

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

**UROFLUXÔMETRO COMPUTADORIZADO
COM DETECTOR DE ESFORÇO ABDOMINAL**

CIRO JOSÉ EGOAVIL MONTERO

FLORIANÓPOLIS

Abril - 1998

CIRO JOSÉ EGOAVIL MONTERO

**UROFLUXÔMETRO COMPUTADORIZADO
COM DETECTOR DE ESFORÇO ABDOMINAL**

Dissertação apresentada ao programa de pós-graduação em engenharia elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina para a obtenção do grau de mestre em engenharia.

FLORIANÓPOLIS

Abril - 1998

CIRO JOSÉ EGOAVIL MONTERO

UROFLUXÔMETRO COMPUTADORIZADO COM DETECTOR DE ESFORÇO ABDOMINAL

Essa dissertação foi julgada adequada para a obtenção do título de Mestre,
especialidade em Engenharia Elétrica e aprovada em sua forma final pelo
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica



Prof. Carlos I. Zanchin, M. Sc.


Orientador



Prof. Adroaldo Raizer, Dr. INPG

Coordenador da Pós-Graduação em Eng. Elétrica

Banca Examinadora:



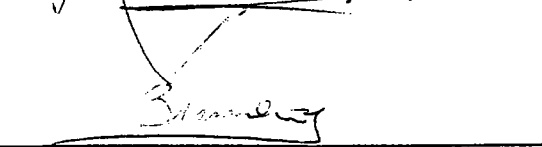
Prof. Carlos I. Zanchin, M. Sc. (Presidente)



Prof. Fernando Mendes de Azevedo, D. Sc.



Prof. Renato Garcia Ojeda, D. Sc.



Prof. Jefferson L. B. Marques, Ph. D.

A Naida y José.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus por me permitir superar com sucesso mais um obstáculo da vida, o qual contribuiu significativamente em minha formação pessoal e profissional.

Agradeço aos meus pais, José e Naida, e meus irmãos, Silvia, Patricia e Sergio, pelo apoio e suporte afetivo, especialmente durante o período em que estive distante.

Aos amigos que, direta ou indiretamente, me auxiliaram no trabalho de pesquisa, especialmente os amigos Walter Gaston Brandstetter Jr., Cláudio Guimarães, Márcio Rosa, Marco Aurelio Rodrigues, Silvio Júnior Moraes, e Ivan Dario Lusichi.

Ao meu orientador, Prof. Carlos I. Zanchin, pela oportunidade concedida e seu apoio.

A meus amigos Jorge Roel e Kathya Roel, por seu apoio.

Aos amigos Erlon de Rocco, Marcos Lucatelli, Edileusa Berns, Adriano Luís Toazza, Pedro Bertemes Filho, Joel de Campos Maciel, Jean Claudi Sucupira Domingos, Fernanda Isabel Marques e Roberto Limão de Oliveira, pelo convívio e troca de experiências.

Às amigas Rita e Marissa da Area B do Hospital Universitário.

A minha amiga de sempre Elita de Pinho.

Ao Prof. Jefferson L. B. Marques, por sua paciência e conselhos.

Ao amigo John Wisbeck, pela ajuda desinteressada.

À fundação CNPq, pelo apoio financeiro.

SUMÁRIO

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS	ix
LISTA DE FIGURAS	xii
LISTA DE TABELAS	xv
RESUMO	xvi
ABSTRACT	xvii
1. INTRODUÇÃO	2
1.1 HISTÓRICO E ESTADO DA ARTE	6
1.2 OBJETIVOS	9
1.3 JUSTIFICATIVA	9
1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO	11
2. UROFLUXOMETRIA E EMG	14
2.1 O SISTEMA URINÁRIO	14
2.2 ARMAZENAMENTO DA URINA E MICÇÃO	18
2.3 UROFLUXOMETRIA	19
2.3.1 Geração da Curva de Fluxo	19
2.3.2 Modificações da Curva	20
2.3.3 Parâmetros Medidos na Urofluxometria	21
2.3.4 Análise da Curva de Fluxo Urinário	23
2.3.4.1 Curva de Fluxo Normal	24
2.3.4.2 Curva de Fluxo Intermitente	24
2.3.4.3 Curva de Fluxo com Obstrução Mecânica	26
2.4 O MÉTODO GRAVIMÉTRICO	28

2.5 ELETROMIOGRAFIA	30
2.6 A RELAÇÃO ENTRE ELETROMIOGRAFIA E UROFLUXOMETRIA	32
3. HARDWARE E SOFTWARE DO SISTEMA	35
3.1 HARDWARE	35
3.1.1 Hardware para Aquisição do Sinal de Fluxo Urinário	36
3.1.2 Hardware para Aquisição do Sinal de Esforço Muscular	38
3.1.2.1 Eletrodos	38
3.1.2.2 Amplificador	43
3.1.2.3 Filtro	45
3.1.2.4 Placa de Som	46
3.1.2.4.1 Partes da Placa de Som	47
3.1.2.4.2 Programação da Placa de Som	51
3.1.2.5 Fonte de Alimentação do Amplificador de EMG	52
3.2 SOFTWARE	53
3.2.1 Módulo de Entrada	53
3.2.2 Módulo de Processamento	58
3.3 PROBLEMAS ENCONTRADOS E SOLUÇÕES IMPLEMENTADAS	58
3.3.1 Presença do ruído em 60 Hz	58
3.3.2 Deslocamento da linha base	59
3.3.3 Tempo crítico da Rotina de aquisição	59
3.3.4 Cálculo do fluxo	61
4. TESTES DE FUNCIONAMENTO	65
4.1 TESTE DE AQUISIÇÃO DA PORTA SERIAL	65
4.2 TESTE DE AQUISIÇÃO DA PLACA DE SOM	66
4.3 TESTE REAL PARA DETECTAR ATIVIDADE MUSCULAR	67
4.4 TESTES COM INDIVÍDUOS	69

4.4.1 Teste do primeiro indivíduo	72
4.4.2 Teste do segundo Indivíduo	75
4.4.3 Teste do terceiro indivíduo	76
4.4.4 Teste do quarto indivíduo	77
5. DISCUSSÕES, CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS	80
5.1 DISCUSSÃO	80
5.2 CONCLUSÕES	82
5.3 TRABALHOS FUTUROS	83
<i>Anexos</i>	84
<i>Anexo A</i>	85
<i>Anexo B</i>	89
GLOSSÁRIO	102
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	103

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIATURAS

A/D	Analógico para Digital.
ADPCM	<i>Adaptive Delta Pulse Code Modulation.</i>
BPH	Hiperplasia Prostática Benigna.
c	Concentração de Urina.
CD	<i>Compact Disk.</i>
cm	Centímetro.
CPU	<i>Central Processing Unit.</i>
D/A	Digital para Analógico.
dB	Decibéis.
DC	<i>Direct Current.</i>
DLL	<i>Dynamic Link Library.</i>
DMA	<i>Direct Memory Access.</i>
DSP	<i>Digital Sound Processor</i> ¹ .
EMG	Eletromiograma.
E/S	Entrada/saída.
f_c	Freqüência de Corte.
FM	<i>Frequency Modulation.</i>
GPEB	Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica.
HU	Hospital Universitário

¹ Originalmente esta sigla é utilizada para *Digital Signal Processor - Processador Digital de Sinais*. No entanto, a Creative Labs, Inc., fabricante da Sound Blaster[®], utiliza o termo DSP como sendo *Processador Digital de Som*. Neste trabalho usar-se-á o termo como definido pela Creative Labs., Inc.

Hz	Hertz.
kHz	Kilo (1000) Hertz.
m	Massa de Urina.
MIDI	<i>Musical Instrument Digital Interface</i>
min	Minutos.
ms	Milisegundos.
mVpp	Milivolt ($1 \cdot 10^{-3}$) Volts pico a pico.
PC	<i>Personal Computer.</i>
PCM	<i>Pulse Code Modulation.</i>
Q_{ave}	Fluxo Urinário médio.
Q_{max}	Fluxo Urinário máximo.
$Q(t)$	Fluxo Urinário Instantâneo.
Rad	Radiano.
RAM	<i>Random Access Memory.</i>
s	Segundos.
SB	Sound Blaster®
T_{hes}	Tempo de Hesitação.
T_{max}	Tempo até o Fluxo Máximo.
T_Q	Tempo de Fluxo.
T_{100}	Tempo de Micção.
VGA	<i>Video Graphics Array.</i>
UCOMDEC	Urofluxômetro Computadorizado com Detector de Esforço Abdominal.

UFSC	Universidade Federal de Santa Catarina.
VUCOM	Vídeo-Urofluxômetro Computadorizado.
V_{comp} , V	Volume Total de urina expelida.
V	Volts.
Δt	Intervalo de Tempo.
ΔV	Variação de Volume.
Ω	Ohm.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Anatomia do trato genitourinário masculino. Fonte : "Urologia Geral" (Smith, 1981)	15
Figura 2 - Anatomia da bexiga _____	17
Figura 3 - Fases de enchimento (esquerda) e esvaziamento (direita) da bexiga _____	19
Figura 4 - Representação gráfica (fluxo x tempo) da curva do fluxo urinário _____	20
Figura 5 - Parâmetros medidos do fluxo urinário _____	22
Figura 6 - Curva de fluxo normal. Fonte: "Interpretation of Uroflowmetry Curves by Urologists" (Van de Beek et al., 1997) _____	24
Figura 7 - Micção com manobra de esforço. Modificado de "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995) _____	25
Figura 8 - Curvas de fluxo intermitente. Modificado de "Urologia Geral" (Smith, 1981) _____	25
Figura 9 - Curva de fluxo de um paciente que apresenta obstrução infravesical. Modificado de "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995) _____	27
Figura 10 - Curva de fluxo de um paciente que apresenta obstrução do colo vesical (BPH). Tempo de fluxo prolongado e flutuação devido ao esforço abdominal. Fonte: "Interpretation of Uroflowmetry Curves by Urologists" (Van de Beek et al., 1997) _____	27
Figura 11 - Detalhe do músculo esquelético (Modificado de Norman, 1990) _____	30
Figura 12 - Sistema de Aquisição _____	36
Figura 13 - Os nove caracteres enviados por cada medida _____	37
Figura 14 - Formação de cargas elétricas na interface eletrodo-eletrólito-pele (Modificado de Tyner et al., 1989) _____	39
Figura 15 - Circuito equivalente de um eletrodo em contato com o eletrólito (Modificado de Tyner et al., 1989) _____	40
Figura 16 - Circuito equivalente para os tecidos do paciente e par de eletrodos com a entrada do amplificador (Modificado de Tyner et al., 1989) _____	41
Figura 17 - Eletrodos invasivos (Modificado de Henneberg, 1995) _____	42
Figura 18 - Diagrama ilustrativo da localização dos eletrodos usados em EMG. Modificado de "Electromyography of the perineal floor" (Siroky, 1996) _____	43

<i>Figura 19 - Detalhes de um eletrodo tipo Patch</i>	43
<i>Figura 20 - Bloco Amplificador</i>	44
<i>Figura 21 - Filtro Butterworth - Passa Baixa de Quarta Ordem</i>	46
<i>Figura 22 - Diagrama de blocos da placa de som Sound Blaster Pro 2 (Creative Labs., 1996)</i>	48
<i>Figura 23 - Sound Blaster Pro 2 (Ridge et al., 1994)</i>	49
<i>Figura 24 - Fonte de Alimentação</i>	52
<i>Figura 25 - Configuração do caracter</i>	54
<i>Figura 26 - Fluxograma da rotina de inicialização e leitura dos canais de entrada</i>	55
<i>Figura 27 - Rotina de aquisição programada usando a interrupção do timer do computador</i>	56
<i>Figura 28 - Fluxograma da rotina de leitura do arquivo armazenado</i>	57
<i>Figura 29 - Fluxograma da rotina de armazenamento dos dados adquiridos</i>	57
<i>Figura 30 - Preenchimento do Buffer Circular criado para armazenar os dados</i>	60
<i>Figura 31 - Rotina de leitura do Buffer disponível</i>	61
<i>Figura 32 - Modificação do dado pela utilização do filtro digital</i>	62
<i>Figura 33 - Teste de aquisição da porta serial, traçado da curva de fluxo gerada pelo jato da água</i>	66
<i>Figura 34 - Teste de aquisição de sinais através da placa de som e da porta serial simultaneamente. Acima, traçado da curva de fluxo, embaixo, traçado da curva gerada pelo circuito simulador de sinais de EMG</i>	67
<i>Figura 35 - Detalhe da localização dos eletrodos para observar a atividade muscular no braço esquerdo</i>	68
<i>Figura 36 - Traçado da curva de esforço. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar o efeito da atividade muscular devido ao esforço voluntário</i>	69
<i>Figura 37 - Localização dos eletrodos sobre o abdome</i>	71
<i>Figura 38 - Traçado das curvas de fluxo com esforço no primeiro indivíduo - primeiro teste. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar as variações do fluxo devido aos esforços voluntários do indivíduo</i>	73
<i>Figura 39 - Traçado da curva de fluxo sem esforço do primeiro indivíduo</i>	74
<i>Figura 40 - Traçado das curvas de fluxo com esforço no primeiro indivíduo - segundo teste. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar as variações do fluxo devido aos</i>	

esforços voluntários do indivíduo	75
Figura 41 - Traçado da curva de fluxo com esforço do segundo indivíduo. No trecho do registro que está ressaltado, pode-se observar a variação do fluxo devido ao esforço voluntário do indivíduo	76
Figura 42 - Traçado da curva de fluxo gerado pelo terceiro indivíduo	77
Figura 43 - Traçado da curva de fluxo com esforço do quarto indivíduo. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar a variação do fluxo devido aos esforços voluntários do indivíduo	78
Figura 44 - Diagrama de pólos/zeros e resposta de amplitude das funções de transferência (a) $H(z) = 1 - z^{-N}$ e (b) $F(z) = (1 - z^{-N}) / (1 - az^{-N})$; Zeros (0), Pólos (x)	93
Figura 45 - Diagrama de pólos-zeros e resposta de amplitude da função de transferência $F(z) = ((1 + a)/2)(1 - z^{-N}) / (1 - az^{-N})$ onde $N=20$. Zeros(0), Pólos(x)	94
Figura 46 - Mapeamento da transformação bilinear. Valores correspondentes da frequência analógica Ω_0 e da frequência digital normalizada ω_0 são denominados pelos símbolos casados	97
Figura 47 - Representação do plano-s de um filtro Butterworth de Segunda Ordem	98

LISTA DE TABELAS

<i>Tabela 1 - Variação do fluxo urinário normal com a idade. Fonte: "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995)</i>	23
<i>Tabela 2 - Valores típicos de potenciais de meia célula</i>	40
<i>Tabela 3 - Impedâncias pele-eletrodo dos indivíduos</i>	72

UROFLUXÔMETRO COMPUTADORIZADO COM DETECTOR DE ESFORÇO ABDOMINAL

RESUMO

Com o avanço da tecnologia, novos procedimentos de diagnóstico clínico estão sendo desenvolvidos para avaliar pacientes que apresentem alguma disfunção fisiológica. Mudando-se os rotineiros procedimentos de avaliação invasivos, que algumas vezes são imprecisos, por testes com características de serem precisos, seguros e, sobretudo não-invasivos. O presente trabalho compõe um sistema, o qual denominou-se UCOMDEC, que pode ser usado para ajudar a avaliar as disfunções do trato urinário inferior por meio de um estudo urodinâmico não-invasivo. O protótipo é uma das primeiras tentativas nacionais de desenvolvimento de um sistema capaz de realizar medições simultâneas, não invasivas, na área da urodinâmica. Os testes que podem ser realizados com o UCOMDEC são: medição de fluxo urinário (urofluxometria) e detecção de esforço abdominal, visando fornecer ao clínico especialista uma maior quantidade de dados relacionados ao estado do paciente, em relação àqueles obtidos por um estudo urofluxométrico isolado. O sistema é constituído de dois módulos: um módulo de *hardware* e outro de *software*. O módulo de *hardware*, por sua vez, é dividido em duas partes: a primeira realiza a aquisição dos dados que servem para determinar o fluxo urinário e a outra para adquirir os dados de esforço abdominal (EMG). O módulo de *software* divide-se também em duas partes: a de aquisição, onde é realizada a configuração, controle e leitura dos dados dos canais de entrada; e a parte de processamento onde são implementados algoritmos de processamento de sinais e executados uma série de cálculos a fim de traçar as curvas características do fluxo urinário e esforço abdominal. Acredita-se que o protótipo ajudará significativamente no processo de diagnóstico, e poderá dar início a novos estudos para a integração de mais sensores que permitam realizar a aquisição simultânea de dados num teste urodinâmico fornecendo maiores informações ao clínico.

Palavras-chave: *urofluxometria, esforço abdominal, urodinâmica, aquisição de sinais, software, hardware, multimídia.*

COMPUTERIZED UROFLOWMETER WITH ABDOMINAL STRENGTH DETECTION

ABSTRACT

Due to technology advance, new procedures of clinical diagnostic are been developed to evaluate patients that present some physiological dysfunction, changing the common routine procedures of invasive assessment, that are inaccurate some times, by tests with features of been secure, accurate, and the most important noninvasive. This work describes a system denominated UCOMDEC, which can be used for helping the assessment the inferior urinal tract by a noninvasive urodynamic study. The prototype is one the first Brazilian approach of developing a system capable to carry out two simultaneous measurements. The tests which can be done using the UCOMDEC are: urinary flow measurement (uroflowmetry) and abdominal strenght detection providing to the clinical specialist more information about the real state of the patient in comparison with an isolated uroflowmetry study. The system is composed by two modules. The hardware module is divided in two parts: the first one performs acquisition of data that are used for the urinary flow, and the other to acquire the abdominal strength data (EMG). The software module is also divided into two parts: one of acquisition where used channels are configured and controlled, and biological data are read for input to the computer. The processing module algorithms are implemented and many calculations are performed to plot the urinary flow and abdominal strength curves. It is believed that the prototype will help significantly the diagnostic process. In addition, new studies for integrating more sensors allowing to record other urodynamic data simultaneously may be started.

Key words: uroflowmetry, abdominal strenght, urodynamics, data acquisition, software, hardware, multimedia.

Capítulo 1 - Introdução

1. INTRODUÇÃO

Quem gosta de sentir dor?... Por isso, as avaliações clínicas baseadas em procedimentos não-invasivos são preferidas pelos especialistas, e sobretudo pelos pacientes, caso estes tivessem o poder de escolha.

Com o passar dos anos, o avanço da tecnologia e o aperfeiçoamento dos métodos e sistemas na área médica fizeram com que os testes complexos e sofisticados de natureza invasiva, muitas vezes traumáticos para o paciente, fossem substituídos por outros mais simples e não-invasivos diminuindo, desta maneira, os efeitos traumáticos à que estariam submetidos o paciente durante uma avaliação clínica. Porém, isso envolve o conhecimento de operação e manuseio dos novos equipamentos, assim como a técnica de medição por parte da equipe clínica.

Em alguns casos, era necessário aplicar outros tipos de testes (talvez de natureza invasiva) para se tentar chegar a um diagnóstico e dar início a um tratamento adequado. Mesmo assim, não se poderia afirmar que em todos os casos se chegava a tal diagnóstico.

O corpo humano é considerado por muitas pessoas como sendo algo intocável. O fato de "agredi-lo", como consequência de algum exame que utilize procedimentos invasivos, salvo em casos extremos, ainda não é visto com naturalidade, mesmo que com este tipo de exame se possa determinar a causa da disfunção e emitir um diagnóstico definitivo.

Lamentavelmente, dentro da área médica, ainda não se conseguiu substituir todos os procedimentos de avaliação que utilizam

métodos invasivos por outros menos agressivos ou traumáticos para o paciente, embora a tendência atual e os esforços na área da Engenharia Biomédica caminhem no sentido de desenvolver equipamentos e sistemas que atendam requisitos básicos: permitam adquirir informações por métodos não-invasivos; proporcionem segurança ao paciente e resultados confiáveis ao clínico.

Motivados por esta iniciativa, este trabalho apresenta um sistema constituído por um *software* de processamento de dados biológicos adquiridos do paciente, e por um *hardware* mínimo para aquisição desses dados. Essa combinação atualmente serve de apoio aos clínicos especialistas no processo de diagnóstico. O presente trabalho está enquadrado na área da Urologia¹, especificamente à prática urológica na subdivisão de Urodinâmica.

Segundo a Sociedade Internacional de Continência, a Urodinâmica é definida como o estudo da morfologia, fisiologia, bioquímica e hidrodinâmica do transporte urinário, sendo todos estes dados relacionados ao trato urinário inferior (D'Ancona, 1995). O estudo urodinâmico do trato urinário inferior pode trazer informações clínicas úteis relativas ao funcionamento da bexiga, mecanismo esfíncteriano² e do padrão de micção propriamente dito (Smith, 1981).

Mais precisamente, o presente trabalho permite desenvolver uma das avaliações realizadas nos estudos de rotina de uma avaliação Urodinâmica. Simultaneamente poderá ser realizado outro estudo, que permite

¹ Urologia, parte da medicina que trata as doenças dos rins e das vias urinárias que precisam intervenção cirúrgica.

² Refere-se ao mecanismo ativado pelo músculo anular existente na bexiga que, ao relaxar-se ou contrair-se, regular o conteúdo dele.

determinar se os resultados obtidos são realmente representativos da condição do paciente. Este estudo é conhecido como Urofluxometria, ou medida do fluxo urinário. O estudo que completará a avaliação urofluxométrica, mede a atividade muscular do abdome, adquirindo informações provenientes do esforço gerado pelo abdome do paciente, determinando, assim, a sua influência no ato miccional. Isso é conseguido, por meio do desenvolvimento de um circuito eletrônico que amplifica o sinal eletromiográfico abdominal do paciente, e um sistema que é capaz de traçar a curva de fluxo urinário, dando seqüência ao projeto do Vídeo Urofluxômetro Computadorizado (VUCOM) desenvolvido no Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica da Universidade Federal de Santa Catarina (GPEB/UFSC) (Marques, 1996a). O VUCOM é um equipamento desenvolvido para realizar estudos de urofluxometria em um computador IBM-PC ou compatível, que pelo seu grande potencial deixa aberta a possibilidade de incorporação de mais dispositivos necessários para completar os testes de avaliação Urodinâmica.

A novidade do atual projeto é a utilização de uma placa de som instalada no computador para realizar a amostragem e digitalização do sinal eletromiográfico previamente amplificado. Este método reduz consideravelmente o número de componentes externos para o tratamento do sinal analógico, deixando este trabalho ao *hardware* da placa de som e a uma série de rotinas elaboradas a nível de programação.

Vale a pena ressaltar que a função do sistema urinário é controlar os volumes de água e sal do organismo, mantendo a homeostase do corpo humano, isto é, fazer o balanço hidroeletrolítico do organismo, coletando e eliminando as impurezas, substâncias tóxicas ou desnecessárias para o

organismo sob a forma de urina (Schauf *et al.*,1991; Griffiths, 1996). Os órgãos do trato urinário inferior devem armazenar e esvaziar a urina mecanicamente, quando necessário. O ato de esvaziar a bexiga é um ato voluntário que não realiza apreciável ou nenhum esforço abdominal (Jorgensen & Jensen, 1996; Griffiths, 1996); pois o ser humano tem a capacidade nervosa e muscular de iniciar e interromper a micção em qualquer momento, sem precisar que a bexiga esteja completamente cheia (D'Ancona,1995).

Segundo Jorgensen & Jensen (1996), em principio qualquer anomalia pode ser detectada, desde uma simples obstrução na uretra até um problema neurológico sério, através de um teste urofluxométrico. Além disso, pode-se acrescentar, depois de revisar várias publicações na área da Urodinâmica, que a urofluxometria combinada com outras avaliações simultâneas, proporciona muito mais informação para avaliação das disfunções do esvaziamento vessical, diminuindo significativamente a incidência de diagnósticos falsos (Jensen *et al.*, 1983; Tomita & Ogawa, 1993; McGuire *et al.*,1996). Por isso, este projeto apresenta um avanço significativo rumo ao desenvolvimento de um sistema completo a curto prazo. A realização destes estudos simultâneos, de fluxo urinário e esforço abdominal, permitem ao clínico especialista tomar uma decisão com a segurança de que seu diagnóstico será o correto, a partir da observação das curvas representativas do teste de urofluxometria e da atividade muscular do abdome, onde este último confirma os resultados apresentados pelo estudo do fluxo urinário.

1.1 HISTÓRICO E ESTADO DA ARTE

A avaliação do fluxo urinário é um exame urológico, principalmente naqueles pacientes que apresentam uma patologia obstrutiva do trato urinário inferior, sendo um elemento preliminar de grande importância, pois a observação do fluxo urinário pode fornecer ao clínico especialista os prováveis desvios da normalidade. Como esta observação nem sempre é possível, pois um grande número de pessoas apresenta certa dificuldade ou até uma inibição completa, que lhes impede esvaziar o conteúdo vesical³ frente a presença de terceiros, a representatividade deste importante dado preliminar fica totalmente prejudicado ou impossível de ser registrado.

Cientes de tais dificuldades, alguns pesquisadores do fim do século XIX tentaram utilizar alguns equipamentos visando levantar a curva do fluxo urinário e do volume de urina expelida.

A primeira tentativa conhecida data de 1897, onde Rehfisch descobriu o primeiro princípio de medida do fluxo urinário por meio do deslocamento de ar. A seguir, à medida que novas interpretações eram obtidas, novas formas de realização da medida foram desenvolvidas. Drake, em 1948, apresentou o primeiro trabalho objetivo com esta finalidade, construindo um aparato que chamou de urofluxômetro. O princípio de medida do urofluxômetro de Drake estava baseado no registro do fluxo urinário num quimógrafo⁴, determinado pelo peso do volume de urina eliminado por unidade de tempo. Esse estudo de notória aplicabilidade, revolucionou a pesquisa em

³ Conteúdo vesical, o conteúdo da bexiga.

⁴ Aparelho constituído de uma superfície rotatória que passa sob uma ponteira, girando a velocidade constante, e que serve para registrar os movimentos e suas relações temporais.

urología da época.

Os anos se passaram e este mesmo princípio foi utilizado por Von Garrelts (1956) e Kaufman (1957) na construção de seus modelos. No aparelho construído por Von Garrelts, o peso da urina coletada em um recipiente cilíndrico é transduzida em uma unidade elétrica que, depois de sua amplificação, era registrada em um fotoquimógrafo obtendo-se, assim, a curva da micção. Em 1963, Backman e Von Garrelts introduziam algumas modificações neste modelo, tornando-o mais prático e sensível. Holm (1962) construiu seu modelo baseado no deslocamento de ar, contido num recipiente, dentro do qual a urina é coletada. Esse mesmo princípio foi utilizado por outros pesquisadores na elaboração de seus aparelhos (Corlett, 1979).

Em 1963, Cardus *et al.*, apresentam um modelo de urofluxômetro realmente inédito, revolucionário e bastante preciso, baseado na variação de um campo eletromagnético, em relação aos eletrólitos contidos na urina. Uma inovação bastante útil foi introduzida por Raghawaiyah (1977), idealizando a urofluxometria radiosotópica, cuja vantagem é a avaliação, não somente do débito urinário pelo estudo do traçado urofluxométrico, como também do resíduo urinário, permitindo desta forma melhor estimar o grau de obstrução do trato urinário inferior.

Da mesma forma, o estudo simultâneo da urofluxometria com outros procedimentos urodinâmicos (eletromiografia, cistometria⁵), como também um estudo radiológico, complementam de maneira vantajosa a avaliação do trato urinário inferior (Blavias & Fisher, 1981).

⁵ Estudo da função neuromuscular da bexiga através de medidas de pressão e capacidade do órgão, mediante a introdução de líquido nesse órgão.

Rollema (1978), apresentou um novo e sofisticado método para medir o volume de urina e a taxa de fluxo urinário durante a micção: a urofluxometria ultra-sônica. O método está baseado na determinação do tempo em que um pulso ultra-sônico emitido por um transdutor instalado na base de um recipiente coletor de urina, atravessa o líquido até ser refletido na interface fluido/ar, sendo captado pelo mesmo transdutor. O intervalo de tempo entre o pulso emitido e o captado é decodificado por um circuito eletrônico que, por diferenciação, determina a taxa de fluxo urinário e o volume total eliminado a cada instante.

A partir de idéias similares, outros aparelhos foram desenvolvidos, proporcionando um melhor desempenho e diferentes níveis de praticidade, mas sem conseguir a automatização do processo por meio do uso de um computador como ferramenta de análise, registro e armazenamento dos dados.

A informatização dos estudos de urodinâmica é ainda recente, utilizando-se técnicas digitais, através de sensores e conversores A/D⁶, os quais permitem a aquisição de sinais característicos, de fenômenos a serem estudados, por meio de um computador, para o devido processamento *on-line*⁷, ou mesmo para posterior análise e revisão dos resultados armazenados.

