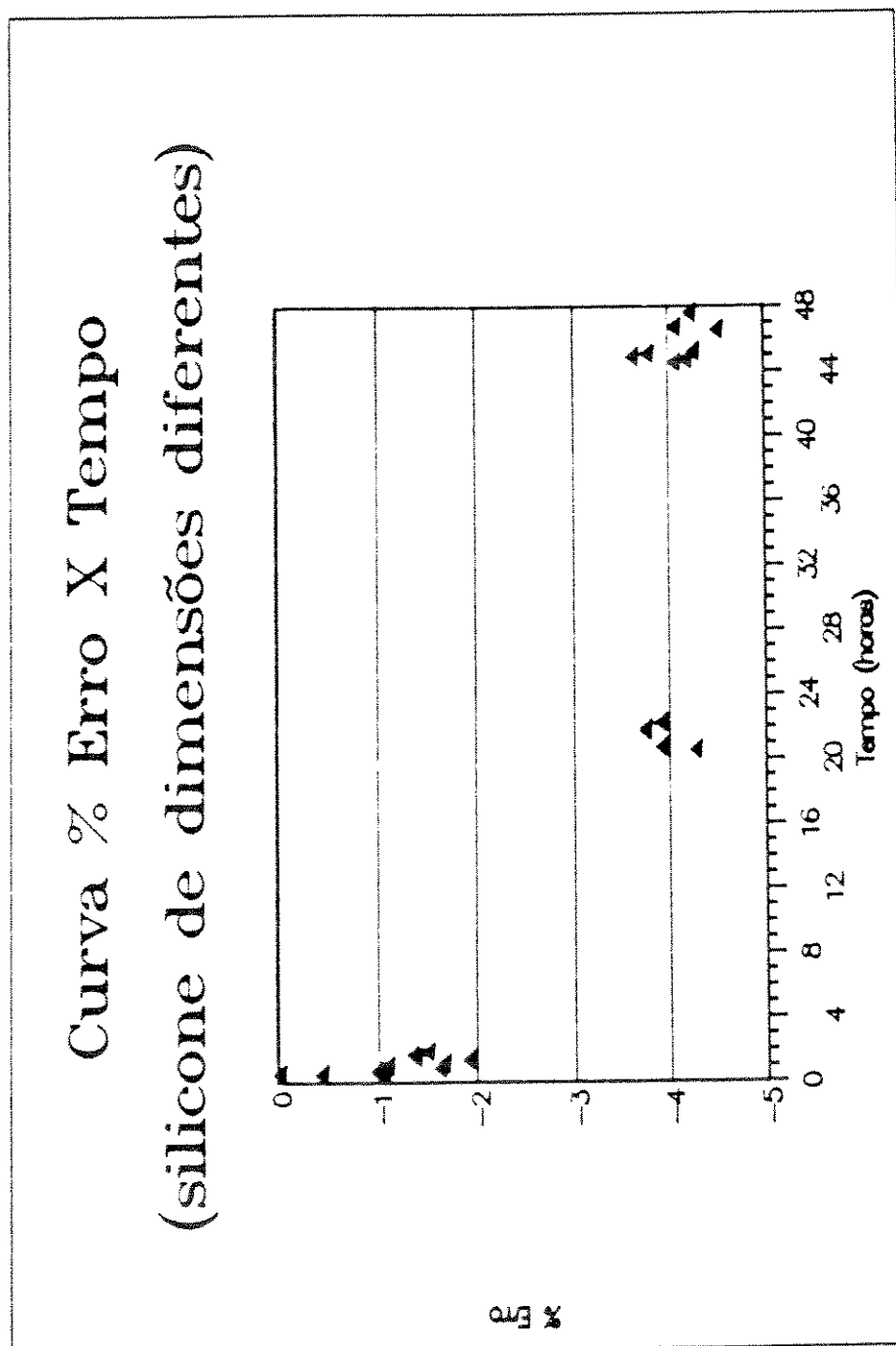


Gráfico 3.4b

Erro (%) versus Tempo
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

3.3- Levantamento da curva de vazão real em função da vazão indicada nas chaves digitais (thumbwheel).

Foi utilizado o mesmo dispositivo para determinação da vazão real fazendo-se apenas uma medida para cada vazão testada (8 minutos por medida). O teste foi realizado com um segmento de silicone já "acomodado". Os resultados podem ser vistos na tabela 3.5 e nos gráficos 3.5a e 3.5b. O gráfico 3.5c mostra a curva de 1ml/h até 21ml/h para se destacar os valores iniciais de vazão. Pode-se observar que os resultados foram excelentes em todos os valores de vazão do protótipo. As maiores diferenças ocorrem nos valores iniciais de velocidade, e mesmo assim não são superiores a 3%.

TESTE VAZAO EM TODAS AS FAIXAS

TW	REAL	Erro	TW	REAL	Erro	TW	REAL	Erro
01	1,03	3,0	34	34,23	0,7	67	66,33	-1,0
02	2,05	2,5	35	35,24	0,7	68	67,35	-0,9
03	3,07	2,3	36	36,29	0,8	69	68,29	-1,0
04	4,10	2,5	37	37,35	0,9	70	69,30	-1,0
05	5,11	2,2	38	38,32	0,8	71	70,24	-1,1
06	6,13	2,3	39	39,34	0,9	72	71,22	-1,1
07	7,15	2,1	40	40,02	0,0	73	72,30	-1,0
08	8,18	2,2	41	40,98	0,0	74	73,36	-0,9
09	9,20	2,2	42	42,15	0,4	75	74,46	-0,7
10	10,21	2,1	43	42,91	-0,2	76	75,35	-0,8
11	11,26	2,3	44	43,83	-0,2	77	76,51	-0,6
12	12,26	2,1	45	44,90	-0,2	78	77,50	-0,6
13	13,25	1,9	46	45,92	-0,2	79	78,73	-0,3
14	14,28	2,0	47	46,87	-0,3	80	79,82	-0,2
15	15,35	2,3	48	47,90	-0,2	81	80,98	0,0
16	16,30	1,9	49	48,91	-0,2	82	82,05	0,0
17	17,27	1,6	50	49,77	-0,4	83	83,28	0,3
18	18,25	1,4	51	50,65	-0,7	84	84,41	0,5
19	19,24	1,3	52	51,59	-0,8	85	85,56	0,7
20	20,18	0,9	53	52,71	-0,5	86	86,49	0,6
21	21,17	0,8	54	53,67	-0,6	87	87,38	0,4
22	22,21	0,9	55	54,63	-0,7	88	88,45	0,5
23	23,70	0,8	56	55,56	-0,7	89	89,33	0,4
24	24,18	0,7	57	56,74	-0,5	90	90,17	0,2
25	25,13	0,5	58	57,62	-0,6	91	91,31	0,3
26	26,16	0,6	59	58,82	-0,3	92	92,19	0,2
27	27,13	0,5	60	59,87	-0,2	93	93,26	0,3
28	28,28	0,3	61	60,73	-0,4	94	94,36	0,4
29	28,04	0,1	62	61,70	-0,5	95	95,36	0,4
30	30,07	0,2	63	62,24	-0,6	96	96,39	0,4
31	31,08	-0,3	64	63,35	-0,7	97	97,49	0,5
32	32,15	0,5	65	64,40	-0,9	98	98,63	0,6
33	33,16	0,5	66	65,34	-1,0	99	99,72	0,7

Tabela 3.5

Valores comparativos entre a vazão real (ml/h)
e a indicada nas chaves digitais (TW, ml/h)

Curva Vazão Real X Vazão Indicada

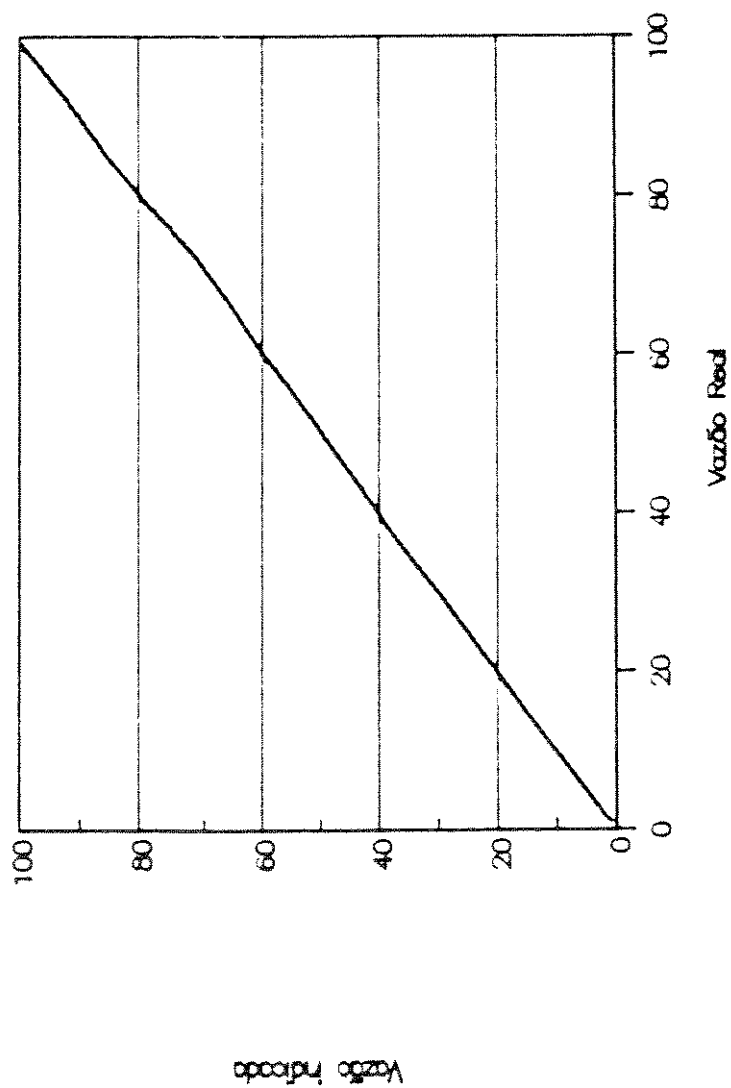


Gráfico 3.5a

Vazão Indicada X Vazão Real

Curva % Erro X Vazão Indicada

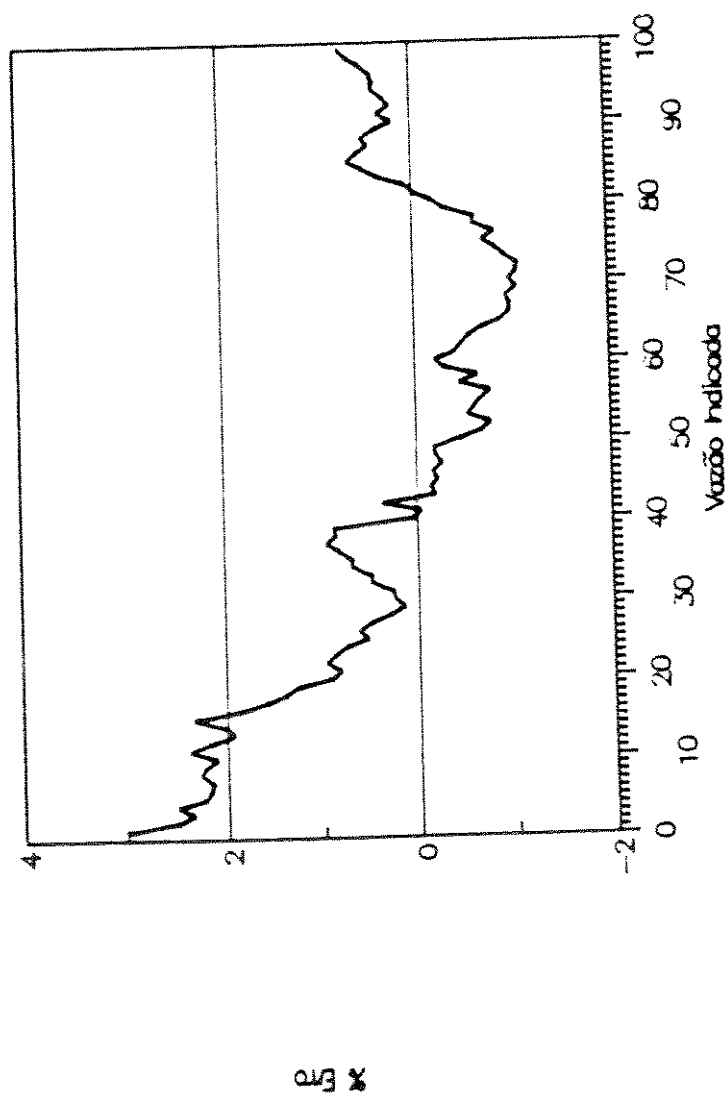


Gráfico 3.5b

Erro (%) versus Vazão Indicada

Curva Vazão Real X Vazão Indicada (1 ml/h a 21 ml/h)

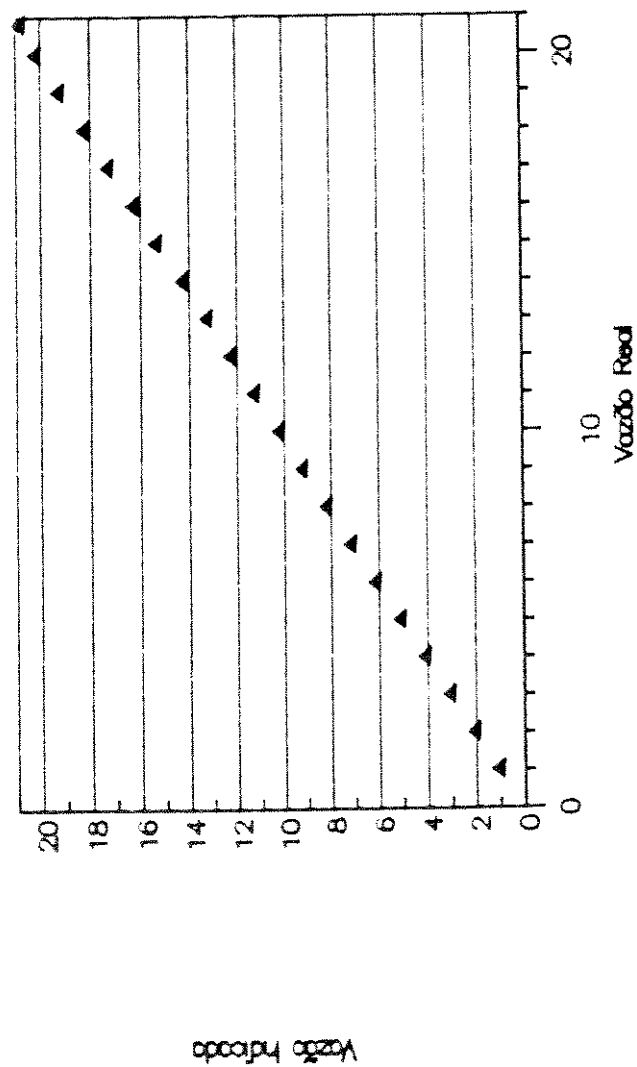


Gráfico 3.5c

Vazão Indicada X Vazão Real
(trecho de 1ml/h até 21 ml/h)

3.4- Levantamento da curva que relaciona a vazão com os valores da pressão aplicada na entrada do equipo.

O procedimento de teste está ilustrado na figura 3.2 onde através da variação na altura do reservatório de fluido varia-se a pressão aplicada na entrada do equipo (monitorada pela coluna de mercúrio acoplada no mesmo local). Utilizou-se um segmento de silicone já "acomodado" e também o dispositivo de determinação da velocidade de infusão. A velocidade de infusão foi mantida constante e igual a 50 ml/h.

A pressão na entrada variou de zero até 100 mmHg, em degraus de 10 mmHg. Os resultados são apresentados na tabela 3.6 e nos gráficos 3.6a e 3.6b.

Para comparação, repetiu-se o mesmo teste com a bomba da Lifemed, modelo FARS 600, com um segmento de silicone de dimensões diferentes, também "acomodado", obtendo-se a tabela 3.7 e os gráficos 3.7a e 3.7b.

Pode-se observar uma sensível variação no valor da velocidade de infusão proporcional à pressão na entrada, pois sendo o silicone um material elástico, o aumento da pressão provoca sua dilatação, aumentando o volume deslocado entre os roletes, e conseqüentemente, a vazão final. No segundo teste confirma-se esta explicação, pois com uma parede mais rígida, existe uma menor dilatação do silicone, o que acarreta uma variação menor na velocidade de infusão. Na prática, para se manter a precisão na faixa dos $\pm 5\%$,

limitou-se a altura máxima para o frasco de fluido através do tamanho do equipo que vai da Bomba até o frasco.

