

PROJETO DE UMA BOMBA DE INFUSÃO DE BAIXO CUSTO

S. V. Arêdes¹, J. V. Arêdes², N. M. Ito³, L. F. W. Barbosa⁴

¹INPE/MEQ, svagner.aredes@lit.inpe.br

²UNIFOA/Medicina, jvamed@medcenter.com.br

³INPE/DMS, makoto@lit.inpe.br

⁴UNIVAP/FEAU, wiltgen@univap.br

Resumo- Este artigo apresenta o desenvolvimento de uma Bomba de Infusão de baixo custo. Este tipo de equipamento médico é destinado ao controle de fluídos na terapia intravenosa quando é necessária uma precisão maior no tratamento. Atualmente a utilização deste tipo de equipamento é limitada devido ao elevado custo de importação. O objetivo desta pesquisa é desenvolver um equipamento de baixo custo utilizando componentes disponíveis no mercado nacional, com a mesma qualidade e confiabilidade dos equipamentos importados. O projeto desta bomba de infusão é dividido em quatro partes principais: Controle (microcontrolador), Interface Manual (teclado), Interface Visual (painel em LCD - *Display de Cristal Líquido*) e Atuador do Bombeamento (motor de passo). Dentro em breve este protótipo será enviado para testes de qualificação e homologação, conforme os resultados espera-se que este projeto se torne um produto comercial, e seja utilizado pelos profissionais da área de saúde na terapia intravenosa.

Palavras-chave: bomba de infusão, terapia intravenosa e microcontroladores PIC.

Área do Conhecimento: III - Engenharias

Introdução

A utilização da bomba de infusão é necessária quando a terapia intravenosa requer erro menor que 5% de vazão do líquido infundido^[1], proteção contra bolha e controle do tempo de infusão.

Com a pesquisa e o desenvolvimento de novos medicamentos mais fortes^[2], e que necessitam de um controle maior de infusão, estas bombas estão sendo utilizadas com mais frequência pelos profissionais da saúde e estão cada vez mais constantes em diversos ambientes médicos^[3], tais como, salas cirúrgicas, UTIs, emergências, leitos pós-operatórios, entre outros.

As principais aplicações clínicas das bombas de infusão são as terapias intravenosas, intra-arterial ou parenteral de forma contínua e com precisão.

Para que uma bomba de infusão tenha uma determinada precisão e um determinado controle sobre os eventos que estão ocorrendo durante sua utilização. A bomba de infusão necessita de um controlador central^[4-5] que identifica e toma decisões sobre seu funcionamento através dos sinais vindo dos sensores.

Atualmente não existe uma bomba de infusão com um preço acessível aos pequenos centros hospitalares, ficando presente somente em grandes hospitais em que sua utilização é indispensável. A razão mais provável para isto ocorrer é devido ao seu elevado custo e a falta de investimentos na área de pesquisa e desenvolvimento médico, tanto por parte do governo, quanto das instituições privadas, que preferem comprar um produto com tecnologia importada do que desenvolver um produto com

tecnologia nacional. A Bomba de Infusão desenvolvida neste estudo utiliza apenas componentes disponíveis no mercado nacional minimizando os custos.

O equipamento desenvolvido é dividido em quatro principais partes: o microcontrolador^[6], o teclado, o painel de LCD e o motor de passo.

Através do teclado o usuário (profissional da saúde) adiciona o volume de entrada em mililitros (ml) e a vazão em mililitros por hora (ml/h), estes dados são visualizados no painel de LCD para consulta, antes do início da infusão.

Após a confirmação, os dados são processados pelo microcontrolador que calculará a velocidade do motor de passo, e desta forma o tempo de infusão do medicamento, que será informado no painel. Após este processo, inicia-se a infusão do medicamento no paciente.

O controlador envia uma sequência de quatro bits para o motor de passo com uma certa frequência, esta frequência determinará a velocidade do motor de passo, este processo se repete até o final da infusão. Em paralelo, existe um circuito digital, desenvolvido para este projeto, que conta o tempo. Este circuito digital é o responsável pelo tempo de infusão. A cada minuto, o tempo total de infusão é decrementado e apresentado continuamente no painel do equipamento, para visualização do usuário. Este processo se repete até que o tempo de infusão chegue a zero, indicando desta forma o final da infusão do medicamento no paciente.

No dispositivo que transporta o líquido (medicamento) do reservatório para o paciente (equipo), existem dois sensores^[7]. Um sensor que conta as gotas para verificar se a velocidade de

infusão está normal, e um sensor que verifica se há presença de bolhas de ar no equipo. Estes dois sensores estão prontos e atualmente estão sendo implementados no projeto.