Desta forma estão sendo desenvolvidos sistemas que consistem de um computador e vários sensores para medição do fluxo urinário e outros tipos de exames (pressão vesical, pressão abdominal, pressão esfinteriana, ultra-som e raios X), permitindo uma avaliação detalhada da bexiga e a uretra

⁶ Analógico para Digital.

⁷ Em tempo real ou processamento no momento da aquisição do sinal.

durante a micção (Dantec, 1989; Wiest, 1994; Promedon, 1995).

1.2 OBJETIVOS

Um dos objetivos do presente trabalho é adaptar um circuito eletrônico a um equipamento desenvolvido pelo Grupo de Pesquisas em Engenharia Biomédica (GPEB/UFSC), com a finalidade de completar um dos testes clínicos executados na área de Urodinâmica. Estes dois, em forma separada, visam adquirir sinais de natureza biológica, como são o sinal produzido pelo fluxo urinário, adquirido pelo "Video Urofluxômetro Computadorizado" (Marques, 1996a), e o sinal de eletromiograma proveniente da atividade muscular do abdome.

Outro objetivo é de confirmar que a pressão exercida pelos músculos do abdome tem alguma influência na função de esvaziamento da bexiga, resultando em uma modificação da curva obtida devido ao fluxo urinário. Isto é, sendo o ato miccional voluntário, a micção é realizada sem a realização de esforço abdominal (Jorgensen & Jensen, 1996).

1.3 JUSTIFICATIVA

A Urodinâmica é uma das áreas mais importantes na Urologia, por estar concentrado nela a maioria dos procedimentos, para realização de avaliações sobre a existência de disfunções no sistema urinário, especificamente no trato urinário inferior.

Nesta área, precisa-se de ferramentas e métodos de avaliação que não causem transtornos ou incomodem o paciente durante e depois de

finalizado o exame, evitando-se deste modo qualquer tipo de trauma ou rejeição. Isto pode ser conseguido, através de meios ou procedimentos não-invasivos. O presente trabalho apresentará uma nova opção de procedimento não-invasivo para conseguir um diagnóstico com um maior grau de confiança.

Um exame do fluxo urinário é realizado não somente para avaliar adultos de sexo masculino com suspeitas de apresentar alguma disfunção, mas também é realizado em mulheres adultas (Coates *et al.*, 1997) e em crianças (Jorgensen & Jensen, 1996) onde qualquer desconforto deve ser evitado. Por isso, o processo considerado não deve ser complexo e nem inibitório para o paciente. Esta inibição é devida a causas psicológicas, que provocam no paciente a impossibilidade de esvaziar o conteúdo vesical frente à presença de terceiros, fazendo com que as informações preliminares adquiridas possam ser prejudicadas ou mesmo impossibilitadas (Lenz, 1983).

Assim, na medida do possível, deve-se criar o ambiente para que se cumpram as condições naturais e privadas para que o paciente possa miccionar sem realizar esforço algum, pois em condições normais o ato em estudo não implica nenhum esforço voluntário (Jorgensen & Jensen, 1996).

No trabalho desenvolvido por Marques (1996a) com o VUCOM conseguiu-se construir um equipamento com uma série de características e análises desejáveis a partir do fluxo urinário, deixando como proposta de desenvolvimento futuro a incorporação no equipamento de outros sensores para medição de esforço muscular e pressão vesical completando, desta maneira, a série de testes necessários aos estudos urodinâmicos.

Considerando que o equipamento, desenvolvido neste projeto, ao qual denominamos UCOMDEC, (Urofluxômetro Computadorizado com

Detector de Esforço Abdominal) é bastante simples em termos da interface do *software* com o usuário como também do *hardware*, tornando este um equipamento atrativo para a utilização de rotina. Assim como também, que o procedimento de medição, a ser seguida, o qual implicará a colocação de três eletrodos de superfície sobre o abdome do paciente, que não está fora do padrão normal dos procedimentos para um profissional da área médica.

Adicionalmente, com relação aos custos de equipamentos similares, o protótipo desenvolvido apresenta uma característica importante a ser ressaltada, sendo o *hardware* mínimo utilizado, a fabricação de um produto final colocaria o sistema UCOMDEC em ótimas condições para concorrer no mercado.

1.4 ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

A apresentação do trabalho esta dividida em cinco capítulos, e dois anexos. Considera-se esta introdução como o Capítulo 1. O Capítulo 2, Urofluxometria e EMG, define uma série de conceitos e uma rápida visão geral da fisiologia do sistema urinário. Entre os conceitos desenvolvidos, estão os relacionados ao estudo de fluxometria e uma descrição do que consiste um estudo urodinâmico, para que então finalmente possamos falar brevemente sobre EMG e sua relação com o teste urofluxométrico. No Capítulo 3, UCOMDEC, é descrito o sistema desenvolvido, dividindo-se este capítulo em duas partes, *hardware* e *software*. Na parte de *hardware* descreve-se o funcionamento, as características dos dispositivos e circuitos utilizados, enquanto que na parte de *software* é feita a descrição do programa implementado. No Capítulo 4, Testes de Funcionamento, são apresentados

alguns dos resultados obtidos. No Capítulo 5, chega-se às discussões, conclusões e propostas para trabalhos futuros. Finalmente, são apresentados dois anexos. No primeiro deles mostra-se uma série de curvas obtidas através do osciloscópio e que foram referidas durante o projeto; no segundo anexo apresenta-se o projeto de filtros digitais implementados.

Capítulo 2 - Urofluxometria e EMG

2. UROFLUXOMETRIA E EMG

Neste capítulo é feita uma descrição do sistema urinário, especificamente tenta-se detalhar o funcionamento dos órgãos relacionados à região conhecida como trato urinário médio inferior, por serem estes órgãos, encarregados de realizar o ato miccional. A revisão sobre a neurofisiologia da micção deve-se ao fato de que é necessário conhecer a origem da curva de fluxo analisada em um exame de urofluxometria. Uma vez compreendido o mecanismo de funcionamento do ato miccional, são discutidos conceitos usados em urofluxometria, causas que mudam a curva de fluxo urinário e sua importância nas avaliações urodinâmicas, como também o método utilizado neste trabalho para medir o fluxo urinário. Finalmente é realizada uma abordagem sobre a eletromiografia e sua relação com o estudo urodinâmico.

2.1 O SISTEMA URINÁRIO

A Erro! A fonte da referência não foi encontrada. mostra o sistema urinário, o qual é composto de dois rins e uma bexiga. São mostrados também os ureteres (dois longos canais que conectam os rins com a bexiga), bem como a uretra.

Pode ser observado na Figura 1, que o sistema urinário está dividido em três regiões denominadas tratos, a saber: trato superior, médio e inferior. O trato superior é constituído basicamente pelos rins e os ureteres; o trato médio compreende a bexiga e o trato inferior a uretra. Os dois últimos são os órgãos encarregados de realizar o ato miccional, dando origem à curva de

fluxo urinário.

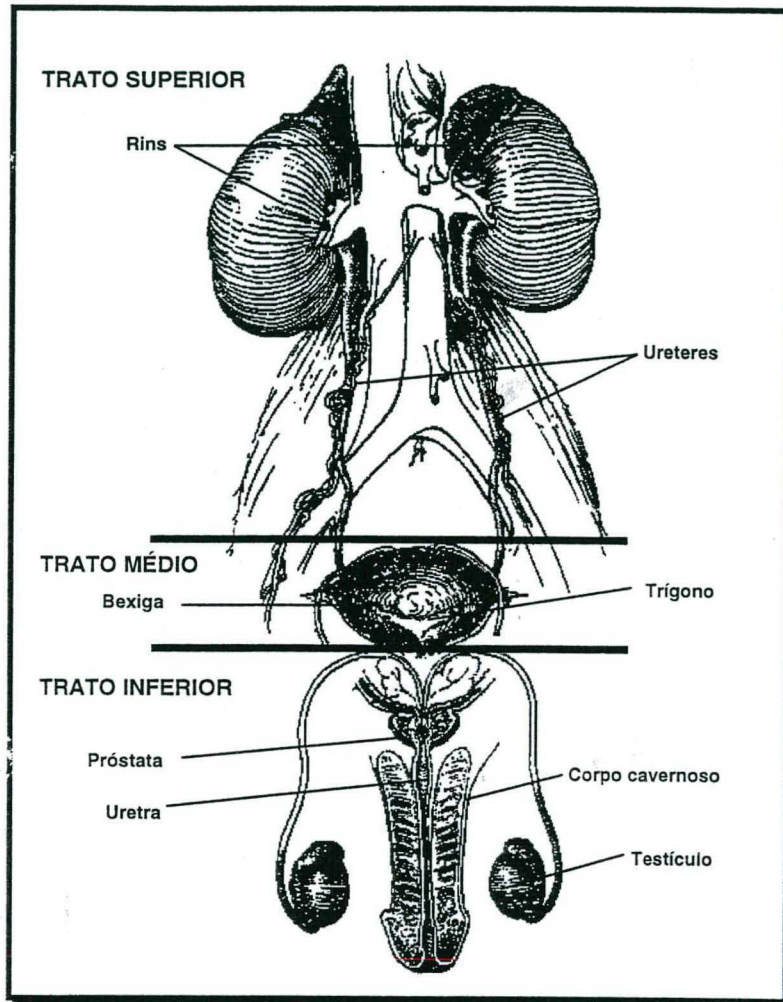


Figura 1 - Anatomia do trato geniturinário masculino. Fonte : "Urologia Geral" (Smith, 1981)

Os rins têm as seguintes funções:

- Eliminar os produtos finais do metabolismo (uréia, ácido úrico, creatinina, amônia, fosfato e sulfato);
- A homeostasia⁸ do volume de líquido corporal e da decomposição de solutos;
- A ingestão de água e íons minerais como Cl^- , Na^+ , K^+ , e Ca^{2+} pela excreção urinária;

- Controlar o pH plasmático (nível de acidez ou alcalinidade);
- Eliminar os produtos ácidos finais do metabolismo; e
- Regular a concentração plasmática do bicarbonato (Schauf *et al.*, 1991).

A bexiga está localizada na região inferior do abdome. É um órgão muscular oco, que serve como reservatório da urina proveniente dos rins. Nos adultos normais pode chegar a ter uma capacidade aproximada de 350 a 450 ml. É constituída por uma composição de fibras musculares lisas, dispostas em três camadas musculares distintas, nas direções longitudinal, circular e espiral. A camada intermediária é conhecida como músculo detrusor, que é encarregado de se contrair para possibilitar a micção. Essa disposição particular dos músculos permite à bexiga contrair-se uniformemente durante a micção e também expandir-se durante o enchimento.

Na base da bexiga como pode ser observado na Figura 2, localizado no colo vesical, encontra-se o esfíncter interno, formado por uma camada mais densa de fibras dispostas em forma circular. Estas fibras são orientadas na direção da uretra, que se abre e fecha independentemente da vontade, ou seja, mantém a uretra fechada até que os sinais de reflexo da medula espinhal, em resposta à bexiga cheia, ordenem o seu relaxamento. Isso faz com que a parte superior da uretra se abra, permitindo a liberação da urina pela bexiga.

⁸ Refere-se ao equilíbrio, controle dos líquidos.

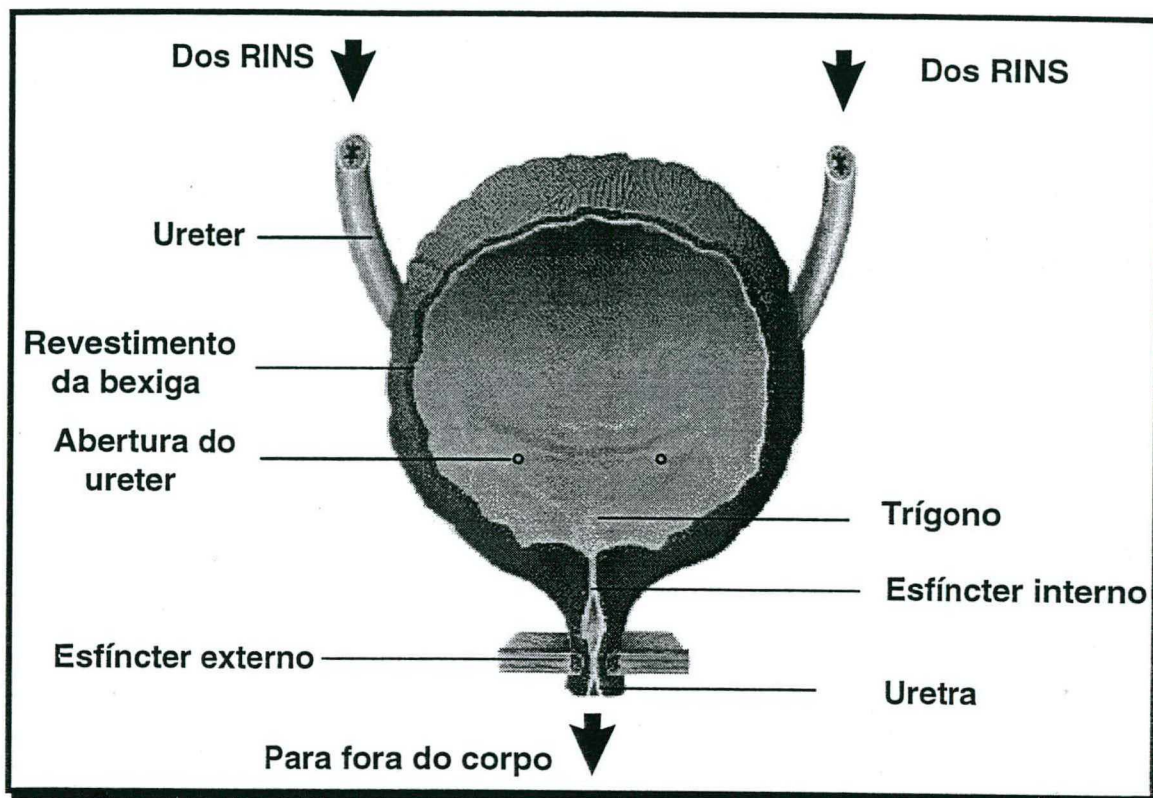


Figura 2 - Anatomia da bexiga

A uretra é um tubo muscular fino por onde a urina deixa a bexiga e sai do corpo durante a micção. A uretra apresenta diferenças entre os organismos masculino e feminino. A uretra no homem tem um comprimento maior pois vai ao longo do pênis. Divide-se em duas partes: fixa e móvel. A parte fixa é composta pela uretra prostática e membranosa, enquanto que a parte móvel, ou "esponjosa", é composta pela uretra bulbar e uretra peniana. No caso do homem, devido ao fato de que parte do trajeto da uretra esta circundada pela próstata, a uretra pode ser bloqueada como consequência da hiperplasia⁹ da próstata.

As semelhanças, entre a uretra do homem e da mulher encontram-se, na musculatura lisa, que apresenta duas camadas: uma

camada interna e outra externa. A camada interna é constituída por feixes de fibras longitudinais que se contraem ao início da micção diminuindo o comprimento da uretra. A camada externa, ou esfíncter externo, é formada por fibras circulares que ajudam a fechar a uretra ou o esfíncter interno. Pelo exposto, pode-se compreender melhor porque o esfíncter do homem apresenta maior controle ou continência.

2.2 ARMAZENAMENTO DA URINA E MICÇÃO

No intervalo entre as micções, a variação da pressão no interior da bexiga não é muito significativa. No entanto, na uretra essa variação de pressão é importante, garantindo o fenômeno de continência, que se apoia em dois valores de tônus ou contrações musculares diferentes: o tônus da região esfíncteriana, que aumenta à medida que a bexiga enche e o tônus da bexiga, que é mantido praticamente inalterado. Esta etapa é eminentemente simpática, uma vez que a bexiga se mantém relaxada e o esfíncter contraído, como pode ser observado na Figura 3.

Durante o esvaziamento vesical, ou micção, o fenômeno se inverte. A pressão na região esfíncteriana desaparece, tal como se observa na **Erro! A fonte da referência não foi encontrada.**, enquanto que a pressão vesical aumenta a fim de expulsar completamente a urina, completando, assim, o fenômeno da micção. Esta etapa é um fato primordialmente parassimpático.

Para uma melhor compreensão do ato miccional, diz-se que o

⁹hiperplasia, aumento do tamanho.

trato urinário inferior pode ser comparado a um sistema mecânico composto de uma bomba (bexiga), um tubo (uretra) com válvulas controladas (os esfíncteres) e um bico (meato uretral ou orifício externo do canal uretral).

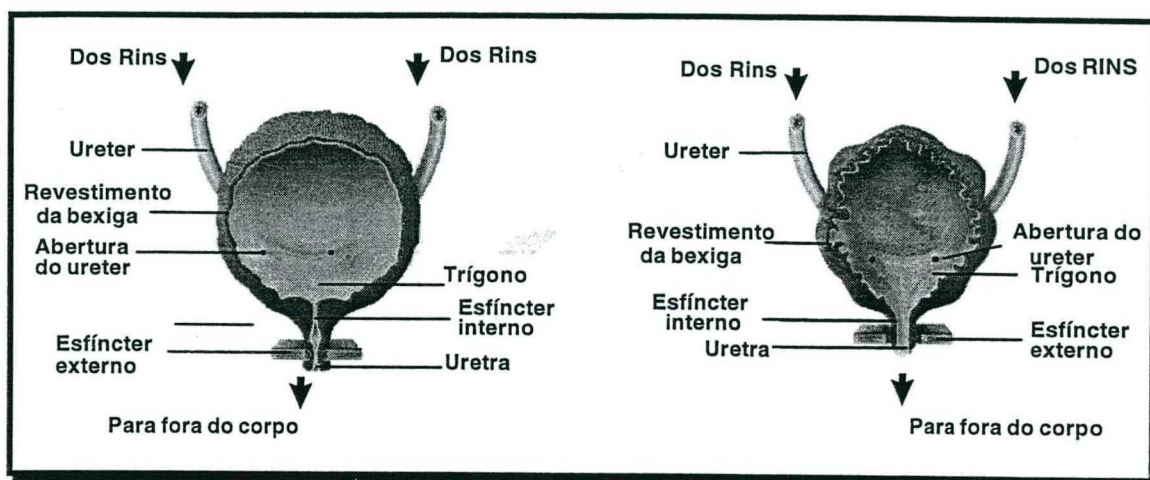


Figura 3 - Fases de enchimento (esquerda) e esvaziamento (direita) da bexiga

2.3 UROFLUXOMETRIA

A urofluxometria é o exame funcional mais simples do trato urinário médio e inferior. Segundo Bates *et al.* (1977) a urofluxometria consiste no registro do volume de urina expelido pela uretra na unidade de tempo. O fluxo, objeto de estudo, é resultante da contração do músculo detrusor sobre a resistência uretral (D'Ancona, 1995).

2.3.1 Geração da Curva de Fluxo

Em uma pessoa normal, a micção se inicia com um grande volume de urina expelido rapidamente devido à alta pressão vesical e do relaxamento simultâneo do esfíncter. Esse volume vai aumentando até atingir um máximo, que ocorre normalmente a menos de um terço do tempo total da micção. A partir desse momento a resistência uretral começa a aumentar,

produzindo uma redução do volume expelido, até esvaziar completamente o conteúdo da bexiga ou fechar totalmente o esfíncter. Também é comum a existência de um último esforço voluntário da pessoa em esvaziar a bexiga, gerando um pico final de volume que continua decaindo lentamente. Todo esse processo descreve a curva de fluxo urinário para uma pessoa normal, tal como é mostrado na Figura 4.

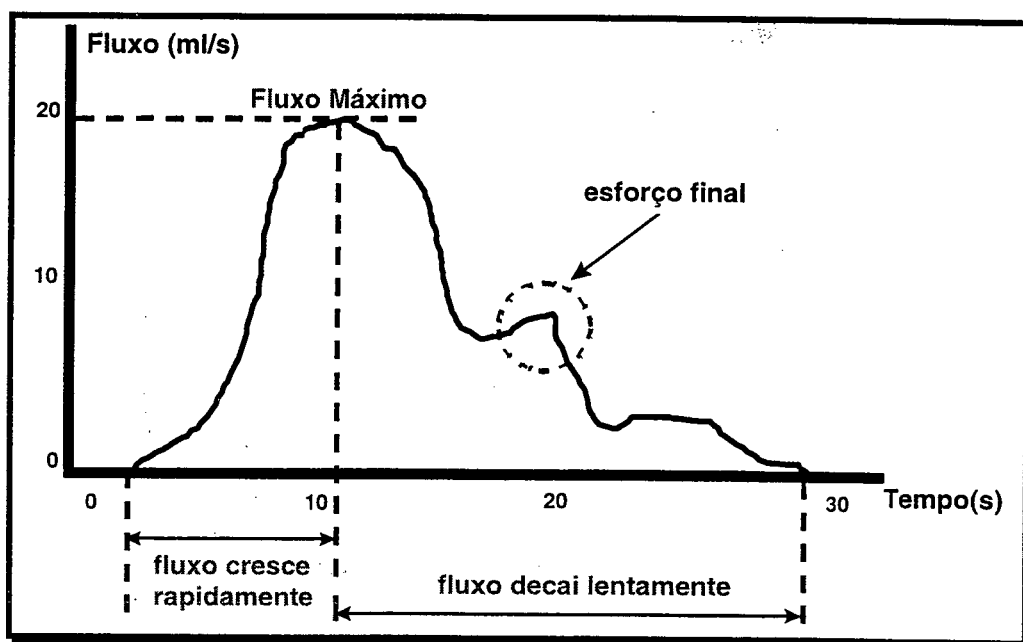


Figura 4 - Representação gráfica (fluxo x tempo) da curva do fluxo urinário

2.3.2 Modificações da Curva

De acordo com os estudos clínicos, as possíveis causas que podem modificar o fluxo urinário são:

- O fluxo urinário pode ser diminuído nos casos onde apresenta-se o aumento da resistência uretral ou a diminuição da força de contração do músculo detrusor, sendo envolvidos estudos de fluxo/pressão, que possibilitam distinguir as duas causas.
- O aumento do fluxo urinário pode ocorrer devido à diminuição da resistência

uretral, sendo identificado em alguns casos de incontinência urinária de esforço.

Mesmo em um estudo de urofluxometria considerado normal, pode estar presente o fator obstrutivo infra-vesical, que poder ser observado nos casos de alta pressão do músculo detrusor, chegando a superar o aumento da resistência uretral. Em resumo, um possível erro no diagnóstico do paciente.

Embora a incerteza e limitações estejam presentes na prova de urofluxometria, como uma ferramenta de auxílio ao diagnóstico rápida e simples, esta torna possível seu emprego nos pacientes com problemas miccionais, para verificar o resultado do tratamento (cirúrgico ou medicamentoso) e assim avaliar a progressão da doença (D'Ancona, 1995).

2.3.3 Parâmetros Medidos na Urofluxometria

Segundo a Sociedade Internacional de Continência, é utilizada a seguinte nomenclatura e abreviações para definir os parâmetros medidos num estudo de urofluxometria:

- Fluxo Urinário Máximo (Q_{max});
- Fluxo Urinário Médio (Q_{ave});
- Volume (V_{comp});
- Tempo de Fluxo Máximo ($T_{máx}$);
- Tempo Total de Micção (T_{100});
- Tempo de Hesitação (T_{hes}).

Na Figura 5 esses parâmetros podem ser observados graficamente.

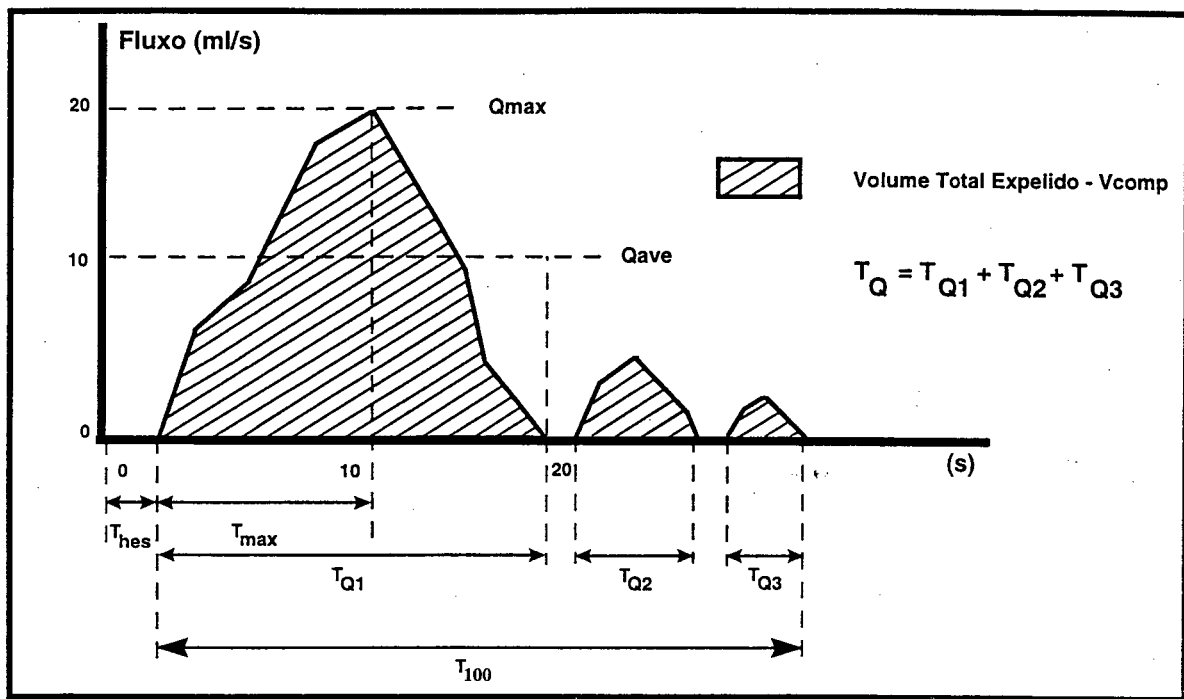


Figura 5 - Parâmetros medidos do fluxo urinário

O Fluxo Urinário Máximo (Q_{max}), é o maior valor da curva de fluxo atingido durante a micção. Os valores de fluxo máximo considerados normais são de 20 a 25 ml/s, em homens, e 25 a 30 ml/s, em mulheres, (Smith, 1981). Essas variações têm relação direta com o volume total expelido e com a idade do indivíduo (Tabela 1). Fluxos máximos em pessoas jovens, que urinando com a bexiga cheia apresentem fluxo inferior a 10 ml/s, são consideradas provas definitivas de uma obstrução. Em casos onde são registrados fluxos máximos superiores àqueles considerados normais (superurinadores), não são necessariamente indicadores de alguma disfunção.

Fluxo Urinário Médio (Q_{ave}), é o volume total de urina dividido pelo tempo total de micção.

Volume (V), é o volume total de urina expelido durante a micção. Também considera que, sendo o fluxo urinário dependente do volume miccional, volumes abaixo de 150 ml não são significativos e volumes acima de 500 ml

tendem a diminuir os resultados, devido basicamente à hiperdistensão vesical.

Tabela 1 - Variação do fluxo urinário normal com a idade. Fonte: "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995)

Idade anos	Volume ml.	Homens ml/s	Mulheres ml/s
4-7	100	10	10
8-13	100	12	15
14-45	200	21	18
46-65	200	12	15
66-88	200	9	10

O Tempo de Fluxo Máximo ($T_{\text{máx}}$), é o tempo decorrido antes de se atingir o fluxo máximo.

Tempo Total de Micção (T_{100}), tempo decorrido do início até o fim da micção.

Tempo de Hesitação (T_{hes}), é o tempo decorrido entre a intenção do paciente em começar a urinar e o início efetivo da micção.

2.3.4 Análise da Curva de Fluxo Urinário

Tendo como ponto de partida as possíveis causas que modificam o fluxo urinário, a análise parte basicamente do formato apresentado pela curva gerada. Embora a curva traçada seja de um formato ruidoso, ou "quebrado", (Marques, 1996a) isso não deve ser confundido com o comportamento eventualmente intermitente das curvas de fluxo, característico de algumas anormalidades. O comportamento ruidoso é consequência da frequência de amostragem do sistema de aquisição, podendo ser suavizado por meio do uso dos filtros digitais ou analógicos, eliminando as altas frequências. A utilização de filtros possibilita a obtenção de uma curva suavizada "limpa". No entanto, informações preciosas como fluxo máximo, bem como as rápidas variações de fluxo são perdidas (Krane & Siroky, 1979;

Marques, 1996a).

2.3.4.1 Curva de Fluxo Normal

A curva de fluxo normal apresenta o formato de um sino. Com pequenas modificações, ela pode ser mais larga, mais alta, mais lisa, mas ainda assim conservando seu formato sinusoidal. A Figura 6 ilustra a curva de fluxo normal.

