



**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
CAMPUS CURITIBA**

GERÊNCIA DE PESQUISA E PÓS-GRADUAÇÃO

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA
ELÉTRICA E INFORMÁTICA INDUSTRIAL - CPGEI**

PAULO ROBERTO STEFANI SANCHES

**AVALIAÇÃO DE TÉCNICAS CONSERVADORAS
PARA TRATAMENTO DA INCONTINÊNCIA
URINÁRIA FEMININA EMPREGANDO
INSTRUMENTAÇÃO PARA MONITORIZAÇÃO
DOMICILIAR**

TESE DE DOUTORADO

**CURITIBA
ABRIL DE 2008**

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial

TESE
apresentada à UTFPR
para a obtenção do título de
DOUTOR EM CIÊNCIAS

por

Paulo Roberto Stefani Sanches

Avaliação de técnicas conservadoras para tratamento da
incontinência urinária feminina empregando instrumentação
para monitorização domiciliar

Banca Examinadora:

Presidente e Orientador:

Prof. Dr. Percy Nohama

UTFPR/CPGEI

Examinadores:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

USP, UNICAMP

Prof. Dr. Joaquim Miguel Maia

UTFPR

Prof. Dr. Manoel João Batista Castello Girão

UNIFESP

Prof. Dr. Paulo José Abatti

UTFPR

Prof^ª. Dra. Vivian Ferreira do Amaral

PUCPR

Curitiba, Abril de 2008

Paulo Roberto Stefani Sanches

**Avaliação de técnicas conservadoras para tratamento da
incontinência urinária feminina empregando instrumentação
para monitorização domiciliar**

**Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Elétrica e Informática Industrial da
Universidade Tecnológica Federal do Paraná, como
requisito parcial para a obtenção do título de “Doutor em
Ciências” - Área de Concentração: Engenharia
Biomédica.**

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Co-orientador: Prof. Dr. José Geraldo Lopes Ramos

**Curitiba
2008**

Ficha catalográfica elaborada pela Biblioteca da UTFPR – Campus Curitiba

S211a Sanches, Paulo Roberto Stefani

Avaliação de técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina empregando instrumentação para monitoração domiciliar / Paulo Roberto Stefani Sanches. Curitiba. UTFPR, 2008

XVIII, 125 p. : il. ; 30 cm

Orientador: Prof. Dr. Percy Nohama

Co-orientador: Prof. Dr. José Geraldo Lopes Ramos

Tese (Doutorado) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. Curitiba, 2008

Bibliografia: p. 93-106

1. Engenharia biomédica. 2. Incontinência urinária. 3. Instrumentação. I. Nohama, Percy, orient. II. Ramos, José Geraldo Lopes, co-orient. III. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial. IV. Título.

CDD: 618.97663

Agradecimentos

Ao meu orientador, Prof. Dr. Percy Nohama, pela confiança e desafio de orientar um trabalho à distância e pelo exemplo de dedicação pessoal e abnegação em prol da pesquisa.

Ao meu co-orientador Prof. Dr. José Geraldo Lopes Ramos pela dedicação aos trabalhos de pesquisa, em meio a tantas atividades, e pela disponibilidade nos momentos de decisão do projeto.

À médica ginecologista e mestre em Medicina Adriana Prato Schmidt pela dedicação e parceria importante neste trabalho.

Às fisioterapeutas Simone Nickel e Camila Martins Chaves pelo apoio na avaliação e treinamento das pacientes.

A Maria Luiza pela compreensão e paciência em suportar um engenheiro que, entre uma série de outras atividades, resolveu fazer doutorado.

Ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre, cuja estrutura foi fundamental para o desenvolvimento deste trabalho, e ao apoio financeiro do Fundo de Incentivo à Pesquisa.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná que permitiu o acesso a mais um degrau de minha qualificação profissional.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio Grande do Sul, que mesmo diante das dificuldades financeiras do estado, continua investindo nos projeto de pesquisa.