Tipos de Bombas de Infusão

Segundo a ABNT (1999), a bomba de infusão é um equipamento destinado a regular fluxo de líquidos administrados ao paciente sob pressão positiva gerada pela bomba.

As primeiras bombas introduzidas nos EAS (Estabelecimento Assistencial de Saúde) utilizavam apenas a gravidade como fonte de energia, mas com a necessidade de um controle melhor e de uma vazão maior, foi introduzido ao equipamento um mecanismo que gera uma pressão positiva, fazendo com que o medicamento ministrado de forma mais eficiente ao paciente.

As bombas de infusão de pressão positivas são geralmente utilizadas para administrar grandes volumes, e/ou em terapias mais complexas em situações de alta precisão.

A administração dos fluidos (medicamentos) é realizada conforme a programação com diversas configurações, incluindo o mecanismo para manter a quantidade de fluxo dos fluidos, e também, para disparar um sinal sonoro de alerta para problemas em seu funcionamento.

O diagrama de blocos apresentado na Figura 1 ilustra a estrutura utilizada pela maioria dos fabricantes de bombas de infusão, incluindo a bomba de infusão aqui proposta.

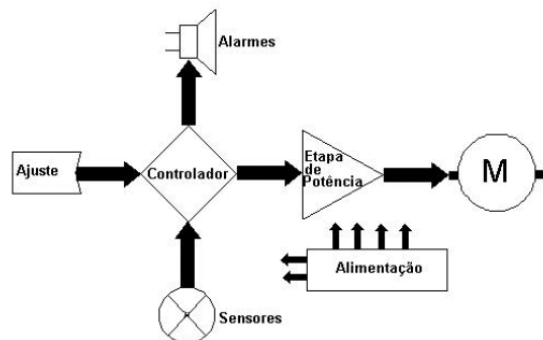


Figura 1 - Estrutura básica de bombas de infusão.

Estas bombas possuem basicamente as seguintes etapas de programação e funcionamento:

Ajuste: etapa de programação do equipamento. Nesta etapa ocorre a entrada de dados como taxa de infusão, volume a ser infundido, pressão de oclusão e controle das bolhas de ar;

Sensores: nesta etapa, os sensores utilizam-se do infravermelho, em um sistema transmissor-receptor para monitorar a taxa de infusão, pressão de oclusão e controle das bolhas de ar na linha do equipo. Os sinais são enviados ao controlador;

Controlador: nesta etapa ocorre a comparação entre os dados monitorados através dos sensores e os dados programados na etapa de ajuste. Os resultados obtidos são enviados para a etapa de potência (atuador) ou de alarme;

Alarmes: estes são acionados pelo controlador, emitindo sinais sonoros e visuais;

Etapa de potência: recepção e amplificação dos sinais enviados pela etapa de controle, os quais são transmitidos para a etapa de força;

Motor de passo: etapa designada para rotacionar o pistão, independentemente da carga, dentro de certos limites, produzindo o controle da taxa de infusão.

O controle da infusão usualmente se faz por meio de um sistema de contagem fotoelétrica das gotas em conjunto com muitas formas de oclusão ajustáveis aos Equipos por onde passa a solução, como ilustrado na Figura 2. Este processo também pode utilizar um sistema com ultra-som através do efeito Doppler.

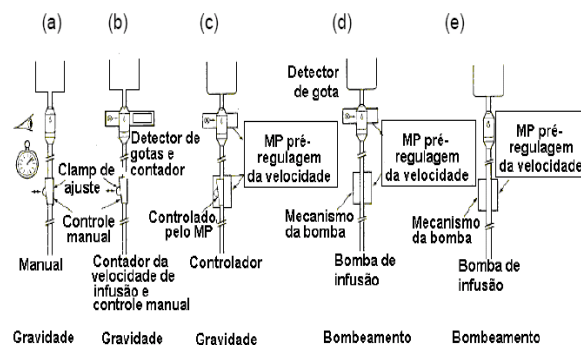


Figura 2 - Tipos de sistemas de controle: (a) controle manual, (b) controle manual com detector de gotas, (c) controle ajustado através do microcontrolador, (d) controle ajustado através do microcontrolador utilizando sensor detector de gotas no mecanismo da bomba e (e) controle através do microcontrolador com ajuste no mecanismo da bomba.

No sistema de contagem de gotas, os contadores eletrônicos não controlam a velocidade de infusão, mas informam, com grande exatidão, o uso de uma taxa anteriormente regulada. Um pequeno feixe de luz, que pode ser infravermelho ou visível, é passado através da câmara de gotejamento do sistema, e as interrupções desta emissão de luz são detectadas por uma célula fotoelétrica.