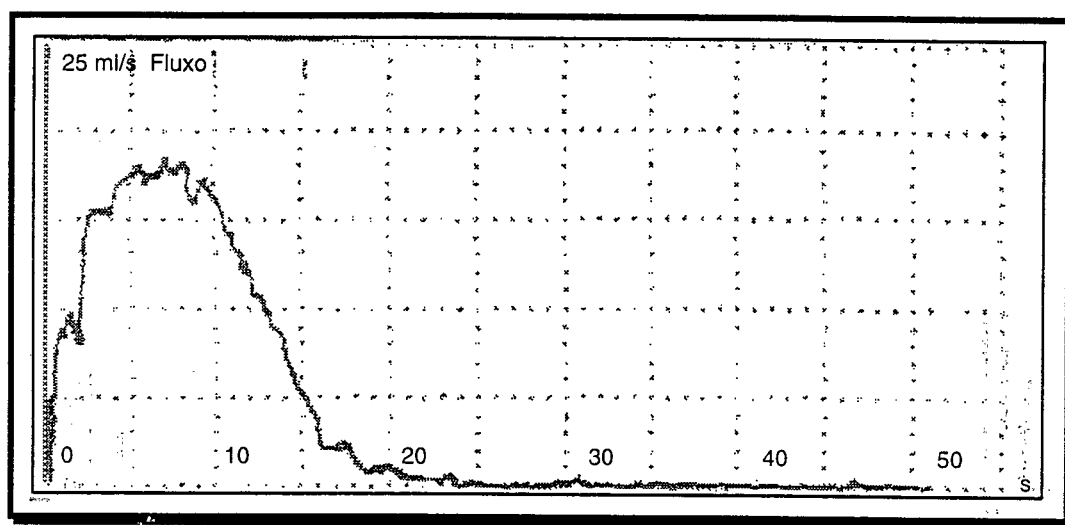


Figura 6 - Curva de fluxo normal. Fonte: "Interpretation of Uroflowmetry Curves by Urologists" (Van de Beek *et al.*, 1997)

2.3.4.2 Curva de Fluxo Intermitente

A curva de fluxo intermitente é um tipo de curva que não necessariamente é consequência de alguma anormalidade (Drach *et al.*, 1979), embora esta seja originada pelo esforço abdominal realizado pelo paciente no momento de miccionar, na tentativa de compensar a ausência de atividade do músculo detrusor, tal como se observa na Figura 7.

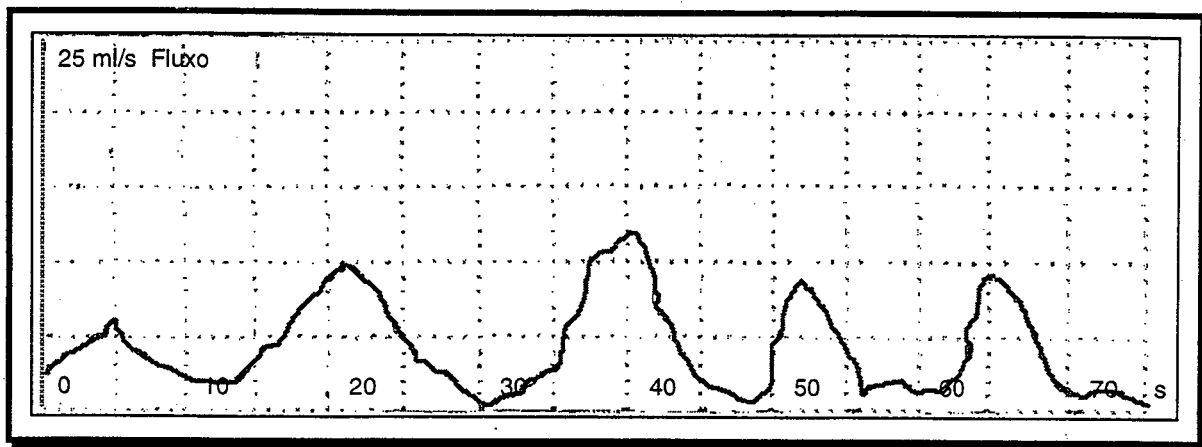


Figura 7 - Micção com manobra de esforço. Modificado de "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995)

Na **Erro! A fonte da referência não foi encontrada.**a podemos observar que o tempo de fluxo é maior. O fluxo máximo tem valor normal em torno de 33 ml/s, enquanto que o fluxo médio é baixo, aproximadamente 10 ml/s, havendo evidentes descontinuidades na curva. A curva alterna estados constantes com picos e quedas abruptas. Segundo a literatura médica, curvas desse tipo estão associadas a variações na atividade do esfíncter externo (Smith, 1981). Na Figura 8b nota-se que estas características estão acentuadas, indicando a probabilidade de haver obstrução ou hiperatividade do esfíncter.

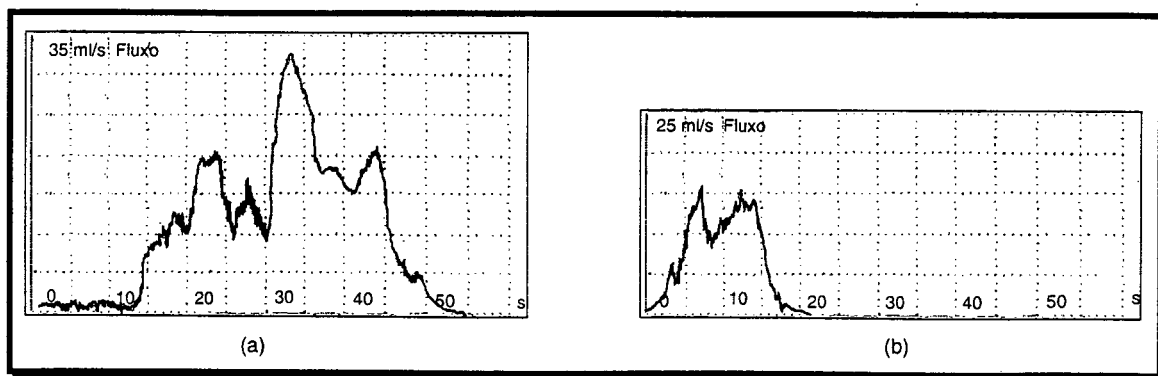


Figura 8 - Curvas de fluxo intermitente. Modificado de "Urologia Geral" (Smith, 1981)

Entre outras causas que podem modificar a curva, podem ser citados alguns distúrbios neurológicos, os quais podem levar a um quadro de disenergia do detrusor/esfíncter, ou seja não havendo trabalho sincronizado, harmonioso e normal de contração do detrusor e relaxamento do esfíncter, que deveria estar relaxado no momento da contração do detrusor. Isso traz como consequência a obstrução do fluxo urinário e, portanto, a redução da curva de fluxo. Assim, fica evidenciada a necessidade dos exames complementares e simultâneos de pressão vesical e eletromiografia (Marques, 1996a).

2.3.4.3 Curva de Fluxo com Obstrução Mecânica

Os pacientes com retenção urinária incipiente têm dificuldades em manter o colo vesical aberto durante a micção (Siroky, 1990). Esse distúrbio é conhecido como "hipocontratibilidade" ou "hipoatividade do detrusor" (D'Ancona, 1995). Frequentemente também são encontrados em urologia, ocorrências de uretras obstruídas mecanicamente por algum agente. Ambas situações conduzem a curvas de fluxo caracterizadas por fluxos médios e máximos baixos, inferiores a 10 ml/s e tempos grandes de fluxos como se observa na Figura 9. A patologia associada às obstruções mecânicas, e que acomete os pacientes de sexo masculino, é a Hiperplasia Prostática Benigna - BPH. Segundo Matzkin *et al.* (1993), cerca de 50% da população masculina acima dos 60 anos apresentam sinais de sintomas de BPH. Alguns autores dispensam outros exames urodinâmicos em pacientes que apresentam curvas do tipo mostrado na Figura 10 por considerá-la evidente (Smith, 1981).

Estudos recentes apontam para a necessidade de realizar mais que uma medida de fluxo no diagnóstico de BPH, uma vez que pacientes cujas

curvas de fluxo sejam aparentemente normais apresentem 31% de probabilidade de alguma evidência de obstrução em urofluxometrias subsequentes (Abrams & Torrens, 1979). São necessários, ainda, a medida da urina residual e um estudo integrado pressão/fluxo na detecção destes pacientes assintomáticos.

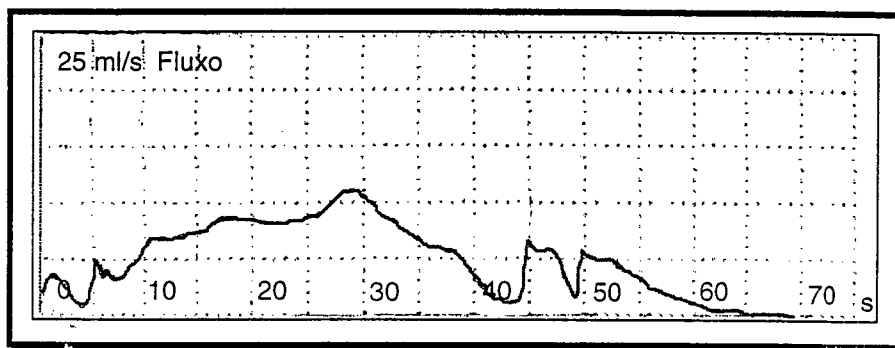


Figura 9 - Curva de fluxo de um paciente que apresenta obstrução infravesical. Modificado de "Aplicações Clínicas da Urodinâmica" (D'Ancona, 1995)

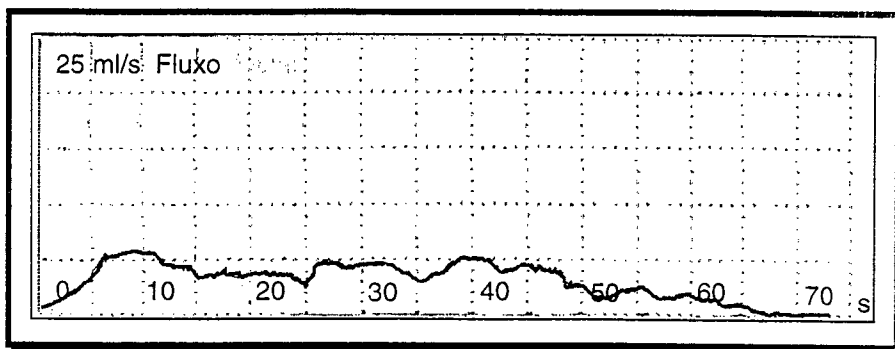


Figura 10 - Curva de fluxo de um paciente que apresenta obstrução do colo vesical (BPH). Tempo de fluxo prolongado e flutuação devido ao esforço abdominal. Fonte: "Interpretation of Uroflowmetry Curves by Urologists" (Van de Beek *et al.*, 1997)

A classificação das curvas de fluxo urinário com padrões e sua comparação visual com os resultados de um exame urofluxométrico, não são necessariamente, uma técnica definitiva para se poder chegar a um diagnóstico confiável, já que patologias diferentes podem gerar curvas similares e interpretações diferentes podem ser feitas a partir de uma mesma curva. Por isso, segundo Marques (1996a), é necessária a integração de

técnicas numéricas, estatísticas e de inteligência artificial para tentar isolar cada vez mais o problema, especificamente o universo de patologias prováveis a partir da curva de fluxo e seus parâmetros correlatos.

2.4 O MÉTODO GRAVIMÉTRICO

Dentre os diversos métodos existentes, e que foram avaliados por Marques (1996a), o método gravimétrico foi escolhido por sua simplicidade e por ser factível quanto a sua implementação. Existem no momento balanças com a facilidade de ter a interface serial disponível para se interconectar com o computador. Isso permite que o computador receba os dados medidos de peso (peso da urina), e assim possa processar a informação utilizando o *software* desenvolvido para executar esta tarefa. Mas a principal questão que aparece quando se fala do método gravimétrico é: Como medir fluxo a partir da medida do peso? Isso será explicado no próximo parágrafo.

O método gravimétrico é utilizado na obtenção da medida indireta de fluxo. Nos cálculos a seguir pode-se observar as constantes relacionadas que influenciam sua aproximação do valor real.

Seja o fluxo Q , e o volume V , estão relacionados pela equação:

$$Q = \frac{V}{t} \quad [ml/s] \quad \text{Equação 1}$$

Como trata-se de Fluxo instantâneo :

$$Q(\Delta t) = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad [ml/s] \quad \text{Equação 2}$$

O volume de um líquido está, por sua vez, relacionado à massa pela seguinte equação:

$$V = \frac{m}{c} \quad [g]/[g/ml] \quad \text{Equação 3}$$

onde temos que:

$$Q(\Delta t) = \frac{\Delta(m/c)}{\Delta t} \quad [ml/s] \quad \text{Equação 4}$$

onde c é a concentração, constante para cada micção:

$$Q(\Delta t) = \frac{1}{c} \cdot \frac{\Delta m}{\Delta t} \quad [ml/s] \quad \text{Equação 5}$$

A equação acima apresenta o princípio básico da obtenção do fluxo através da medida da massa acumulada de um líquido. No caso do projeto são utilizados os diferenciais individuais Δm , de massas coletadas. Por isso, quanto menor for Δt mais a derivada discreta das massas Δm vai se aproximar do valor real do fluxo:

se

$$\Delta t \rightarrow 0 \Rightarrow Q(t) = \frac{1}{c} \cdot \frac{\Delta m}{\Delta t} \quad \text{Equação 6}$$

O valor de c está compreendido entre 1,018 g/ml a 1,03 g/ml. Sendo esta faixa relativamente estreita com relação à grandeza média dos parâmetros importantes da curva que estão na ordem das dezenas, então considerando-se um valor de concentração de 1,02 g/ml o erro seria de 1%. Este valor é utilizado como um valor genérico de concentração pelos especialistas. Embora não seja significativa sua influência na curva final nos exames que exigem maior rigor, este valor é considerado importante devido às variações que podem existir devido à alteração por uso de fármacos na concentração da urina (D'Ancona, 1995).

2.5 ELETROMIOGRAFIA

A eletromiografia clínica (ou EMG) é o nome atribuído ao estudo da atividade elétrica normal ou anormal dos músculos. Existem três tipos de músculos no corpo humano: músculos esqueléticos (usados para o movimento e controle postural, como são os bíceps, tríceps, gastrocnêmios, etc); músculo cardíaco (músculo que bombeia o sangue através do corpo) e músculos lisos (que revestem a bexiga, intestino e estômago) (Guyton, 1996; Geddes & Baker, 1989; Normann, 1988). O desenho de um músculo esquelético é mostrado na Figura 11.

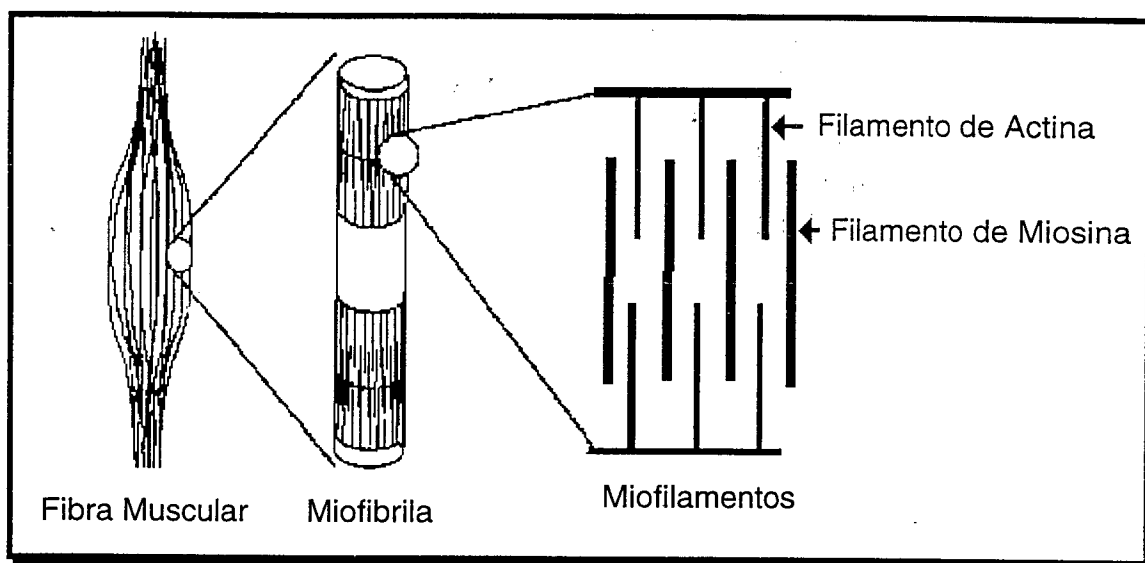


Figura 11 - Detalhe do músculo esquelético (Modificado de Norman, 1990)

O músculo esquelético é formado por um grande número de fibras musculares, cada uma com cerca de 50 μm de diâmetro. Cada fibra muscular é composta por muitas fibrilas, cada uma com cerca de 150 Å de diâmetro e estão cheias de proteínas contrateis (actina e miosina). Essas proteínas são extremamente bem organizadas e são capazes de se

deformarem quando ocorre um aumento da concentração de cálcio na fibra muscular. Com a modificação de sua forma, elas se transpassam uma sobre a outra, fazendo com que a fibra muscular se encurte, produzindo, assim, uma determinada força.

O aumento do nível de cálcio, que causa a contração, é ativado por um potencial de ação muscular que se propaga ao longo do músculo (e que causa a liberação de íons de cálcio na fibra muscular de um local onde se armazena cálcio no músculo). O potencial de ação é ativado por um estímulo nervoso que se propaga sobre o nervo motor e inervações do músculo até uma parte especializada do músculo chamada de placa motora. Um nervo motor pode inervar uma ou muitas fibras musculares, e quando um potencial de ação alcança a placa motora libera um neuro transmissor, chamado de acetilcolina, que se difunde do nervo motor até a fibra muscular, dando início a um potencial de ação muscular que produz a contração do músculo. Então, pode-se concluir que a contração muscular é resultado de um potencial de ação muscular, o qual, por sua vez, é produzido por um potencial de ação nervoso (Normann, 1990).

Assim, a eletromiografia consiste no registro, ou captação, de potenciais biolétricos oriundos das fibras musculares. Cada vez que um potencial de ação percorre uma fibra muscular, é espalhada uma pequena porção de corrente do músculo até a pele. No caso de muitas fibras musculares se contraírem simultaneamente, o somatório dos potenciais elétricos que ocorrem na pele pode ser detectado com relativa facilidade, através da utilização dos eletrodos de superfície (não-invasivos) ou eletrodos de agulha (invasivos) (Da Rocha, 1997).

2.6 A RELAÇÃO ENTRE ELETROMIOGRAFIA E UROFLUXOMETRIA

No final da década de 70, iniciou-se a proliferação de técnicas pediátricas não invasivas, orientadas à urodinâmica (Barrett 1980; e Maizels & Firlit, 1979). Como resultado dessas pesquisas, chegou-se a suspeitar que a descoordenação detrusor-esfíncter era a maior causa das disfunções urológicas nas crianças. Embora, esta descoordenação pode ser mascarada por outras condições, elas devem ser detectadas para assegurar a precisão do teste urodinâmico. O procedimento comum em adultos, para identificar um esforço maior durante a micção, e para confirmar as contrações não inibidas do detrusor durante a cistometria, envolve a utilização de um balão retal, visando desta maneira medir a pressão intra abdominal. Essa técnica, utilizada em crianças, é incompatível com o ato miccional normal e natural, especialmente quando os estudos são executados no momento que o paciente está acordado. Koff e Kass (1982), desenvolveram um método totalmente não-invasivo para avaliar a atividade muscular da parede abdominal por meio da eletromiografia, utilizando eletrodos de superfície num estudo urodinâmico.

Segundo Tomita e Ogawa (1993), as taxas de fluxo urinário são o resultado da pressão intravesical contra a resistência uretral e a pressão intravesical durante o esvaziamento é a soma da contração da bexiga mais a pressão abdominal. Se os resultados fossem medidos simultaneamente, o resultado seria mais útil na elaboração do diagnóstico da disfunção.

Seguindo o método desenvolvido por Koff e Kass (1982), coloca-se sobre a superfície do abdome de um indivíduo os eletrodos para medir, ou registrar o sinal eletromiográfico de esforço (ver testes realizados no capítulo

4).

Capítulo 3 - Hardware e Software do Sistema

3. HARDWARE E SOFTWARE DO SISTEMA

Neste capítulo descrevem-se os circuitos eletrônicos e dispositivos implementados para adquirir, condicionar e/ou adaptar tanto os sinais de fluxo urinário quanto os de esforço abdominal. Descreve-se também o *software* desenvolvido para adquirir e processar os dados lidos dos canais de entrada utilizados pelo sistema. Finalmente, apresenta-se os problemas encontrados e as soluções implementadas.

3.1 HARDWARE

Para a aquisição do sinal de fluxo urinário, conforme os objetivos do projeto, utilizam-se os mesmos dispositivos empregados no VUCOM (Marques, 1996a), e para os sinais de esforço abdominal, adicionou-se um *hardware* que permite adquirir os sinais produzidos pela atividade dos músculos abdominais durante o teste Urodinâmico. Utiliza-se também, uma placa de audio Sound Blaster[®] da Creative Labs, Inc., modelo Sound Blaster Pro 2 de 8 bits, instalada previamente no computador permitindo desta maneira economizar uma grande quantidade de dispositivos, os quais seriam necessários para executar uma serie de tarefas que são realizadas pela placa.

A Figura 12 representa o diagrama em blocos do sistema implementado. Pode-se observar que os sinais a serem adquiridos, utilizam dois canais diferentes na entrada do computador (porta serial e placa de som).

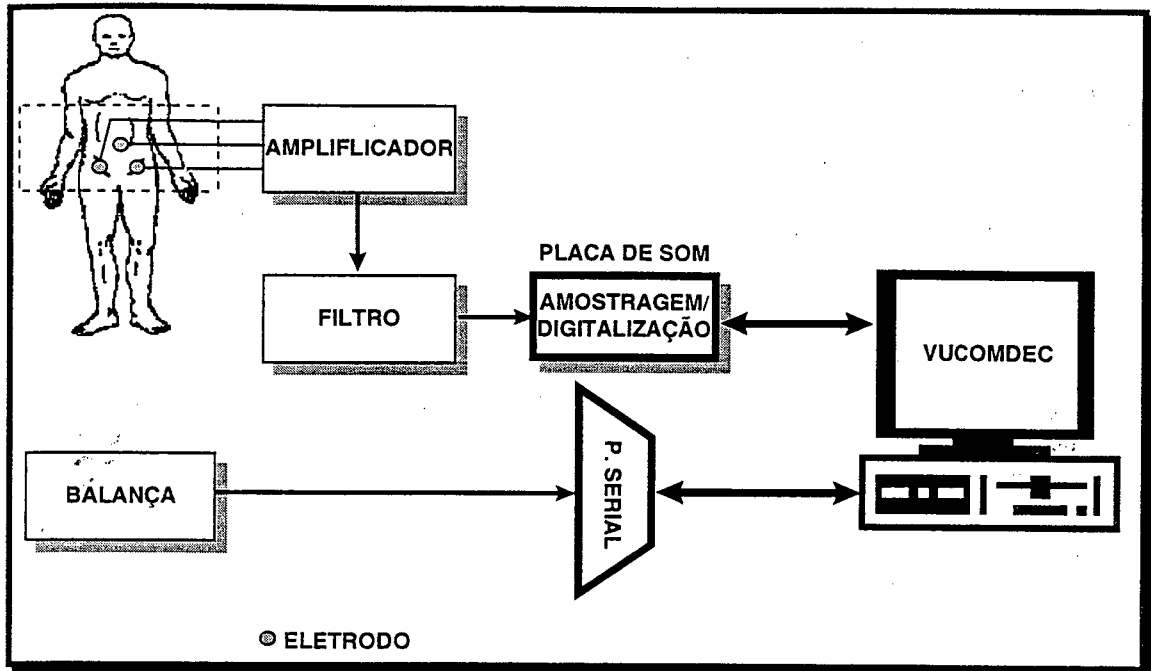


Figura 12 - Sistema de Aquisição

3.1.1 Hardware para Aquisição do Sinal de Fluxo Urinário

O *hardware* é composto de um sensor de massa de líquido (uma balança digital), um cabo para a conexão serial e um computador IBM-PC ou compatível e um monitor VGA (*Video Graphics Array*).

A balança digital utilizada, da marca URANO UD2000/1 - L (Urano, 1994), com capacidade de carga de 1 Kg e com resolução de 1 g. Possui botões de tara e saída serial para impressão via interface serial RS232C com conector DB-9, funções de estabilização e zero automático. Através da saída para impressão conectou-se a balança com a porta serial do computador, sendo o protocolo de comunicação utilizada pela balança o seguinte:

- Velocidade de comunicação configurada para 4800 bps.
- Cada caracter de peso transmitido é composto de 9 caracteres (1 de estabilização, 1 de polaridade, 5 de peso, 1 para retorno de carro e o último

para avanço de linha) tal como se mostra na Figura 13, e cada caracter é por sua vez composto por 10 bits (1 *start bit*, 7 *bits* de dados e 2 de *stop bits*).

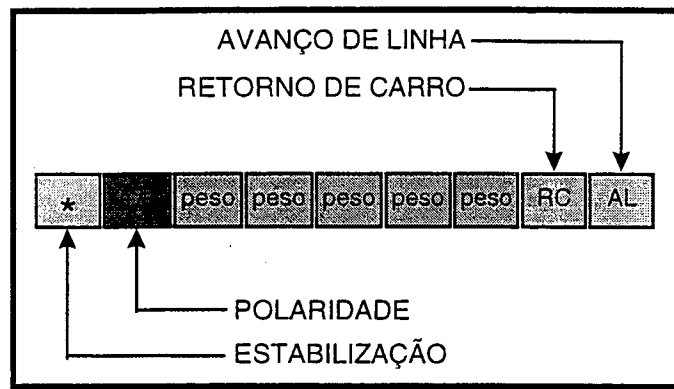


Figura 13 - Os nove caracteres enviados por cada medida

Em conseqüência, cada medição é composta por:

$$9 \text{ caracteres} \times 10 \text{ bits} = 90 \text{ bits/medida.}$$

Idealmente, a balança estaria operando a 4800 bps:

$$4800/90 \text{ [bps/(bits/peso)]} \approx 53,3 \text{ medidas/s}$$

Deve-se ressaltar que a balança precisa de 208 ms para enviar uma amostra de peso, como pode-se observar no anexo 1, o qual dá como resultado:

$$1/208 \text{ [medidas/ms]} \approx 4,8 \text{ medidas/s}$$

A taxa de amostragem seria então:

$$4,8 \text{ amostras/s}$$

No caso do sinal de fluxo urinário, suas componentes de freqüência concentram-se em torno de 1 Hz, e a máxima componente de freqüência é 2 Hz (Marques, 1996a), sendo necessário amostrar o sinal a uma freqüência mínima de 4 Hz, respeitando-se, assim, o critério de Nyquist. Então,

com 4,8 amostras/s, cumpre-se a condição de frequência mínima necessária para amostrar o sinal.

Fazendo-se um pequeno cálculo com esses parâmetros, conclui-se que em 60 s de aquisição, utilizando-se esta taxa de amostragem, temos 288 pontos aproximadamente.

3.1.2 Hardware para Aquisição do Sinal de Esforço Muscular

O *hardware* de aquisição do sinal de esforço muscular é baseado nos conceitos clássicos de sistemas de aquisição de dados, constituído pelos seguintes blocos: bloco transdutor (eletrodos), bloco amplificador, filtro e um bloco final de amostragem/digitalização, tal como se observa na 12^o.

3.1.2.1 Eletrodos

Os eletrodos¹⁰ constituem o bloco transdutor, sendo os elementos mais importantes de conexão entre o paciente e o sistema de aquisição. Eles têm a função de converter um parâmetro fisiológico, que são os potenciais iônicos das fibras musculares, em potenciais eletrônicos, ou corrente elétrica (Webster, 1992; Da Rocha, 1997). Em outras palavras, eles acoplam as voltagens da superfície do corpo do paciente ao instrumento eletrônico (Aston, 1990), permitindo medir os eventos bioelétricos (Geddes & Baker, 1989).

Este fenômeno é produzido quando um metal é colocado em contato com um corpo, desenvolvendo-se uma tensão através do eletrólito¹¹, entre o metal e o corpo, formando duas camadas de cargas elétricas. Uma na

¹⁰ Dispositivos que estão em contato direto com a pele do paciente.

¹¹ Separação de íons de um corpo por meio de corrente elétrica formada pela interface eletrodo+gel+pele.

superfície do eletrodo e a outra, com cargas opostas, no lado do eletrólito. A Figura 14 representa a formação das camadas de cargas da interface pele/eletrodo.