Aos meus colegas da Engenharia Biomédica do Hospital de Clínicas de Porto Alegre pela parceria no projeto, em especial ao engenheiro e mestre em Matemática Danton Pereira da Silva Junior.

À família e aos amigos sempre presentes.

Resumo

Tratamentos conservadores atuais para incontinência urinária feminina incluem uma combinação de exercícios da musculatura do assoalho pélvico (EMAP), cones vaginais, estimulação elétrica e *biofeedback*. Todavia, estudos recentes têm sido incapazes de determinar qual técnica suplementar é mais vantajosa. Além disso, a avaliação da adesão ao tratamento é difícil, quando as técnicas são aplicadas em ambiente domiciliar. Assim, os objetivos da pesquisa descrita envolvem o projeto de um equipamento portátil para aplicação de EMAP associados ao *biofeedback* e à estimulação elétrica em ambiente domiciliar e a realização de estudo piloto em grupo de pacientes com incontinência urinária. O novo equipamento desenvolvido consiste de uma unidade microprocessada portátil com capacidade de memória para armazenar os exercícios realizados pela paciente em ambiente domiciliar. A cada consulta o conteúdo da memória é descarregado via interface serial e pode ser analisado pelo terapeuta, visando a determinação da adesão e performance na realização dos exercícios. A monitorização da pressão de contração da musculatura pélvica é realizada com uma *probe* vaginal. Foram incluídas no estudo 32 voluntárias, alocadas em 3 grupos de intervenção e submetidas a um protocolo de 13 semanas. Ao início e final do tratamento as voluntárias passaram por avaliação urodinâmica, perineometria e preencheram um diário miccional e questionário de qualidade de vida. A avaliação dos resultados do tratamento mostrou que após 3 meses, 71,9% das pacientes (23) tiveram cura ou melhora significativa, 18,8% (6) melhora parcial de sintomas e 9,3% (3) resposta ruim, sendo encaminhadas para tratamento cirúrgico. A adesão ao tratamento não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0,201$), porém a performance na realização dos exercícios mostrou diferenças significativas ($p<0,05$), com melhores resultados no grupo de *biofeedback*. Em todos os grupos, foram observados aumento significativo na força de contração máxima da musculatura pélvica ($p<0,05$) e uma melhora nos escores do questionário de qualidade de vida ($p<0,02$). O número de perdas por esforço apresentou uma redução estatisticamente significativa ($p<0,05$) e observou-se uma tendência de redução no número de micções diárias e número de perdas por urgência. A nova instrumentação desenvolvida para uso domiciliar mostrou-se eficaz e as voluntárias participantes do estudo apresentaram alterações significativas nas variáveis analisadas.

Palavras-chave:

Incontinência urinária feminina, exercícios pélvicos, tratamento conservador, *biofeedback*, estimulação elétrica neuromuscular.

Evaluation of conservative techniques for treatment of the female urinary incontinence using home monitoring-based instrumentation

Abstract

Current conservative treatments for female urinary incontinence include a combination of pelvic floor muscle exercises (PFME) and vaginal cones, neuromuscular electrical stimulation and biofeedback. However, recent studies have been insufficient to determine which supplementary technique is more advantageous. In addition, since those techniques are performed at home by the patient, assessment of compliance is difficult. The main goals of this research are the development of a portable device for the treatment of female urinary applying PFME combined with or electrical stimulation and make a pilot study with a patients group. The device developed for this study consists of a microprocessor controlled unit with sufficient memory to store the exercises carried out by patients at home. At each consultation the contents of the memory are downloaded via USB interface for analysis by the therapist. Effective compliance and the quality of the exercises performed can be evaluated. The device includes a vaginal probe for monitoring pelvic muscle contraction pressure during the exercises. The study included 32 patients, allocated to one of 3 intervention groups. Outcomes were: change in quality of life score and in urodynamic and perineometric parameters and changes to urinary habits and episodes of losses recorded in the bladder diary. After 3 months, 71.9 % of the patients (23) had achieved cure or significant improvement, 18.8% (6) partial improvement of symptoms and 9.3 % (3) poor response, being referred for surgical treatment. Compliance with treatment was not different between groups ($p=0.201$), however the performance in the execution of exercises shows significant differences ($p<0.05$), with better results in the biofeedback group. In all groups a significant ($p<0.05$) increase was observed in maximum pelvic muscle contraction strength, in addition to an improvement in the quality of life questionnaire scores ($p<0.02$). The number of urine losses due to stress exhibited a statistically significant reduction ($p<0.05$) in all groups. There was a trend towards reduced number of urinations per day and reduced number of urge urine losses. The novel developed instrumentation for home use was efficient and the patients allocated in the research protocol had significant alterations in the assessed variables.