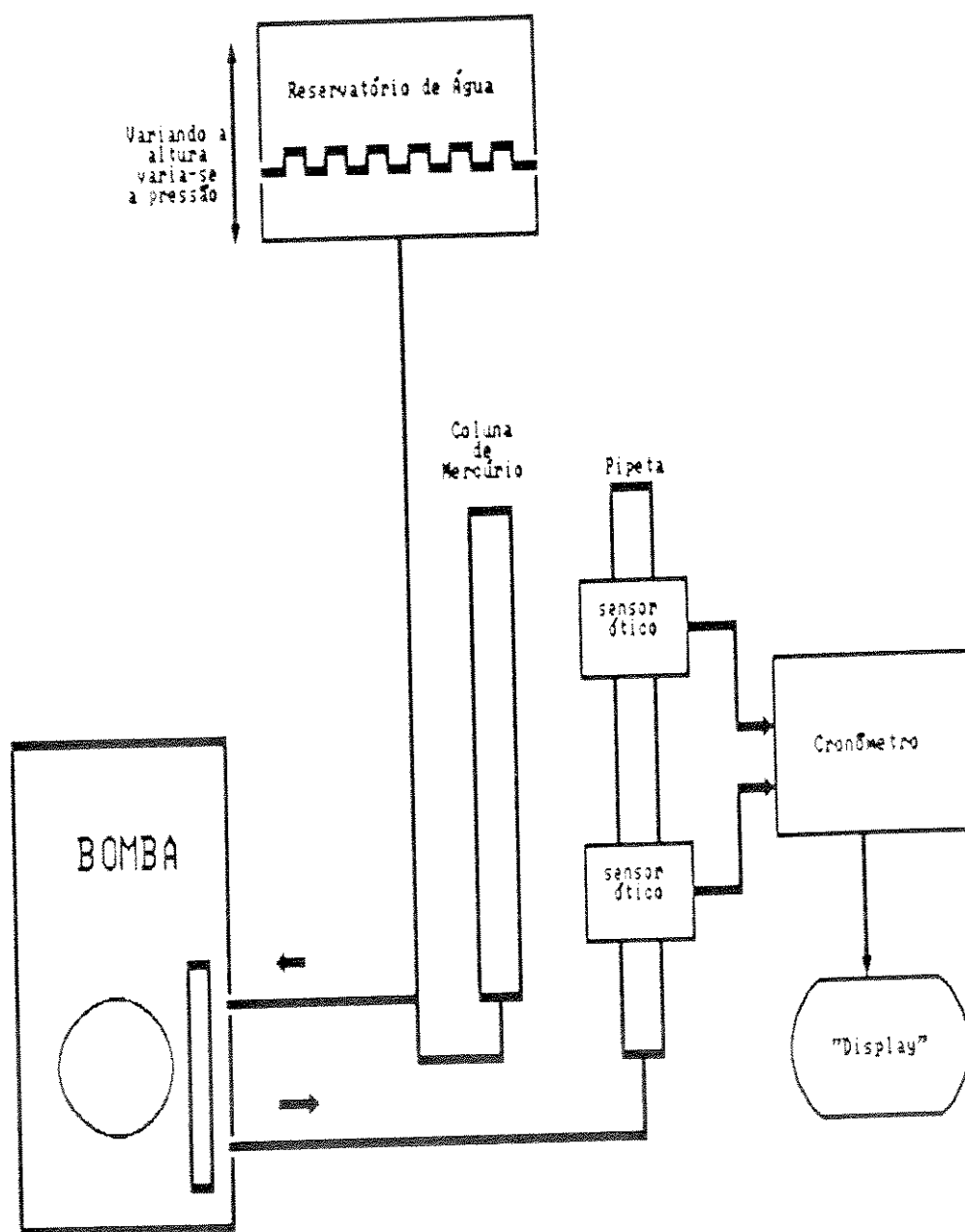


Figura 3.2

Diagrama de teste
(pressão na entrada)

mmHg	ml/h	% ERRO
0	48,76	0,0
10	50,86	4,3
20	52,52	7,7
30	53,81	10,4
40	55,41	13,6
50	56,76	16,4
60	58,20	19,4
70	59,62	22,3
80	60,89	24,9
90	62,23	27,6
100	63,44	30,1

Tabela 3.6

Valores da vazão e erro (%) em função
da pressão na entrada

Curva Vazão X Pressão (entr.)

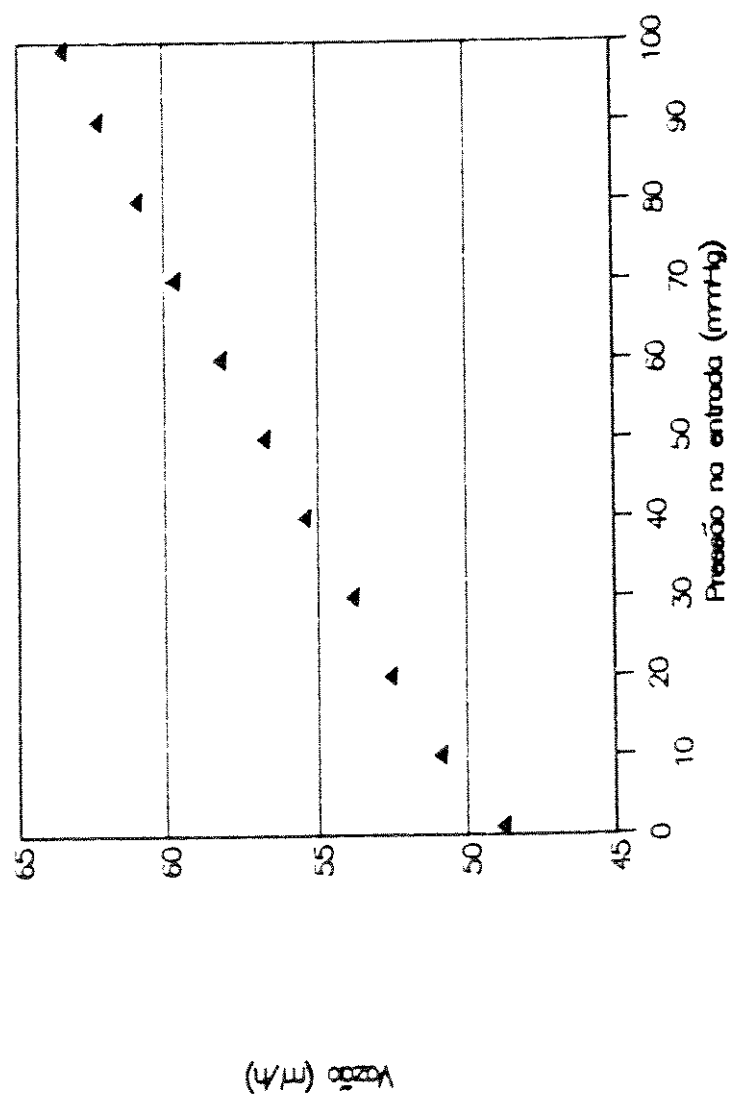


Gráfico 3.6a

Vazão X Pressão na entrada

Curva % Erro X Pressão (entr.)

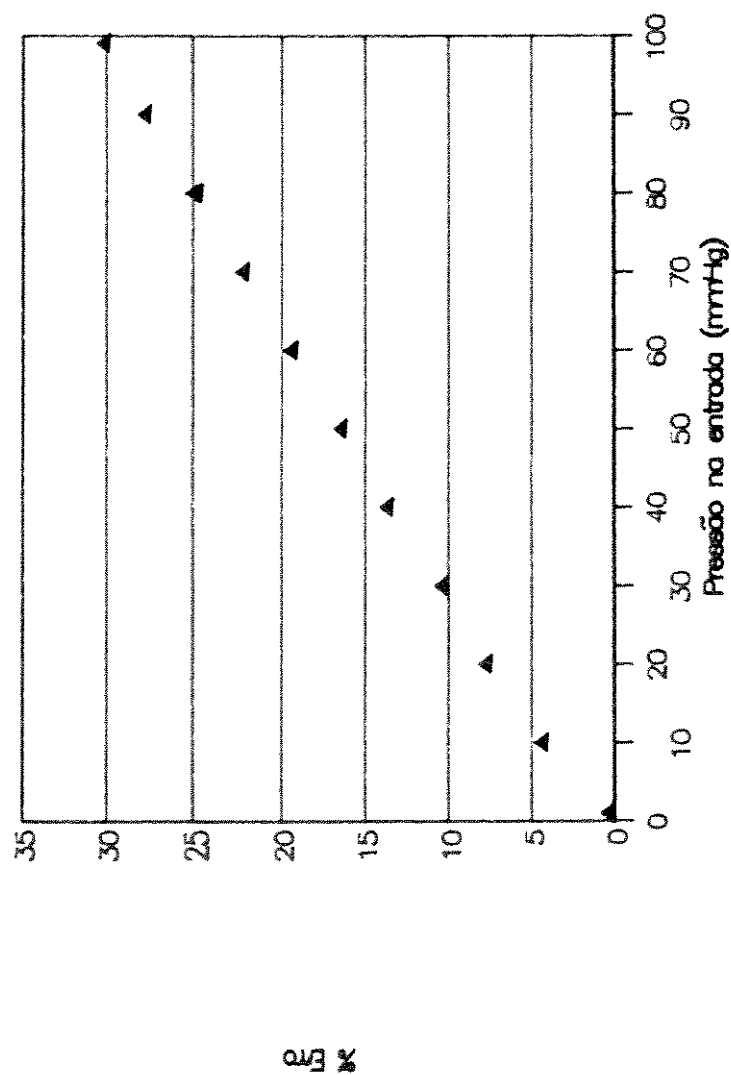


Gráfico 3.6b

Erro (%) versus Pressão na entrada

mmHg	ml/h	% ERRO
0	38,93	0,0
10	39,54	1,6
20	40,45	3,9
30	40,86	5,0
40	41,58	6,8
50	42,14	8,2
60	42,88	10,1
70	43,44	11,6
80	43,80	12,5
90	44,49	14,3
100	44,80	15,1

Tabela 3.7

Valores da vazão e erro (%) em função
da pressão na entrada
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

Curva Vazão X Pressão (entr.) (silicone de dimensões diferentes)

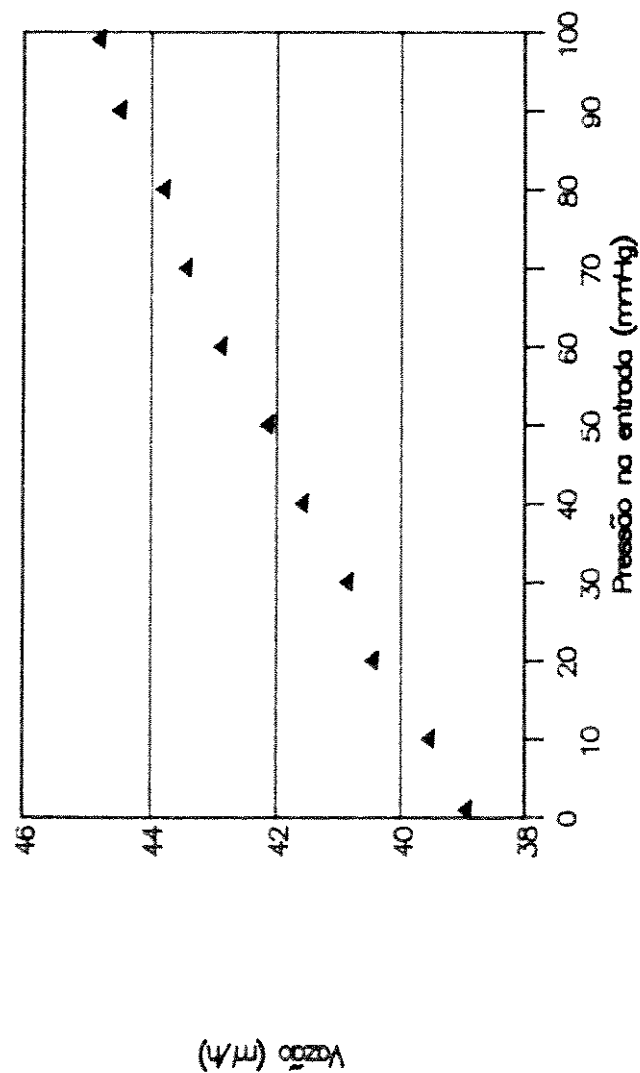


Gráfico 3.7a

Vazão X Pressão na entrada
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

Curva % Erro X Pressão (entr.) (silicone de dimensões diferentes)

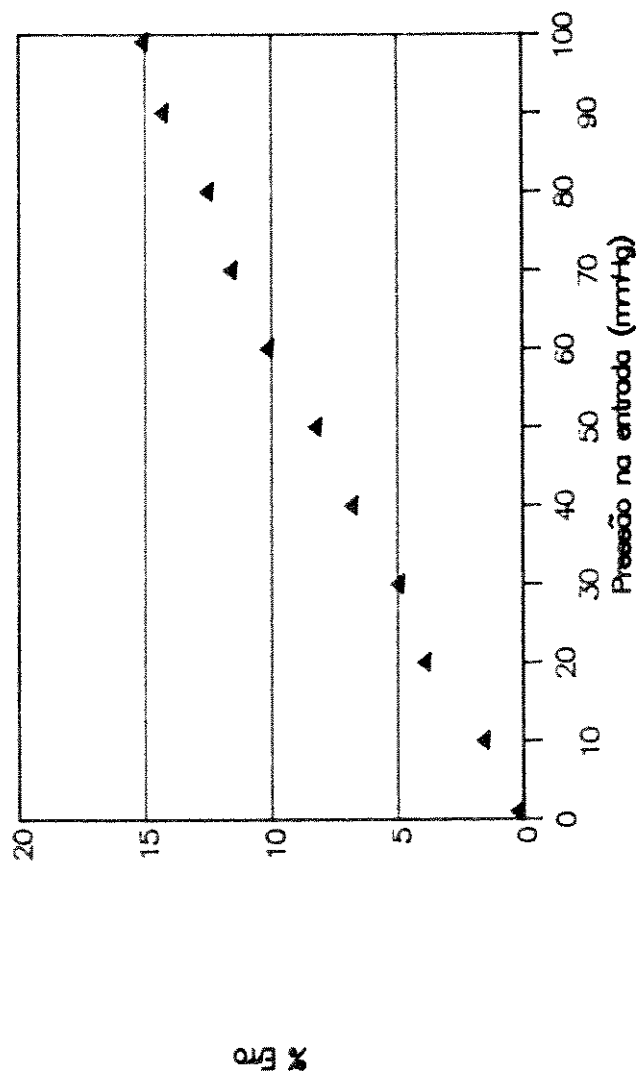


Gráfico 3.7b

Erro (%) versus Pressão na entrada
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

3.5- Levantamento da curva referente à vazão em função de pressões aplicadas na saída do equipo de infusão.

O procedimento de teste esta ilustrado na figura 3.3 onde se diferencia do teste anterior, no posicionamento do conjunto reservatório/coluna de mercúrio (que neste teste está na saída do equipo). Utilizou-se um segmento de silicone já "acomodado" e também o dispositivo de determinação da velocidade de infusão, mantendo-se a velocidade de infusão fixa em 50 ml/h.

A pressão na saída variou de zero até 120 mmHg, em degraus de 10 mmHg. Assim, obteve-se os valores apresentados na tabela 3.8 e nos gráficos 3.8a e 3.8b.

Repetiu-se o teste com a bomba da Lifemed, modelo FARS 600, com um segmento de silicone de dimensões diferentes, também "acomodado", obtendo-se a tabela 3.9 e os gráfico 3.9a e 3.9b.

Observa-se que a vazão pré-estabelecida não sofreu variação importante em função da pressão na saída do equipo.