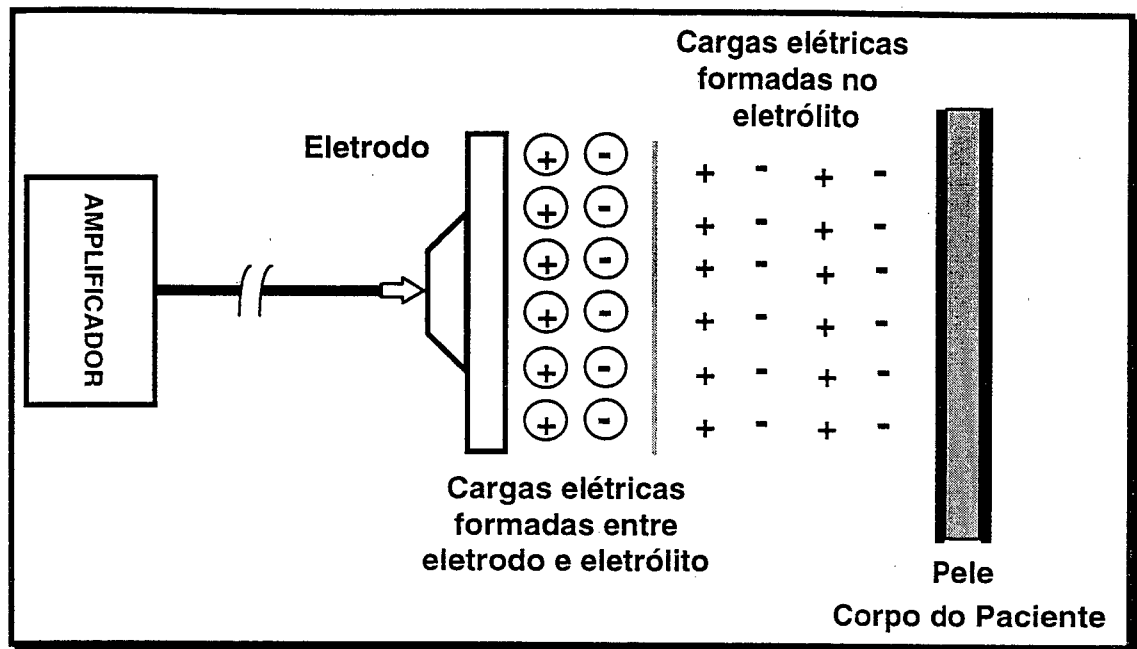


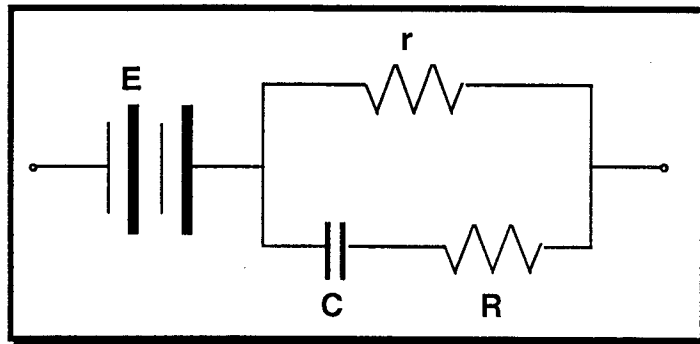
Figura 14 - Formação de cargas elétricas na interface eletrodo-eletrólito-pele (Modificado de Tyner *et al.*, 1989)

Segundo Tyner *et al.* (1989), materiais diferentes desenvolvem diferentes tensões quando são imersos em um mesmo eletrólito. Esse potencial é conhecido como potencial de meia célula, pois cada eletrodo comporta-se como se fosse a metade de uma bateria. Os potenciais de meia célula diferem com o tipo de material utilizado na construção dos eletrodos, como pode-se observar na Tabela 2.

Sob o ponto de vista eletrônico, os eletrodos comportam-se como capacitores e apresentam também a propriedade de bateria, como já dito anteriormente. Esta característica deve ser considerada no momento de se optar por um eletrodo para medir um determinado sinal bioelétrico. O circuito equivalente dos eletrodos em contato com o eletrólito é mostrado na Figura 15.

Tabela 2 - Valores típicos de potenciais de meia célula

Material do Eletrodo	Potencial de Eletrodo
Chumbo (Pb)	- 0.13
Estanho (Sn)	+ 0.14
Cloreto de Prata (AgCl)	+ 0.22
Cobre (Cu)	+ 0.52
Prata (Ag)	+ 0.80
Platina (Pt)	+ 0.86
Ouro (Au)	+ 1.50

Figura 15 - Circuito equivalente de um eletrodo em contato com o eletrólito (Modificado de Tyner *et al.*, 1989)

Na Figura 16, é apresentado o modelo do equivalente elétrico dos tecidos do paciente, onde:

G = Representa o gerador do sinal biológico.

R_g = Resistência interna do gerador.

R_t = Resistência do tecido.

R_s = Resistência da superfície da pele.

$E_{1,2}$ = Potencial de eletrodo.

$Z_{1,2}$ = Impedância do eletrodo.

$R_{in1,2}$ = Impedância de entrada do amplificador.

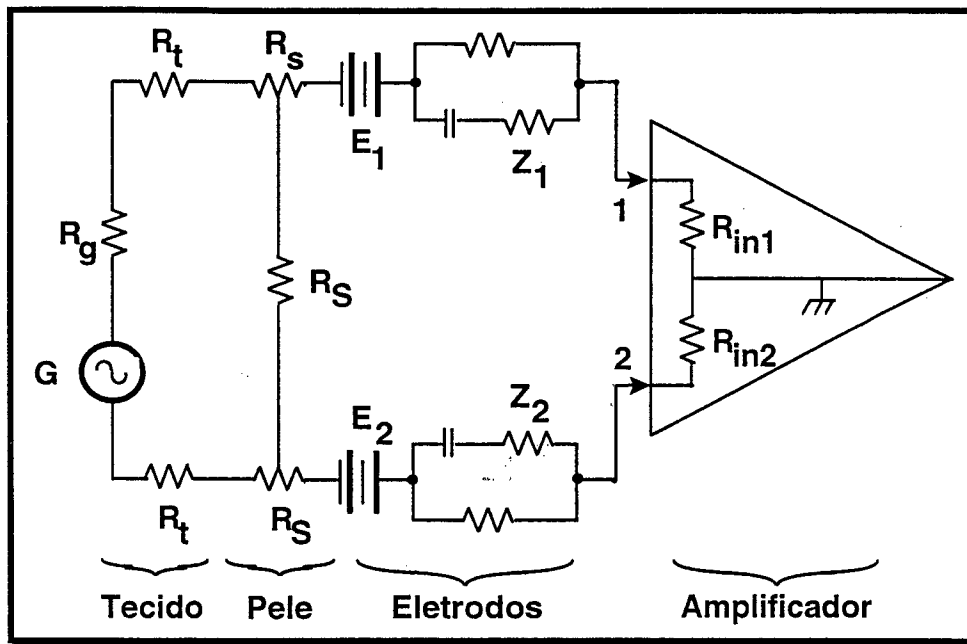


Figura 16 - Circuito equivalente para os tecidos do paciente e par de eletrodos com a entrada do amplificador (Modificado de Tyner *et al.*, 1989)

Foram desenvolvidas formas de eletrodos para diferentes tipos de medições biomédicas, sendo agrupados em duas grandes categorias: os internos e os de superfície, sendo conhecidos, também, como eletrodos invasivos e não-invasivos respectivamente.

Os eletrodos não-invasivos caracterizam-se por serem colocados sobre a superfície do corpo do paciente para o registro dos sinais bioelétricos, proporcionando uma média ou composição gráfica da atividade muscular. Os eletrodos invasivos são colocados internamente ao corpo do paciente no registro dos sinais bioelétricos de uma região específica, isso permite que sejam registrados poucos ou apenas um potencial motor, não sendo necessários a utilização de fluidos especiais (gel), como são utilizados nos não-invasivos (Neuman, 1995; Siroky, 1996).

Os eletrodos invasivos apresentam diferentes formatos, sendo basicamente classificados como eletrodos de agulha, conforme apresentado na

Figura 17. Podem ser mencionados, ainda, os microeletrodos, os quais são outro tipo de eletrodo invasivo e cuja aplicação é restrita, especificamente, às aplicações biomédicas, tais como a medição da diferença de potencial através da membrana celular (Neuman, 1992; Da Rocha, 1997).

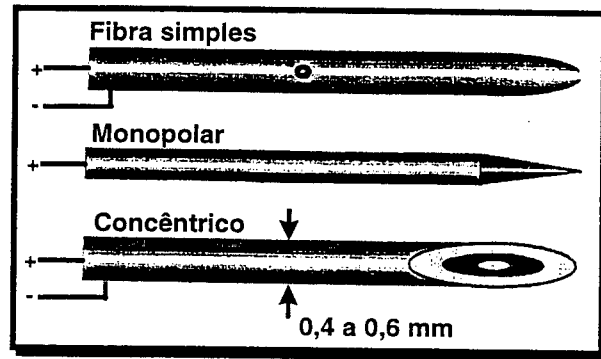


Figura 17 - Eletrodos invasivos (Modificado de Henneberg, 1995)

Os eletrodos não-invasivos, ou de superfície, apresentam também, diferentes modelos, os quais podem ser citados os seguintes: placa metálica; disco metálico; de sucção; de copa metálica; descartáveis, de filme delgado, tipo *clip*; tipo *patch*; etc. (Neuman, 1995).

A Figura 18 apresenta um diagrama comparativo, ilustrando as diferentes maneiras de colocação, no corpo do paciente, de três eletrodos dos dois tipos mencionados, para a aquisição do sinal de eletromiografia.

Neste trabalho foi utilizado o eletrodo *patch* descartável de superfície, tal como se observa na Figura 19. Este eletrodo possui uma coroa adesiva que facilita a fixação sobre a pele do paciente. Apresenta, também, um gel condutor (eletrólito), que permite a redução da impedância elétrica, melhorando o acoplamento pele/eletrodo (Da Rocha, 1996).

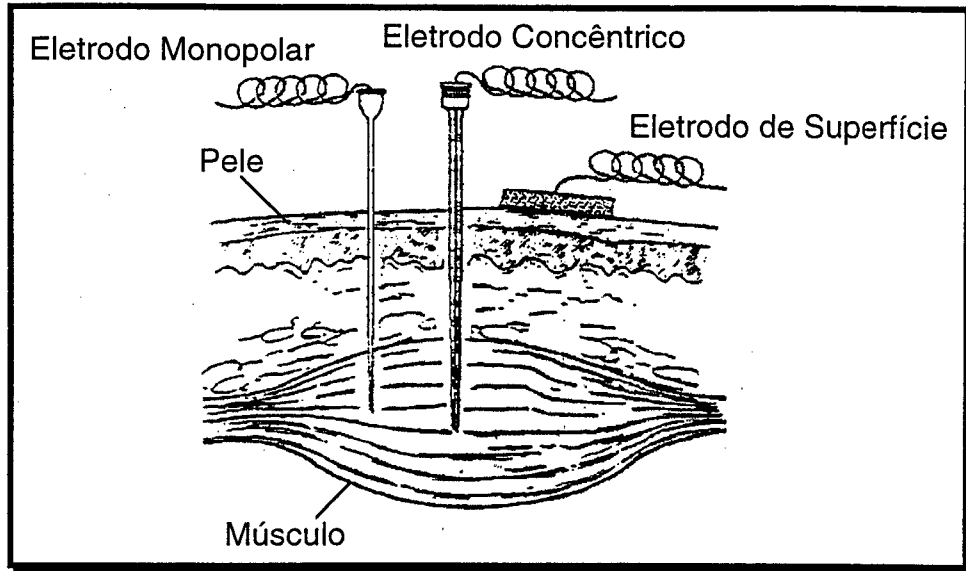


Figura 18 - Diagrama ilustrativo da localização dos eletrodos usados em EMG. Modificado de "Electromyography of the perineal floor" (Siroky, 1996)

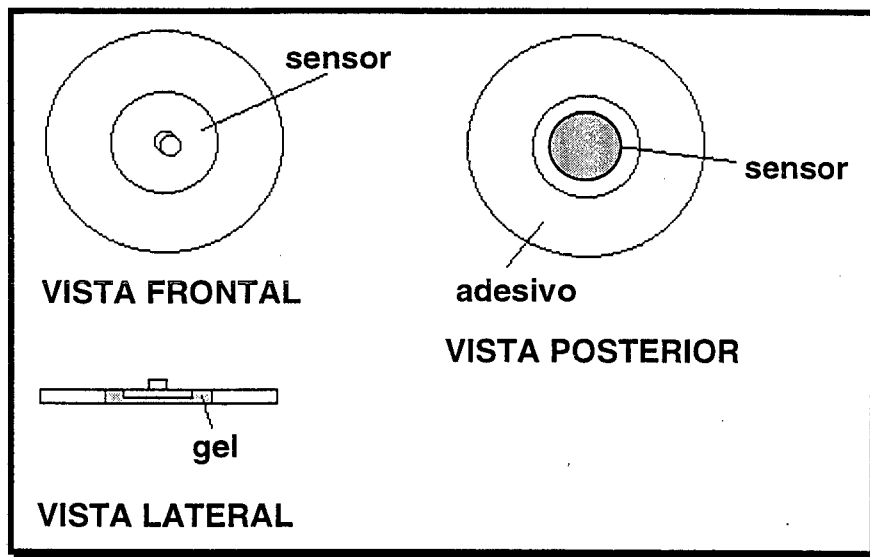


Figura 19 - Detalhes de um eletrodo tipo Patch

3.1.2.2 Amplificador

O bloco de amplificação é constituído de um amplificador de instrumentação de alto desempenho e ótimo na eliminação dos ruídos de modo comum (CMRR de 130 dB). O amplificador utilizado foi o AD620, da Analog Devices (1994), que possui baixo consumo de corrente e baixos níveis

de tensão de alimentação, sendo ideal para ser alimentado com uma bateria de 9 V. Esse dispositivo é configurado para amplificar 1000 vezes o sinal eletromiográfico proveniente do abdome, obtido através dos eletrodos de superfície. A Figura 20 mostra o circuito implementado.

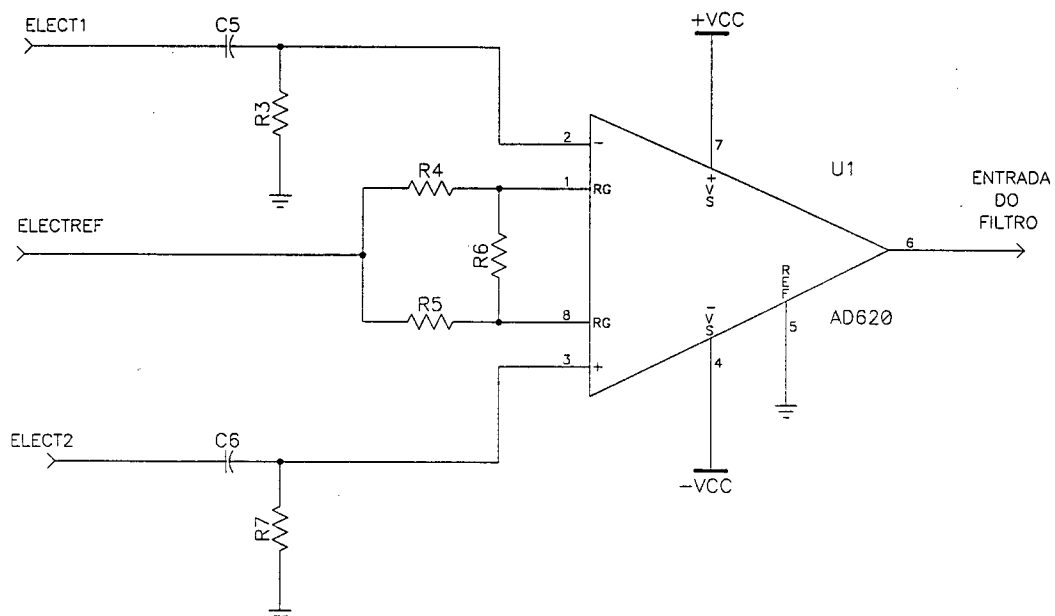


Figura 20 - Bloco Amplificador

A escolha deste ganho do amplificador se deve basicamente às restrições do sinal de entrada permissíveis pela placa de som, a qual conforma a etapa final de amostragem/digitalização. Segundo a Creative Labs. Inc. (1996), o modelo Sound Blaster Pro 2, apresenta uma sensibilidade de 10 a 100 mVpp, onde níveis na entrada maiores não são recomendados. Um detalhe importante desse circuito é o uso de capacitores de desacoplamento DC¹² entre os eletrodos e as entradas do amplificador, pois desta maneira evita-se que níveis de tensão contínua, produzidos devido aos eletrodos ou potenciais de eletrodo (Geddes & Baker, 1989) sejam amplificados e saturem a

¹² Refere-se ao nível de tensão contínuo.

saída do amplificador devido ao alto ganho configurado.

3.1.2.3 Filtro

O filtro é implementado para evitar os efeitos de *aliasing*, sendo que as freqüências de banda passante do sinal adquirido estão entre 2 Hz e 500 Hz aproximadamente (Onaral, 1995). O filtro é utilizado para limitar a largura de banda do sinal, sendo implementado um passa baixas ativo de quarta ordem com aproximação Butterworth com uma freqüência de corte f_c configurada para 500 Hz e uma taxa de inclinação de 80 dB por década (Malvino, 1986; Massara *et al.*, 1993; Allen *et al.*, 1995). Deste modo evita-se que as freqüências acima do sinal desejado sejam adquiridas pela placa de som no momento da amostragem. A 21ª apresenta o circuito implementado.

Como se observa na 21ª, o filtro implementado é constituído de duas seções em cascata, com ganhos de 1,152 e de 2,235 respectivamente. As duas seções possuem os mesmos valores de resistências e capacitâncias dadas por:

$$RC = \frac{1}{2 \cdot \pi \cdot f_c}$$

Na Figura 21 nota-se uma pequena modificação com relação ao circuito original (bloco tracejado) de tal maneira que o ganho total do filtro seja unitário. Através do arranjo de resistências denominadas RA1 e RB1, as quais formam um divisor de tensão na entrada da primeira seção, consegue-se que o ganho total de tensão seja devido, exclusivamente, ao ganho do bloco amplificador (Marques, 1994), evitando que o sinal ultrapasse o máximo nível de entrada suportado pela placa de som.

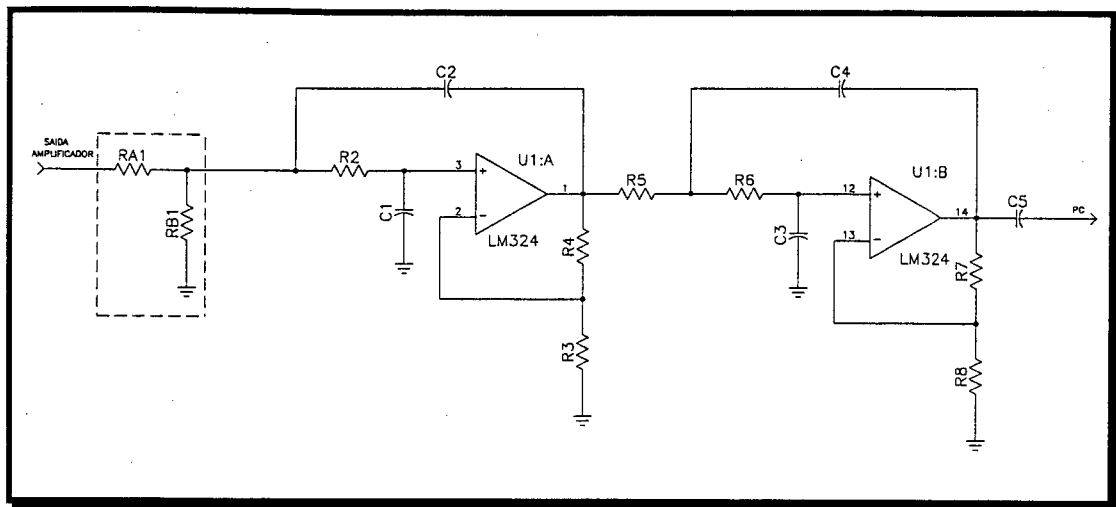


Figura 21 - Filtro Butterworth - Passa Baixa de Quarta Ordem

3.1.2.4 Placa de Som

Sendo o sinal na saída dos blocos anteriormente implementados, analógico, essencialmente, pode-se completar a cadeia de aquisição através da introdução da placa de som ao computador. Através da placa de som, o sinal é amostrado, quantizado e decodificado (digitalizado) (Razavi, 1995), permitindo, desta maneira, que os dados, já em formato digital (uns e zeros) possam ser manipulados pelo *software* do sistema.

Lusichi (1997) conseguiu, através de seu trabalho de aquisição, registrar e reproduzir os sons cardíacos utilizando a placa de som. Isso representa um avanço significativo dessa nova forma de manipular os sinais de natureza biológica, que na maioria são de baixa frequência. No referido trabalho a placa não foi inicialmente programada de fábrica, pois os sinais de voz humana e música possuem uma largura de banda de 8 kHz a 20 kHz, respectivamente. Pode-se observar nos dados fornecidos pela Creative Labs., para a placa modelo Sound Blaster Pro 2 utilizada no projeto, que a frequência de amostragem utilizada é 44.1 kHz para 8 bits, sendo apropriada para os fins

desejados (Creative Labs., 1996).

Neste projeto, tais freqüências de amostragem não são estritamente necessárias, devida à excessiva quantidade de dados que podem ser adquiridos. Isso traz como conseqüência a geração de grandes arquivos de dados, o que é indesejável, no caso destes serem armazenados na unidade de disco fixo do computador, ou em um disco flexível, uma vez que os recursos de espaço são limitados.

A alternativa apresentada por Lusichi (1997), de reprogramar a freqüência de amostragem da placa de som em uma freqüência adequada com as necessidades do projeto, permite que o sinal de esforço abdominal seja também adquirido. O sinal de esforço abdominal é um sinal eletromiográfico e, segundo a literatura, suas componentes de freqüência se encontram entre 2 e 500 Hz (Onaral, 1995). Portanto com a seleção da freqüência de amostragem igual a 1200 amostras/s, é respeitado o critério de Nyquist.

A placa de som instalada no computador ocupa um dos *slots* da placa mãe, possibilitando o registro e gravação do som digital. A placa de som normalmente é incluída na compra dos computadores ou constituem uma opção multimídia a ser incluída no sistema (Lusichi, 1997).

3.1.2.4.1 Partes da Placa de Som

As partes principais da placa de som da família Sound Blaster® para PC são as seguintes:

- DSP (Processador Digital de Som);
- Misturador;
- Sintetizador de FM;

- Interface do Barramento;
- Processador Avançado de Sinais.

A seguir, mostra-se na Figura 22 o diagrama de blocos da placa Sound Blaster Pro 2.

A Figura 23 mostra a distribuição dos *Chips* (circuitos integrados) dentro do circuito impresso da placa de som, assim como a disposição dos conectores para as diferentes fontes de entrada dos sinais.

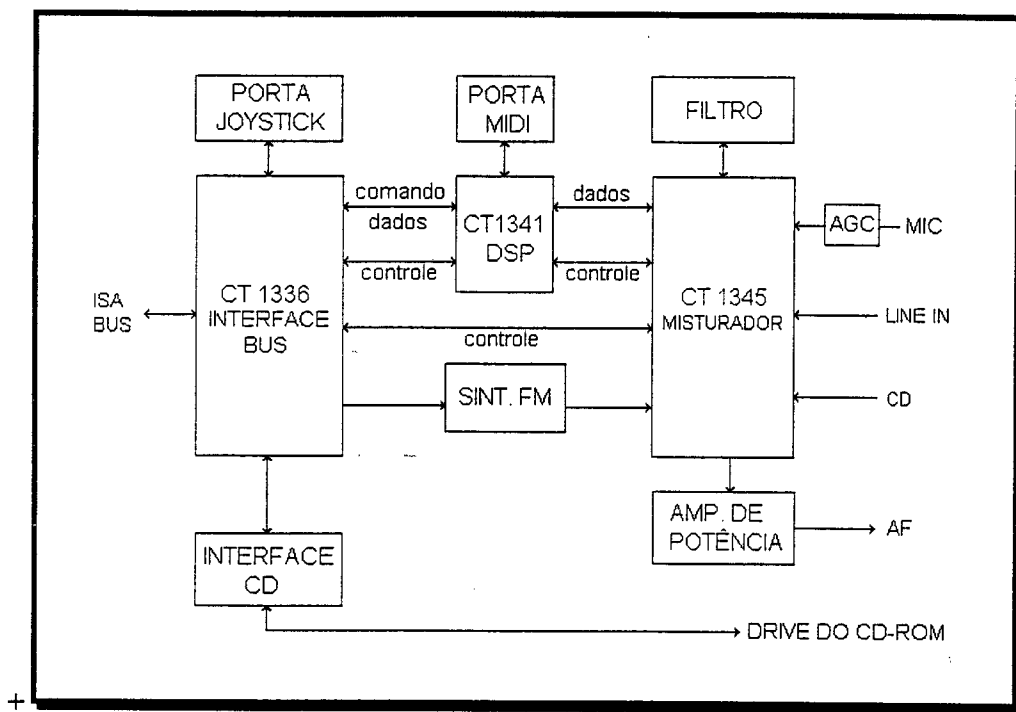


Figura 22 - Diagrama de blocos da placa de som Sound Blaster Pro 2 (Creative Labs., 1996)

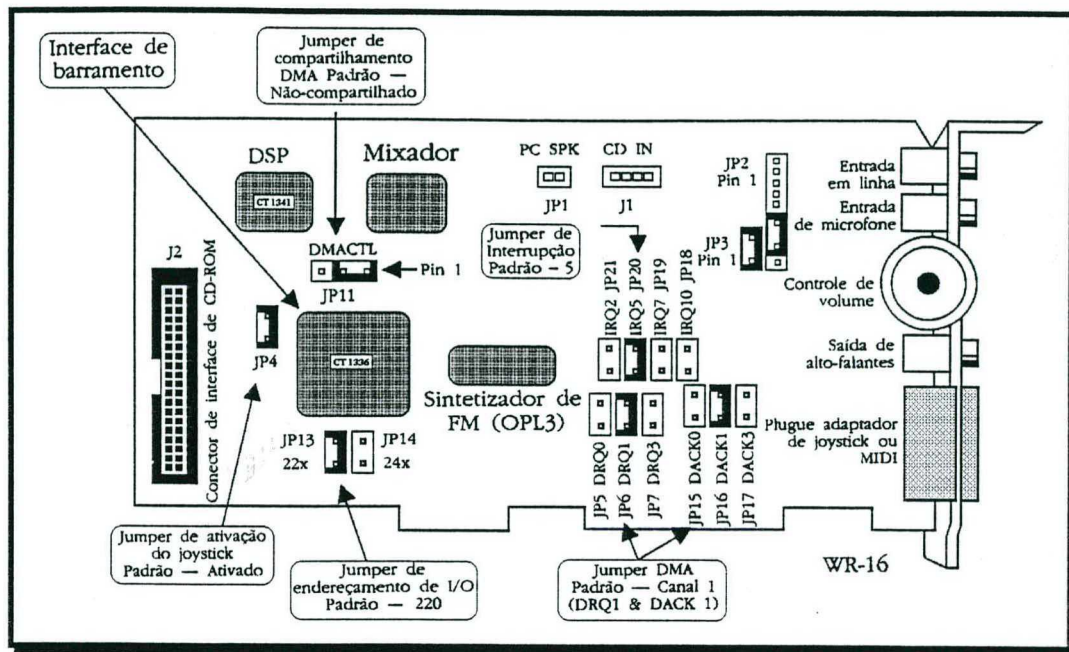


Figura 23 - Sound Blaster Pro 2 (Ridge et al., 1994)

O Processador de Som Digital (DSP) - O DSP é a parte mais importante da placa de som, e sendo *chip* identificado como CT 1341. O DSP é o dispositivo que interpreta todos os comandos e funções de entrada e saída MIDI¹³ enviados para a placa de som, controlando também todos os outros *chips* da placa.

Dentre as tarefas mais relevantes do DSP podem ser mencionadas as seguintes:

- Controlar a taxa de amostragem;
- Controlar a conversão A/D e D/A¹⁴;
- Controlar os modos de transferência do DMA¹⁵;
- Realizar o registro e reprodução de som digitalizado de 8/16 bits mono/estéreo;

¹³ Interface Digital para Instrumento Musical.

¹⁴ Digital para Analógico.

- Realizar compressão/descompressão ADPCM (Modulação por Código de Pulso Diferencial Adaptativo), com opções de 4:1, 3:1 e 2:1.

O Misturador - A função do misturador é literalmente misturar os sinais provenientes de diferentes fontes de entrada, como os sons do microfone, da entrada em linha, de áudio do CD, áudio digital, MIDI e do alto-falante do PC. Desse modo podem-se realizar gravações digitais a partir de diversas fontes simultaneamente. O misturador permite o controle de ganho das entradas e saídas e dos níveis de volume de tons graves e agudos. Isso possibilita ao programador criar controles de ganho e volume via *software*. Na placa de som utilizada para o desenvolvimento do projeto, encontra-se o *chip* misturador CT 1345.

O Sintetizador de FM - O trabalho do sintetizador de FM é emular os sons de instrumentos musicais, ou seja, reproduzir os sons de instrumentos musicais através da Modulação em Frequência de ondas senoidais (Moore, 1994). A placa de som utiliza o sintetizador da Yamaha®, YAMAHA OPL3.