Keywords:

Female urinary incontinence, pelvic exercises, conservative treatment, biofeedback, neuromuscular electrical stimulation.

Lista de Figuras

Figura 1: Ilustração do sistema urinário feminino (modificado de http://www.medicineonline.com)	8
Figura 2: Disposição anatômica de alguns músculos pélvicos (modificado de http://summit.stanford.edu)	9
Figura 3: Inervação simpática, parassimpática e somática do trato urinário inferior (modificado de Yoshimura e Groat, 1997)	12
Figura 4: Atividades simpática, parassimpática e somática durante a fase de armazenamento de urina.	15
Figura 5: Atividades simpática, parassimpática e somática durante a fase de eliminação de urina.	16
Figura 6: Espéculo dinamométrico de Dumoulin et al. extraído de Bø e Sherburn, 2005.....	27
Figura 7: Formatos diversos de cones vaginais extraído de Bø e Sherburn, 2005.....	29
Figura 8: Balonete (<i>probe</i>) do fabricante BEAC Biomedical (Italy) utilizado para medição da pressão intra-vaginal.	42
Figura 9: Apresentação de seqüências de exercícios no <i>display</i> gráfico: Seqüência 1 - contrações rápidas, Seqüência 2 - contrações lentas.	42
Figura 10: Diagrama em blocos do equipamento proposto.	44
Figura 11: Circuito eletrônico da unidade de processamento: microcontrolador, memórias e <i>display</i> gráfico.....	45
Figura 12: Circuito eletrônico da interface serial padrão RS-232.	46
Figura 13: Circuito eletrônico do módulo estimulador.	46
Figura 14: Circuito eletrônico da fonte de alimentação.	46
Figura 15: Seqüência de telas apresentadas à paciente com o equipamento operando no modo <i>biofeedback</i>	48
Figura 16: Fluxograma principal do <i>firmware</i> dos equipamentos	50
Figura 17: Forma de onda de contração rápida: manobra proposta (linha tracejada) e efetivamente realizada (linha cheia).	52
Figura 18: Forma de onda de uma contração sustentada da MAP para avaliação perineométrica.....	53
Figura 19: Ilustração do protocolo de treinamento de 13 semanas proposto às pacientes.....	56
Figura 20: Curva de calibração do sensor de pressão de 0 a 120 cmH ₂ O ($r^2=0,999$).....	59