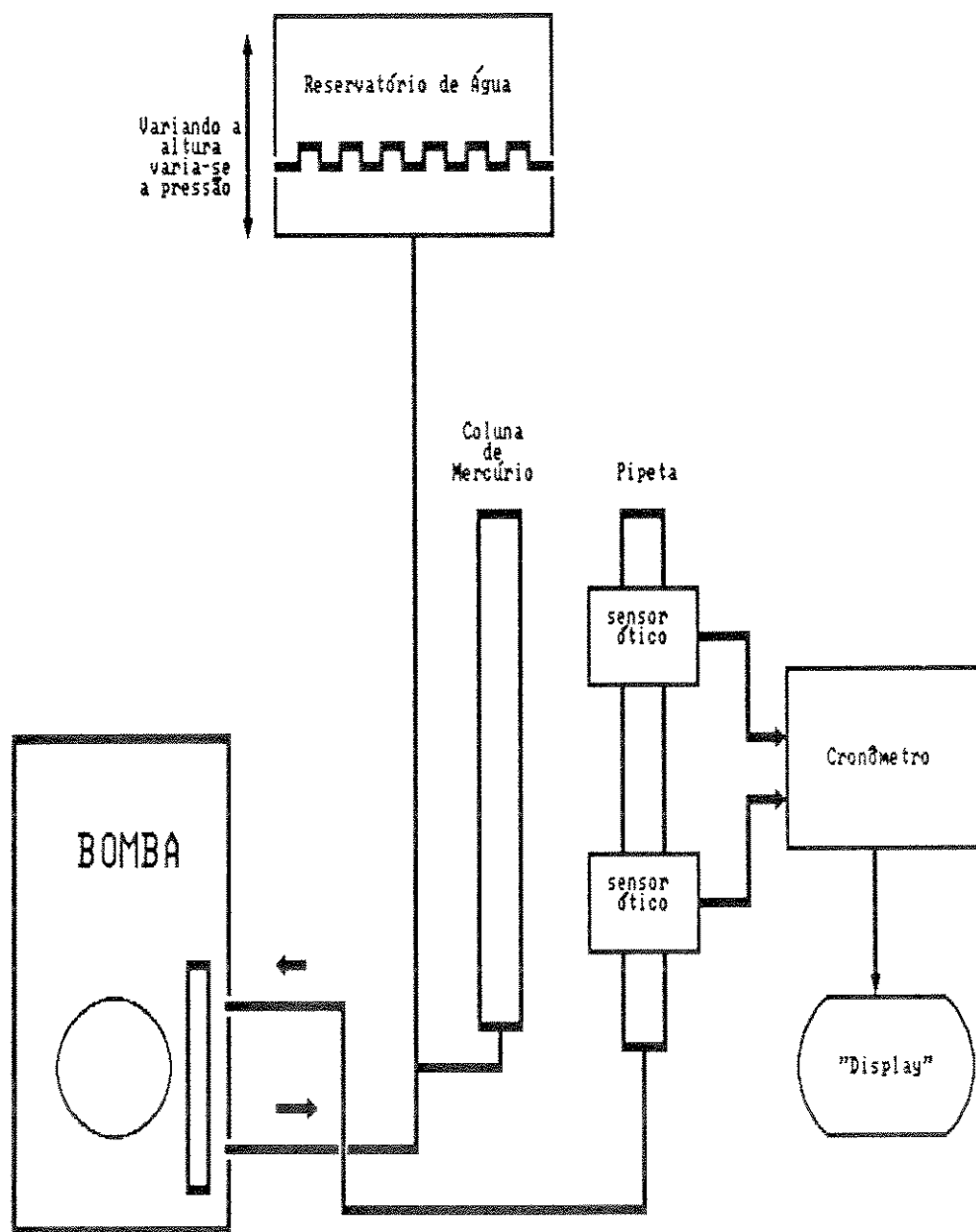


Figura 3.3

Diagrama de teste
(pressão na saída)

mmHg	ml/h	% ERRO
0	49,38	0,0
10	49,45	0,14
20	49,60	0,45
30	49,50	0,24
40	49,52	0,28
50	49,54	0,32
60	49,57	0,38
70	49,54	0,32
80	49,48	0,20
90	49,40	0,04
100	49,38	0,00
110	49,31	-0,14
120	49,20	-0,36

Tabela 3.8

Valores da vazão e erro (%) em função
da pressão na saída

Curva Vazão X Pressão (saída)

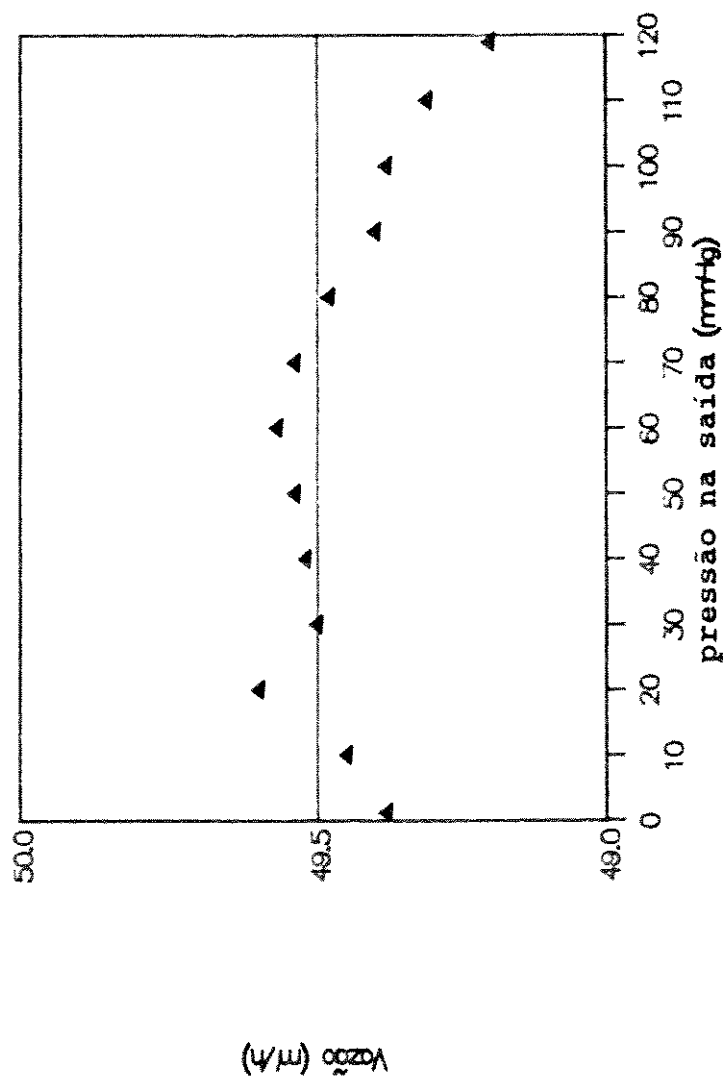


Gráfico 3.8a

Vazão X Pressão na saída

Curva % Erro X Pressão (saída)

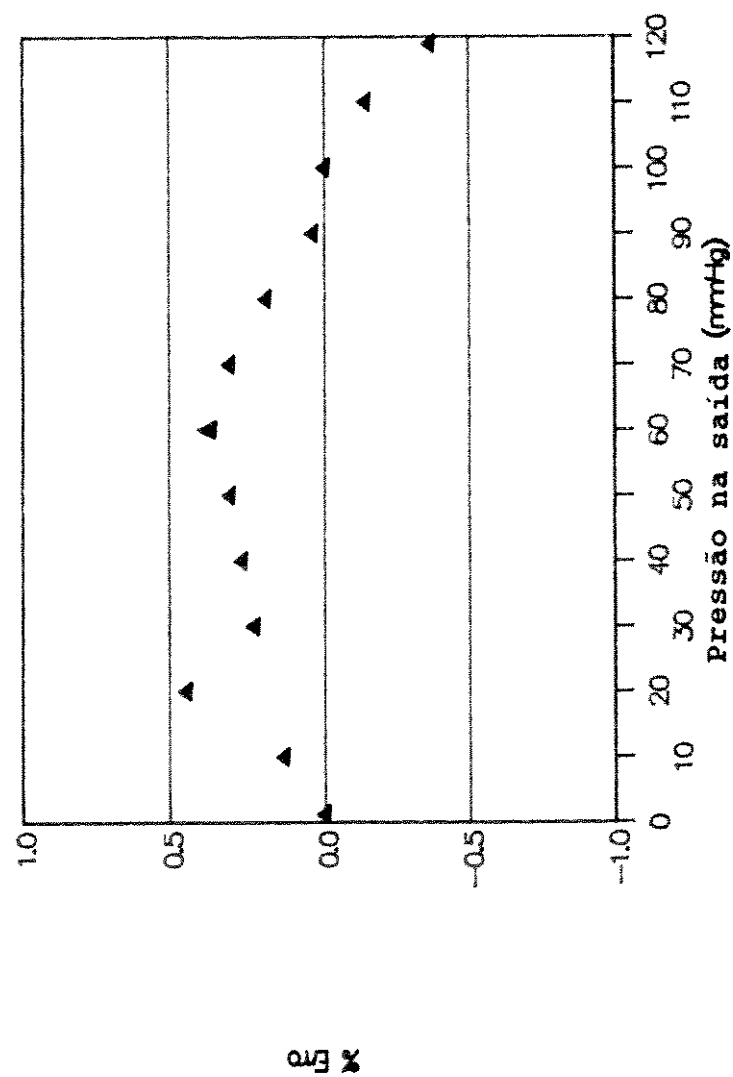


Gráfico 3.8b

Erro (%) versus Pressão na saída

mmHg	ml/h	% ERRO
0	38,95	0,00
10	38,97	0,05
20	38,65	-0,77
30	38,96	0,03
40	39,08	0,33
50	38,96	0,03
60	38,82	-0,33
70	38,77	-0,46
80	38,92	-0,08
90	38,92	-0,08
100	38,94	-0,03
110	38,92	-0,08
120	38,90	-0,13

Tabela 3.9

**Valores da vazão e erro (%) em função
da pressão na saída
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)**

Curva Vazão X Pressão (saída) (silicone de dimensões diferentes)

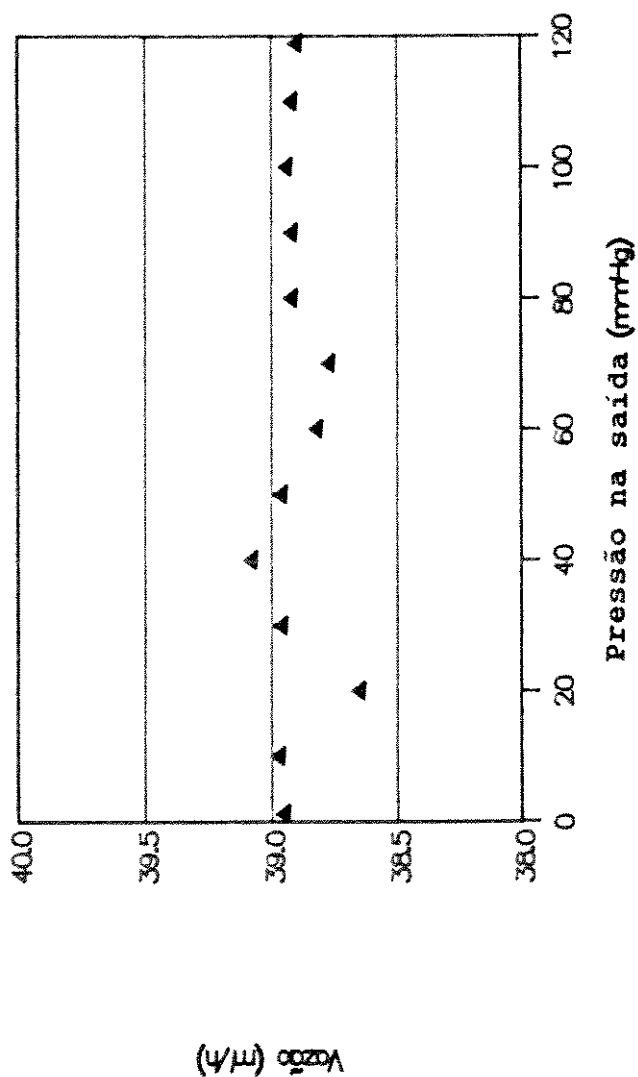


Gráfico 3.9a

Vazão X Pressão na saída
(Bomba Lifemed, modelo FARS 600)

Curva % Erro X Pressão (saída) (silicone de dimensões diferentes)

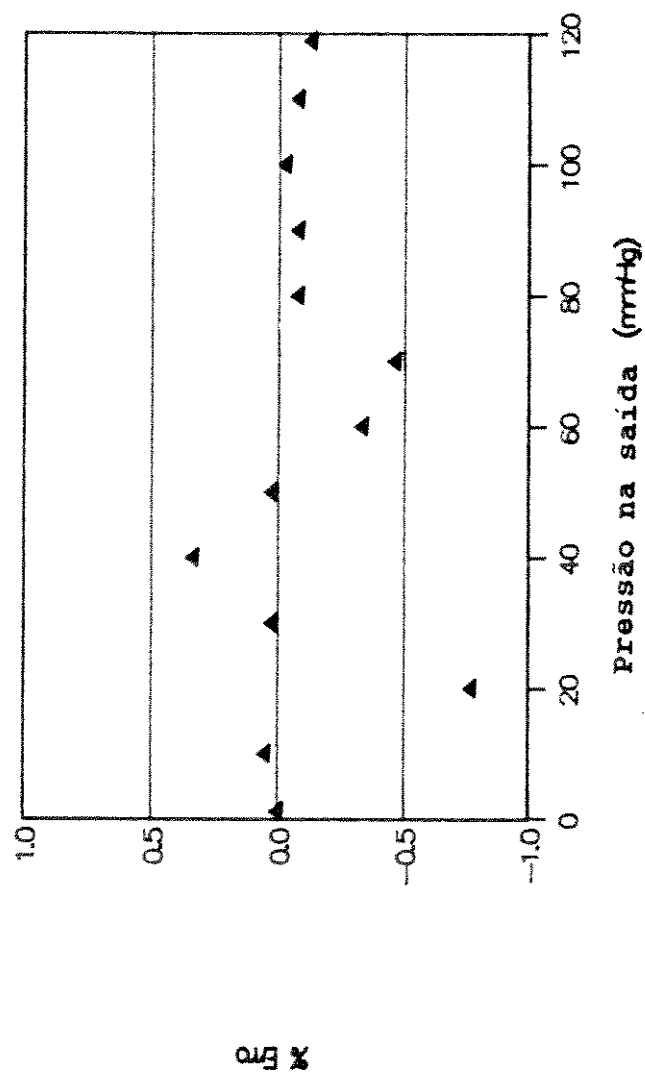


Gráfico 3.9b

Erro (%) versus Pressão na saída
(Bomba Lifemed, modelo FAS 600)

3.6- Teste de repetitividade nos equipos.

Neste teste, o procedimento descrito no item 3.2, foi repetido seis vezes. E para tal, foram usadas 6 unidades do equipo (previamente "acomodado") e o dispositivo de determinação da velocidade de infusão, mantendo-se a vazão fixa em 30 ml/h. A duração foi de 3 horas por unidade, tempo suficiente para a comparação entre as diversas unidades.

Os resultados podem ser vistos na tabela 3.10 e no gráfico comparativo 3.10 e mostram a boa qualidade dos equipos, garantindo a repetitividade do valor da vazão pré-estabelecida, quando a substituição do equipo for necessária.

Este teste serviu também para determinar experimentalmente a frequência do oscilador principal, o que foi feito a partir da média dos valores da vazão obtidos com as diversas unidades. Esta frequência ficou bem próxima do valor teoricamente estabelecido.