A Interface de Barramento - A interface de barramento (*chip* CT 1336), tem a função de gerar os sinais de protocolo de comunicação e transferência de dados entre o PC e os diversos componentes na placa de som. Todos os dados, comandos e sinais digitais de áudio passam pelo *chip* de interface de barramento para se comunicar com a placa mãe do computador. A interface de barramento fornece as definições de configuração para a própria placa, os

¹⁵ Memória de Acesso Direto.

endereços de porta de E/S¹⁶, interrupções e definições de canal de DMA. Ela possui, ainda, um *buffer*¹⁷ que permite utilizar altas taxas de amostragem.

Deve ser ressaltado que o DSP no presente trabalho, foi a parte mais importante, enquanto que para Lusichi (1997), tanto o DSP quanto o misturador foram considerados como as partes mais importantes.

3.1.2.4.2 Programação da Placa de Som

Segundo as instruções fornecidas pela Sound Blaster, a placa de som pode ser reprogramada levando em consideração uma série de parâmetros, devendo ser configurada de acordo com as necessidades do projeto. A seguir apresenta-se a seqüência de programação para configurar a placa:

- Programação do DSP - Endereços de I/O do DSP; *Reset*; *Read Data*; *Write Command/Data*; *Write-Buffer Status*; *Read-Buffer Status*; Manejo de Interrupções do DSP; Configuração do DMA e configurações das interrupções.
- Programação I/O do som digitalizado - Modos de operação do Som Digitalizado;
- Programação do Chip Misturador - Seleção do ganho de cada canal de saída.

Todos estes passos devem ser seguidos tal como descreve Lusichi (1997) em seu projeto de dissertação, indicando uma série de exemplos para implementação dos comandos de configuração que foram

¹⁶ Entrada/Saída.

¹⁷ Área de memória para armazenamento temporário de dados.

utilizados em parte neste projeto.

3.1.2.5 Fonte de Alimentação do Amplificador de EMG

Todo o *hardware* implementado é alimentado por uma bateria de 9 Volts, o que permite uma redução de espaço e peso, do conjunto. São importantes as considerações do espaço ocupado e peso do *hardware* implementado, já que este estará localizado sobre a superfície do abdome do paciente, perto da região de aquisição do sinal de esforço. Dessa forma, se consegue adquirir o sinal com menos distorção e ruído, os quais seriam levados ao computador. Este aspecto deve ser levado em consideração, afim de se evitar o processamento de sinais não desejadas (artefatos), e manter um mínimo de qualidade no resultado deste processamento. Na Figura 24 mostra-se o circuito implementado.

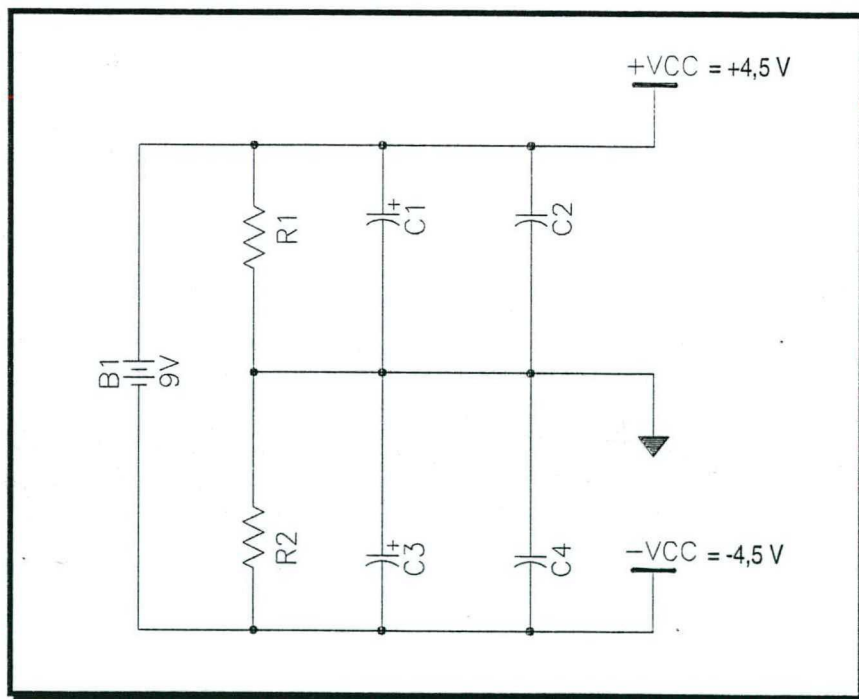


Figura 24 - Fonte de Alimentação

3.2 SOFTWARE

O *software* do projeto foi desenvolvido sob plataforma Windows, com interface máquina/usuário em Visual Basic. Para controle do hardware foi construída uma DLL - Biblioteca de ligação dinâmica (Gurewich & Gurewich, 1994), cujas fontes estão escritas em linguagem C.

O *software* do UCOMDEC é constituído por um módulo de entrada, em linguagem C, considerado o mais importante do sistema, e um módulo de interface gráfica e processamento, em Visual Basic.

3.2.1 Módulo de Entrada

O módulo de entrada de dados tem os seguintes objetivos: configurar os canais de entrada (placa de som e porta serial), reprogramar o *timer* (temporizador), programar a rotina de atendimento à interrupção da porta serial, adquirir os dados biológicos apresentados nos canais, e fornecer os dados em um formato adequado para o módulo de processamento, afim de facilitar os cálculos em “tempo real”.

A placa de som é configurada para trabalhar no modo direto (onde a CPU¹⁸ comanda a transferência de dados entre a placa de som e a memória) a uma taxa de amostragem (1200 amostras/s), que é conseguido reprogramando a interrupção do *timer* (Eggebrecht, 1983) do computador, de tal forma que interrompa o número de vezes necessário para satisfazer a taxa mencionada, seguindo o método de Lusichi (1997). A porta serial (COM1) é configurada para trabalhar a uma velocidade de comunicação entre o

¹⁸ Unidade Central de Processamento.

computador e a balança, de 4800 bps (*bits/s*), com 10 *bits* por cada caractere (1 *start bit*, 7 bits de dado e 2 *stop bit*) (Urano, 1994), tal como se observa na Figura 25.

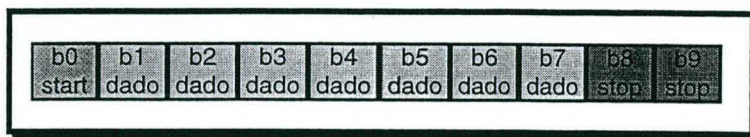


Figura 25 - Configuração do caractere

Programa-se também a rotina de atendimento à interrupção da porta serial, visando armazenar os dados enviados pela balança num *buffer*. Este *buffer* é definido na rotina de atendimento da interrupção, sendo atendida cada vez que exista um dado pronto na porta. O funcionamento da rotina de atendimento à interrupção da porta serial será explicado com maior detalhe no item 3.3.3. A Figura 26 mostra o fluxograma do sistema.

Neste módulo conseguiu-se aproveitar as duas rotinas de atendimento às interrupções, sem que exista conflito entre elas. A aquisição dos dois sinais de interesse, esforço e fluxo, é feita através da leitura dos dados que ingressam na placa de som e da leitura do dado armazenado no *buffer* criado para a porta serial, quase “simultaneamente”, tal como se observa na Figura 27.

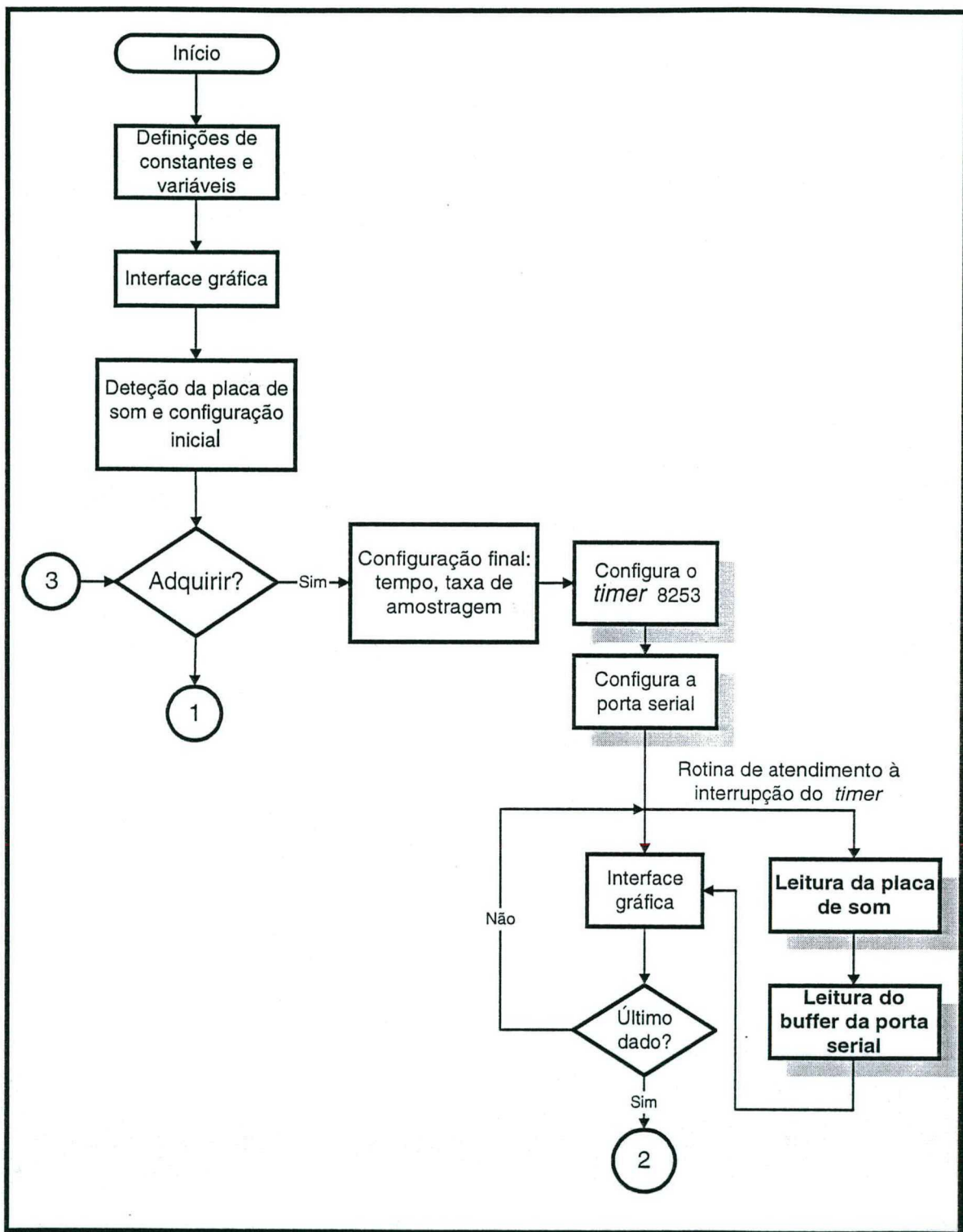


Figura 26 - Fluxograma da rotina de inicialização e leitura dos canais de entrada



Figura 27 - Rotina de aquisição programada usando a interrupção do *timer* do computador

Adicionalmente a Figura 28 e a Figura 29 representam os fluxogramas das rotinas de armazenamento e leitura dos arquivos armazenados.

Todas as tarefas mencionadas, devido a necessidade de utilizar um tempo mínimo de execução, não poderiam ser implementadas em Visual Basic, motivo pelo qual se fez uso de uma DLL, recurso que permite ao programa principal usar as rotinas escritas em C, isto é, configurar os canais de recepção, ler e enviar os dados ao módulo seguinte no formato adequado para o processamento.

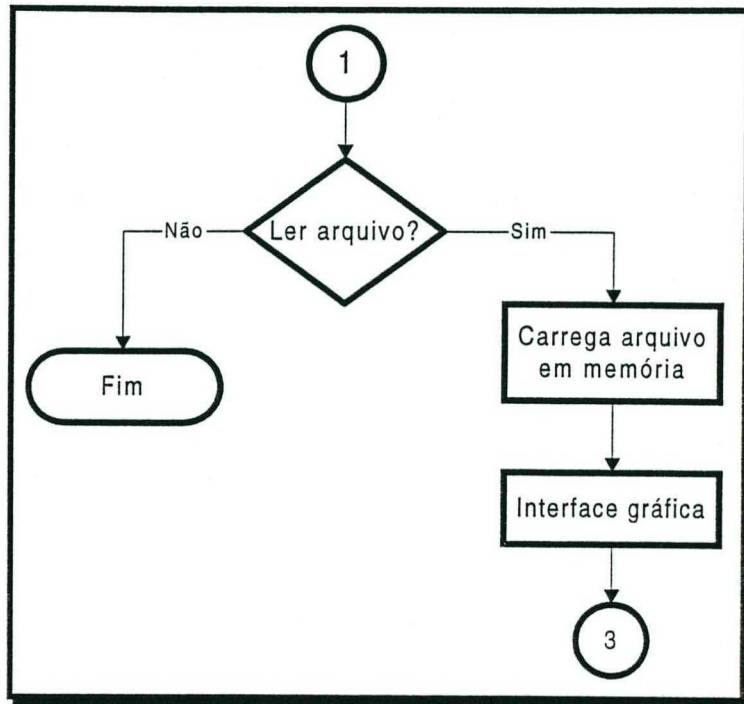


Figura 28 - Fluxograma da rotina de leitura do arquivo armazenado

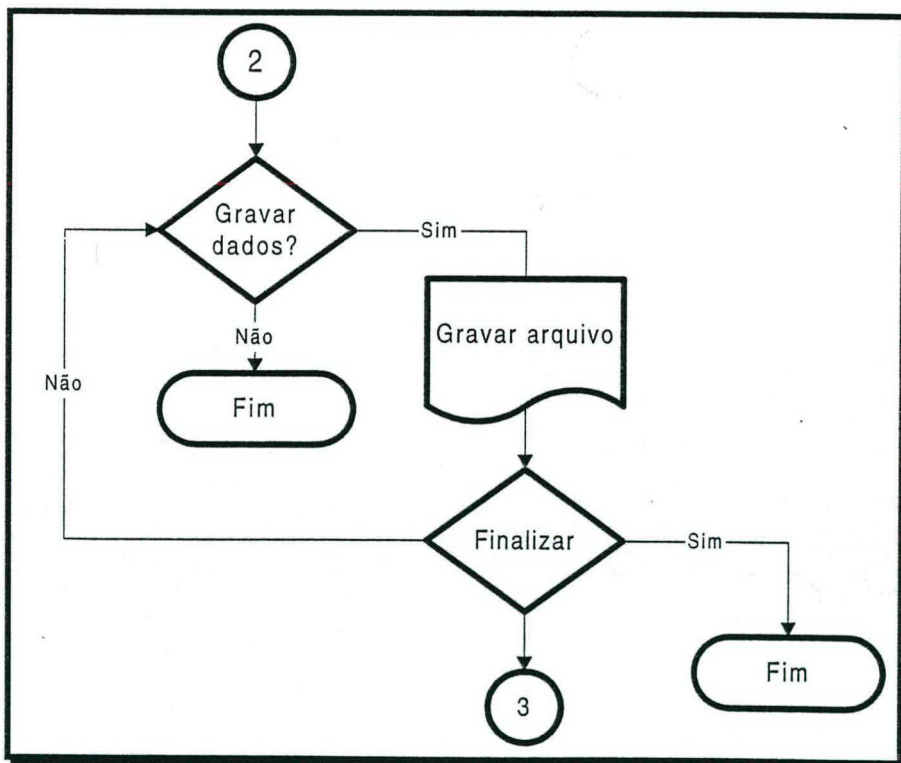


Figura 29 - Fluxograma da rotina de armazenamento dos dados adquiridos

3.2.2 Módulo de Processamento

Este módulo foi desenvolvido em Visual Basic e tem como função realizar uma série de cálculos, tais como fluxo urinário, volume total, etc.

Com relação ao fluxo urinário, é necessário mencionar um detalhe importante. O cálculo desse parâmetro foi realizado indiretamente, sendo preciso condicionar os dados lidos do *buffer* da porta serial, para realmente obter o fluxo a partir da derivada da massa com relação ao tempo. O condicionamento consistiu na filtragem digital dos dados do *buffer*. Isto será explicado com maior detalhe no item 3.3.4 “problemas encontrados e soluções”.

Neste módulo é executada a rotina para traçar na tela do computador os sinais “simultaneamente”, apresentando também o tempo decorrido durante a plotagem.

3.3 PROBLEMAS ENCONTRADOS E SOLUÇÕES IMPLEMENTADAS

A seguir são apresentados os problemas mais importantes encontrados e soluções implementadas para solucioná-los durante o desenvolvimento do projeto.

3.3.1 Presença do ruído em 60 Hz

Na aquisição do sinal de esforço, observou-se a presença significativa do ruído de 60 Hz, tal interferência é mostrada no Anexo 1. Os níveis de amplitude do ruído mascaravam o sinal de interesse, impossibilitando a análise apropriada.

Solução:

A solução encontrada, foi implementar por *software* um filtro digital tipo *notch* na frequência de 60 Hz. O projeto do filtro pode ser observado no Anexo 2.

3.3.2 *Deslocamento da linha base*

Este problema é comum nos estudos que utilizam eletrodos para adquirir algum dado biológico do paciente. Conseguir que os cabos dos eletrodos não se desloquem, que o paciente fique totalmente imóvel e deixe de respirar durante um longo período de tempo, é impossível, o qual traz como consequência o deslocamento da linha base.

Solução:

Implementou-se, também por *software*, o algoritmo de um filtro digital, o qual minimiza este problema, conseguindo-se um resultado aceitável. No Anexo 2 apresenta-se tal algoritmo utilizado.

3.3.3 *Tempo crítico da Rotina de aquisição*

Observou-se que, a balança apresentava uma séria limitação de velocidade de transmissão, devido os dados de peso serem enviados por esta à porta serial, a uma taxa de 4,8 amostras/s, aproximadamente, impossibilitando a leitura direta da porta serial dentro da rotina de aquisição. Sendo, portanto, necessária a implementação de outro meio de aquisição dos dados provenientes da porta serial, diferentemente do aplicado por Marques (1996a), a qual o tempo empregado na execução de suas rotinas para leitura direta da porta serial não era crítico.

Devido ao tempo que a balança precisa para enviar os dados (massa do líquido), qualquer tentativa que implique em leitura direta da porta serial atrapalha a execução da rotina de atendimento à interrupção gerada pelo *timer*, o qual atua como sincronizador do sistema, provocando uma série de erros, e até, o bloqueio total do programa.

Solução:

Implementou-se uma rotina de atendimento à interrupção gerada pela porta serial, a qual é atendida cada vez que exista um dado pronto na porta. A rotina de atendimento preenche um *buffer* circular com capacidade para armazenagem de duas medidas de massa (90 *bits* cada), armazenados no BUFFER1 e BUFFER2,. Como observado graficamente na Figura 30.

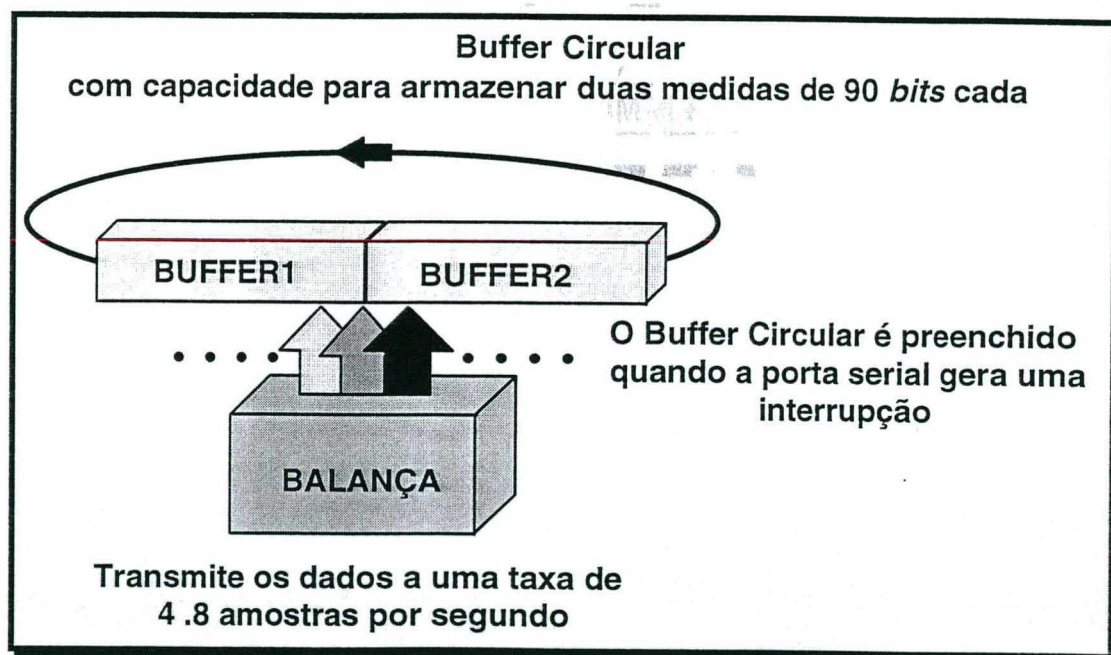


Figura 30 - Preenchimento do Buffer Circular criado para armazenar os dados

A vantagem dessa rotina é que ela continua funcionando

simultaneamente, ou no *background*¹⁹, sem que atrapalhe a execução da rotina principal, pois o tempo necessário para ler qualquer um dos *buffers* (BUFFER1 ou BUFFER2) será o tempo para leitura de memória RAM²⁰, com menor consumo de tempo, implicando apenas o teste de qual dos dois *buffers* está disponível, ou com dado. Ver Figura 31.

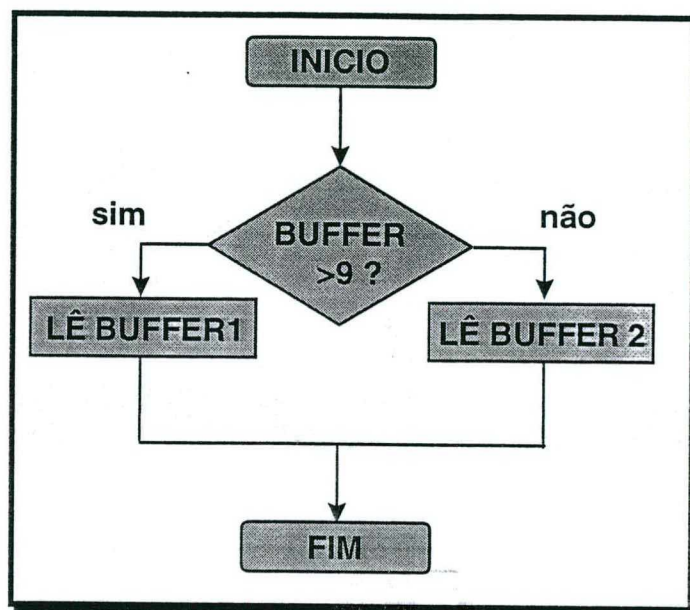


Figura 31 - Rotina de leitura do *Buffer* disponível

3.3.4 Cálculo do fluxo

Como foi mencionando anteriormente, os dados enviados pela balança são adquiridos por uma rotina de atendimento à interrupção da porta serial, guardando-se num *buffer* os dados das medições de massa enviados ao computador. O fluxo não pode ser calculado diretamente devido à rapidez da rotina principal (1200 amostras/s) que lê o mesmo conteúdo do BUFFER1 ou do BUFFER2, 250 vezes, aproximadamente. Isso é consequência direta da baixa taxa de transmissão da balança (4,8 amostras/s). Ver 32ªa.

¹⁹ Execução simultânea do programa.

Isto impossibilitaria, num primeiro momento, o cálculo direto da derivada, pois, como se observa na Figura 32a, a curva resultante deste procedimento fornece como resultado uma curva com aparência similar à de um sinal quantizado. Isto é, níveis constantes e um passo escalonado representativo da nova medida enviada, permanecendo constante até a leitura do próximo peso. Sendo, portanto, o cálculo da derivada nesses estágios igual a zero, e na transição para um Δt pequeno um valor muito grande.

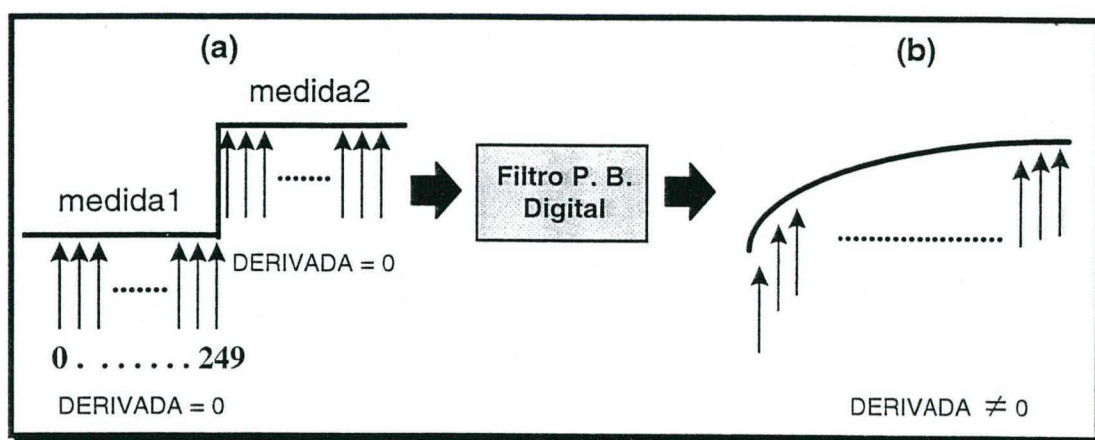


Figura 32 - Modificação do dado pela utilização do filtro digital

Solução:

Para solucionar este problema, fez-se uso de um filtro digital passa baixas do tipo IIR, seguindo o procedimento de Marques (1994), com as seguintes características: ordem igual a dois e com uma frequência de corte de 2 Hz, valor da máxima componente do sinal de fluxo urinário.

Para ilustrar este processo imaginemos que os dados lidos do *buffer* da porta serial gerem uma curva equivalente à de uma função degrau (Figura 32a), faz-se, então, que esta função passe por um filtro passa baixas, com f_c em 2 Hz (componente de frequência máxima para o fluxo urinário),

²⁰ Memória de acesso randômico.

tendo-se na saída do filtro uma curva “suavizada” com uma aparência similar à observada na Figura 32b, pois as frequências superiores serão atenuadas, sendo agora possível derivar esta função sem maiores complicações. O projeto do filtro pode ser observado no Anexo 2.

Capítulo 4 - Testes de Funcionamento

4. TESTES DE FUNCIONAMENTO

O presente capítulo mostra uma série de testes que tem por objetivo analisar o comportamento e desempenho do sistema. Estes testes permitem avaliar o sistema, e também elaborar algumas recomendações para trabalhos posteriores, com a finalidade de melhorá-lo até onde tecnicamente seja possível. Para isso, primeiramente foram gerados fluxos de líquido e sinais elétricos, na faixa de frequências do sinal de EMG, com objetivo de testar a aquisição pela porta serial e a placa de som respectivamente. Após, procedeu-se o teste com um grupo de quatro indivíduos jovens, todos sem apresentar quaisquer problemas no trato urinário inferior. Eles foram informados do teste e dos procedimentos a serem realizados, e com sua aceitação iniciou-se a prova de funcionamento.

4.1 TESTE DE AQUISIÇÃO DA PORTA SERIAL

Na Figura 33 mostra-se o traçado da curva de fluxo, a qual é gerada pelo jato de água expelida por um motor (Micropump, USA) de bombeio. O jato, segundo as medidas feitas previamente, é de 16 ml/s com uma variação de $\pm 5\%$. Se idealmente o fluxo fosse constante, e as oscilações devidas ao impacto do jato de água no coletor não existissem, então, observar-se-ia na tela do computador uma linha reta paralela ao eixo de referência, indicando o valor do fluxo atingido.