Figura 21: <i>Setup</i> experimental proposto para caracterização da <i>probe</i> vaginal frente à variações de temperatura.....	61
Figura 22: Pressão no interior do balonete medida por meio do módulo SMRT-EB com um sensor de 5 PSI do fabricante Sensym ($r^2=0,998$).....	62
Figura 23: Simulação do sistema de medição usado por Hahn et al. (1996) com o balonete conectado ao sensor de pressão por meio de um tubo de 2m de comprimento	62
Figura 24: Curvas de calibração a diferentes temperaturas(α corresponde ao coeficiente angular).	63
Figura 25: Curvas de calibração obtidas com a <i>probe</i> em diferentes pressurizações iniciais (α corresponde ao coeficiente angular).....	64
Figura 26: Curvas de calibração após correção de pressão de <i>offset</i> (subtração da pressão média após estabilização térmica).....	65
Figura 27: Curva de saída do conversor A/D, com balonete a 37° C (em azul) e reta de ajuste com $r^2=0,999$ (em vermelho).....	66
Figura 28: Ensaio com paciente voluntária empregando a <i>probe</i> vaginal, onde são mostrados o incremento de pressão por efeito térmico, a pressão basal e os picos de pressão provocados pela contração da musculatura pélvica.....	66
Figura 29: Resposta do transdutor vaginal a um degrau de pressão. Tempo no eixo X igual a 10 ms/div e tensão no eixo Y de 1V/div.....	67
Figura 30: Foto do protótipo do equipamento desenvolvido.....	68
Figura 31: Plotagem do arquivo referente a 5 dias consecutivos de utilização domiciliar do equipamento configurado para a opção <i>biofeedback</i>	68
Figura 32: Sessão de exercícios composta por 3 séries de 10 contrações rápidas (2 s/4 s) e 10 contrações lentas (4 s/ 4 s) com intervalo de 72 s de repouso.....	69
Figura 33: Série de exercícios composta por 10 contrações rápidas seguidas de 10 contrações sustentadas.	69
Figura 34: Sessão de exercícios - em azul, exercícios propostos e em vermelho, exercícios efetivamente realizados.....	70
Figura 35: Forma de onda do sinal de estimulação elétrica com carga de 150 Ω adquirida com osciloscópio Tektronix THS710, à esquerda (eixo X - 20 ms/div, eixo Y - 5V/div), trem de pulsos e à direita (eixo X - 100 μ s/div, eixo Y - 5V/div), pulso de estimulação.....	70
Figura 36: Subrotina de preparação de condições iniciais (<i>setup</i>)	113
Figura 37: Subrotina de detecção de linha de base (estabilização).....	114

Figura 38: Subrotina de gerenciamento da sessão de exercícios	115
Figura 39: Subrotina de comunicação serial	116
Figura 40: Subrotina atendimento interrupção do Timer0	117
Figura 41: Subrotina atendimento interrupção externa	117
Figura 42: Subrotina atendimento interrupção serial	117
Figura 43: Seqüência de telas apresentadas à paciente com o equipamento na opção estimulação elétrica gatilhada.....	119
Figura 44: Seqüência de telas apresentadas à paciente com o equipamento na opção exercícios pélvicos seqüenciados.....	120

Lista de Tabelas

Tabela 1: Medidas de pressão intra-vaginal	26
Tabela 2: Características das pacientes (n=32).....	72
Tabela 3: Adesão, performance e duração do tratamento (n=32)	72
Tabela 4: Resultados da avaliação perineométrica (n=32)	73
Tabela 5: Escores do QQV (n=32)	73
Tabela 6: Resultados do diário miccional (n=32)	74
Tabela 7: Resultados da avaliação urodinâmica (n=32)	74
Tabela 8: Descritivo de pacientes do grupo BIO	107
Tabela 9: Descritivo de pacientes do grupo EMAP	107
Tabela 10: Descritivo de pacientes do grupo ELETRO	108
Tabela 11: Resultados da cistometria no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)	108
Tabela 12: Resultados da cistometria no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3).....	108
Tabela 13: Resultados da cistometria no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses(3).....	109
Tabela 14: Resultados do Diário Miccional no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3).....	109
Tabela 15: Resultados do Diário Miccional no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3)..	109
Tabela 16: Resultados do Diário Miccional no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)	110
Tabela 17: Resultados da Perineometria no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3).....	110
Tabela 18: Resultados da Perineometria no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3).....	110
Tabela 19: Resultados da Perineometria no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)...	111
Tabela 20: Resultados do QQV no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)	111
Tabela 21: Resultados do QQV no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3).....	111
Tabela 22: Resultados do QQV no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3).....	112