TEMPO	ml/h	% Erro	ml/h	% Erro	ml/h	% Erro	ml/h	% Erro	ml/h	% Erro	ml/h	% Erro
minutos	(unid.1)		(unid.2)		(unid.3)		(unid.4)		(unid.5)		(unid.6)	
0	30,19	0,00	30,32	0,00	30,49	0,00	30,29	0,00	30,44	0,00	30,16	0,00
10	29,96	-0,77	30,05	-0,92	30,03	-1,49	29,97	-1,04	30,09	-1,14	30,26	-0,34
20	29,75	-1,44	30,00	-1,06	29,89	-1,97	29,86	-1,41	29,91	-1,72	30,12	-0,11
30	29,75	-1,44	29,89	-1,43	29,89	-1,97	29,92	-1,21	29,79	-2,13	30,07	-0,30
40	29,78	-1,34	29,83	-1,65	29,74	-2,45	29,94	-1,16	29,71	-2,39	29,99	-0,56
50	29,69	-1,64	29,77	-1,83	29,64	-2,79	29,87	-1,37	29,66	-2,57	29,94	-0,71
60	29,68	-1,67	29,84	-1,61	29,65	-2,75	29,74	-1,83	29,60	-2,75	29,90	-0,86
70	29,70	-1,61	29,80	-1,72	29,58	-2,97	29,57	-2,37	29,56	-2,90	29,94	-0,71
80	29,61	-1,91	29,79	-1,76	29,57	-3,01	29,50	-2,62	29,43	-3,31	29,89	-0,90
90	29,71	-1,57	29,78	-1,79	29,54	-3,12	29,71	-1,91	29,46	-3,23	29,88	-0,94
100	29,70	-1,61	29,79	-1,76	29,48	-3,31	29,75	-1,79	29,39	-3,45	29,74	-1,39
110	29,63	-1,84	29,79	-1,76	29,50	-3,23	29,76	-1,75	29,35	-3,56	29,79	-1,24
120	29,62	-1,87	29,80	-1,72	29,36	-3,71	29,76	-1,75	29,29	-3,78	29,74	-1,39
130	29,58	-2,01	29,75	-1,90	29,41	-3,53	29,75	-1,79	29,26	-3,86	29,63	-1,76
140	29,53	-2,17	29,75	-1,90	29,45	-3,42	29,77	-1,70	29,24	-3,93	29,67	-1,61
150	29,53	-2,17	29,76	-1,87	29,41	-3,53	29,79	-1,66	29,19	-4,12	29,62	-1,80
160	29,56	-2,07	29,78	-1,79	29,38	-3,64	29,84	-1,50	29,22	-4,01	29,63	-1,76
170	29,59	-1,97	29,74	-1,94	29,32	-3,83	29,84	-1,50	29,22	-4,01	29,61	-1,84
180	29,62	-1,87	29,59	-2,42	29,32	-3,83	29,81	-1,58	29,22	-4,01	29,56	-1,99

Tabela 3.10

Variação da vazão com o tempo
(6 unidades)

Curva Vazão X Tempo (superposição) **(vazão fixada em 30 ml/h)**

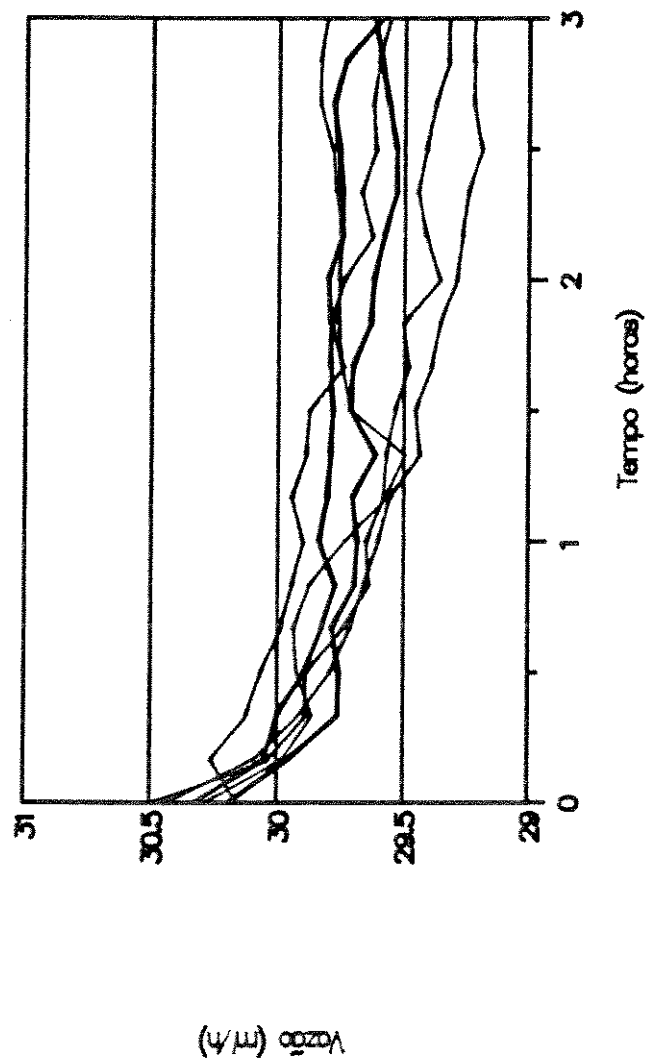


Gráfico 3.10

Vazão X Tempo
 (superposição das curvas obtidas com as seis unidades)

3.7- Variação da pressão no local de infusão.

Os testes foram realizados conforme o diagrama da figura 3.4 onde um transdutor de pressão e o reservatório de fluido foram colocados na saída do equipo. Um monitor de pressão acoplado a um registrador (Electronics for Medicine, modelo VR 12/16) também foram utilizados para o registro das curvas.

Os testes foram divididos em quatro blocos conforme a pressão aplicada na saída (0 mmHg, 50 mmHg, 100 mmHg e 140 mmHg). Cada bloco foi também dividido em 4 partes conforme a velocidade de infusão utilizada (99 ml/h, 70 ml/h, 40 ml/h e 20 ml/h).

Os resultados podem ser observados nos gráficos 3.11, 3.12, 3.13 e 3.14.

Observando os gráficos, verifica-se que a cada 50 pequenas variações ocorre uma maior. Este efeito pode ser facilmente verificado na curva b do gráfico 3.11. Esta pequena variação corresponde a um passo do motor que ao ser dado, aumenta momentaneamente a pressão que volta ao normal logo em seguida, após uma pequena oscilação que pode ser visualizada melhor no gráfico 3.15, onde as escalas foram expandidas. A variação maior é ocasionada quando o rolete libera o esmagamento, proporcionando um pequeno refluxo e conseqüentemente uma pequena queda de pressão que se estabiliza (após uma oscilação) logo em seguida. Como tem-se

4 roletes e 200 passos por volta, a cada 50 passos um rolete libera o esmagamento.

Com o aumento da velocidade de infusão esta influência aumenta, porque a liberação do esmagamento ocorre de maneira abrupta gerando maiores oscilações de pressão. Com a diminuição na velocidade de infusão este efeito praticamente desaparece (curva a do gráfico 3.11).

Observou-se também, que a variação máxima da pressão é de 6 mmHg em todas as situações testadas.

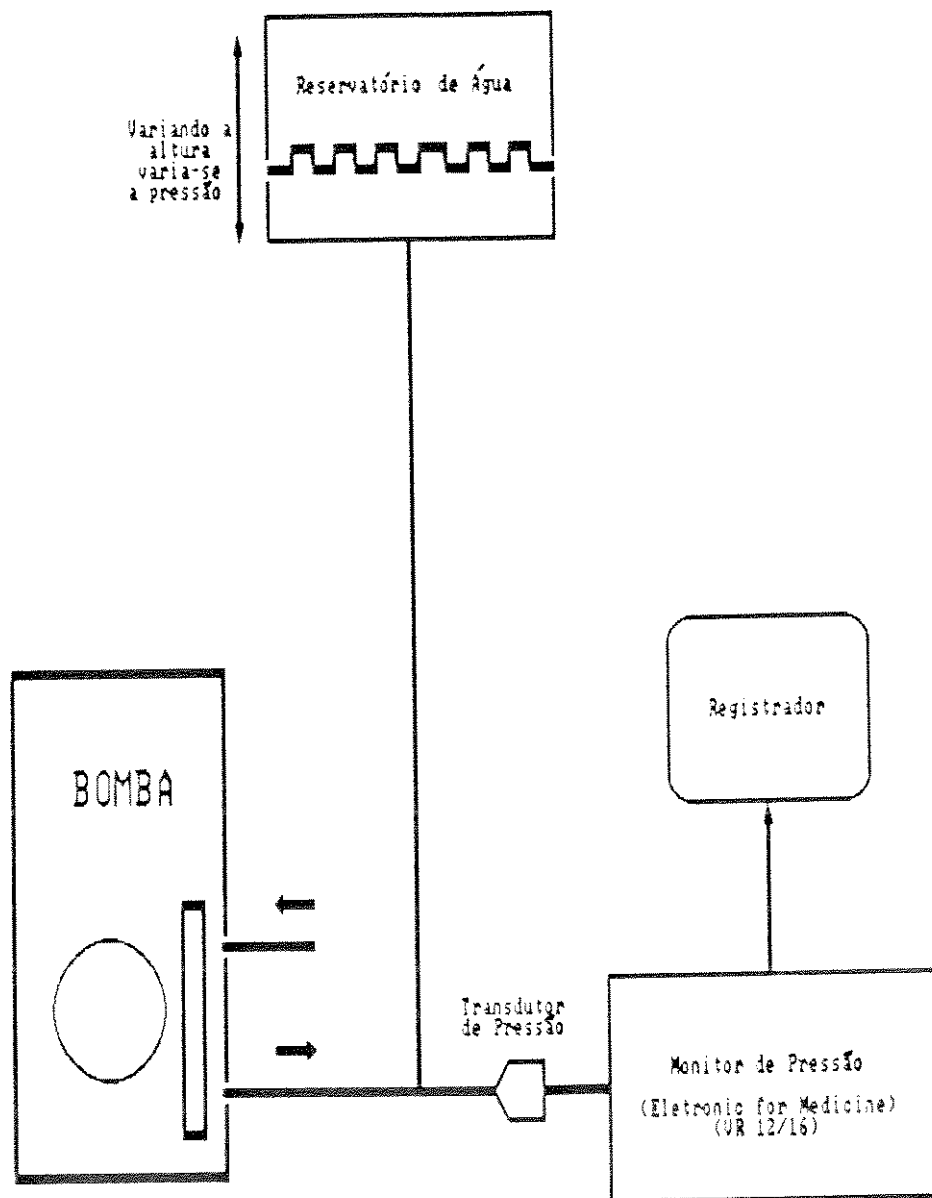


Figura 3.4
Diagrama de teste
(curvas de pressão)

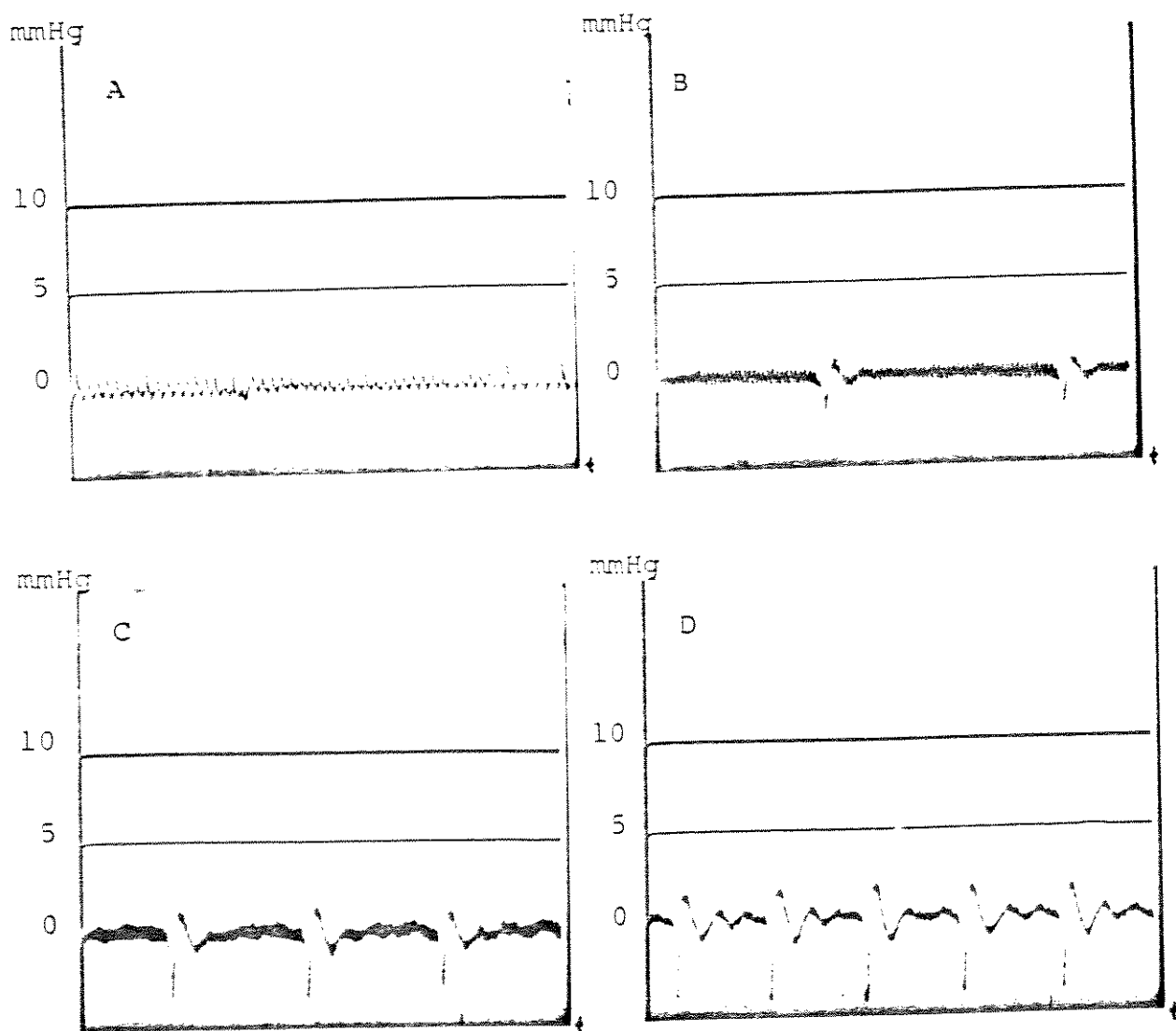


Gráfico 3.11

Curvas de pressão
vazão: a) 20 ml/h, b) 40 ml/h
c) 70 ml/h, d) 99 ml/h
(pressão na saída: 0 mmHg)

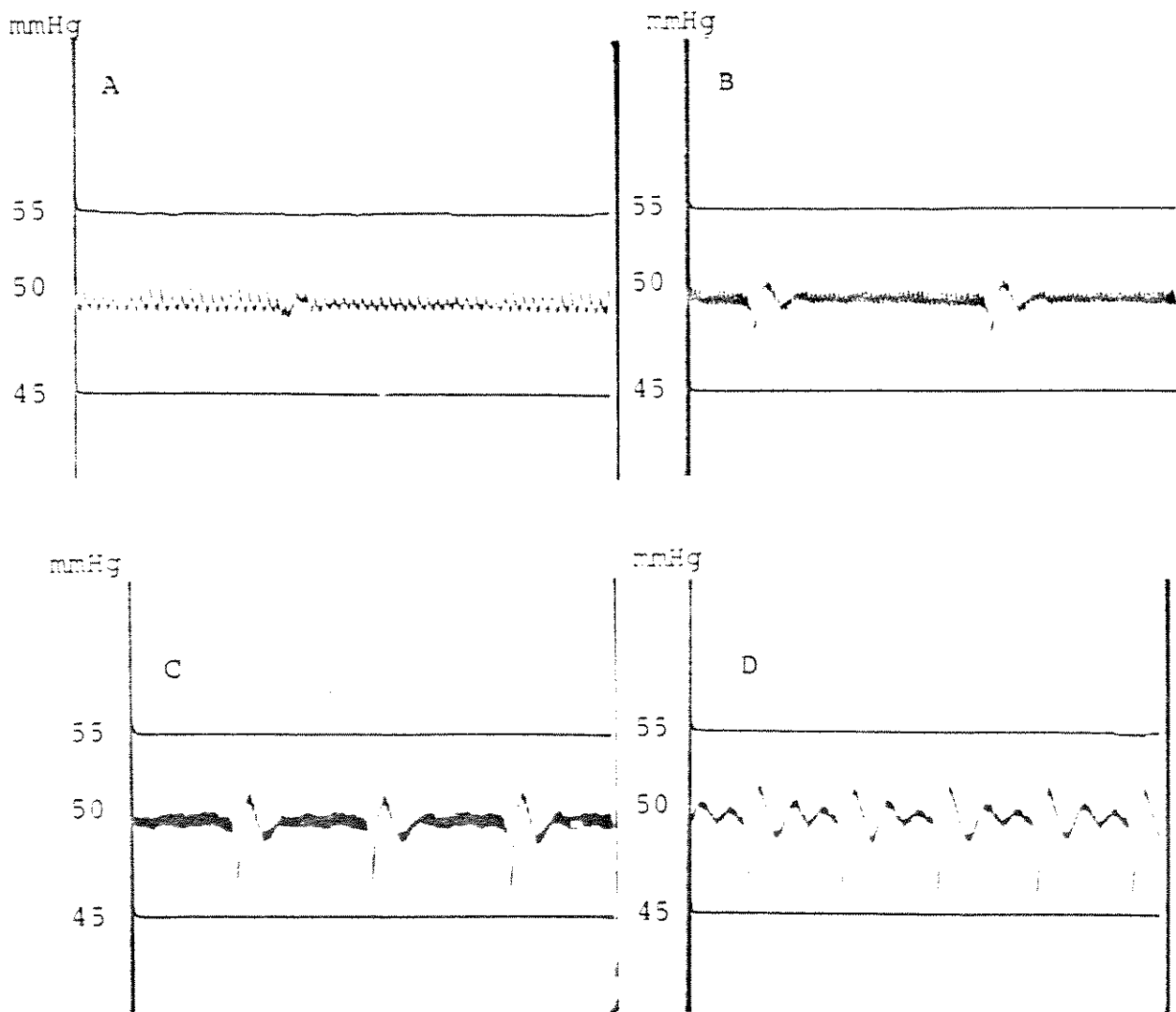


Gráfico 3.12

Curvas de pressão
 vazão: a) 20 ml/h, b) 40 ml/h
 c) 70 ml/h, d) 99 ml/h
 (pressão na saída: 50 mmHg)