De acordo com a medida de tempo entre as gotas, a taxa de infusão é eletronicamente calculada e mostrada. Estes sistemas são precisos somente se os tamanhos das gotas forem previamente conhecidos.

Para realizar o controle da infusão através do efeito doppler, um feixe de luz é emitido com uma frequência apropriada sobre o equipo, no qual é

medida a reflexão do ultra-som que sensibiliza o transdutor do receptor.

O sinal obtido é amplificado e demodulado. Na demodulação obtém-se um sinal que contém a diferença das frequências. Esta frequência que é de interesse passa por um filtro passa-baixa, eliminando assim os componentes de frequência mais alta, obtendo-se apenas um sinal de frequência igual ao desvio doppler. Finalmente, o sinal passa por um conversor de frequência para tensão sendo esta conversão proporcional à velocidade que é mostrada no painel.

O mecanismo de direcionamento das bombas de infusão é peristáltico, onde, o equipo é ritmicamente comprimido por uma série de roletes rotatórios, ou por uma série de pulsos, conforme mostrado na Figura 3. O motor de passo que direciona esses dois mecanismos é controlado por um microcontrolador.

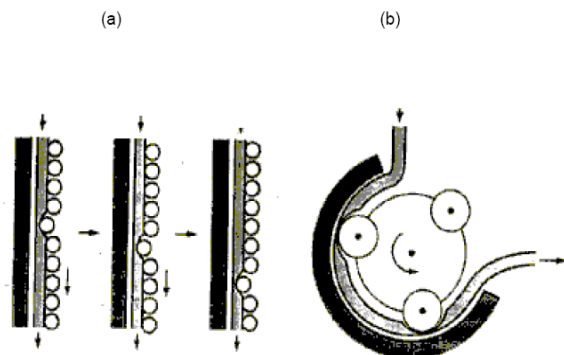


Figura 3 - Mecanismo peristálticos utilizados em bombas de infusão: (a) Mecanismo que utiliza pulsos para comprimir o equipo e (b) Mecanismo que utiliza roletes rotatórios para comprimir o equipo.

O equipamento desenvolvido utiliza dados dos sensores infravermelhos de verificação de bolha e de gotas para a detecção de anormalidade.

O protótipo utiliza como mecanismo de direcionamento peristáltico um motor de passo, no qual, o equipo é ritmicamente comprimido por uma série de roletes. Este motor, assim como as demais partes deste equipamento, são controladas por um microcontrolador do tipo PIC, que possui como interface um painel para mostrar o volume, a vazão, o status e o tempo final para a infusão (Figura 4).



Figura 4 – Painel (LCD) da bomba de infusão de baixo custo em funcionamento.

Resultados Experimentais

A bomba de infusão tem um teclado onde o usuário pode entrar com o volume e a vazão, estes dados são transferidos para o PIC, o qual envia as informações para o painel, de forma que o usuário possa conferir os dados.

O microcontrolador também é responsável pelos cálculos necessários para encontrar o tempo de infusão e a velocidade do motor de passo que controla a vazão. Todas as decisões são programadas no microcontrolador e executadas até o fim da infusão. Esta estratégia pode ser observada na Figura 5.

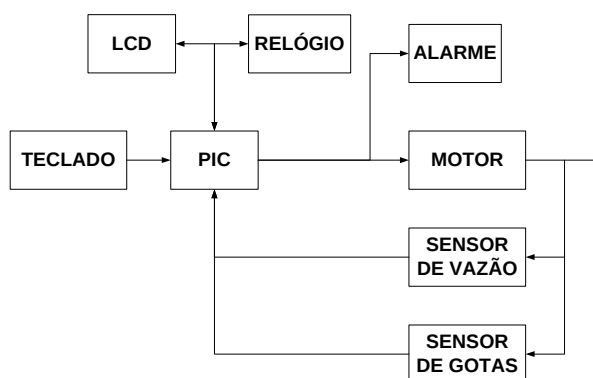


Figura 5 - Diagrama em bloco da bomba de infusão de baixo custo.

A vazão neste protótipo é controlada através da velocidade do motor de passo, que por sua vez é controlado através da frequência com que suas bobinas são acionadas. Esta frequência (f) é determinada a partir da seguinte relação:

$$f = \frac{\text{Tempo}}{\text{Vazão}}$$

Na Figura 6, expressa o funcionamento da bomba de infusão por um período de tempo de 200 ms com uma vazão de 100 ml/hora.

A Figura 7 mostra o aparo experimental utilizado durante o desenvolvimento inicial do projeto da bomba de infusão de baixo custo.