Abreviaturas

A/D: analógico/digital
ANOVA: análise de variâncias
AVC: acidente vascular-cerebral
CONEP: Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
CVM: capacidade vesical máxima
DECIT: Departamento de Ciência e Tecnologia
ECR: ensaio clínico randomizado
EMAP: exercícios da musculatura do assoalho pélvico
EMG: eletromiografia
EUE: esfíncter uretral externo
EUI: esfíncter uretral interno
F. S.: fundo de escala
HCPA: Hospital de Clínicas de Porto Alegre
IBGE: Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
IMC: índice de Massa Corporal
IUE: incontinência urinária de esforço
IUM: incontinência urinária mista.
IUU: incontinência urinária de urgência
LED: *light emitting diode*
MAP: musculatura do assoalho pélvico
NiMH: hidreto metálico de níquel
NMD: número de micções diárias
NMN: número de micções noturnas
NPE: número de perdas por esforço
NPU: número de perdas por urgência
P_B: pressão basal
P_C: intensidade perineométrica
PDM: primeiro desejo miccional
PMC: *Pontine Micturition Center*
PSC: *Pontine Storage Center*
PWM: *pulse-width modulation*
RNM: ressonância nuclear magnética

RU: resíduo urinário

QQV: questionário de qualidade de vida

SUS: Sistema Único de Saúde

TCLI: termo de consentimento livre e informado

T_r: tempo para atingir a intensidade máxima

TRH: terapia de reposição hormonal

TUI: trato urinário inferior

Sumário

Resumo	v
Abstract	vii
Lista de Figuras	ix
Lista de Tabelas	xii
Abreviaturas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Justificativa	2
1.2 Objetivos	5
1.3 Estrutura da tese	5
2 Fundamentação Teórica	7
2.1 Anatomia	7
2.2 Neurofisiologia do trato urinário	10
2.3 Tipos de incontinência urinária	16
2.3.1. Incontinência de esforço(<i>stress</i>)	16
2.3.1. Incontinência de urgência	17
2.3.3. Incontinência urinária mista	17
2.3.4. Incontinência funcional	17
2.3.5. Incontinência por transbordamento ou paradoxal (<i>overflow</i>)	18
2.4 Métodos para avaliação funcional da MAP	18
2.4.1. Palpação vaginal	19
2.4.2. Ultra-som e Ressonância nuclear magnética	20
2.4.3. Eletromiografia (EMG)	20
2.4.4. Manometria	22
2.4.5. Dinamômetros	26

2.5	Técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária	27
2.5.1.	Cones vaginais	28
2.5.2.	Exercícios da Musculatura do Assoalho Pélvico	29
2.5.3.	<i>Biofeedback</i>	33
2.5.4.	Estimulação elétrica	36
2.5.5.	Estimulação magnética	38
2.5.6.	Medicamentos	39
3	Casuística e Métodos	41
3.1	Descrição das técnicas de tratamento propostas	41
3.1.1.	Técnica I: Exercícios da musculatura pélvica com <i>biofeedback</i>	41
3.1.2.	Técnica II: Estimulação elétrica acionada por sinal pressórico	42
3.1.3.	Técnica III: Exercícios da musculatura pélvica sequenciados	43
3.2	Descrição da instrumentação	43
3.2.1	<i>Hardware</i> dos equipamentos	43
3.2.2	Interface com o usuário	47
3.2.3	<i>Firmware</i> dos equipamentos	47
3.2.4	<i>Software</i> de comunicação e visualização	51
3.3	Parâmetros extraídos a partir dos sinais de pressão	51
3.4	Delineamento do ensaio clínico	52
3.4.1	Critérios de inclusão	54
3.4.2	Critérios de exclusão	54
3.4.3	Logística	54
3.4.4	Parâmetros de avaliação quantitativos	56
3.5	Análise estatística	57
4	Resultados	59
4.1	Ensaio com o transdutor	59
4.1.1	Curva de calibração do sensor	59
4.1.2	Comportamento do transdutor com a variação de temperatura	60
4.1.3	Resposta dinâmica do transdutor	66