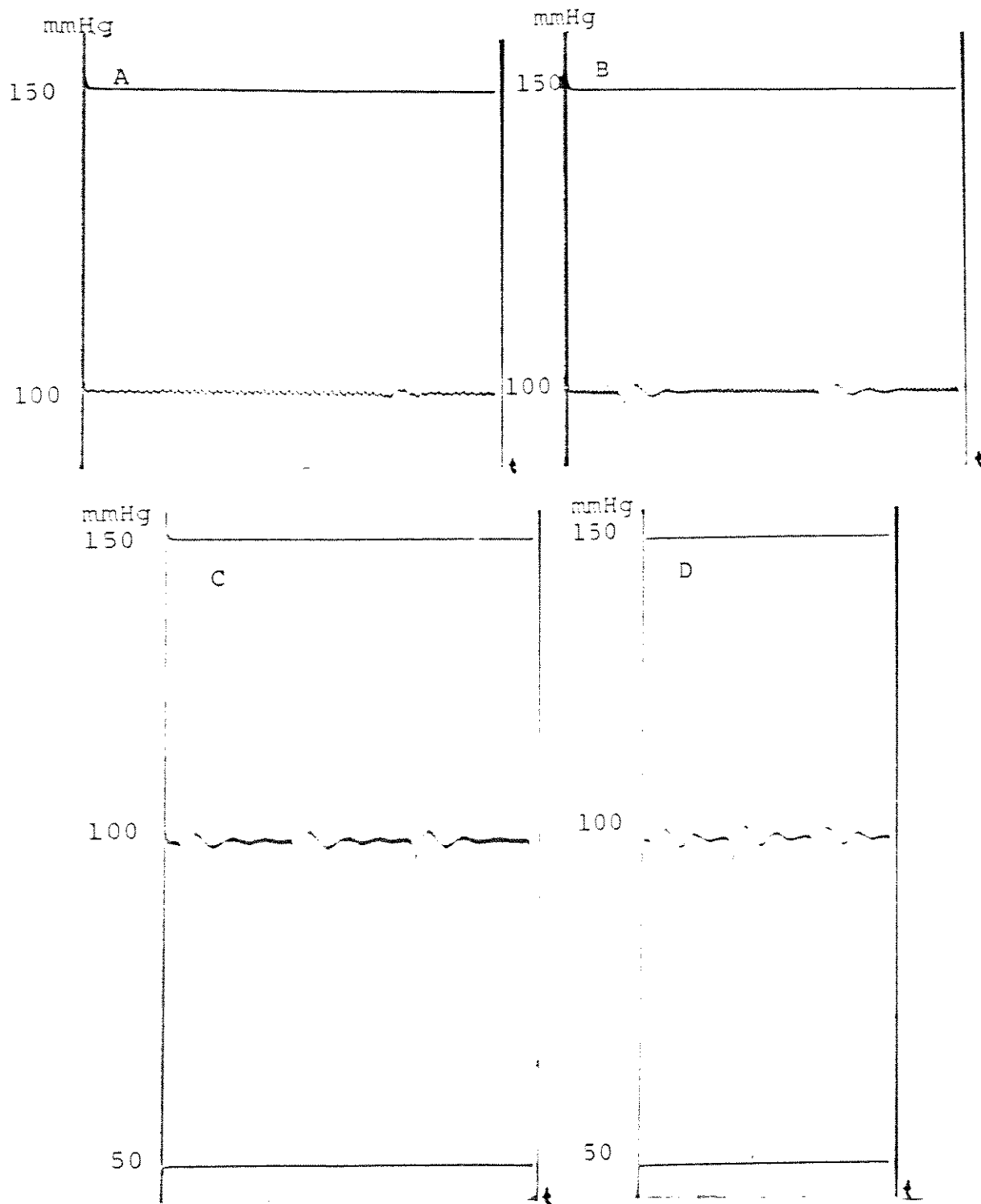


Gráfico 3.13

Curvas de pressão
vazão: a) 20 ml/h, b) 40 ml/h
c) 70 ml/h, d) 99 ml/h
(pressão na saída: 100 mmHg)

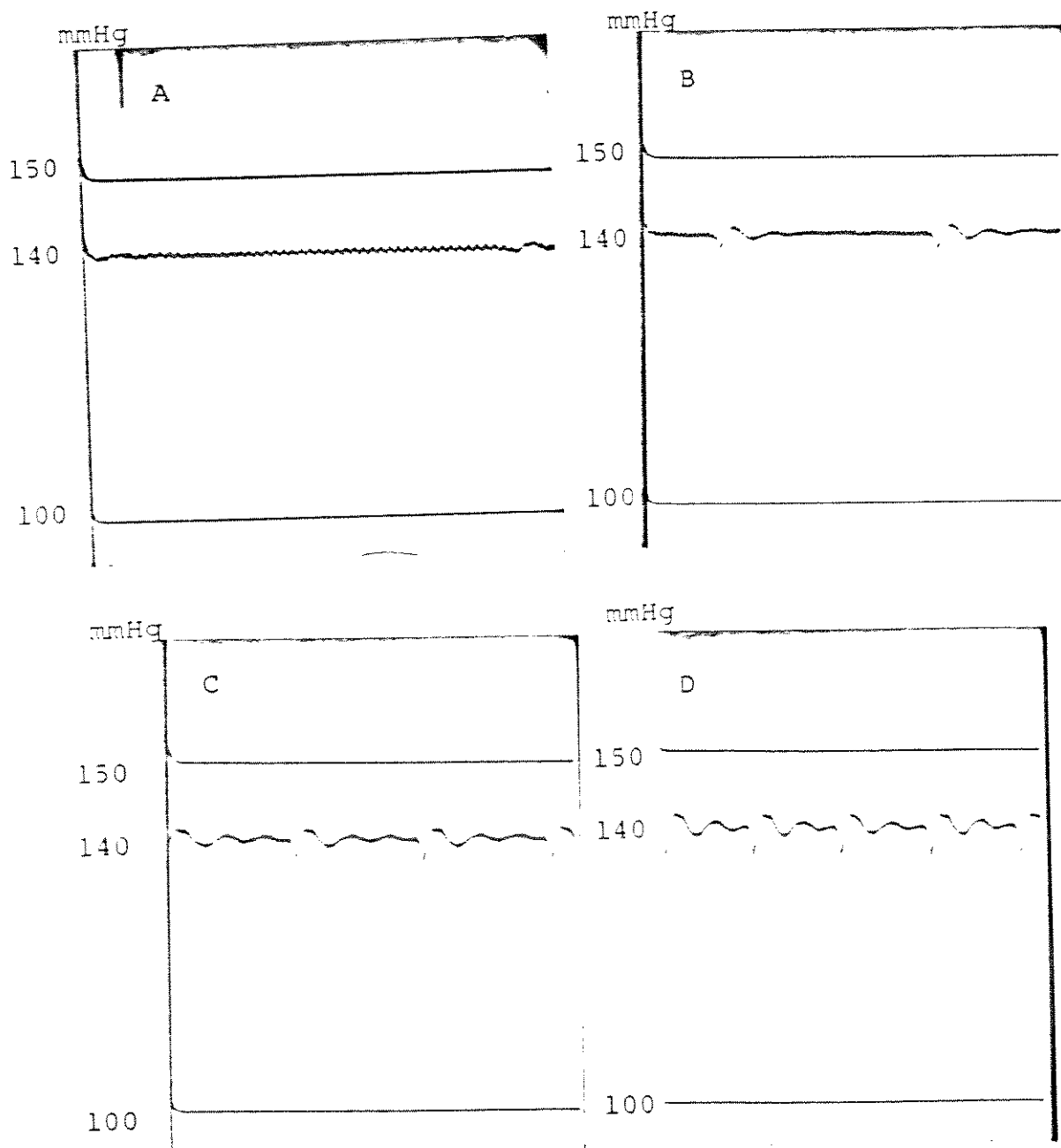


Gráfico 3.14

Curvas de pressão
vazão: a) 20 ml/h, b) 40 ml/h
c) 70 ml/h, d) 99 ml/h
(pressão na saída: 140 mmHg)

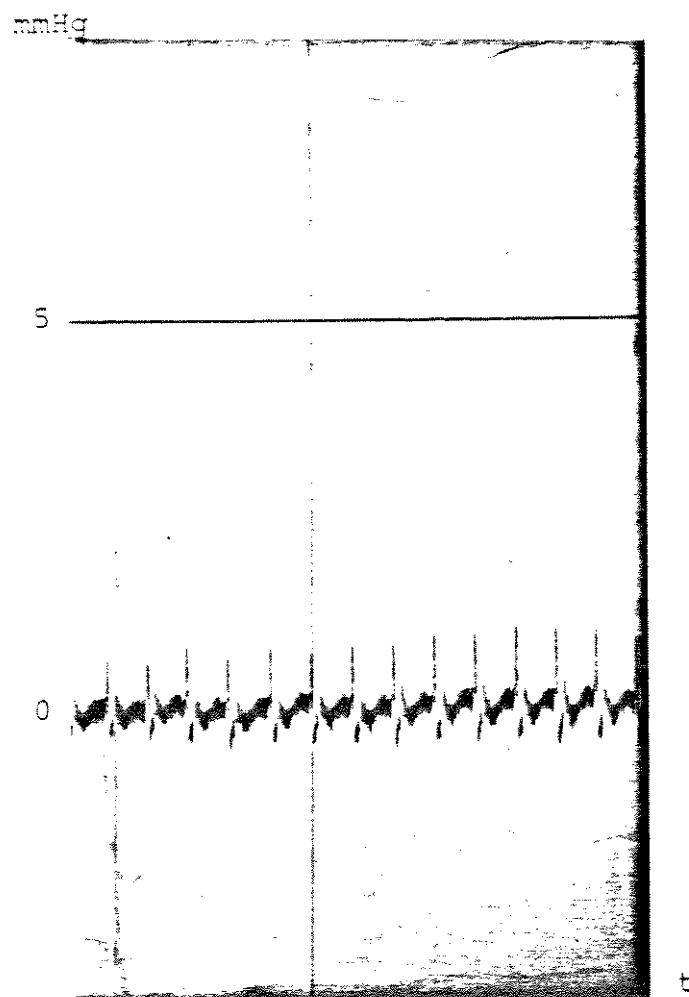


Gráfico 3.15

curvas de pressão, ilustração do passo do motor
(pressão na saída: 0 mmHg)
(escala de tempo expandida)

3.8- Comparação entre bombas

Na indústria nacional dispõe-se de poucos fabricantes de equipamentos de infusão (todas bombas peristálticas rotativas: Lifemed, BBraun e Samtronic). Já na indústria internacional, encontra-se vários tipos de equipamentos com vários modelos diferentes.

Para comparar o comportamento dos vários equipamentos, seria necessário dispor-se dos mesmos por um período não inferior a uma semana, devido à demora de alguns testes.

Para os equipamentos importados isto foi impossível, levando a comparação a ser realizada somente com dados de catálogos.

Para os equipamentos nacionais conseguiu-se utilizar somente a Bomba Lifemed, modelo FARS 600 durante o tempo necessário. Os resultados obtidos foram apresentados nos itens anteriores.

A Bomba de Infusão BBraun modelo Nutrimat EP 20, ficou disponível para comparação somente por algumas horas (estava em demonstração no hospital), o que limitou a quantidade de testes, tendo sido realizado apenas o teste "Vazão em função do tempo" durante o período de 3 horas e o teste de pressão máxima contrária antes de ocorrer refluxo (130 mmHg contra 300 mmHg do protótipo desenvolvido). Os resultados são apresentados na tabela 3.11 e nos gráficos 3.16a e 3.16b.

A partir dos dados montou-se o gráfico 3.17 para comparar o comportamento dos três equipamentos durante 3 horas de uso. Observa-se a semelhança de desempenho.

Para ter-se uma visão comparativa geral (dentro das limitações de dados disponíveis), montou-se uma tabela com dados gerais normalmente encontrados em catálogos (tabela 3.12).

Através desta tabela pode-se observar a vantagem do preço (do equipamento e no mercado nacional), tamanho, e pressão de oclusão e desvantagem na faixa de valores de vazão e alarmes do protótipo em relação às demais bombas. As desvantagens expostas estão ligadas diretamente a simplicidade e preço do equipamento desenvolvido.

Para facilitar a compreensão do funcionamento da parte mecânica, é apresentado no Apêndice C, um modelo elétrico equivalente.

TEMPO	ml/h	% Erro	TEMPO	ml/h	% Erro
(minutos)	(medido)		(minutos)	(medido)	
0	62,74	0,00	100	60,87	-2,98
10	62,18	-0,89	110	60,82	-3,06
20	61,91	-1,32	120	60,77	-3,14
30	61,86	-1,40	130	60,72	-3,22
40	61,79	-1,51	140	60,68	-3,28
50	61,55	-1,90	150	60,65	-3,33
60	61,37	-2,18	160	60,60	-3,41
70	61,19	-2,47	170	60,56	-3,47
80	61,07	-2,66	180	60,50	-3,57
90	60,95	-2,85			

Tabela 3.11

Variação da vazão com o Tempo
(Bomba BBraun, modelo EP 20)

Curva Vazão X Tempo (EP 20) (vazão fixada em 60 ml/h)

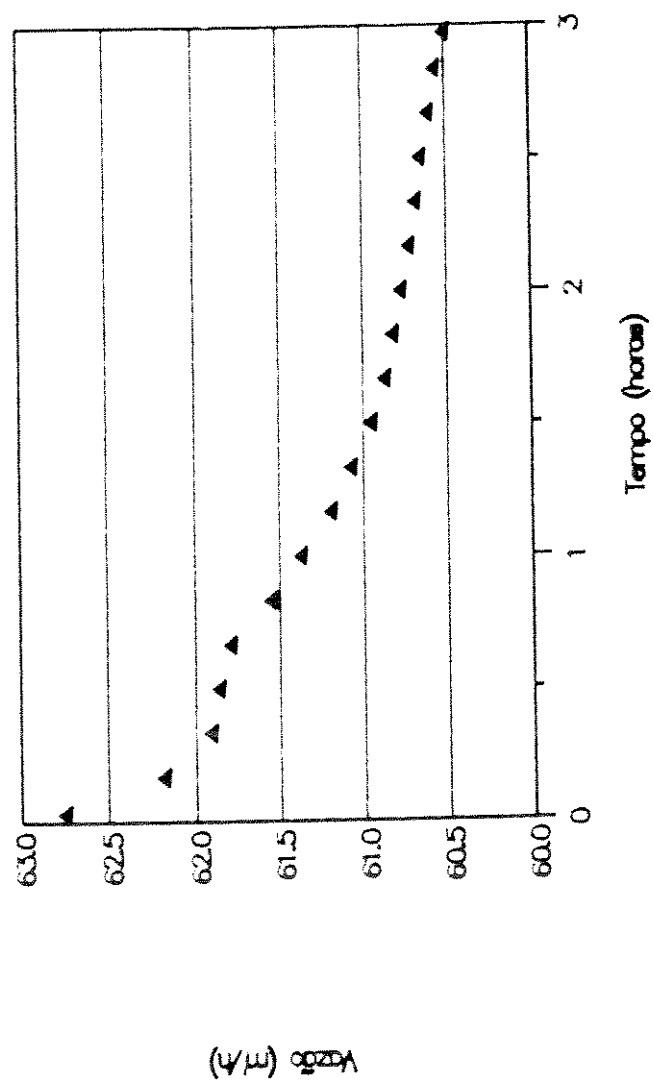


Gráfico 3.16a

Vazão X Tempo (3h)
(Bomba BBraun, modelo EP 20)

Curva % Erro X Tempo (EP 20) (vazão fixada em 60 ml/h)

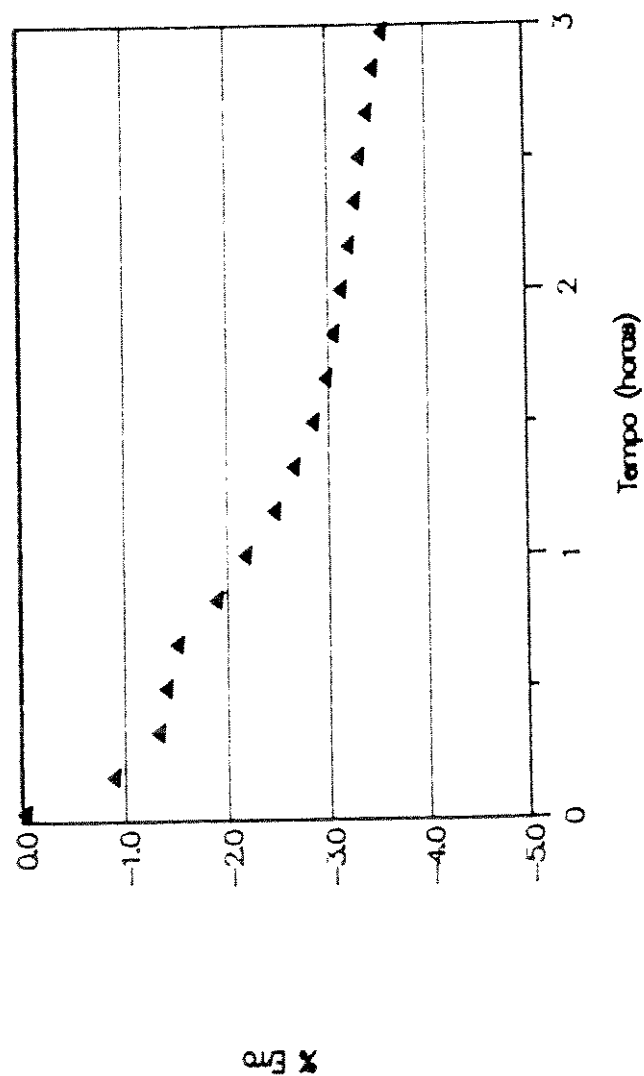


Gráfico 3.16b

Erro (%) versus Tempo
(Bomba BBraun, modelo EP 20)