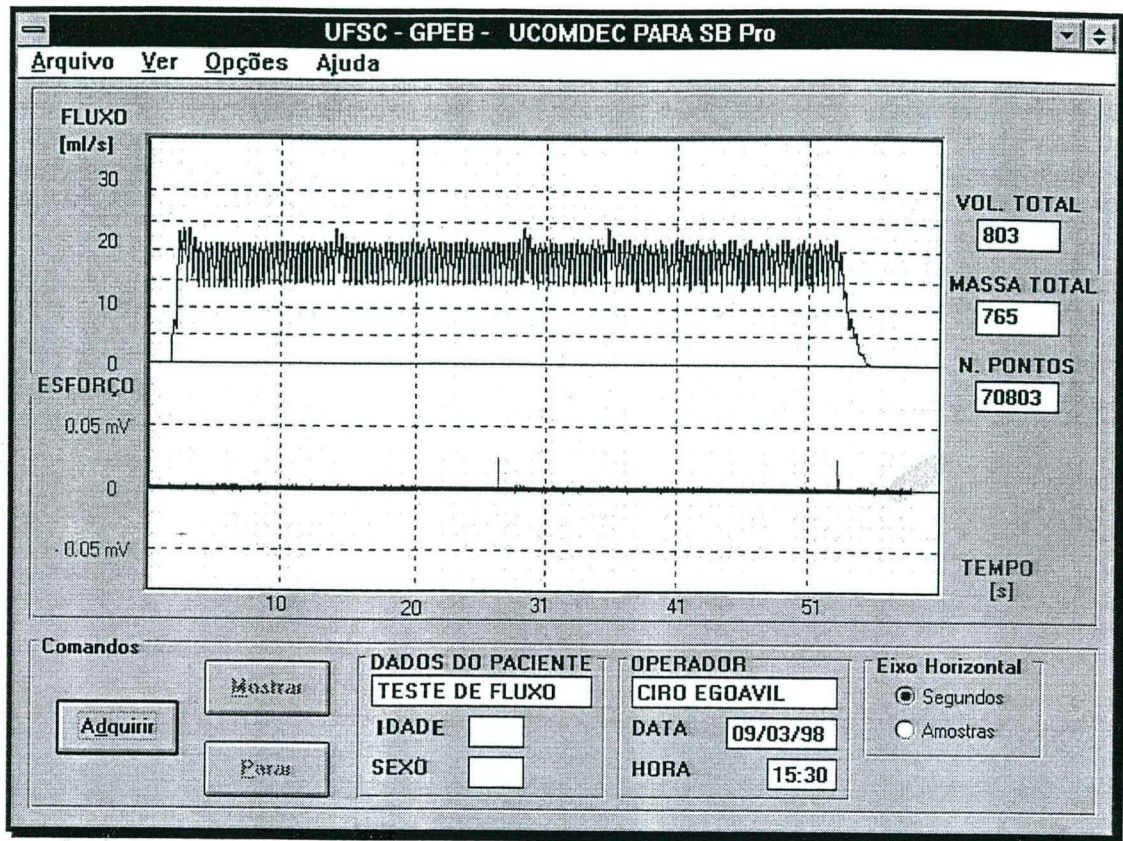


Figura 33 - Teste de aquisição da porta serial, traçado da curva de fluxo gerada pelo jato da água

4.2 TESTE DE AQUISIÇÃO DA PLACA DE SOM

Para o seguinte teste utilizou-se um gerador de ruído branco, limitado por meio de um filtro passa baixa (implementado) e o filtro passa alta da placa de som, entre as frequências de 2 e 500 Hz, faixa de frequências do sinal de EMG (esforço abdominal). O gerador é conectado à entrada de microfone da placa de som, e ligado segundos depois que se deu início ao esvaziamento do conteúdo de líquido de uma garrafa de soro fisiológico, tal como foi descrito por Marques (1996a) nos teste do VUCOM, gerando-se as curvas apresentadas na Figura 34.

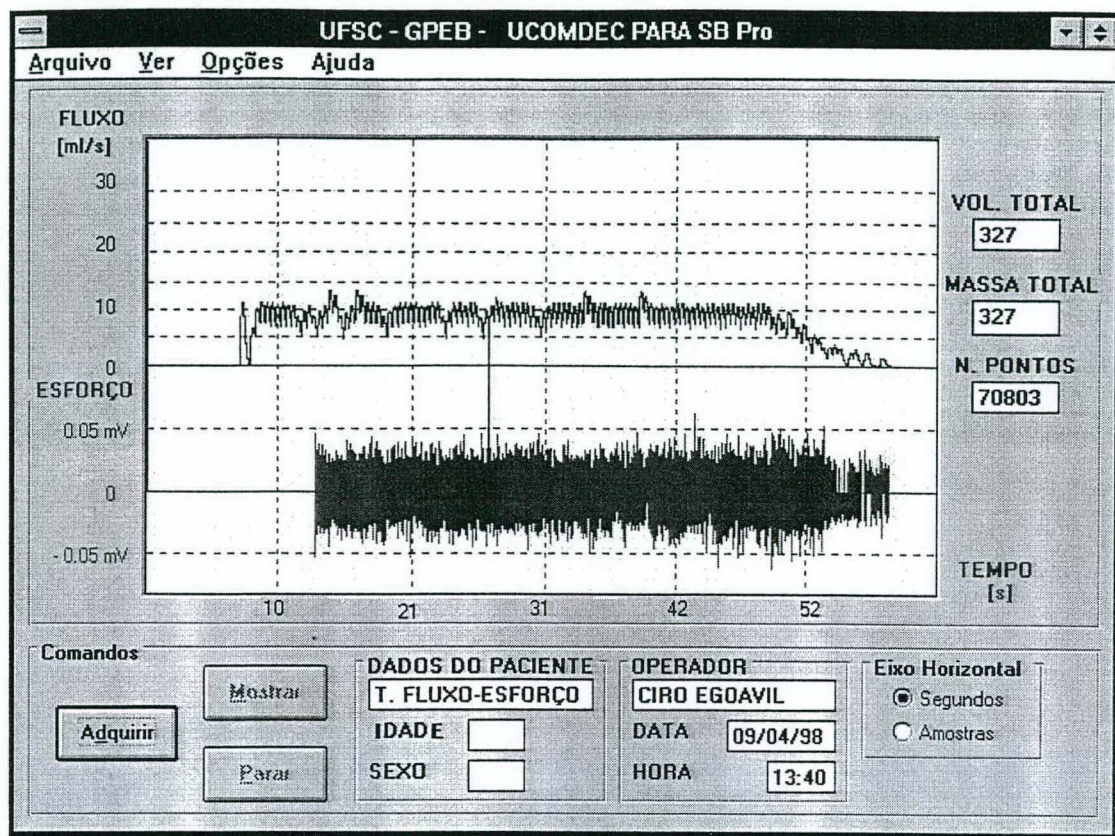


Figura 34 - Teste de aquisição de sinais através da placa de som e da porta serial simultaneamente. Acima, traçado da curva de fluxo, embaixo, traçado da curva gerada pelo circuito simulador de sinais de EMG

4.3 TESTE REAL PARA DETECTAR ATIVIDADE MUSCULAR

Para este teste inicial escolheu-se o braço esquerdo para adquirir o sinal gerado pela atividade muscular. Na Figura 35 pode-se observar a disposição dos eletrodos e os blocos que permitem o condicionamento do sinal antes de chegar à placa de som.

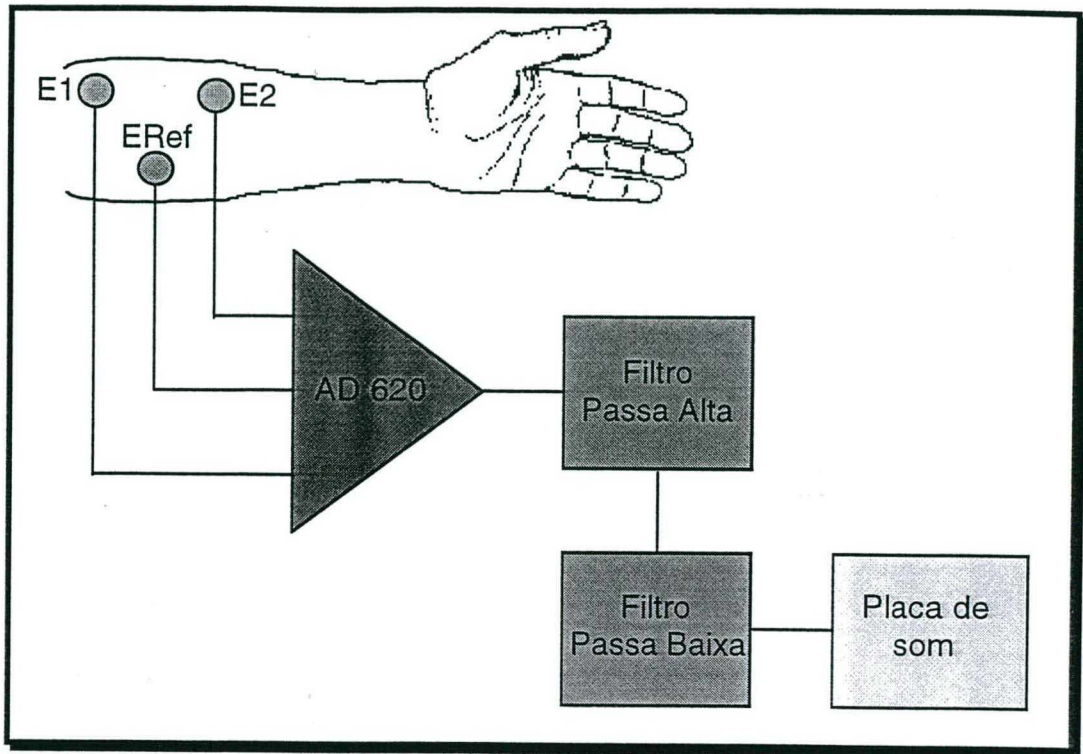


Figura 35 - Detalhe da localização dos eletrodos para observar a atividade muscular no braço esquerdo

Na Figura 36, pode-se observar duas condições avaliadas: na primeira delas, o traçado contínuo de um mesmo nível de amplitude igual a zero, é resultado do músculo relaxado, na segunda a cada dez segundos, variações de amplitude durante um pequeno intervalo de tempo, resultado do esforço ou maior atividade muscular voluntária.

Aqui utilizou-se de um artifício do programa para tentar evitar traçar a curva com ruído, por meio de um limiar que discrimina o sinal resultante do esforço da interferência (60 Hz). Apenas são apresentados na tela sinais cujas amplitudes são maiores do que o limiar.

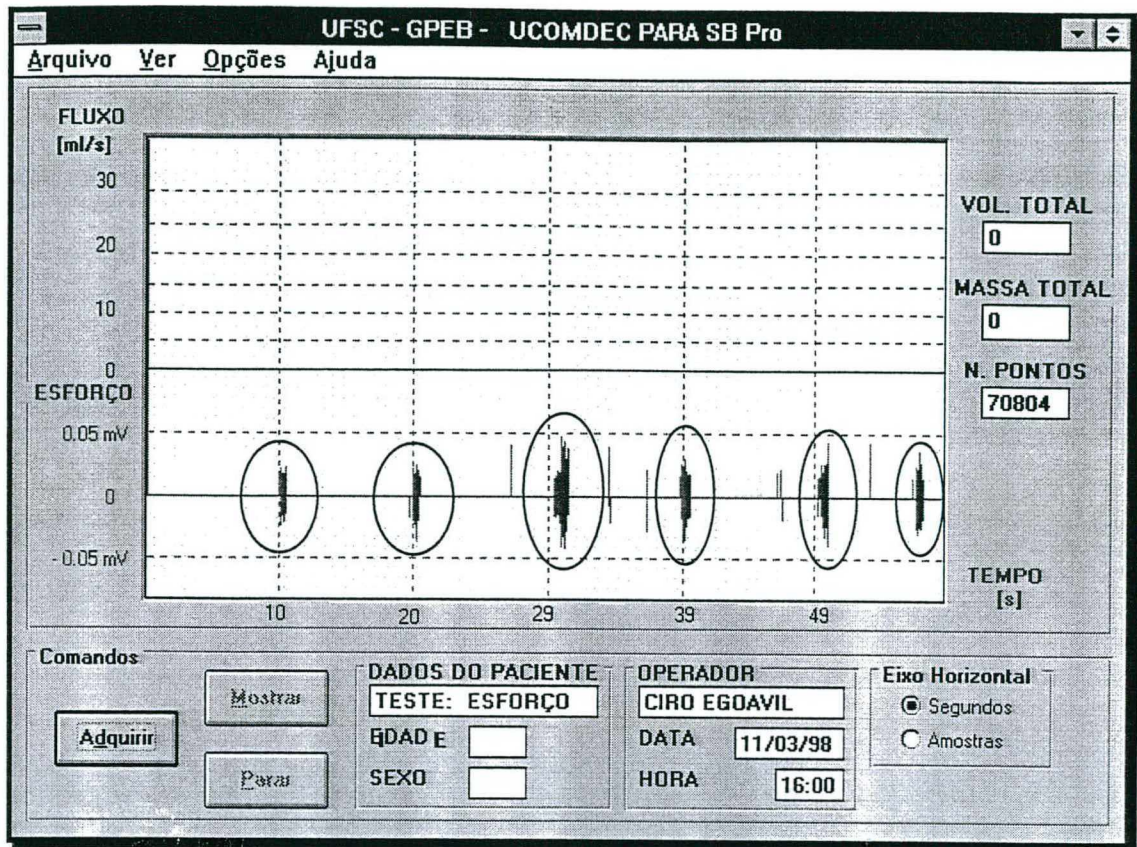


Figura 36 - Traçado da curva de esforço. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar o efeito da atividade muscular devido ao esforço voluntário

4.4 TESTES COM INDIVÍDUOS

Devemos mencionar que antes de iniciar a captação do sinal, vários testes foram feitos com o objetivo de localizar a melhor posição para colocação dos eletrodos, tendo como referência o trabalho de Koff e Kass (1982) e da observação direta no osciloscópio digital (Tektronix modelo TDS 210, USA).

Os testes efetuados foram realizados em três indivíduos jovens de sexo masculino cujas idades estavam entre os 25 e 30 anos, sem problemas do trato urinário inferior. Os preparativos prévios consideravam os seguintes aspectos:

- Local do teste - foi efetuado em um ambiente isolado no laboratório do GPEB no Hospital Universitário da UFSC, de tal maneira que o indivíduo se sinta a vontade para realizar o ato miccional e não fique incomodado com a presença de outras pessoas durante o desenvolvimento do experimento. No momento dos testes a temperatura era de aproximadamente 20 °C;
- localização adequada do coletor - a fim de minimizar as oscilações devido ao impacto do jato urinário no coletor, conseqüência da queda livre, pelo qual tentou-se estabelecer uma queda inferior a 30 cm de altura;
- preparação da pele - limpou-se a pele do indivíduo com álcool e uma pequena escarificação, removendo a camada superficial de células mortas com toalha de papel, esperando-se alguns minutos até que a pele fique seca a fim de poder colocar os eletrodos;
- localização dos eletrodos - foram utilizados três eletrodos descartáveis para monitorização (3M modelo 2239), de Ag/AgCl²¹. Os dois eletrodos ativos foram colocados nas regiões lateral direita e umbilical da parede abdominal e o eletrodo de referência na região do hipocôndrio direito, tal como se observa na Figura 37;

²¹ Prata/cloreto de prata.

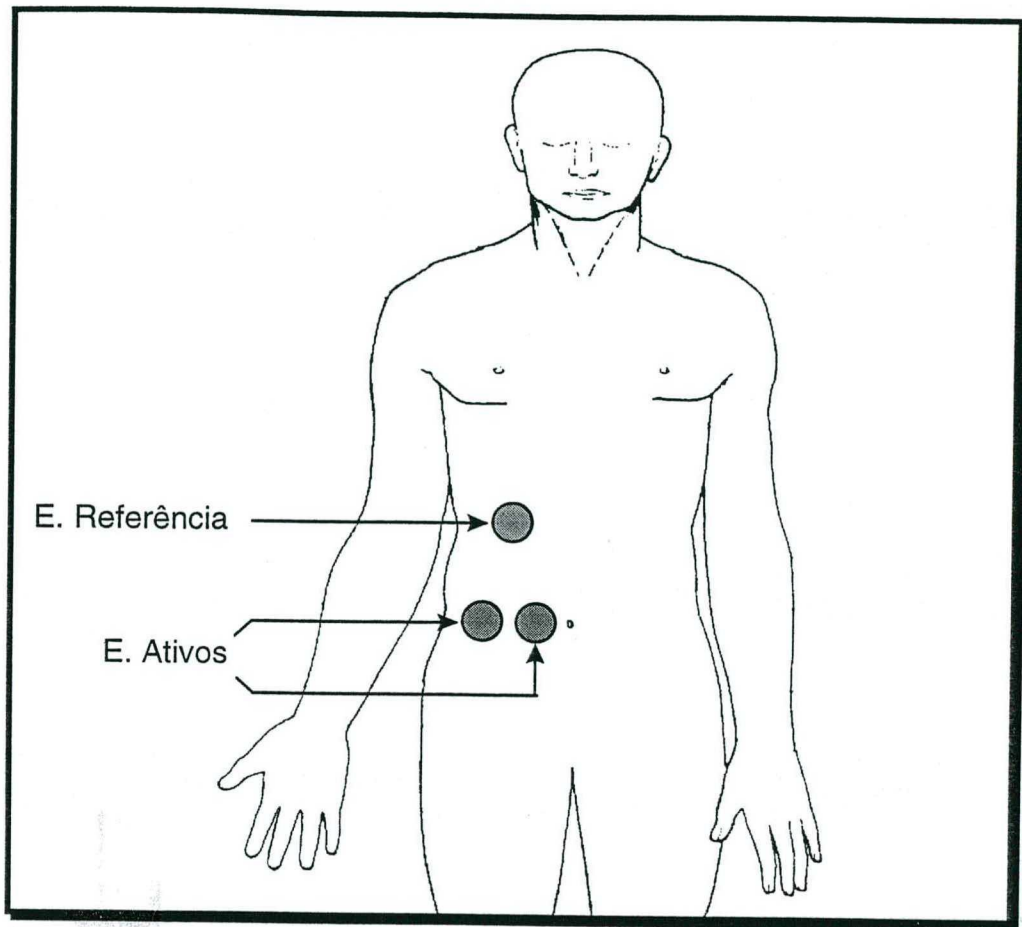


Figura 37 - Localização dos eletrodos sobre o abdome

- medida da impedância pele-eletrodo - uma vez colocados os eletrodos, mediu-se a impedância pele-eletrodo entre os eletrodos ativos. Para isso, foi utilizado o IMPMOD, equipamento desenvolvido pelo GPEB (Toazza, 1998), obtendo-se os resultados mostrados na 3ª. Segundo Geddes & Baker (1989), a impedância padrão pele-eletrodo recomendada para a realização da medição sem muitas distorções deve ser menor que 10 k Ω . Por isso, da Tabela 3 pode-se deduzir que os testes efetuados com o segundo e o terceiro (pior caso) indivíduo não foram totalmente satisfatórios, tal como veremos

na descrição do teste, sendo necessário uma melhor preparação da pele;

Tabela 3 - Impedâncias pele-eletrodo dos indivíduos

Indivíduo	Impedância (k Ω)
1	10,1
2	56,3
3	72,4
4	15,7

- ajuste do limiar de ruído - sabendo-se, das diferentes impedâncias pele-eletrodo apresentadas por cada indivíduo, realizou-se um teste preliminar, para determinar o nível de ruído captados através dos eletrodos. Desta maneira tentou-se ajustar um limiar com o *software* para não traçar o sinal gerado pelo ruído, e somente traçar o efeito do esforço abdominal. Para isso, utilizando o osciloscópio digital, verificou-se que quanto maior impedância maior nível de ruído presente sendo então necessário aumentar o limiar até obter-se apenas o sinal de interesse.

4.4.1 Teste do primeiro indivíduo

Como se pode ver na Figura 38 depois dos primeiros 10 s voluntariamente realiza um esforço abdominal, ocasionando uma variação no formato da curva sobrepassando os 30 ml/s. Naquele intervalo de tempo não deveria passar os 25 ml/s mantendo-se no patamar de 25 ml/s . Entre o 10^o e o 20^o segundo, não é realizado esforço algum, continuando a curva de fluxo em uma queda suave. Depois, aproximadamente no 25^o segundo, outra vez

voluntariamente o indivíduo realiza esforço, ocasionando outra variação de fluxo, incrementando o valor e atingindo quase 30 ml/s . Entre o 25º e 60º segundo não é realizado esforço, e as marcas apreciadas são devidas a uma falta de um maior ajuste no limiar de ruído, o qual é feito através do programa.

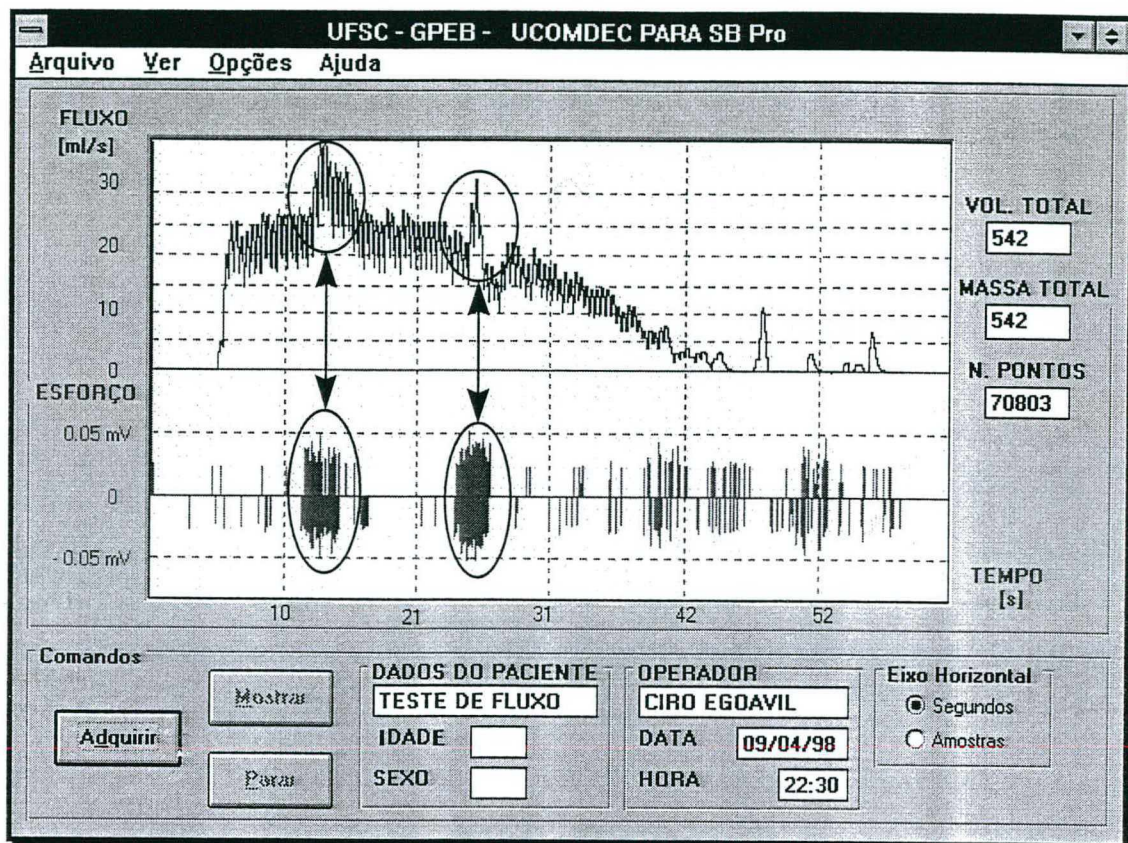


Figura 38 - Traçado das curvas de fluxo com esforço no primeiro indivíduo - primeiro teste. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar as variações do fluxo devido aos esforços voluntários do indivíduo

Outro teste realizado foi da micção sem realizar esforço abdominal, o resultado obtido é mostrado na Figura 39. A curva traçada apresenta o formato de um sino, com um menor volume de líquido esvaziado comparado com o anterior. O tempo de micção é aproximadamente de 15 s, e apresenta um fluxo máximo de quase 25 ml/s. O formato da curva não apresenta nenhuma variação devido ao fato que o ato miccional realizou-se sem esforço.

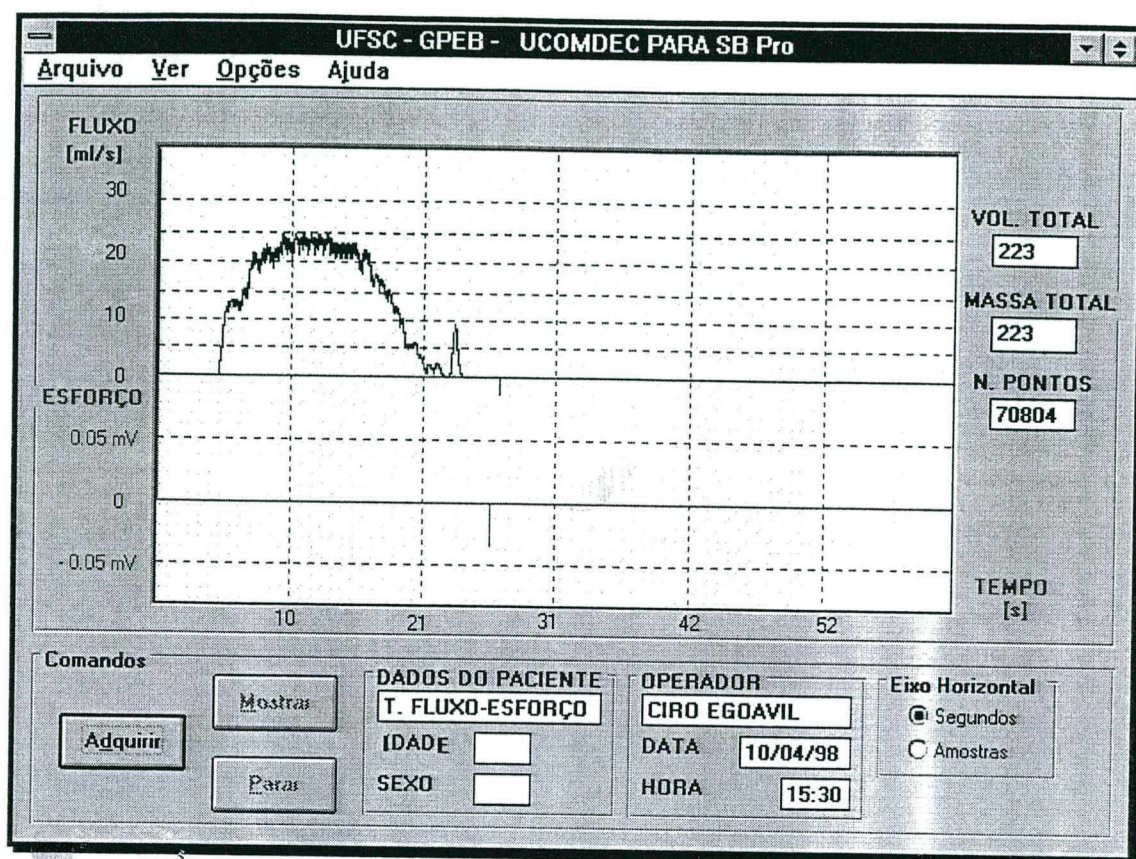


Figura 39 - Traçado da curva de fluxo sem esforço do primeiro indivíduo

Um segundo teste foi feito com o mesmo indivíduo e tal como se observa na Figura 40 esforços foram efetuados no 22^o segundo, 25^o e 30^o segundo, e como conseqüência se observa um aumento do fluxo urinário. Desta vez, o limiar foi ajustado a um nível maior de tal maneira que o efeito da interferência do ruído no traçado da curva é reduzido significativamente.

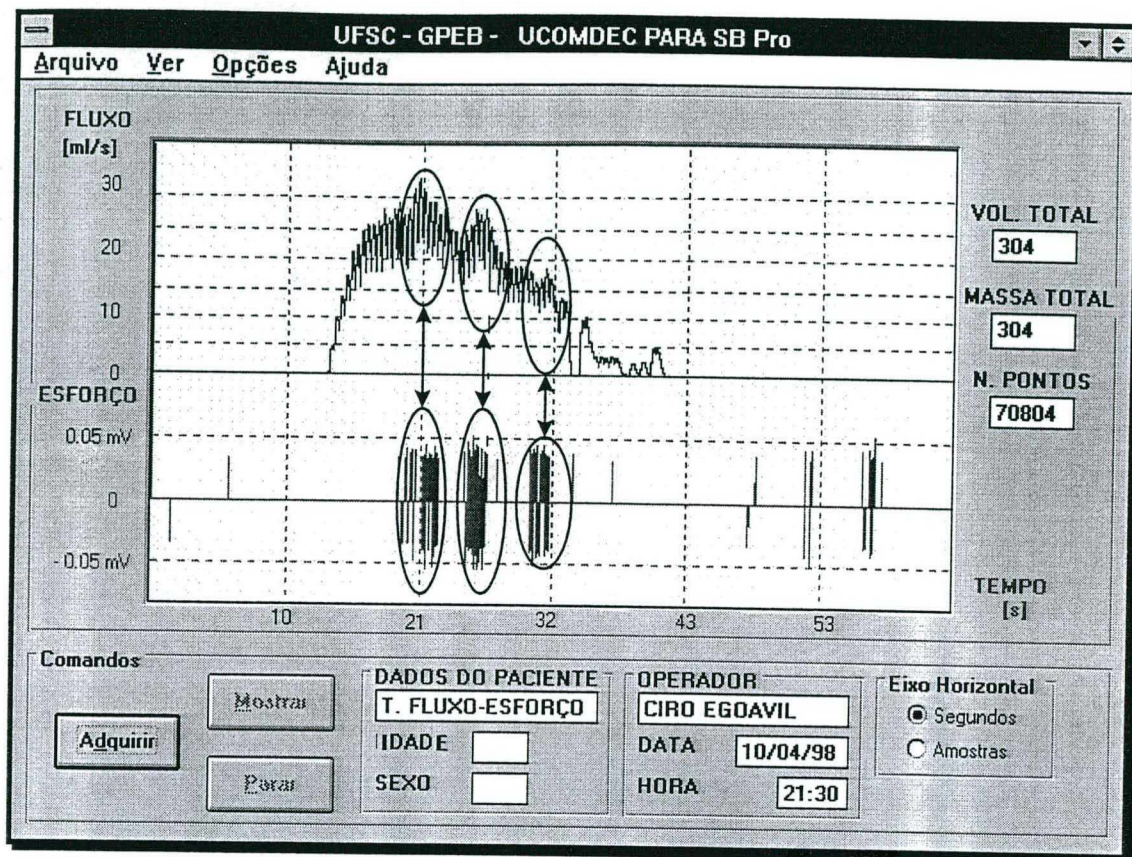


Figura 40 - Traçado das curvas de fluxo com esforço no primeiro indivíduo - segundo teste. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar as variações do fluxo devido aos esforços voluntários do indivíduo

4.4.2 Teste do segundo Indivíduo

O segundo indivíduo, apresentou uma taxa de fluxo muito alta. Na Figura 41, pode-se observar que quando realizou esforço sobrepassou os 30 ml/s, valor máximo para o qual o sistema foi calibrado. Na segunda tentativa os resultados foram similares. Para o teste sem esforço, a curva de fluxo também ultrapassou os 30 ml/s.