4.2 Protótipo do equipamento	67
4.3 Testes com a instrumentação	68
4.3.1 Módulo <i>Biofeedback</i>	68
4.3.2 Módulo Estimulador	70
4.4 Resultados do ensaio clínico	71
4.4.1 Perineometria	72
4.4.2 Questionário de Qualidade de Vida	73
4.4.3 Diário miccional e variáveis urodinâmicas	73
5 Discussão	77
5.1 Instrumentação para monitorização da contração da MAP	78
5.2 Protocolo clínico	81
5.3 Estimulação elétrica gatilhada por sinal de pressão	85
6 Conclusões	89
6.1 Contribuições da pesquisa	89
6.2 Possibilidades de continuidade da pesquisa	90
6.3 Comentários finais	91
Referências Bibliográficas	93
Apêndice I	107
Apêndice II	113
Apêndice III	119
Anexo I	121
Anexo II	123

Capítulo 1

Introdução

Incontinência urinária é definida pela *International Continence Society* como a perda involuntária de urina objetivamente demonstrada. É uma doença que atinge 13 milhões de norte-americanos e representa um problema de saúde pública naquele país (WILSON et al., 2001).

Segundo dados da *National Association for Continence* (www.nafc.org):

- a incontinência urinária afeta 200 milhões de pessoas no mundo;
- 80% são mulheres;
- 2 em cada 3 mulheres acima de 30 anos apresentarão perda urinária em algum momento da vida;
- as mulheres com sintomas de incontinência levam em média 6,5 anos para procurar um médico.

Existem situações transitórias e definitivas que podem levar à incontinência urinária. Dentre as situações transitórias, que são responsáveis por cerca de 50% dos casos de incontinência urinária nas mulheres idosas, pode-se destacar: efeito colateral de medicamentos (medicamentos psicotrópicos, analgésicos narcóticos, bloqueador do canal de cálcio, álcool, etc), aumento da produção de urina (hiperglicemia, insuficiência cardíaca, edema, insuficiência venosa), atrofia genital e deficiência hormonal, infecção urinária e alterações mentais graves nas quais o indivíduo perde o sentido de orientação, podem levar à perda da consciência do enchimento vesical (REIS et al., 2003).

Dentre as situações definitivas que levam à incontinência pode-se citar:

- o estiramento e ruptura das fibras musculares do períneo que pode ocorrer durante o parto, deslocando a bexiga e a uretra de suas posições normais,
- cirurgias abdominais ou pélvicas como a histerectomia, as falhas das cirurgias para incontinência, as cirurgias para tratamento de tumores pélvicos, as complicações de cirurgias pélvicas como fistulas,
- acidente vascular cerebral, traumas e tumores medulares nos quais pode haver comprometimento do controle do sistema nervoso sobre a micção,
- presença de alterações próprias da uretra como os divertículos uretrais,
- enfraquecimento de músculos da região pélvica,
- anormalidades congênitas (fistulas congênitas),

- doenças metabólicas (diabetes).

O número de partos também parece influenciar na prevalência da incontinência de esforço. Milsom et al. (1993) avaliaram 3168 mulheres entre 36 e 46 anos e relataram uma prevalência de 5,5 a 7,7% de perda urinária entre as nulíparas, enquanto que nas mulheres com três ou mais partos essas taxas passaram para 14 a 16,4%. Baseando-se em estudo epidemiológico prévio sobre a incontinência urinária na Noruega (HANNESTAD et al., 2000), Rortveit et al. (2003), avaliaram 15.307 mulheres com idade superior a 20 anos através de questionários e encontraram associação significativa entre incontinência de esforço e o modo de parto. No entanto, não há evidência de que um aumento do número de cesarianas, na tentativa de diminuir os casos de incontinência, represente benefício em nível populacional.

Em aproximadamente 10% dos casos, a incontinência de esforço não é causada por uma alteração anatômica, mas sim pelo que se denomina insuficiência intrínseca do esfíncter uretral. Situações que alteram a vascularização desta musculatura como cirurgias genitourinárias múltiplas, traumatismos, doenças neurológicas e mesmo o hipoestrinismo decorrente da menopausa podem provocar uma perda da elasticidade com diminuição do tônus uretral (RAMOS et al., 2006).