Curva % Erro X Tempo (comparação entre Bombas similares)

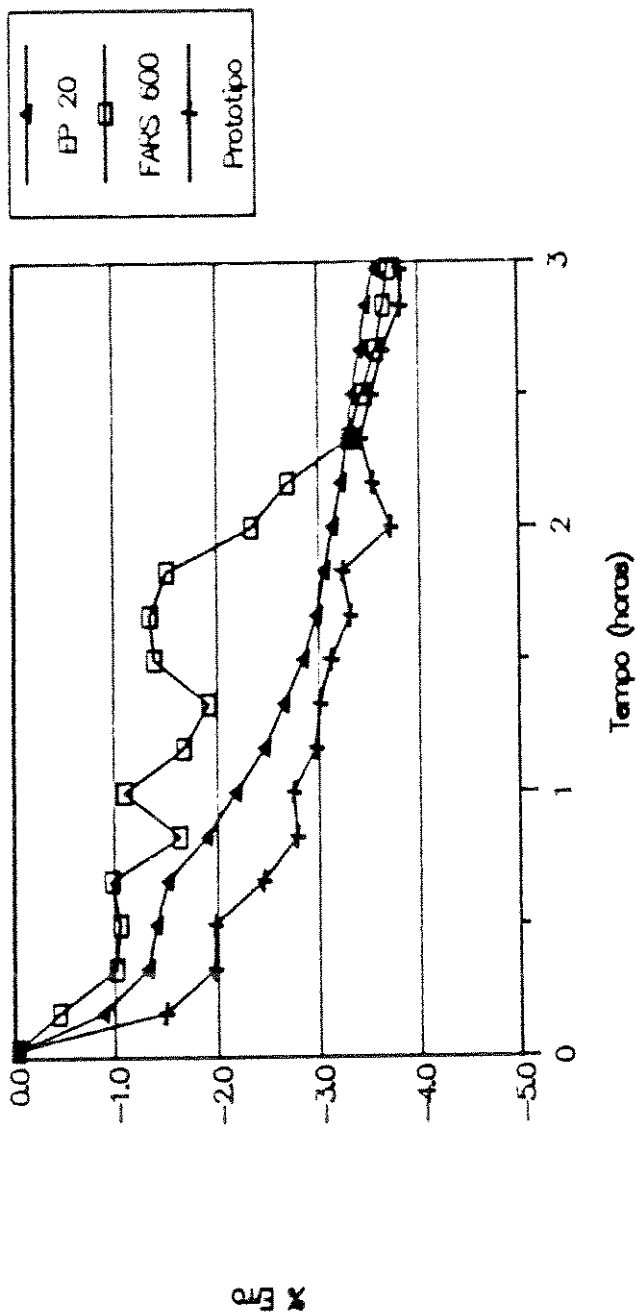


Gráfico 3.17

Comparação de desempenho
(Bombas: BBraun, Lifemed e Protótipo desenvolvido)

	Prodotto	Lifescan mod 1805-000	Biotan Modelo EP 20	Sanitonic Modelo 520	Fedukin Modelo 707	Valleylab Modelo 7000	simplycity	SK 1000	Fluopad Modelo 0006
Dimensões (cm)	9,5 X 15 X 5,5	11 X 20 X 10		11,0 X 10 X 25,5	11,0 X 10 X 9	17,1 X 26,7 X 10	17,8 X 20,3 X 15,3	13,2 X 24,2 X 16,3	17,8 X 31,8 X 19
Peso (g)	800	3 200	-	-	1 370	4 950	4 500	4 720	4 950
Faixa (ml/h)	1 - 99	1 - 399	1 - 399	1 - 299	1 - 999	0,1 - 699,9	1 - 999	1 - 999	1 - 499
Incremento	1 ml	1 ml	1 ml	1 ml	1 ml	0,1 ml	1 ml	1 ml	1 ml
Precisão	±/- 4%	-	-	-	-	±/- 2%	-	±/- 2%	±/- 4%
Pressão/oxi	300 mmHg	110 mmHg	135 mmHg	-	-	775 mmHg	982 mmHg	517 mmHg	1 376 mmHg
Tempo/bater	2 horas	2 horas	4 horas	não tem	não tem	7 horas	6 horas	10 horas	5 horas
Preço (US\$)	9500	80000	1 25000	1 10000	-	-	1 195	1 695	2 945
Alarmer	Ar na linha fim de fluido bateria	totalizador Nível Bateria	Obstrução Fluxo Continuo fim de infusão falha de energia Bateria Operação errada	Infusão Completa Presilha fechada Obstrução tubo diluído Sensor deslocado	não tem	Obstrução (pac) Obstrução (res) Ar na linha falha do sistema NÃO infundindo	Bateria Infusão completa alarme geral	Ar na linha Obstrução Infusão Completa Bateria	Ar na linha Obstrução Bateria Defeito geral

Obs1: * - Preço CIF
** - Preço CIF com contrato de compra exclusiva de equipamentos
Doméstico, preço FOB

Obs2: Preço CIF e Preço FOB e taxa de importação e frete e seguro

Tabela 3.12
Comparação entre diversas bombas

Capítulo 4- Conclusão e Comentários

Verificou-se, a partir dos resultados dos testes e da comparação com outras bombas de infusão da mesma categoria (peristáltica rotativa), que o protótipo correspondeu ao objetivo inicial deste trabalho.

Por ser de fácil manuseio, pode ser operado por pessoas sem muita experiência.

Seu desempenho se mostrou bastante satisfatório, garantindo a confiabilidade em praticamente todas as situações de uso normal.

Com a utilização de circuitos eletrônicos simples e acoplamentos mecânicos diretos, conseguiu-se baixo custo de produção e diminuição sensível do tamanho.

Observou-se, porém, com a utilização sistemática em ambiente hospitalar a necessidade de algumas modificações para ampliar a abrangência de aplicações.

A primeira mudança seria estender a vazão de 99 ml/h (máxima) para 199 ml/h, para possibilitar a utilização da bomba em infusões mais rápidas.

Outra modificação consistiria na adaptação do sensor de bolhas para a utilização de fluidos opacos (sangue e algumas soluções parenterais) que no circuito atual aciona o alarme e interrompe a infusão através da comparação da tensão vinda do sensor com uma referência. Esta adaptação se resume em fazer esta detecção entre duas referências, uma superior e outra inferior, detectando somente a passagem de ar.

Em uma visão mais a longo prazo poder-se-ia acoplar, também, uma programação de infusão em tempo e/ou quantidade. Embora isto não acarrete mudanças na parte mecânica, a parte eletrônica deverá ser sensivelmente modificada (sendo no caso preferível a utilização de microcontroladores).

Apêndice A - Formulário para caracterização mecânica de um motor de passo⁹.

Unidades usadas

Comprimento	- L - cm	- Centímetros
Massa	- M - kg	- Kilogramas
Força	- F - N	- Newtons
Torque	- T - Ncm	- Newtons x centímetros
Momento de Inércia- J	- Kgcm ²	- Kilograma x centímetro ²
Tempo	- t - s	- Segundos
Velocidade	- v - p/s	- Passos por segundo

Momento de Inércia de um sólido

Para um disco:

$$J = \frac{M \cdot r^2}{2} \quad \text{onde } r \text{ é o raio do disco (cm)}$$

Para um cilindro oco:

$$J = \frac{M}{2} \cdot (r_1^2 + r_2^2)$$

Torque:

$$T \text{ (N.cm)} = F \text{ (N)} \cdot \text{raio (cm)}$$

Torque para acelerar uma carga inercial com rampa de aceleração.

$$T = \frac{J \cdot \alpha}{100}$$

onde α é a aceleração angular em radianos/s²

$$\alpha = \frac{\Delta v \text{ (passos/s)}}{\Delta t \text{ (s)}} \cdot \frac{2 \pi}{\text{passos/revolução}}$$

$$\text{logo: } T = \frac{J}{100} \cdot \frac{\Delta v}{\Delta t} \cdot \frac{2 \pi}{p/r}$$

Como normalmente na partida $v_0 = 0$ e $t_0 = 0$ temos:

$$T = \frac{J}{50} \cdot \frac{v}{t} \cdot \frac{\pi}{p/r}$$

onde:

T = Torque que o motor precisa ter ao longo de toda a rampa de aceleração.

J = Momento de Inércia da carga, inclusive a do próprio rotor do motor.

v = Velocidade final da rampa de aceleração.

t = Tempo da rampa de aceleração.

p/r = Número de passos por revolução do motor.

Torque para acelerar uma carga inercial sem rampa de aceleração.

No caso de não possuir rampa de aceleração, o rotor pode atrasar-se no máximo 180° elétricos em relação à comutação das fases do estator.

Isto representa:

- 2 passos em um motor de 200 passos/revolução.
- 5 passos em um motor de 500 passos/revolução.
- 10 passos em um motor de 1000 passos/revolução.

Chamando de "a" este atraso, temos:

Se o motor vai de zero passos/s a v passos/s, o tempo de atraso será a/v segundos.

Desta forma a equação de torque sem rampa de aceleração fica:

$$T = \frac{J}{50} \cdot \frac{v^2}{a} \cdot \frac{\pi}{p/r}$$

onde a = número de passos que o motor pode atrasar.

Carga refletida quando usadas engrenagens, polias e fusos.

Engrenagens:

$$\text{Relação de transmissão} - RT = \frac{\text{revol. do eixo do motor}}{\text{revol. do eixo da carga}}$$

$$\text{Torque requerido do motor} - T = \frac{\text{Torque da carga}}{RT}$$

$$\text{Inércia refletida do motor} - J = \frac{\text{Inércia da carga}}{RT^2}$$

Polia e correia transportadora:

$$\text{Torque requerido do motor} = (\text{F. mover carga} + \text{F. mover correia}) \times \text{raio da polia}$$

$$\text{Inércia refletida} = (\text{Massa da carga} + \text{massa da correia}) \times \text{raio da polia}$$

Fuso e Porca:

$$\text{Força axial} - Fa = \frac{20\pi \cdot T \cdot \text{eficiência}}{\text{passo (mm)}}$$

$$\text{Veloc. linear (mm/s)} - Vl = \frac{\text{passos/s}}{\text{passos/rev.}} \cdot \text{passo (fuso)}$$

Nota: Porcas de esferas recirculantes geralmente apresentam eficiência de 85% a 95%.

Porcas com rosca quadrada ou trapezoidal ficam geralmente entre 35% e 45%, mas podem chegar a 85% em alguns casos.

$$\text{Inércia refletida} - J_r = M \cdot \frac{\text{passos do fuso}^2}{100} \cdot \frac{1}{(2\pi)^2}$$

Apêndice B- Dados comparativos de Sistemas de Infusão¹⁹

B.1- Controladore Não Volumétricos

Life Care 1000	IMED 350	IVAC 230	Flo-Gard 3000
size: 6.5" w x 9.5" x 6" d / 9 lb	size: 5" w x 9.8" h x 4.5" d / 7 lb	size: 4" w x 9" h x 7" d / 10.5 lb	size: 2" w x 7.5" h x 5" d / 4.5 lb
rate range: 5-99 gtt/min	rate range: 1-99 gtt/min	rate range: 1-69 gtt/min	rate range: 2-99 gtt/min
increments: drops	increments: drops	increments: drops	increments: drops
accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%
max occlusion pressure: gravity	max occlusion pressure: gravity	max occlusion pressure: gravity	max occlusion pressure: gravity
list price\$: \$1935/standard set	list price\$: \$1580/standard set	list price\$: \$1395/standard set	list price\$: \$1495/standard set
battery life: 8 hr at 31 gtt/min	battery life: 10 hr	battery life: 4 hr	battery life: 5 hr
settings: rate(l)	settings: rate(d)	settings: rate (d)	settings: rate (l)
KVO when IV complete: n/a	KVO when IV complete: n/a	KVO when IV complete: n/a	KVO when IV complete: n/a
displays*: alarm messages FLOW, LOW BATTERY (30 min left), MALFUNCTION RESET (left in reset position).	displays*: numerical alarm messages 0 (rate not set or set not inserted correctly), 1-3 (piggyback alarms), 4 (low flow), 5 (low battery-1 hr left), 6 (occlusion or empty bottle), 7 (battery discharged), 8 (test display), 9 (malfunction)	displays*: general alarm indicator.	displays*: alarm indicators Flow Alarm, Device Alarm (malfunction), Battery Low (15 min left).
remarks: Sensor positions on drip chamber flange to keep from sliding and to properly position optical path. Must troubleshoot to determine cause of flow problem.	remarks: Flow status indicator alerts nurse to increasing back pressure prior to alarm. Has receptacle and cable for piggyback controller.	remarks: Flow status lamp identifies increasing back pressure prior to alarm. Must troubleshoot to determine cause of alarm light empty container? drop sensor out of position? occlusion? discharged battery?	remarks: Must troubleshoot to determine cause of flow alarm too fast? too slow? occlusion? empty container?
manufacturer: Abbott/Shaw N. Chicago, Ill	manufacturer: IMED Corporation San Diego, Calif	manufacturer: IVAC Corporation San Diego, Calif	manufacturer: Travenol Laboratories, Inc Deerfield, Ill.

B.2- Controladores Volumétricos

Ratecon	FloControl	IVAC 260
size: 7" w x 5.5" h x 3.5" d / 2.6 lb	size: 10" w x 5" h x 3" d / 5 lb	size: 5" w x 11.5" h x 7.4" d / 13 lb
rate range: 1-400 ml/hr	rate range: 5-499 ml/hr	rate range: 1-299 ml/hr
increments: 1 ml	increments: 1 ml	increments: 1 ml
accuracy: ± 5%	accuracy: ± 2% (± 5% for blood)	accuracy: no claim
max occlusion pressure: gravity	max occlusion pressure: gravity	max occlusion pressure: gravity
list price [†] : \$1380/special set \$4	list price [†] : \$975/special set \$3	list price [†] : \$1595/special set \$3
battery life: 2 mo at 400 ml/hr	battery life: 40 hr at 125 ml/hr	battery life: 6 hr
settings: rate (U), fluid type code (U), VTBI (U), infusion time (U)	settings: rate (U), VTBI (U)	settings: rate (U), fluid type (U)
KVO when IV complete: 3 ml/hr	KVO when IV complete: 5 ml/hr	KVO when IV complete: no
displays*: alarm indicators: End (infusion complete), Flow, Door (open), Battery (2 wk left).	displays*: alarm messages: 005 ML/hr (infusion complete), RATE VARIATION (occlusion or not enough head pressure), AIR IN LINE, DOOR OPEN, LOW BATTERY (1 hr left), FREE FLOW.	displays*: alarm messages: CHECK BOTTLE-CLAMP OCCLUSION (slow occlusion, e.g., clogged filter or infiltration), CHECK BOTTLE CLAMP OCCLUSION (sudden occlusion, e.g., closed clamp), RATE-000 FLOW TOO FAST, FLOW SENSOR (not on), TIME OUT (on hold over 2 min), FIX ME (malfunction). set up prompts: LOAD SET, CLOSE LATCH, POSITION FLOW SENSOR, CLOSE CLAMP, SET RATE, SET TYPE, START.
remarks: No cord; operates on 4-C batteries only. Enter one of 4 fluid codes: aqueous solution, TPN, nonsoluble vitamins, blood/blood products. Introducing new model that prevents free flow when set removed.	manufacturer: DNA Medical Inc Salt Lake City, UT.	remarks: Color-coded flow indicator shows increasing resistance. Retains volume infused in memory after shut off.
manufacturer: Anastro Corporation San Jose, Calif.	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; margin: 5px;"> <p>— touch setting d—dial or thumbwheel setting p—push or press button VTBI—volume to be infused VI—volume infused na—not applicable * all capital letters = word display; initial capital = indicator light † Prices are approximate</p> </div>	manufacturer: IVAC Corporation San Diego, Calif.