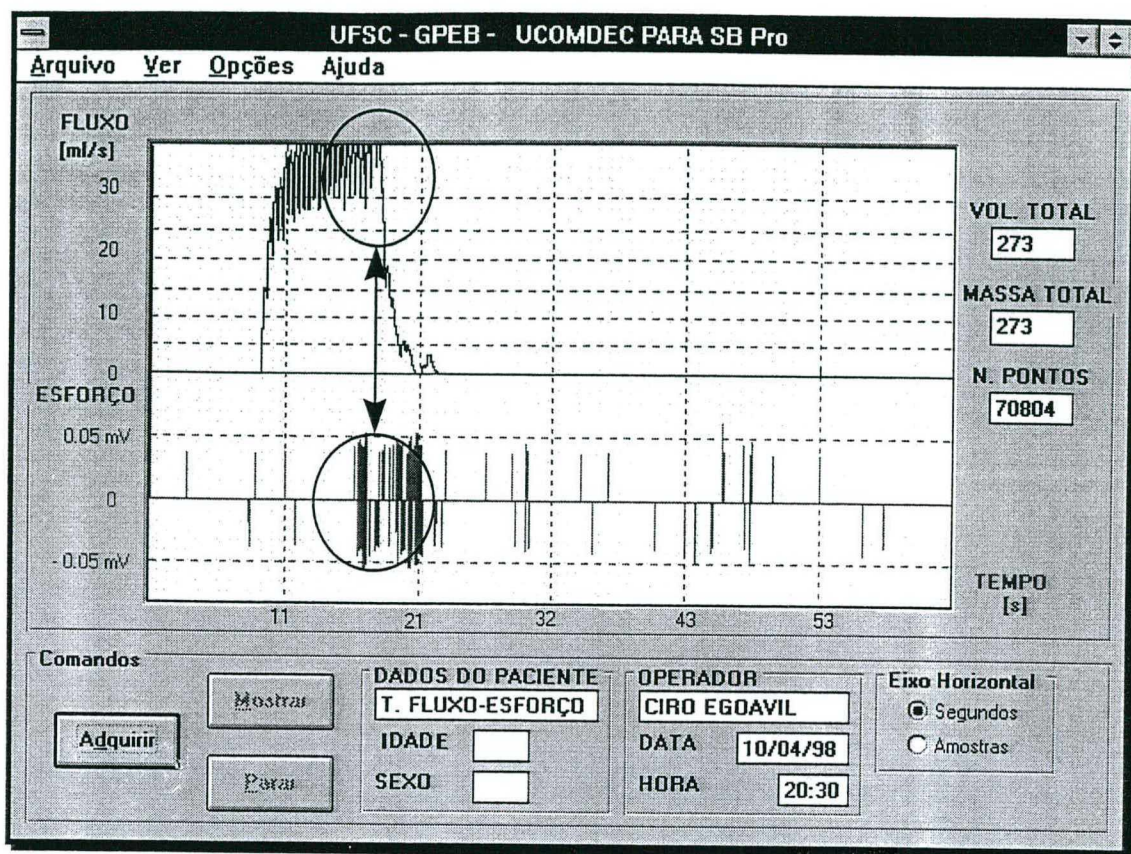


Figura 41 - Traçado da curva de fluxo com esforço do segundo indivíduo. No trecho do registro que está ressaltado, pode-se observar a variação do fluxo devido ao esforço voluntário do indivíduo

4.4.3 Teste do terceiro indivíduo

O último indivíduo devido a alta impedância pele-eletrodo, não conseguiu-se medir o esforço, sendo os níveis de ruído introduzidos demasiadamente altos, tanto que o limiar de ruído ajustado não permitiu obter o traçado da curva representativa do teste sem realizar esforço abdominal, tal como se aprecia na Figura 42. Além disso, a curva traçada apresenta um formato diferente do normal, porque a micção foi interrompida e reiniciada.

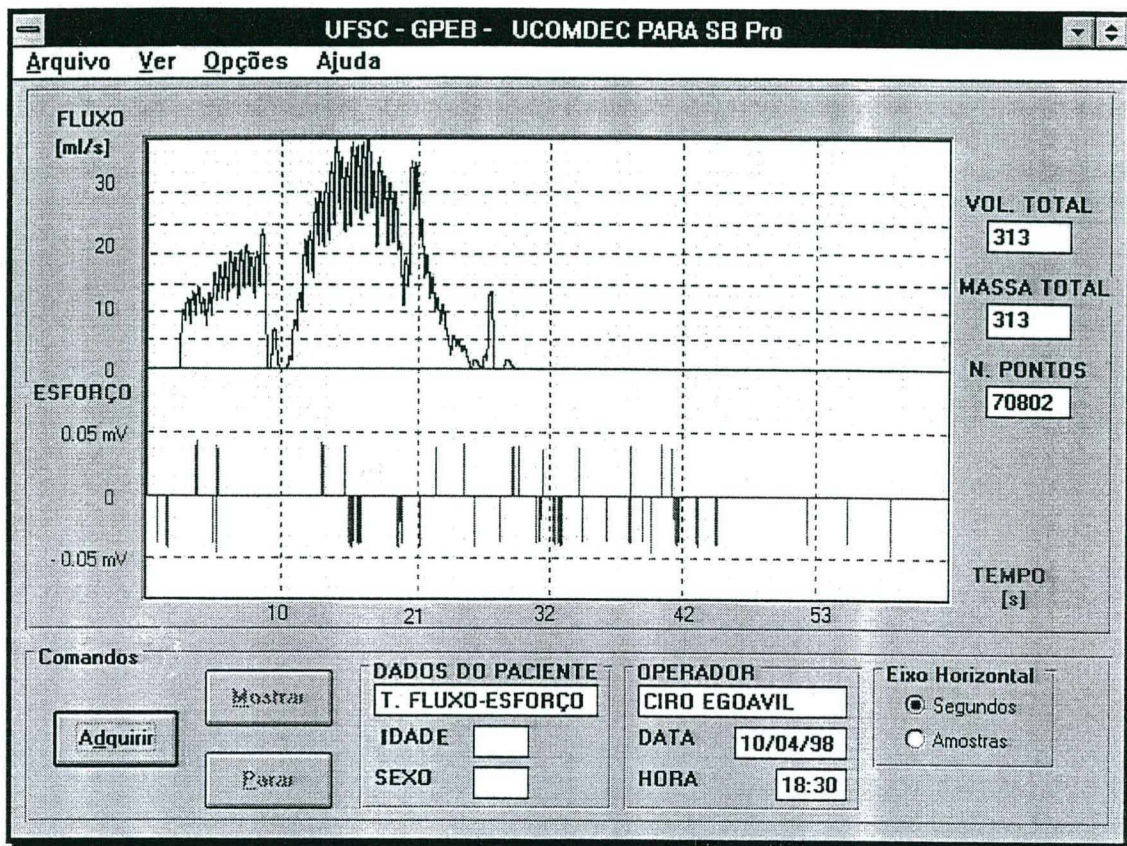


Figura 42 - Traçado da curva de fluxo gerado pelo terceiro indivíduo

4.4.4 Teste do quarto indivíduo

Conseguiu-se realizar um teste com esforço, como se pode ver na Figura 43. São realizados esforços antes do 20^o segundo e depois do 21^o segundo, observando-se aumento da curva de fluxo.

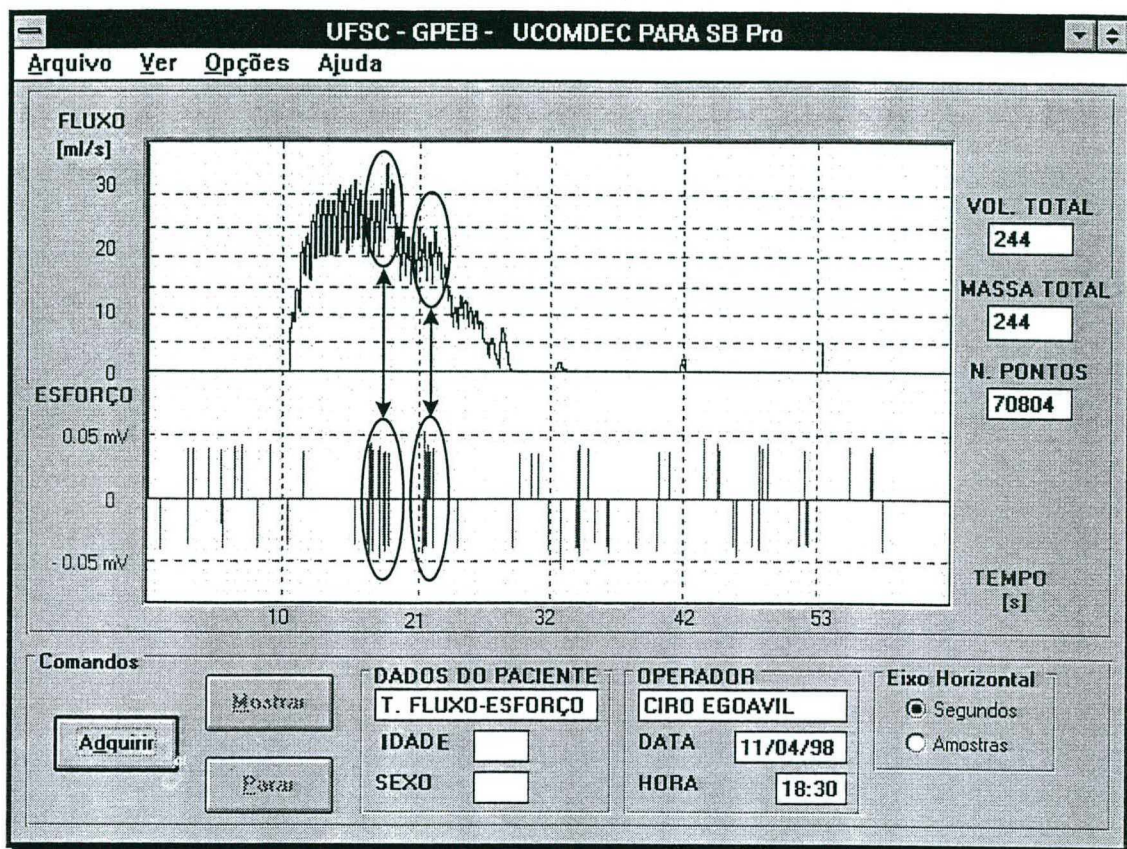


Figura 43 - Traçado da curva de fluxo com esforço do quarto indivíduo. Nos trechos do registro que estão ressaltados, pode-se observar a variação do fluxo devido aos esforços voluntários do indivíduo

Dos quatro indivíduos, o primeiro, segundo e quarto permitiram ver a influência do esforço abdominal no traçado da curva de fluxo, sendo o primeiro quem conseguiu mostrar com maior clareza o funcionamento do sistema, com os níveis de fluxo dentro da escala utilizada, e os níveis de esforço superiores aos níveis de interferência.

Capítulo 5 - Discussão, Conclusões e Trabalhos Futuros

5. DISCUSSÕES, CONCLUSÕES E TRABALHOS FUTUROS

Este trabalho teve como objetivo a adaptação ou incorporação do teste de esforço a um sistema capaz de medir o fluxo urinário, por métodos não-invasivos. Sendo uma primeira abordagem com a finalidade de obter um equipamento de fabricação nacional ainda não existente, tornou esta iniciativa pioneira no caminho da obtenção de um produto final completo e de avançada tecnologia, e visando avaliar o paciente com a precisão que se obtém pela execução de vários testes simultâneos.

Para atingir este objetivo foi necessária a pesquisa de métodos a nível de *software*, e a utilização de circuitos eletrônicos que possam realizar o condicionamento do sinal gerado pelo esforço abdominal (EMG).

5.1 DISCUSSÃO

Na continuação são apresentadas, separadamente para o *hardware* e *software* implementados, algumas considerações a fim de servir como referência e/ou continuação de trabalhos relacionados com este projeto.

Software

Entre as ferramentas, ou métodos utilizados, pode-se mencionar os filtros digitais. Estes têm na área da engenharia biomédica, um importante campo para sua aplicação, tal como é mencionado na bibliografia consultada e pelos resultados obtidos. Um projeto na atualidade que implique o uso de um computador é sinônimo de processar digitalmente os sinais, e isso por sua vez se refletirá na qualidade do sinal mostrado na tela do computador. Salvo que é

preciso um maior conhecimento na escolha do *software*, ou linguagens de programação a serem utilizados.

No *software* implementado neste projeto existe uma série de pontos que podem ser melhorados, entre os quais pode-se mencionar:

- O traçado da curva de fluxo - elas podem ser suavizadas utilizando um filtro digital, o qual pode ser um filtro de média móvel, a fim de evitar o aspecto quebradiço e enganoso das possíveis variações de fluxo.
- Inserir uma janela de diálogo para que o usuário possa ajustar o limiar de ruído, porque este varia de pessoa a pessoa, e depende da preparação prévia da pele do indivíduo a ser testado.
- Indicadores de tempo, definidos nos parâmetros de um estudo de fluxo urinário (tempo de hesitação, tempo até o fluxo máximo, tempo total de micção, etc.).

Para realizar estas tarefas será necessária a utilização de uma outra linguagem de programação com maiores recursos e maior velocidade de processamento, os quais são críticos, para executar todas as rotinas implementadas no programa e as sugeridas no parágrafo anterior. O uso das DLLs foram, para o presente trabalho, uma solução aceitável. A conversão das rotinas de linguagem C para uma DLL não é uma tarefa complicada mas sim laboriosa e muitas vezes tediosa quando se tenta otimizar o programa. A criação das DLLs que serão depois utilizadas pelo programa em Visual Basic, no momento de depurar o programa, fazem desta tarefa complicada porque não existe a certeza em um primeiro momento onde se encontra o erro a menos que seja um programador muito experiente.

Hardware

No caso do *hardware* é necessário um aprimoramento na filtragem do sinal, a fim de reduzir os níveis de ruído. A aplicação de filtros mais ajustados, para deixar passar as frequências de interesse são definitivamente necessários. Tal como foi observado nas primeiras tentativas de aquisição, o nível de ruído mascarava o sinal de EMG, por isso, foram implementados os filtros passa alta e passa baixa, sendo então um ponto a ser ainda trabalhado para melhorar a qualidade do sinal de EMG. Eliminando totalmente o problema da interferência, se conseguirá observar perfeitamente a curva gerada pelo esforço abdominal.

A placa de som é um recurso a ser explorado com maior detalhe, pode ser possível a aquisição de dois canais utilizando para isso entrada *Line-In*, a qual é uma entrada tipo estéreo que possui dois canais (canal direito e esquerdo) para duas fontes de sinal diferentes, ou talvez adquirir um maior número de canais realizando a multiplexação externa dos dados. Combinando com a porta serial permitiria a execução de três, ou mais, testes simultâneos em provas de urodinâmica.

5.2 CONCLUSÕES

A curva de fluxo urinário é modificada devido à influência do esforço abdominal. Pode-se dizer que a variação no formato da curva em estudo dá-se devido a sua proporcionalidade com o esforço realizado no momento do ato miccional.

O UCOMDEC, com as melhorias sugeridas, poderá fornecer uma valiosa ferramenta ao clínico, uma vez que a aquisição simultânea de dados

por dois canais já é possível, restando apenas o problema do condicionamento do sinal analógico a ser digitalizado através placa de som, trabalho que consumirá tempo mas com certeza poderá ser realizado.

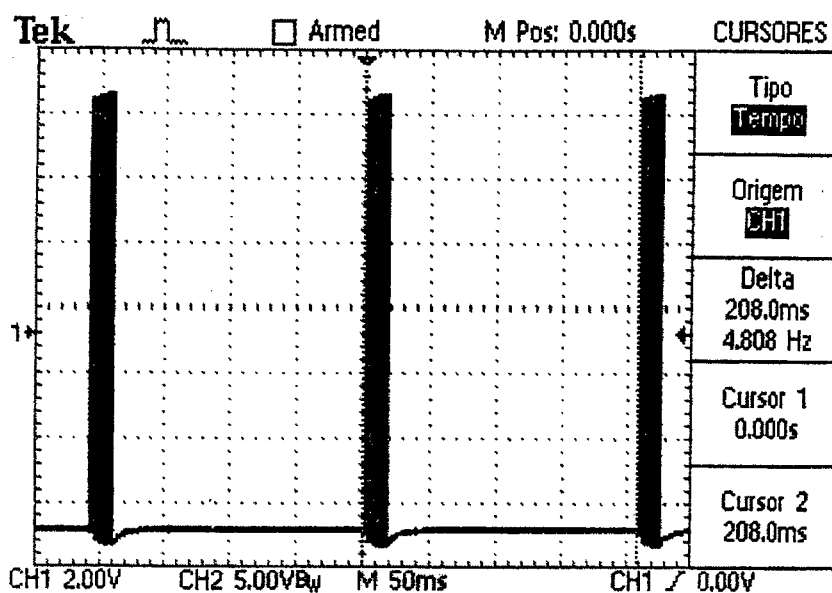
5.3 TRABALHOS FUTUROS

Na área da urodinâmica pode-se adicionar outro sensor, sem precisar a utilização de outras placas de aquisição, só será necessário o condicionamento do sinal analógico, a fim de realizar simultaneamente exames que complementem o estudo do fluxo urinário. Os sinais, adquiridos pelos dois sensores de esforço e de cistometria, por exemplo, seriam digitalizados por meio da entrada *Line-In*, que possui dois canais de entrada. Para um maior número de sensores outras técnicas serão utilizadas, como a multiplexação de sinais. Outro trabalho possível é a utilização de técnicas de inteligência artificial para a análise dos dados e o reconhecimento de disfunções, tal como foi sugerido por Marques (1996a).

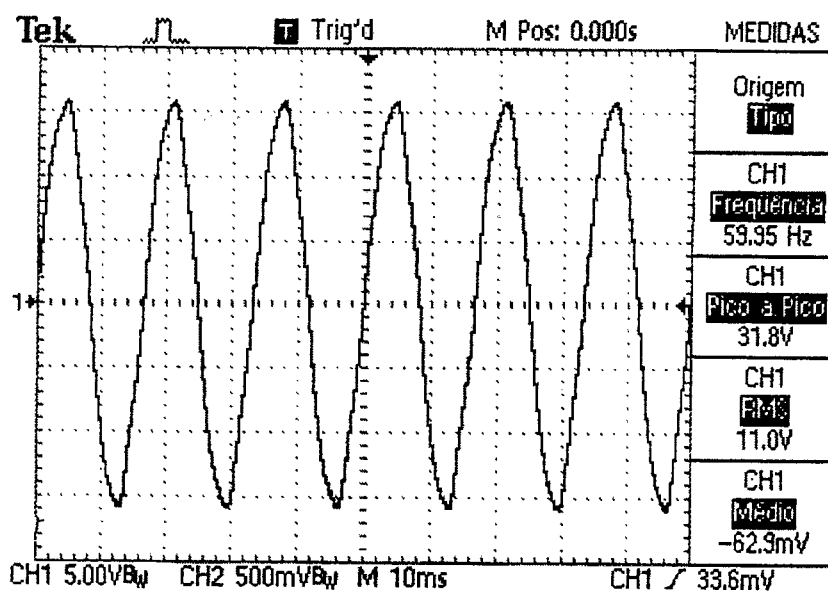
Anexos

Anexo A

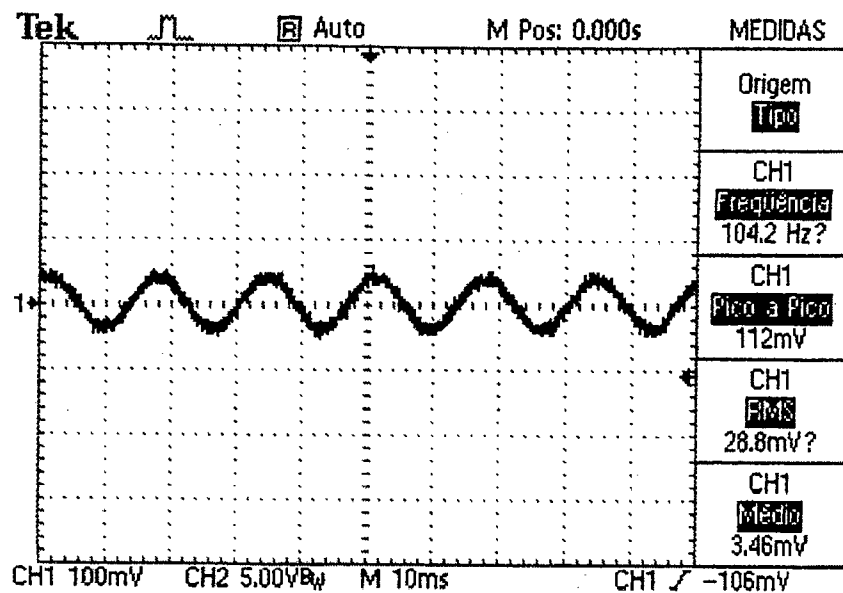
SINAIS OBTIDOS NO OSCILOSCÓPIO



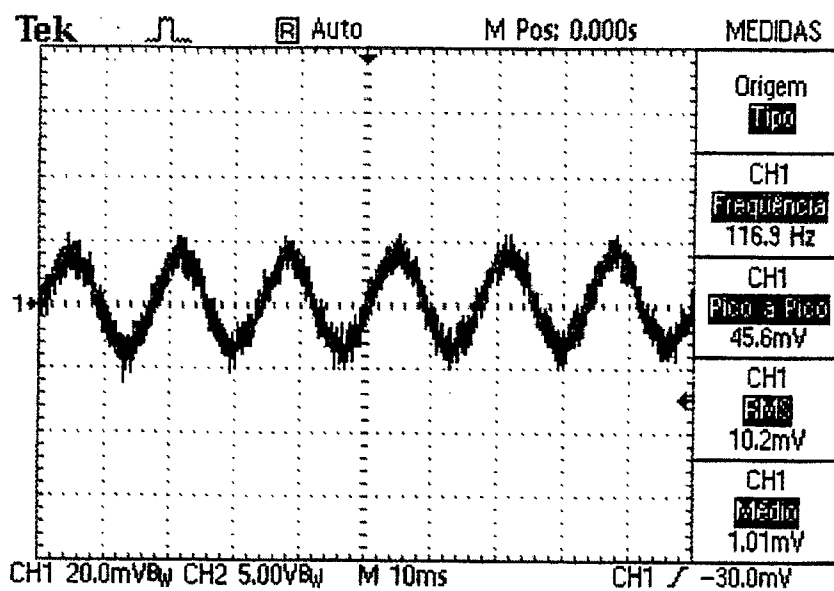
Velocidade de transferência da balança



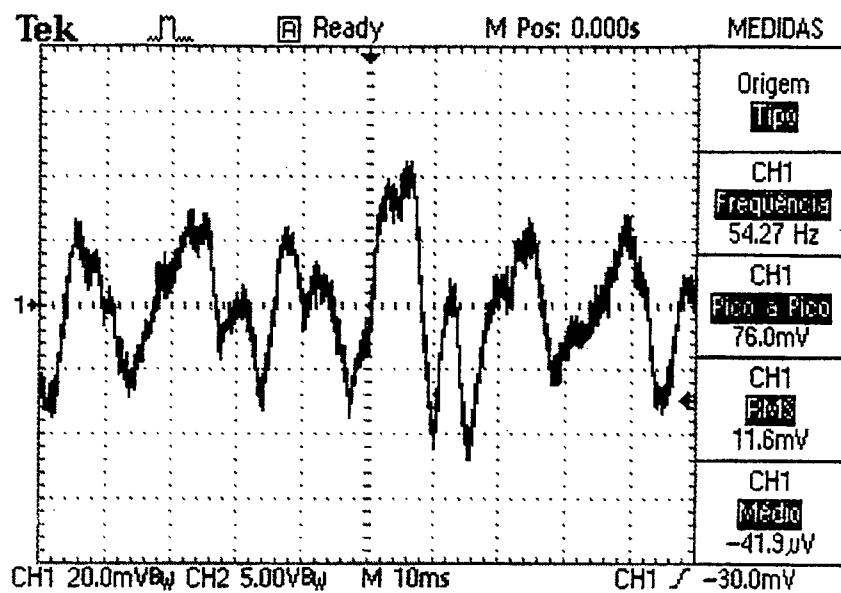
Nível de interferência de linha com parte do corpo tocando um cabo de energia



Nível de interferência de linha com parte do corpo sem tocar um cabo de energia



Sinal obtido na saída do amplificador com o abdome relaxado



Sinal obtido na saída do amplificador realizando esforço abdominal

Anexo B

PROJETO DE FILTROS DIGITAIS

FILTROS DIGITAIS

Freqüentemente os sinais biomédicos são contaminados pela presença do ruído. Se os espectros de freqüência do sinal e do ruído puderem ser separados, então o ruído pode ser eliminado através de uma implementação adequada de um filtro analógico ou um filtro digital.

Uma vez que o projeto dos filtros analógicos apresenta uma série de problemas pouco usuais em sua implementação, são encontradas muitas sugestões para o projeto de filtros ativos na literatura especializada.

O aumento da utilização dos computadores na investigação biomédica faz do filtro digital uma ferramenta óbvia quando o sinal a ser filtrado é constituído de amostras dos dados digitalizados, os quais serão processados pelo computador.

A estabilidade e facilidade com a que as características do filtro digital podem ser mudados, fazem do filtro digital uma boa opção a ser considerada no projeto dos sistemas.

Para a implementação de filtros digitais, existem algoritmos que os classificam em filtros recursivos IIR - *Infinite Impulse Response* e não recursivos FIR - *Finite Impulse Response*.

Características dos Filtros

Os filtros FIR (resposta impulsiva finita) nas aplicações para ECG são normalmente preferidos para a remoção do ruído (Choy & Leng, 1988). Esse tipo de filtro não introduz uma distorção do sinal, já que apresenta uma resposta de fase lineal. Em geral, ótimos filtros FIR têm um grande número de coeficientes reais não inteiros, o que consome tempo e introduzem grandes e

súbitos retardos computacionais, não sendo recomendado para processamento em tempo real.

Os filtros recursivos IIR (resposta impulsiva infinita) geralmente atenuam mais a região da frequência de corte, atingindo as características de ganho com ordens menores que os utilizados pelos filtros não recursivos. Por isso, os filtros recursivos são mais utilizados porque representam melhor o filtro ideal em sua função de transferência nessa região. Para condições similares de ganho, são mais econômicos, no que se refere ao tempo de processamento e memória. Isto é de suma importância quando se trabalha com sistemas de processamento *on-line* (tempo real).

Projeto do Filtro Notch Digital

Baseado no mesmo princípio de projeto de filtros *notch*, de Choy & Leng (1988), para a rejeição da interferência de linha, é caracterizado pela introdução de pólos próximos aos zeros na função de transferência.

$$H(z) = 1 - z^{-N}$$

N = número de zeros envolvidos

A função de transferência normalizada é dada pela 7ª.

$$F(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \left(\frac{1+a}{2} \right) \cdot \frac{1 - z^{-N}}{1 - a \cdot z^{-N}} \quad \text{Equação 7}$$

Onde:

$\left(\frac{1+a}{2} \right)$ é o fator de normalização de amplitude;

“a” é um coeficiente constante ($a \leq 1$)

The k^{th} zero de $(1 - z^{-N})$ e de aqui $F(z)$ é dado por

$$Z = e^{K \cdot \omega_K \cdot T} = e^{j(2 \cdot K \cdot \pi / N)}$$

$$K = 0, 1, 2, \dots, N - 1$$

Isto é:

$$f_k = \frac{K}{N \cdot T}$$

Equação 8

Onde: $f_k = K^{\text{ma}}$ frequência zero

$T =$ período de amostragem

O primeiro zero está sempre localizado na frequência zero (DC), independentemente da frequência de amostragem ($1/T$).