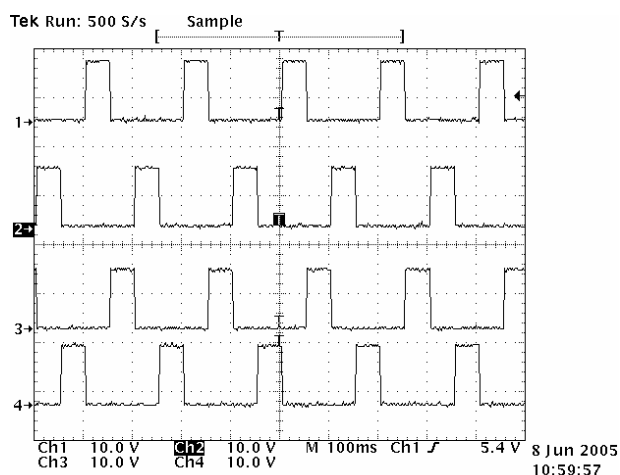


Figura 6 – Funcionamento da bomba de infusão de baixo custo, mostrando o acionamento do motor de passo responsável pela infusão do medicamento.

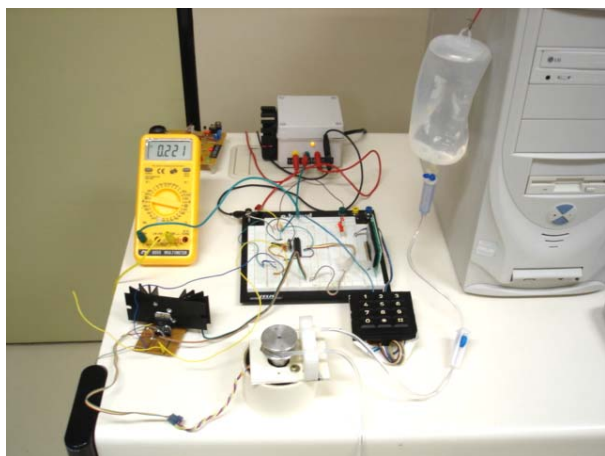


Figura 7 - Foto da montagem experimental para os testes com a bomba de infusão de baixo custo.

Conclusão

Durante o desenvolvimento deste projeto de pesquisa foi utilizado um novo conceito para determinar a vazão de infusão. Bombas de infusão comuns, calculam sua vazão por meio do sensor de gotas medindo o tempo entre uma gota e outra.

Durante este estudo foi observado que o motor de passo possui uma importância muito grande comparado aos demais elementos que atuam no sistema. Desta forma, foi desenvolvido uma metodologia matemática^[8] para cálculo da vazão e velocidade de infusão, baseado na rotação do motor de passo. Esta abordagem mostrou um resultado muito bom, com uma eficácia de acerto na medida de aproximadamente 98% durante os testes preliminares.

A próxima etapa do desenvolvimento desta bomba de infusão de baixo custo é a construção da estrutura física para abrigar os elementos do sistema de maneira satisfatória, e que possa servir

também para os testes de homologação, já que os testes iniciais no protótipo se mostraram promissores.

Atualmente esta sendo incorporado ao sistema o sensor de controle de bolhas de ar no equipo, a fim de garantir o bom funcionamento do equipamento durante sua execução, garantindo também, confiabilidade e segurança na sua utilização.

Referências

- [1] NUNES, A. A. Terapia Intravenosa Periférica em Pediatria. Mestrado Universidade Federal de Minas Gerais Efermagem. V.1 p.178. 2002.
- [2] CURTIS, F. G. Dexmedetomidina e Sufentanil como Analgésico Intra-operatórios. Mestrado em Anestesiologia na Universidade Est. Paulista Júlio de Mesquita Filho - Botucatu. V.1. p.88. 2003.
- [3] DAVID, C. M. A Nutrição Enteral Estéril Diminui a Colonização Microbiana do Estômago e das Vias Aéreas Inferiores no Paciente em Ventilação Mecânica. Doutorado em Medicina na Universidade Federal do Rio de Janeiro. V.1. p.124. 1996.
- [4] SOUZA, D. J. D. Desbravando o PIC. 6ª Edição. Editora Érica. p.268. São Paulo. 2003.
- [5] SOUZA, D. J. D. Conectando o PIC. 1ª Edição. Editora Érica. p.379. São Paulo. 2000
- [6] Microchip, Internet site address: www.microchip.com, acessado em 12/05/2005.
- [7] BOYLESTAD. R. Dispositivos Eletrônicos e Teoria de Circuitos. 3ª Edição. Editora Prentice-Hall do Brasil. p.114–140. Rio de Janeiro. 1984.
- [8] BOLTON, W. Engenharia de Controle. Editora Makron. p.497. São Paulo. 1995.