B.3- Bombas volumétricas (Pistão-cilindro ou diafragma)

IMED 960	Infu-Check (Model 1500)	Flo-Gard 8000	Infutrol 6000
size: 11.5" w x 11.2" x 5.8" d / 16 lb	size: 4.1" w x 13.5" h x 7.4" d / 11 lb	size: 7.9" w x 11.8" h x 7.9" d / 12 lb	size: 8.8" w x 9.3" h x 5.9" d / 9 lb
rate range: 1-999 ml/hr (micro 965: 0.1-99.9)	rate range: 1-999 ml/hr	rate range: 1-999 ml/hr	rate range: 1-499 ml/hr (Miniflo model: 1-99.9)
increments: 1 ml (965: 0.1 ml)	increments: 1 ml	increments: 1 ml	increments: 1 ml (Miniflo: 0.1 ml)
accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%	accuracy: ± 4%
max occlusion pressure: 25 psi (1292.5 mm Hg)	max occlusion pressure: 25 psi (1292.5 mm Hg)	max occlusion pressure: 5 psi (258.5 mm Hg) over first-stroke pressure	max occlusion pressure: 5-15 psi (258.5-775.5 mm Hg)
list price(s): \$2690/special set \$6	list price(s): \$1800/special set \$5	list price(s): \$2495/special set \$7	list price(s): \$2095/special set \$4
battery life: 18 hr at 125 ml/hr	battery life: 5 hr	battery life: 4 hr at 125 ml/hr	battery life: 10 hr at 125 ml/hr (Miniflo: 10 hr at 99.9 ml/hr)
settings: rate(d), VTBI(d), reset VI to clear(p)	settings: rate(d), volume limit(d), reset to clear VI(p)	settings: rate(d), optional dose volume(t), clear VI(t)	settings: rate(d), VTBI(p), reset to clear VI(p)
KVO when IV complete: 1 ml/hr (965: 0.1 ml/hr)	KVO when IV complete: 5 ml/hr	KVO when IV complete: 5 ml/hr	KVO when IV complete: 1 ml/hr
displays*: volume infused <i>alarm messages:</i> AIR IN LINE OCCLUSION INFUSION COMPLETE LOW BATTERY (1 hr left) DOOF OPEN MALFUNCTION <i>set up prompts:</i> RATE NOT OK (purge button pressed during pumping), RATE OK (rate not set), SET OK VOLUME (volume not cleared) SET VOLUME (volume not set) NOT OPERATING (pump set up and not started).	displays*: <i>alarm messages:</i> CHECK BOTTLE FILL SENSOR-CLAMP (no flow during fill or excess flow during pause), CHECK-CLAMP BOTTLE (bottle side flow restriction), CHECK-CLAMP FILL SENSOR BOTTLE (flow detected during pause), OCCLUDED (pi side), LOW BATT (no time left), RATE = OK (rate not set), INFUSION COMPLETE KVO, DOOF (opened), FIX ME (malfunction). <i>set up prompts:</i> LOAD SET-CLOSE DOOR POSITION AIR DETECTOR SET RATE SET VOLUME LIMIT START	displays*: dose delivered (optional) VI (t), <i>alarm messages:</i> DOSE END KVO, LOW FLOW KVO (bottle side problem), OCCLUDED (pi side), BATT LOW (30 min left), NO DRP SENS (drip sensor not attached), STOPPED (on hold over 5 min), RATE = OK (rate not set), HI FLOW, CASSETTE (improperly loaded). <i>set up prompts:</i> CLR VOL? SET RATE (if dose pressed on, pump will say SET DOSE, PUSH RUN operating mode PUMPING	displays*: volume infused <i>alarm indicators:</i> Cassette Not in Place, KVO 1 ml/hr, Distal Side Occlusion, Empty Bottle, Air in System, Low Battery (15 min left), Internal System Failure.
remarks: Continuous display of volume infused.	remarks: Optional air-in-line detector.	remarks: Instead of preset occlusion pressure, device senses initial pressure and alarms if pressure increases more than 5 psi. No free flow when set removed.	remarks: Blue ball in drip chamber closes line to prevent air entry when bottle empty.
manufacturer: IMED Corporation San Diego, Calif.	manufacturer: IVAC Corporation San Diego, Calif.	manufacturer: Travenol Laboratories, Inc. Deerfield, Ill.	manufacturer: Valleylab, Inc. Boulder, Colo.

Life Care Model 3	Guardian 100	IMED 928
size: 9" w x 11" h x 8" d / 14 lb	size: 6.7" w x 9" h x 6.7" d / 8 lb	size: 7" w x 14" h x 7" d / 13 lb
rate range: 1-999 ml/hr	rate range: 1-999 ml/hr (micro model: 0.1-99.9)	rate range: 1-799 ml/hr (model 922, 927; 1-299 ml/hr; 929, 1-999 in manual mode, 1-1599 in computer mode)
increments: 1 ml	increments: 1 ml (micro model: 0.1 ml)	increments: 1 ml
accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%	accuracy: ± 2%
max occlusion pressure: 15 ± 5 psi (775.5 ± 258.5 mm Hg)	max occlusion pressure: user sets at 4 or 9 psi (206.8 or 465.3 mm Hg)	max occlusion pressure: 10-25 psi (517-1292.5 mm Hg)
list price[‡]: \$2000 / special set \$9	list price[‡]: \$1800 / special set \$3	list price[‡]: \$2000 / special set \$6
battery life: 8 hr at 125 ml/hr	battery life: 8 hr at 125 ml/hr	battery life: 15 hr at 299 ml/hr
settings: rate (d), optional dose limit (d), clear VI (t)	settings: rate (d), VTBI (d), clear VI (p)	settings: rate (d), VTBI (d)
KVO when IV complete: 4 ml/hr	KVO when IV complete: 1 ml/hr	KVO when IV complete: 1 ml/hr
displays*: volume infused, dose delivered (optional), alarm messages: BATTERY LOW (30 min left), DOSE COMPLETE, KVO FLOW AND KVO (rate problem), FLOW AND DET INOP (flow detector disconnected), OCCLUSION (pt side), MALFUNCTION operating messages: OPERATING, RESET (left on hold), BATTERY (on), DOSE LIMIT (set)	displays*: volume infused, alarm indicators: Door Open, Back Pressure (occlusion), Set Up (improper), Low Battery (2 hr left), Empty Bag, Air IV Complete manufacturer: AVI Inc. St. Paul, Minn.	displays*: alarm indicators: Air in Line, Battery (1 hr left), Occlusion, Infusion Complete remarks: Other models: IMED 929 can be connected to and controlled by computer. IMED 922 can detect air in clear fluids only. VTBI decreases as volume infused, giving continuous display of volume remaining to be infused
remarks: Optional infiltration detector. Non-PVC set for nitroglycerin, available. Cassette designed to eliminate possibility of pumping air and to prevent free flow when removed	<div style="border: 1px solid black; padding: 5px; width: fit-content;"><p>*—flow setting —dose, or pump rate setting —pump or pressure output VTBI—volume to be infused VI—volume infused rate—ml/hr, pt side *—back pressure— —air display, or no display— indicator light ‡ Prices are approximate</p></div>	manufacturer: IMED Corporation San Diego, Calif.
manufacturer: Abbott/Shaw N. Chicago, Ill.		

B.4- Bombas Volumétricas (Peristáltica linear)

Accupro	Dependaflo	TVAC 380	Sigma 7000
size: 7" w x 8.5" h x 5" d / 12.5 lb	size: 5.7" w x 10" h x 6.5" d / 12.5 lb	size: 6" w x 11.5" h x 7.6" d / 14.5 lb	size: 3.5" w x 7.5" h x 7.5" d / 11 lb
rate range: 1-999 ml/hr	rate range: 1-499 ml/hr	rate range: 1-499 ml/hr	rate range: 0.2-999 ml/hr
increments: 1 ml	increments: 1 ml	increments: 1 ml	increments: 4 ml to 100 ml then 1 ml to 999 ml
accuracy: ± 4%	accuracy: ± 3%	accuracy: not yet available	accuracy: ± 3% for 24 hr, then ± 6%
max occlusion pressure: 15 psi (775.5 mm Hg)	max occlusion pressure: 14 psi (723.8 mm Hg)	max occlusion pressure: adjustable from 0.02-10 psi (10.34-917 mm Hg)	max occlusion pressure: user selectable 3-16 psi (155.1-775.5 mm Hg)
list price\$: \$2495/special set \$5	list price\$: \$1995/special set \$5	list price\$: \$2595/special set \$5	list price\$: \$1800/special set \$5
battery life: 5 hr at 150 ml/hr	battery life: 2.5 hr at 100 ml/hr	battery life: 7 hr at 125 ml/hr	battery life: 3 hr at 100 ml/hr
settings: rate (r), VTBI(r), infusion time (t)	settings: rate (p), VTBI(p), reset to clear VI (p)	settings: rate(r), VTBI(r), pressure(t)	settings: rate (r), VTBI (r)
KVO when IV complete: 3 ml/hr	KVO when IV complete: 1 ml/hr	KVO when IV complete: 5 ml/hr	KVO when IV complete: 0.2 ml/hr for settings under 1 ml, 1 ml/hr for higher settings
displays*: volume infused, alarm messages: INFUSION COMPLETE, DOOR (open), OCCLUSION, AIR LOW BATTERY (30 min left), MALFUNCTION	displays*: volume infused, volume remaining, alarm indicators, Air in Line Occlusion, Infusion Complete, High/Low Flow Rate, Battery Low (30 min left), Door Open.	displays*: pressure in mm Hg or cm H ₂ O alarm messages: BOTTLE/CLAMP (empty container or closed clamp), INFUSION COMPLETE, KVO, RATE-000 LOW BATT (no time left), FLOW-SENSOR (problem), OCCLUDED DOOR (open), SET OUT, TIME OUT (on hold over 2 min), FIX ME. set up prompts: LOAD SET, POSITION FLOW SENSOR-OPEN CLAMP, CLEAR VI, SET RATE	displays*: volume infused, alarm messages: INF COMP, LOW BATT (30 min left), AIR OCCL, H/L RATE (rate too high/low), WET SET (air or occlusion sensor to be dried), DOOR OPEN, set up prompts: SET RATE, SET VTBI, PUSH RUN.
remarks: Free flow possible when set removed, but not when door opened. Infusion time can be set.	remarks: Free flow possible when set removed, but not when door opened.	remarks: When READ PRES is touched, pump stops and displays pressure; user sets the max occlusion pressure. If machine is at the apex and a central line is in, the lowest pressure reading is the CVP.	remarks: Sigma 6000 takes standard tubing. Sigma 6002 and 7002 are dual channel pumps. Indefinite VI memory after machine shut off.
manufacturer: American McGaw Irvine, Calif	manufacturer: Cutter Laboratories, Inc. Berkeley, Calif	manufacturer: IVAC Corporation San Diego, Calif	manufacturer: Sigma Middleport, N.Y.

Apêndice C- Modelamento Elétrico

Para facilitar a compreensão do funcionamento da parte mecânica, propõe-se um modelo elétrico equivalente, baseado na divisão em trechos do sistema mecânico de infusão (figura C.1). Este modelo, apresentado na figura C.2 é um tanto simplista (sem muito aprofundamento teórico), porém serve para facilitar o entendimento. Neste modelo tem-se:

E_1 = Pressão Atmosférica ($\rho \cdot g \cdot h$).

$R_{1,2,3,4,5,6}$ = Resistência hidráulica total do fluido nos trechos 1, 2, 3, 4, 5 e 6.

$L_{1,2,3,4,5,6}$ = Inertância total da massa do fluido nos trechos 1, 2, 3, 4, 5 e 6.

$C_{1,2,3,4,5,6}$ = Compliância total da massa do fluido nos trechos 1, 2, 3, 4, 5 e 6.

I_1 = Fluxo produzido por um passo do motor.

E_2 = Pressão existente no local de aplicação da infusão.

Sendo $C_1 = C_6 \ll C_2 = C_3 = C_4 = C_5$

Para todos os trechos (1, 2, 3, 4, 5 e 6) R, L e C podem ser expressos conforme as equações abaixo⁸:

$$R = \frac{8 \cdot \eta \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

$$L = \frac{\rho \cdot l}{\pi \cdot r^2} \quad \text{onde:}$$

$$C = \frac{3 \pi \cdot r^3 \cdot l}{2 \epsilon \cdot \tau}$$

η = viscosidade do fluido
 r = raio do tubo
 l = comprimento do trecho
 ρ = densidade do fluido
 ϵ = elasticidade do tubo
 τ = espessura da parede do tubo

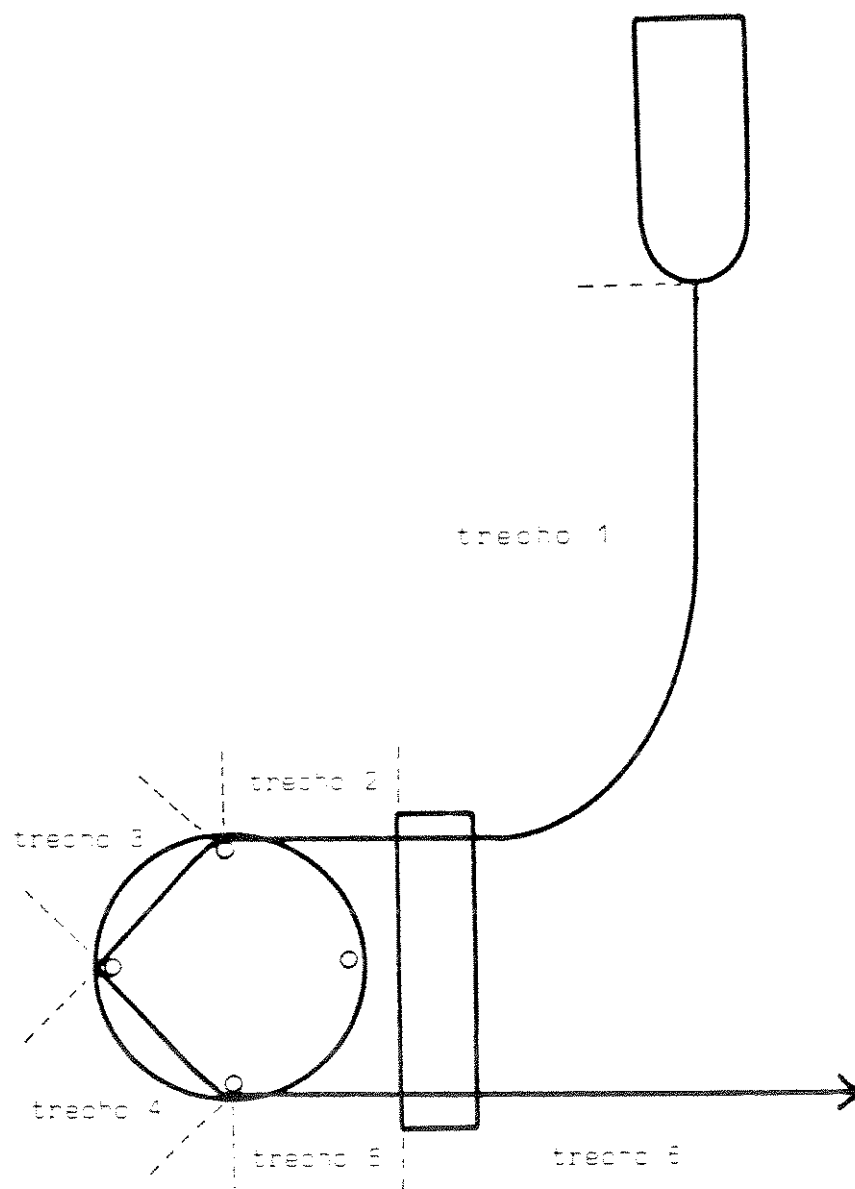


Figura C.1
Distribuição em trechos

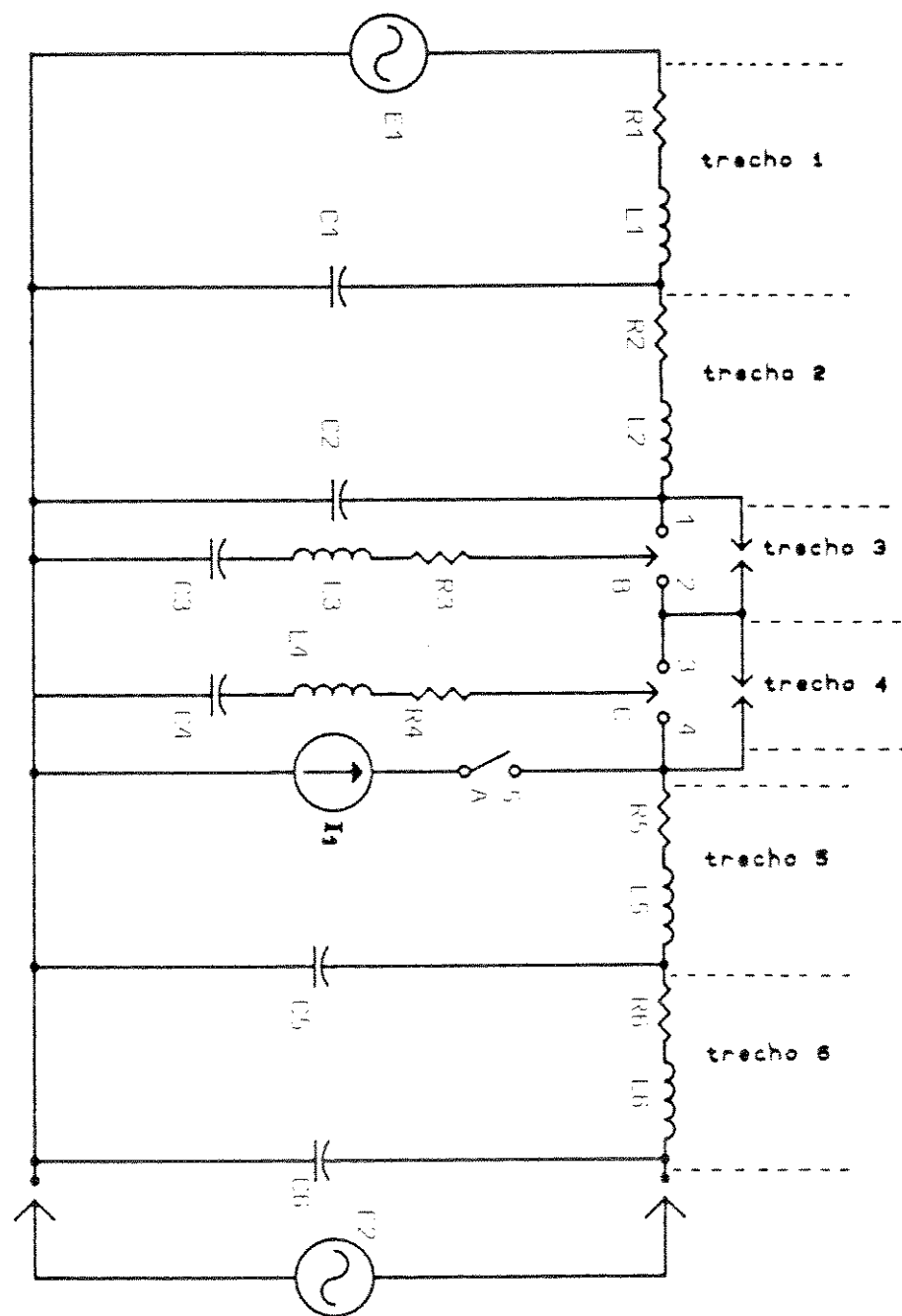


Figura C.2
Modelo Elétrico

Este modelo simplificado nos dá uma idéia do processo de infusão e dos fatores que a influenciam.