Substituindo $z = \cos \omega T + j \sin \omega T$ na 7ª e executando as simplificações algébricas, a resposta em amplitude é avaliada como:

$$F(z) = \left(\frac{1+a}{2} \right) \cdot \sqrt{\frac{2+2 \cdot \cos \omega \cdot NT}{1+a^2-2 \cdot a \cdot \cos \omega \cdot NT}}$$

Equação 9

Assim, as frequências nas quais $|F(Z)| = 0$ são dados pela 9ª e a constante "a" está relacionada com frequência de corte ω_c do seguinte modo :

$$a = \frac{1 - \sin \omega_c NT}{\cos \omega_c NT}$$

Equação 10

Dado N e ω_c , o valor de "a" pode ser avaliado utilizando-se a 10ª.

A resposta em amplitude de $H(z)$ e $F(z)$, e a correspondente localização dos pares de pólos e zeros, são mostrados na Figura 44 com $N=5$ (5 frequências de rejeição em $0, 1/5T, 2/5T, 3/5T, 4/5T$), para a comparação. Os pólos têm os mesmos ângulos de fase, mas amplitudes menores quando

comparados aos zeros

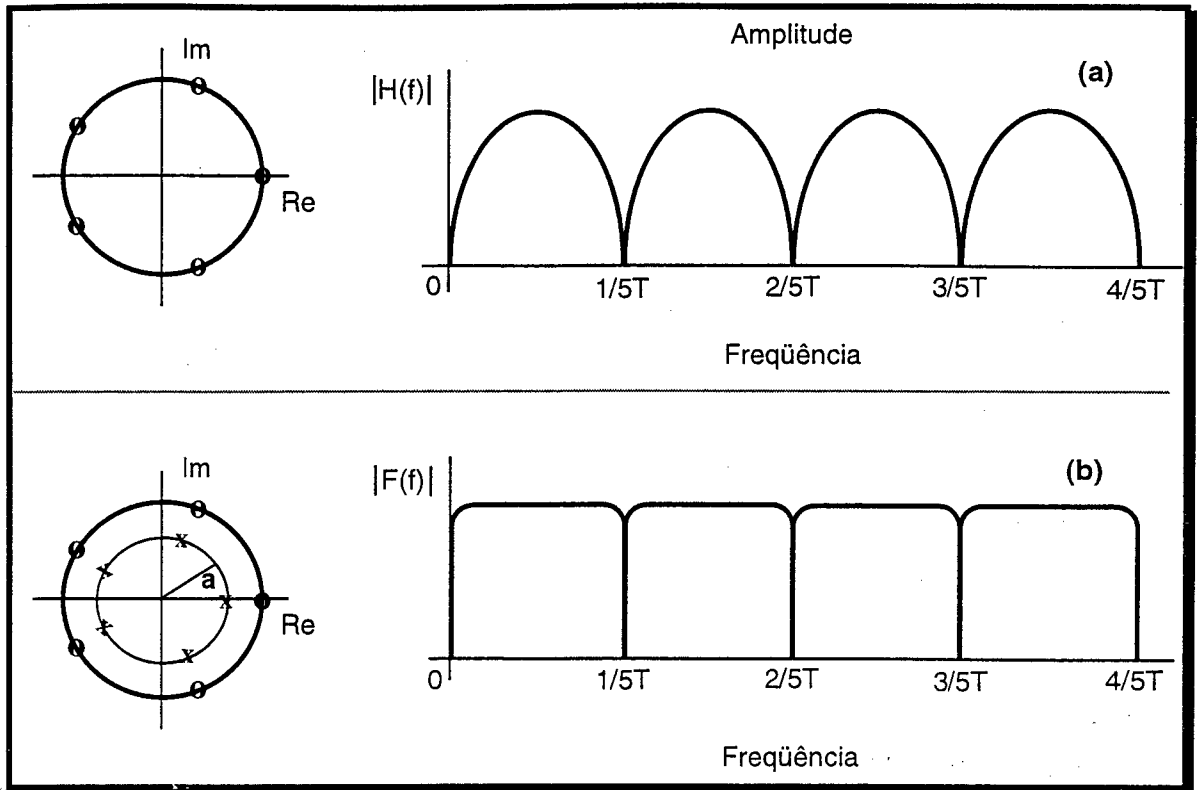


Figura 44 - Diagrama de pólos/zeros e resposta de amplitude das funções de transferência (a) $H(z) = 1 - z^{-N}$ e (b) $F(z) = (1 - z^{-N}) / (1 - az^{-N})$; Zeros (0), Pólos (x)

Implementação

A implementação em software desse filtro digital é descrita a seguir:

A 7ª pode ser transformada em uma fórmula recorrente, dada pela 11ª:

$$Y(z) = \left(\frac{1+a}{2}\right) \cdot X(z) - \left(\frac{1+a}{2}\right) \cdot X(z) \cdot Z^{-N} + a \cdot Y(z) \cdot Z^{-N} \quad \text{Equação 11}$$

Aplicando o teorema de deslocamento da transformada Z e executando as devidas simplificações, a relação recorrente é obtida na 12ª:

$$y(n) = \left(\frac{x(n) - x(n-N)}{2}\right) + a \cdot \left(\frac{x(n) - x(n-N)}{2} + y(n-N)\right) \quad \text{Equação 12}$$

Assim, temos:

Se o período de amostragem (T) é $1/1200$ [ms], o número de pólos e zeros (N) deve ser um múltiplo dos 60 Hz para poder rejeitá-lo, segundo a 8ª

$$f_k = \frac{K}{N \cdot T}$$

para $K=1$, $f_1 = 60$ Hz e $T = 1/1200$ ms, temos

$$N = \frac{K}{f_k \cdot T}$$

$$N = 20$$

Pode-se observar que o primeiro par de pólos e zeros, está localizado na frequência zero (DC), e os demais estão igualmente espaçados em torno do círculo unitário do plano Z, como é mostrada na Figura 45.

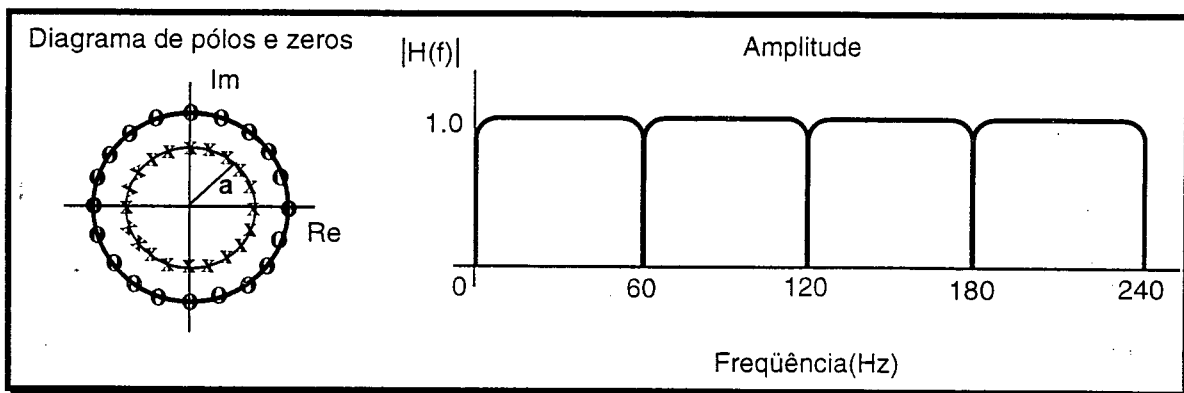


Figura 45 - Diagrama de pólos-zeros e resposta de amplitude da função de transferência $F(z) = ((1+a)/2)(1-z^{-N}) / (1-az^{-N})$ onde $N=20$. Zeros(o), Pólos(x)

A constante "a", para uma $f_c=0,7$ (largura de rejeição) Hz, é dada pela 10ª:

$$\text{Assim, temos, } a = 0.9292$$

substituindo "a" temos as constantes para ser usadas na 12ª:

$$y(n) = \left(\frac{x(N) - x(n-N)}{2} \right) + a \cdot \left(\frac{x(n) - x(n-N)}{2} + y(n-N) \right)$$

Projeto do Filtro Digital Passa-baixa

Em função do problema já exposto, com relação aos dados adquiridos da balança, utilizou-se um filtro digital passa-baixas (até 2 Hz). O filtro digital projetado e implementado foi um filtro Butterworth de segunda ordem, do tipo IIR.

O projeto desse filtro é baseado no método da Transformação Bilinear. A Transformação Bilinear é um mapeamento matemático de variáveis usadas para efetuar a compressão do eixo de frequência da resposta do filtro analógico. Em outras palavras, serve para realizar o mapeamento do domínio "s" (analógico) no domínio "z" (digital) (Oppenheim & Schaffer, 1975 *apud* Marques, 1996b). Deste modo, os filtros analógicos projetados por meio dos métodos clássicos podem ser transformados em filtros digitais equivalentes, através da seguinte substituição:

$$H(z) = H(s) \Big|_{s=(z-1)/(z+1)}$$

Para examinar o efeito desse mapeamento, considere os pontos em $s = j\Omega_0$ no plano "s", e $z = e^{j\omega_0}$ no plano "z", onde ω_0 é a frequência digital normalizada²² em radianos. O valor de Ω_0 pode ser interpretado como uma frequência analógica, a qual corresponde à frequência normalizada ω_0 do filtro digital desejado.

Substituindo "s" e "z" em $s = \frac{z-1}{z+1}$, a seguinte relação é obtida:

$$\Omega_0 = \left(\frac{\omega_0}{2} \right) = \tan(\pi \cdot f_0 \cdot T) \quad \text{Equação 13}$$

Onde:

²² Frequência de corte dividido pela frequência de amostragem.

f_0 = freqüência de corte desejada (Hz)

T = intervalo de amostragem (ms)

Assim, o parâmetro de freqüência é função da freqüência de amostragem do sinal. O caráter não-linear da Transformação Bilinear pode ser observada na seguinte listagem:

plano s (eixo imaginario)	plano z (círculo unitário)
$\Omega = 0$	$\omega = 0$
$0 < \Omega < 1$	$0 < \omega < \pi/2$
$\Omega \geq 1$	$\pi/2 \leq \omega \leq \pi$
$\Omega = \infty$	$\omega = \pi$

A Figura 46 mostra o efeito desta transformação, onde a freqüência analógica $1 \leq \Omega \leq \infty$ é comprimida em um arco sobre o círculo unitário que é igual em comprimento ao segmento do círculo, correspondente à faixa $0 \leq \Omega \leq 1$. Esta deformação do eixo de freqüência poderia, para alguns tipos de filtros, resultar em alguma degradação das características de magnitude e/ou fase.

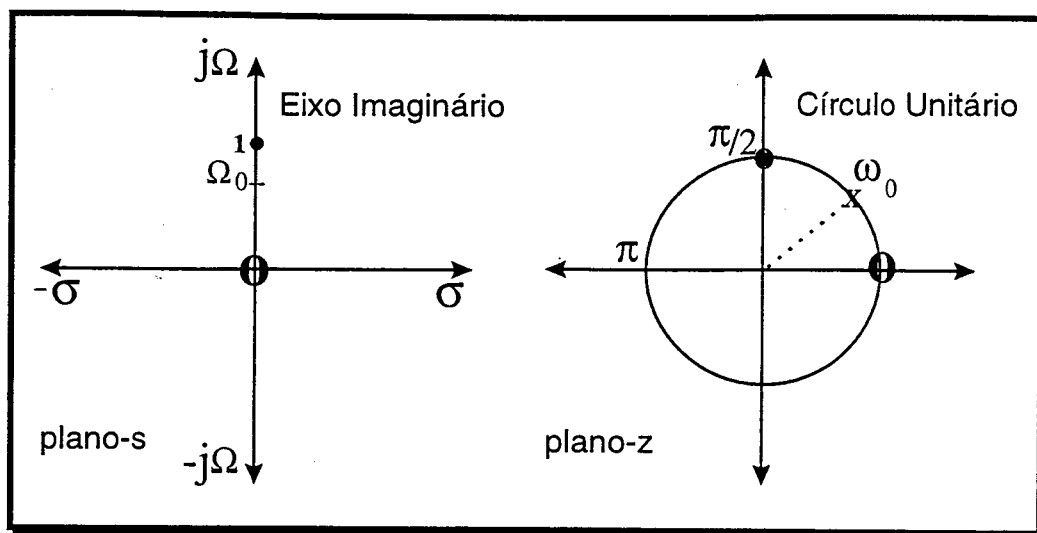


Figura 46 - Mapeamento da transformação bilinear. Valores correspondentes da frequência analógica Ω_0 e da frequência digital normalizada ω_0 são denominados pelos símbolos casados

Filtro Butterworth de Segundo Ordem

Para uma aproximação para um filtro de ordem "n", sua resposta em frequência é dada pela 14ª:

$$|G(j\omega)|^2 = \frac{1}{(1 + \omega^2)^n} \quad \text{Equação 14}$$

A expressão de Butterworth modifica a Equação 14 para a Equação 15:

$$|G(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \omega^{2n}} \quad \text{Equação 15}$$

onde $n=1, 2, 3, \dots, k$ define a ordem da função.

Considerando $n=2$ para um filtro de segunda ordem, temos

$$|G(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \omega^4} \quad \text{Equação 16}$$

Para obter a função de transferência do filtro, a Equação 16 torna-se,

$$G(s) \cdot G(-s) = \frac{1}{1+s^4}$$

Equação 17

Os pólos da função dada pela Equação 17 são as raízes de $(1+s^4)=0$,

$$s^4 = -1 = e^{jm\pi} \text{ Isto é,}$$

$$s = e^{j\pi/4}, e^{j3\pi/4}, e^{j5\pi/4}, e^{j7\pi/4}$$

Existem 4 pólos no círculo unitário, representados na Figura 47, com um espaçamento angular dado por π/n ($\pi/2$). Os pares de pólos estão simetricamente localizados em relação ao eixo imaginário. Um pólo só estará localizado no eixo imaginário se para valores ímpares de "n", existem pólos no eixo real.

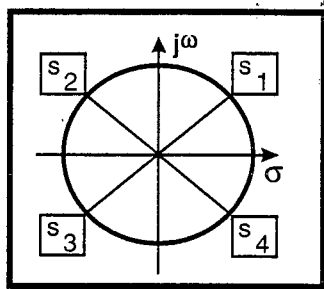


Figura 47 - Representação do plano-s de um filtro Butterworth de Segunda Ordem

Para a realização de um filtro, só os pólos existentes na metade esquerda estável do plano "s" são utilizados. Estes pólos são:

$$s_2 = e^{j3\pi/4}$$

$$s_3 = e^{j5\pi/4}$$

Assim, a função de transferência torna-se:

$$H(s) = \frac{1}{(s+s_2)(s+s_3)} \quad \text{Equação 18}$$

Os pólos são avaliados aplicando-se a fórmula de Euler:

$$s_2 = e^{j\frac{3\pi}{4}} = \cos\frac{3\pi}{4} + j \cdot \text{sen}\frac{3\pi}{4}$$

$$s_3 = e^{j\frac{5\pi}{4}} = \cos\frac{5\pi}{4} + j \cdot \text{sen}\frac{5\pi}{4}$$

Substituindo s_2 e s_3 na equação, e executando as operações algébricas, o polinômio equivalente resultante é:

$$H(s) = \frac{1}{s^2 - \sqrt{2}s + 1} \quad \text{Equação 19}$$

A função de transferência obtida é de um filtro Passa Baixa normalizado para uma frequência de corte de 1 rad/s.

O filtro pode ser generalizado substituindo-se o operador Laplaciano "s" por "s/c" na Equação 19, onde "c" é a frequência de corte em radianos, dada pela Equação 20

$$H(s) = \frac{c^2}{s^2 - \sqrt{2}cs + c^2} \quad \text{Equação 20}$$

fazendo : $A = c^2$ e $B = \sqrt{2}c$, temos:

$$H(s) = \frac{A}{s^2 - Bs + A} \quad \text{Equação 21}$$

Utilizando-se a transformação bilinear, o projeto de $H(s)$ no domínio "s" (analógico) transforma-se em $H(z)$, no domínio "z" (digital), para depois converter $H(z)$ na relação de recorrência equivalente no domínio do tempo.

Substituindo $s=(z-1)/(z+1)$, na Equação 21 a nova expressão $H(z)$ é obtida, cujo numerador é dado por:

$$(Az^2 + 2Az + A)$$

e o denominador:

$$z^2(1 - B + A) + z(2A - 2) + (A + B + 1)$$

ou

$$p_2z^2 + p_1z + p_0$$

onde

$$p_2 = (1 - B + A)$$

$$p_1 = (2A - 2)$$

$$p_0 = (A + B + 1)$$

O passo final do procedimento é a conversão da função de transferência ($H(z)$), de transformada z , em sua forma equivalente no domínio do tempo (relação de recorrência).

$$\text{Se } H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)},$$

Então:

$$H(z) = \frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{A \cdot z^2 + 2 \cdot A + A}{p_2 \cdot z^2 + p_1 \cdot z + p_0}$$

utilizando-se o teorema do deslocamento da transformada z para o domínio do tempo, isto é:

$$Y(z) \cdot p_2 \cdot z^2 = p_2 \cdot y(n+2)$$

$$A \cdot X(z) \cdot z^2 = A \cdot x(n+2)$$

Agora, para produzir um filtro realizável todos os termos são atrasados em dois intervalos de amostragem. Então rearranjando, a saída

atual $y(n)$ será:

$$y(n) = (\text{NUM} - \text{DEN})/p_2$$

Onde:

$$\text{NUM} = A \cdot (x(n) + 2x(n-1) + x(n-2))$$

e,

$$\text{DEN} = p_1 y(n-1) + p_0 y(n-2)$$

GLOSSÁRIO

Aliasing: Fenômeno que ocorre numa conversão A/D quando componentes de frequências acima da frequência de amostragem (frequência duas vezes maior do que a menor frequência do sinal) são juntas novamente e somadas, então, com componentes de menor frequência, distorcendo o sinal.

Bit: Terminologia empregada para dígito binário.

Diagnóstico: Conhecimento ou determinação duma doença pelo(s) sintoma(s) e/ou mediante exames diversos.

Digitalização: Processo utilizado para fazer a representação de um sinal analógico em uma palavra digital.

Escarificação: Produção de pequenas incisões simultâneas e superficiais na pele, processo de raspagem.

Monitoração: Variação de monitorização que, por sua vez, é o ato de acompanhar e avaliar dados fornecidos por aparelhagem técnica.

On-line: Simultâneo ao acontecimento do evento, em tempo real.

Plotar: Local, marcar num diagrama ou gráfico um ponto de coordenadas conhecidas.

Start Bit: dígito binário que marca o início de um processo digital.

Stop Bit: dígito binário que marca o fim de um processo digital.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ABRAMS, P. & TORENS, M. Urine Flow Studies. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 6, n. 1, p. 71-79, 1996.
- ALLEN, Phillip E.; BLALOCK, Benjamin J. & MILAN, Stephen W. In: CHEN, Wai-Kai. **The Circuits and Filters Handbook**, IEEE Press, p. 2337-2459, USA, 1995.
- ANALOG DEVICES. **Instrumentation Amplifiers**, USA, 1994.
- ASTON, Richard. **Principles of Biomedical Instrumentation and Measurement**. Maxwell Macmillan International Publishing Company, p. 89-100, 1990.
- BACKMAN, K. A. & VON GARRELTS, B. **Apparatus for Recording Micturition**. Acta Chir. Scand., p.126-167, 1963.
- BARRETT, D. M. **Disposable (infant) surface electroelectrocardiogram electrodes in urodynamics: a simultaneous comparative study of electrodes**. The journal of Urology, p.663, 1980.
- BATES, P. et al. **Second report on the standarsation of terminology of lower urinary tract function**. British Journal of Urology, p. 207, 1977.
- BLAVIAS, J. G. & FISHER, D. M. **Combined radiographic and urodynamic monitoring: advances in technique**. The journal of Urology, p.125-693, 1981.
- CARDUS, D.; QUESADA; E. M. & SCOTT, F. B. **Studies on the dynamic of the bladder**. The journal of Urology, p. 90-425, 1963.
- CHOY, T. T. C. & LEUNG, P. M. **Real-Time Drift Suppressor ECG**. Journal of Biomedical Engineering, v. 10, p. 354-356, 1988.
- COATES, K.; HARRIS, R.; CUNDIFF, G. & BUMP, R. **Uroflowmetry in women with urinary incontinence and pelvic organ prolapse**. British Journal of Urology, p. 217-221, 1997.
- CORLETT Jr., R. C. & ROY, S. **Carbon dioxide uroflowmetry**. The Journal of Urology, p.122-512, 1979.
- CREATIVE LABS., INC. **Developer Kit for Sound Blaster Series: Hardware Programming Reference**, 2. ed., <http://www.creaf.com/wwwnew/tech/devcnr/devcnr.html>, 1996.

- D'ANCONA, Carlos A. L. & NETTO Jr., Nelson R. **Aplicações Clínicas da Urodinâmica**, p. 63-67, Campinas, SP, 1995.
- DANTEC. **Menuet - Urodunamisches Untersuchungssystem** - Catalog of Products, Durlach, Denmark, 1989.
- DA ROCHA, Paulo H. **Proposta de Desenvolvimento de um Detetor Eletromiográfico**, Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1997.
- DRACH, G. W., GLEASON, D. M. & BOTTACCINI, M. R. New Techniques for the Evaluation of Bladder Function. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 6, n. 3, p. 541-554, 1979.
- DRAKE, Jr., W. M. **The uroflowmeter: an aid to study of the lower urinary tract**. The journal of Urology, p. 59-650, 1948.
- EGGEBRECHT, Lewis C. **Interfacing to the IBM Personal Computer**. Indianapolis, Howard W. Sams & Co., 1983.
- GEDDES, L. A. & BAKER, L. E. **Principles of Applied Biomedical Instrumentation**. 3. ed., New York: Wiley, 1989.
- GRIFFITHS, Derek J. Pressure-Flow Studies of Micturition In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 23, n. 2, p. 279-297, 1996.
- GUREWICH, O. & GUREWICH, N. **Como criar aplicações de Mundo-Real com Visual Basic 3 for Windows**, p. 378, Axcel Books, Rio Janeiro, 1994.
- GUYTON, Arthur C. & HALL, John E. **Textbook of Medical Physiology**. 9. ed., USA: W. B. Saunders Company, 1996.
- HENNEBERG, Kag-Åge. Principles of Electromyography. In: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook**, IEEE Press, p. 191-200, 1995.
- HOLM, H. H. **A uroflowmetry and a method for combined pressure and flow measurement**. The journal of Urology, p. 88-318, 1962.
- JENSEN K. M.-E.; BRUSKEWITZ, R. C.; IVERSEN P. & MADSEN P. O. **Abdominal Straining in Beningn Prostatic Hyperplasia**. The journal of Urology, p. 44-47, 1983.
- JORGENSEN, Jorgen B. & JENSEN, Kalus Moller-Ernst. Uroflowmetry. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 23, n. 2, p. 237-241, 1996.

- KAUFMAN, J. J. **A new recording uroflowmeter: a simple automatic device for measuring voiding velocity.** The journal of Urology, p. 78-97, 1957.
- KOFF, Stephen A. & KASS, Evan J. **Abdominal Wall Electromyography: A Noninvasive Technique to Improve Pediatric Urodynamic Accuracy.** The journal of Urology, p. 736-739, 1982.
- KRANE, R. J. & SIROKY, M. B. **Clinical Neuro-Uology.** p. 201-244, 2 ed. USA, 1979
- LENZ, L. L. **A Utilização de um Modelo Próprio de Urofluxômetro na Avaliação da Micção de Homens Normais e de Portadores de Patologia Obstrutiva.** Tese apresentada ao curso de Medicina do Centro de Saúde da Universidade de Rio de Janeiro (UNI - RIO), Rio de Janeiro, 1983.
- LUSICHI, Ivan D. **Processador Multimídia de Som de ECG,** Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1997.
- MAIZELS, M. & FIRLIT, C. F. **Pediatric urodynamics: a clinical comparison of surface versus needle pelvic floor/external sphincter electromyography.** The journal of Urology, p. 518, 1979.
- MALVINO, Albert P. **Eletrônica.** São Paulo: McGraw Hill, p. 643-656, 1994.
- MARQUES, Fernanda I. **Vídeo-Urofluômetro Computadorizado.** Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1996a.
- MARQUES, Jefferson, L., B., **High-Resolution Electrocardiogram Analysis.** PhD Thesis, University of Shiffield, UK, Dezembro, 1994.
- MARQUES, Jefferson, L., B. **Electrocardiografia de Alta Resolução: Metodologia e Aplicação Clínica.** Trabalho submetido como parte dos Requisitos ao Concurso Público para professor Adjunto no Departamento de Engenharia Elétrica, Área de Engenharia Biomédica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1996b.
- MASSARA, Robert E.; STEADMAN, J. W. & WILAMOWSKI, B. M. Active Filters. In: DORF, Richard C. **The Electrical Engineering Handbook,** p. 674-691, USA, 1993.
- MATZKIN, H. et al. **How reliable is a Single Measurement of Urinary. Flow in the Diagnosis of Obstruction in Bening Prostatic Hyperplasia?.** British Journal of Urology, v. 72, p. 181-186, 1993.
- McGUIRE, Edward J.; DUANE, R.; CROSS, Cindy A. & O'CONNELL, Helen E.

- Videourodynamics Studies. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 23, n. 2, p. 309-321, 1996.
- MOORE, Martin L. **Sound Blaster: O livro definitivo**. Rio de Janeiro: Editora Campus, p. 24-37, 1994.
- NEUMAN, Michael, R., Biopotential Electrodes. In: BRONZINO, Joseph D. **The Biomedical Engineering Handbook**, IEEE Press, p. 745-757, 1995.
- NEUMAN, Michael, R. Biopotential Electrodes. In: WEBSTER John G. **Medical Instrumentation - Application and Design**. 2. ed. Houghton Mifflin Company, 1992.
- NORMANN, Richard A. **Principles of Bioinstrumentation**, New York: Wiley, 1988.
- ONARAL, Banu. Biomedical Signal Analysis. In: BRONZINO Joseph, D. **The Biomedical Engineering Handbook**, IEEE Press, p. 807-808, USA, 1995.
- PROMEDON. **Urobyte 500E** - Catalog of Products, Córdoba, Argentina, 1995.
- RAGHAWAIAH, N. V. **Radiosotope uroflowmetry in the evaluation of prostatism**. The journal of Urology, p. 118-128, 1977.
- RAZAVI Behzad. **Principles of Data Conversion System Design**. New York: IEEE Press, p. 1-28, 1995.
- RIDGE, Peter; GOLDEN, David M. & LUK, Ivan. **O Livro Oficial de Sound Blaster**. São Paulo: Makron Books, 1994
- ROLLEMA, H. J. **Ultrasonic volumetry, a new principle for uroflowmetry: comparison with the DISA micrometer**. Urol. Int., p. 33-88, 1978.
- SCHAUF Charles, L.; MOOFET, David F. & MOOFET, Stacia B. **Fisiologia Humana**. Guanabara Koogan, p. 434-459, 1991.
- SIROKY, Mike B. Interpretation of Urinary Flow Rates. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 17, n. 3, p. 537-542, 1990.
- SIROKY, Mike B. Electromyography of the perineal floor. In: **The Urologic Clinics of North America**, v. 23, n. 2, p. 299-307, 1996.
- SMITH, Donald R. **Urologia Geral**. Guanabara Koogan, p. 363-379, 1981.
- TOMITA, Yasunori & OGAWA, Akimi. **Uroflowmetry Combined with simultaneous Measurement of Abdominal Pressure by Tocodynamometer**. The journal of Urology, p. 335-338, 1993.
- TOAZZA, Adriano L. **Sistema Microcontrolado para Medição de Impedancia**

Pele-Eletrodo em Registradores Bioeletricos. Dissertação de Mestrado em Engenharia Elétrica - Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina. Florianópolis, 1998.

TYNER, F.S.; KNOTT Jr. & MAYER, W. B. Jr. **Fundamental of EEG Technology, Volume 1: Basic Concepts and Methods**, New York: Raven Press, 1989.

URANO. **Balanças de Laboratório: UD2000/1-I - Manual de Operação**, Canoas - RS, 1994.

VAN DE BEEK, C.; STOEVELAAR, H.; McDONNELL, J.; NIJS, H.; CASPARIE, A. & JANGNEGT, R. **Interpretation of uroflowmetry curves by urologists.** Journal of Urology, p. 164-168, 1997.

VON GARRELTS, B. **Analysis of micturition.** Acta Chir. Scand., p. 112-326, 1956.

WEBSTER, John, G. **Medical Instrumentation Application and Design**, Houghton Mifflin Company, p. 227-287, 1992.

WIEST. **Urocompact 8000 Video** - Catalog of Products, München, Germany, 1994.