Através da sequência mecânica, responsável pelo deslocamento do fluido, vista na figura C.3a e C.3b, pode-se fazer as observações que se seguem:

Antes do rolete 1 colabar o segmento de silicone (figura C.3a), a altura do frasco de fluido irá exercer uma certa pressão traduzida em uma diferença de tensão (para o modelo elétrico), que carregará (proporcionalmente à altura do frasco) o capacitor C2.

Cada passo do motor se traduzirá no deslocamento momentâneo do polo do relé A para o contato 5 fazendo com que um pulso de corrente I1 circule pelos trechos 5 e 6 indo de encontro à corrente produzida por E2 (que dependerá da pressão no local de infusão).

No momento em que o rolete 1 colabar o segmento de silicone, o rolete 3 estará liberando o conteúdo do trecho 4 ao longo da linha adiante, ao mesmo tempo que o conteúdo do trecho 2 passará a ser o conteúdo do trecho 3, e este o conteúdo do trecho 4 (figura C.3b). Eletricamente tem-se o polo do relé B se deslocando para o contato 1 juntamente com o polo do relé C se deslocando para o contato 4. Logo em seguida o polo do relé B se desloca para o contato 2 e o polo do relé C se desloca para o contato 3, voltando ambos à posição de repouso (sem conexão). Este procedimento transfere a energia armazenada nos trechos envolvidos (2, 3, 4 e 5).

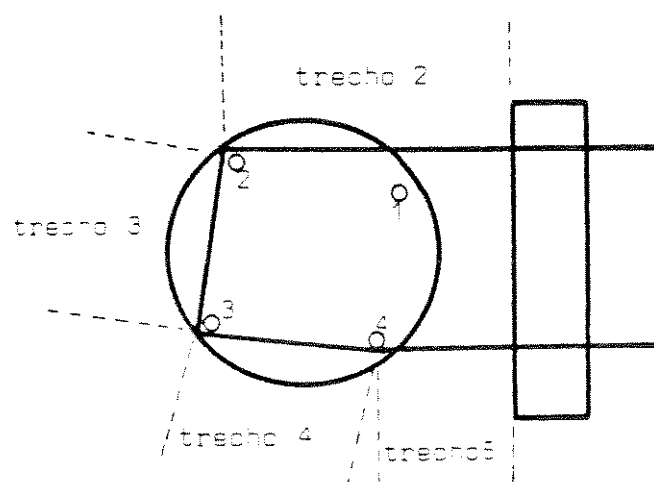


Figura C.3a
Posição inicial

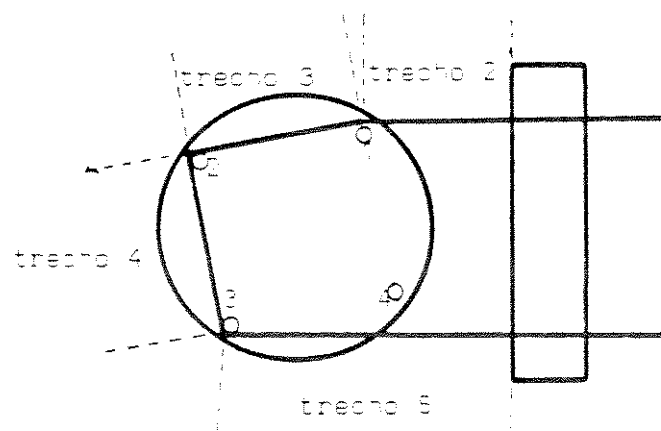


Figura C.3b
Transferência de conteúdos

Após 50 passos do motor (50 acionamentos do relé A), a situação se repetirá ocasionando novas transferências de conteúdo entre os trechos (no modelo elétrico haverá trocas de energia entre os trechos).

Esta repetição se dará após 50 passos porque uma volta completa do motor requer 200 passos ($360^{\circ}/1,8^{\circ}$) e como o rotor possui 4 roletes, o posicionamento dos roletes se repetirá após $200/4$ passos do motor.

Com este modelo pode-se chegar a conclusões semelhantes às encontradas no capítulo 3 (Testes).

Se a pressão exercida no local de aplicação aumentar excessivamente, haverá fluxo descontrolado (os roletes não conseguem manter colabado o segmento de silicone), que no modelo elétrico se traduzirá em uma perda de isolamento entre os contatos dos relés fazendo funcionar os "spark-gaps". No caso do protótipo esta pressão está em torno de 300 mmHg.

Com o aumento da altura do frasco de fluido (sem chegar ao limite de fluxo livre) aumenta-se E_1 e conseqüentemente a energia armazenada em C1. Com as transferências subseqüentes iremos aumentar a energia circulante que analogamente será o conteúdo de fluido infundido por unidade de tempo (vide tabelas 3.5 e 3.6 e gráficos 3.5a e 3.6a).

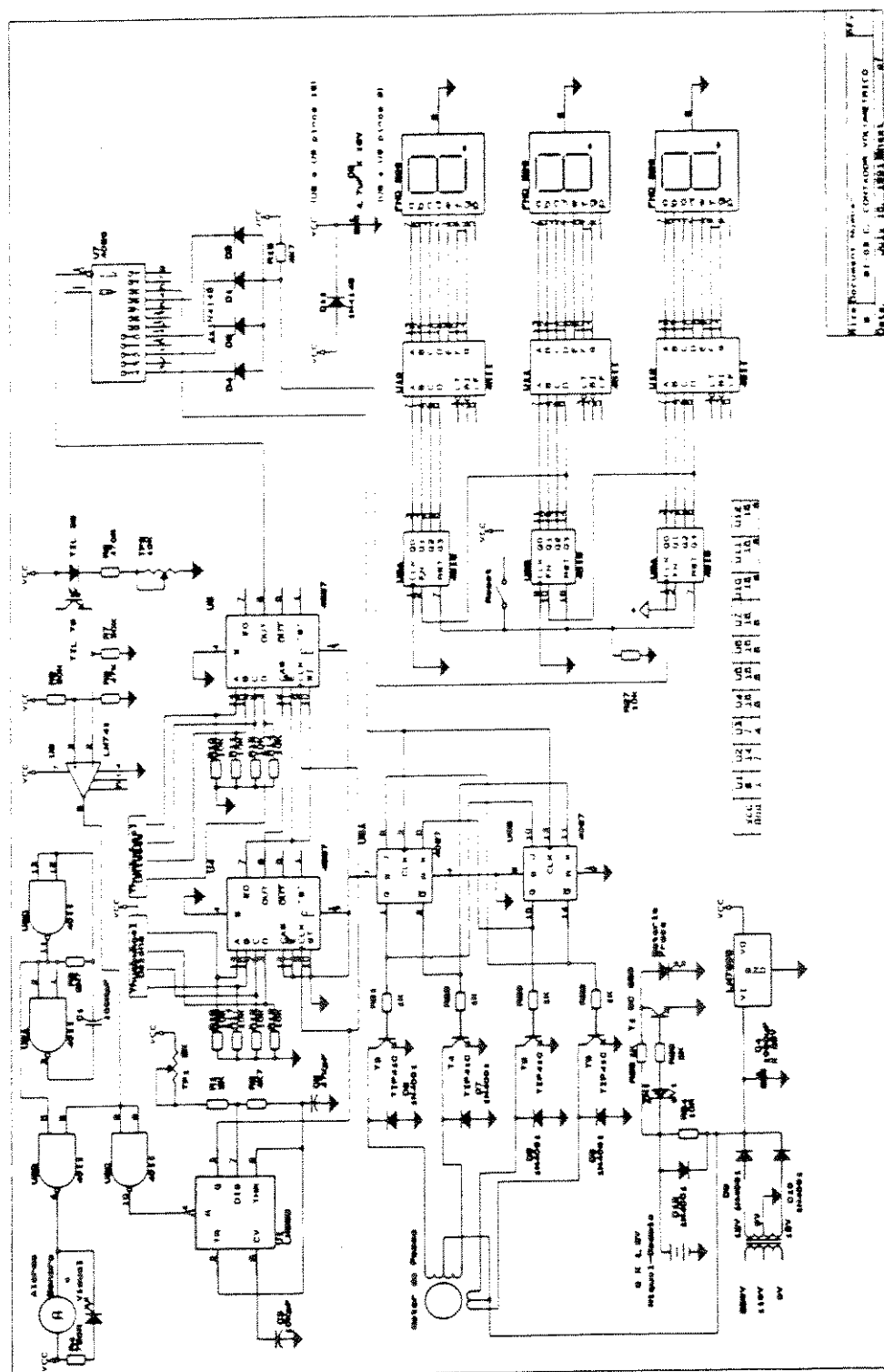
Já o aumento de E_2 , sem atingir o limite de fluxo livre, não modifica a energia circulante (pois se restringe aos trechos 5 e 6) o que conseqüentemente não influencia o conteúdo de fluido infundido por unidade de tempo (vide tabelas 3.7 e 3.8 e gráficos 3.7a e 3.8a).

Na transferência de conteúdo do trecho 4 para os trechos 5 e 6 ocorre um amortecimento na curva de pressão de forma análoga a um circuito RLC cuja forma de onda obedece a uma equação diferencial de 2º grau. Da mesma forma, um passo do motor provoca o mesmo efeito (referente ao acionamento do relé A).

Com o uso prolongado do segmento de silicone, a tração exercida sobre ele faz com que o mesmo perca sua rigidez provocando uma pequena diminuição em seu raio. Analogamente, este efeito faz aumentar a resistência hidráulica neste segmento, reduzindo proporcionalmente a quantidade de fluido infundido por unidade de tempo (vide tabela 3.1 e gráfico 3.1).

A mudança das características do silicone utilizado (elasticidade, comprimento e diâmetros interno e externo) irá alterar analogamente os valores dos componentes (R, L e C) relativos à este segmento (trechos 2, 3 e 4) modificando o comportamento do conjunto.

Apêndice D - Esquema elétrico do Protótipo



BIBLIOGRAFIA

- 1) Abbott Laboratories (1960), "Fluid and Electrolytes", North Chicago, pp. 32.
- 2) Abbott Laboratories (1969), "Parenteral Administration", North Chicago, pp. 19.
- 3) Adriani, J. (1962), "Venipuncture". American Journal of Nursing 62, pp. 70.
- 4) Bisera, J. et al (1976), "Automatic Infusion Pump". Medical and Biological Engineering, 14, 25.
- 5) Carlson, G.A. et al (1980), "A Portable Insulin Infusion System with a Rotary Solenoid-Driven Peristaltic Pump", Medical Progress Technology, vol. 8, pp.49-56.
- 6) Cazalaa, J.B. et al (1978), "Les Pompes a perfusion parentérale: Description et étude comparative", Anesth. Anal. Réan., note technique, pp. 1227-1240, Junho.
- 7) Cooper, A.M. et al (1985), "The use of Volumetric Infusion pump for the intra-arterial infusion of drugs", Annals of the Royal College of Surgeons of England, volume 67, pp. 11-12, Janeiro.
- 8) De Pater, L. (1966), "An Electrical Analogue of the Human Circulatory System", Bronder-offset, Rotterdam.
- 9) Easty, A.C. (1985), "Coping with Infusion Control Devices", Dimensions in Health Service, pp. 22-42, Fevereiro.
- 10) ECRI (1984), "Fluid Delivery Systems", Health Devices, pp. 1-5.
- 11) Faintuch, J. et al (1978), "Nutrição Parenteral Prolongada", in: Goffi, F.S. - Técnicas Cirúrgicas - bases anatômicas, fisiológicas e técnicas de cirurgia. Atheneu, pp 139-158.
- 12) Huey, F.L. (1983), "Whats on the Market? A nurses guide", American Journal of Nursing, pp. 902,903,910, Junho.
- 13) Kelly, W.N. et al (1983), "Selective Patient Criteria for the use of Electronic Infusion Device", The American Journal of Intravenous & Clinical Nutrition, pp.18-29, Março.

- 14) Lorch, J. et al (1983), "Ambulatory Pump Infusion Devices for Hepatic Artery Infusion", Seminars in Oncology, volume 10, n° 2, pp. 1830-189, Junho.
- 15) Metheny, N.M. et al (1967), Nurses Handbook of Fluid Balance, pp. 118-124, 256.
- 16) Monahan, J.J. et al (1972), "Intravenous Infusion Pumps an added dimension to parenteral therapy", American Journal of Hospital Pharmacy, pp. 54-59, Outubro.
- 17) National Semiconductor (1981) - "CMOS Databook".
- 18) National Semiconductor (1981), "Linear Databook".
- 19) Palazzo, M.G. et al (1983), "Modern Infusion pumps: Are they accurate?", Anaesthetists Society Journal, pp. 655-659, Novembro.
- 20) Pfizer Laboratories (1965), "Intravenous techniques", Spectrum 9, pp 2.
- 21) Rapp, R.P. et al (1984), "Comparative Accuracy of five Intravenous fluid Controllers", American Journal of Hospital Pharmacy, vol. 41, pp. 2634-2641, Dezembro.
- 22) Rithalia, S.V. et al (1981), "Recent developments in infusion devices", British Journal of Hospital Medicine, pp. 69-75, Janeiro.
- 23) Robert, B.C. et al (1980), "The Norfolk and Norwich infusion box", Anaesthesia, volume 35, pp. 1211-1214 Dezembro.
- 24) Syncro Eletromecânica Ltda (1980), "Motor de Passo Características e aplicações".
- 25) Tarail, R. (1950), "Practice of fluid therapy", Journal of the American Medical Association 171, pp. 45-49.
- 26) Texas Instruments (1973), "The transistor and Diode Databook".
- 27) Texas Instruments (1984), "Optoelectronics Databook".
- 28) Turco, S.J. (1982), "Mechanical and Eletronic Equipament Parenteral and Enteral use: and Update", The American Journal of Intravenous & Clinical Nutrition, August.
- 29) Welchew, E.A. (1984), "The Sheffield pump" (letter). Anaesthesia, volume 39, n° 5, pp. 493-494, Maio.

- 30) White, A.P.(1984), "A powered pressure infusor"(letter).
Anaesthesia, volume 39, n° 7, pg 729, Julho.
- 31) Wijffels, T. (1989) ,"Os Motores de Passo ", Revista
Elektor, Abril, pp. 39-45.
- 32) Wittig, P et al (1983), "Pumps and Controllers- A Nurses
Assessment Guide", American Journal of Nursing, pp.
1022-1028, Julho.