No Brasil, não existem estudos em grande escala sobre a prevalência e incidência da incontinência urinária e imagina-se que a proporção verdadeira do problema deva estar amplamente subestimada devido ao constrangimento da mulher em buscar ajuda nos serviços de saúde (KOFF, 2001).

Porém, levando-se em conta o último censo do IBGE (2000), que mostrou uma população feminina de 86 milhões de habitantes e destas 24,4 milhões com idade superior a 40 anos, pode-se estimar a possibilidade, portanto, que cerca de 10 milhões de mulheres sejam incontinentes.

No Hospital de Clínicas de Porto Alegre, RS (HCPA), por exemplo, são atendidas cerca de 960 novas pacientes por ano com incontinência urinária feminina no Setor de Uroginecologia. Em estudo realizado no Serviço de Uroginecologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, que é um centro de referência para incontinência urinária, foi observada prevalência de 42,5% das pacientes com este diagnóstico.

1.1 Justificativa

As técnicas conservadoras são terapias não destrutivas, praticamente sem efeitos colaterais associados como ocorre com diversos medicamentos, podendo ser empregadas, inclusive, em

pacientes onde a abordagem cirúrgica tenha falhado. Representam, portanto, uma alternativa para tratamento de mulheres com incontinência urinária.

Os efeitos de cirurgias para incontinência também não devem ser negligenciados, pois apesar das altas taxas de resultados positivos, possuem uma série de riscos associados. As taxas de cura, em curto prazo, de pacientes submetidas à colposuspensão de Burch são altas, da ordem de 90% (JARVIS, 1994). Porém, em avaliações de longo prazo (10 ou mais anos) estas taxas decaem para 62% (EL-TOUKHY, MAHADEVAN e DAVIES, 2000).

Uma pesquisa com cirurgiões ingleses que realizam procedimentos com fita vaginal de tensão (TVT -*Tension-free vaginal tape*), para tratamento de incontinência de esforço, revelou que 44% tiveram casos de perfuração da bexiga, 37% casos de repetição de instabilidade do detrusor e 28% de dificuldades urinárias persistindo por mais de seis semanas (DUCKETT et al., 2004).

Uma revisão de literatura de trabalhos envolvendo técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina mostra resultados positivos em relação aos exercícios da musculatura do assoalho pélvico (EMAP), porém indefinição quanto à eficácia da associação com *biofeedback* e estimulação elétrica, assim como na avaliação do melhor desempenho de alguma delas em relação às outras: os resultados são absolutamente não conclusivos (BERGHMANS et al., 1998,2000; HAY-SMITH et al., 2001, 2007).

A aplicação domiciliar dessas técnicas possibilita um tratamento intensivo, que pode acelerar os processos de plasticidade muscular e cerebral. Porém os trabalhos geralmente apresentam problemas no acompanhamento e grau de controle a que são submetidas as pacientes durante o uso domiciliar (JUNDT, PESCHERS e DIMPFL, 2002). O controle da adesão é realizado através de diários mantidos pelas pacientes ou relatos durante as consultas periódicas (HAY-SMITH et al., 2001). Com isso, não se tem a avaliação da efetiva adesão ao tratamento, que é importante nesse tipo de terapia. Isso se deve em parte à limitação dos equipamentos utilizados nos diversos trabalhos de pesquisa.

No estudo proposto, o equipamento, além de propiciar o tratamento à paciente, funciona como um *datalogger*, armazenando todo o ciclo de exercícios (contrações da musculatura pélvica, voluntárias ou induzidas pela estimulação elétrica) executados pelas pacientes. Em cada consulta (periodicidade de 2 semanas), o conteúdo da memória é analisado, permitindo avaliar a real adesão da paciente ao programa. Com isso, minimizam-se os aspectos subjetivos e obtêm-se uma avaliação real se a paciente executou os exercícios com a intensidade e a periodicidade recomendadas. Todas as pacientes recebem monitoração dos exercícios realizados em casa, não

apenas as pacientes do grupo de *biofeedback* como ocorre em diversos trabalhos (MORKVED, BØ e FJORTOFT, 2002; AUKEE et al., 2004).

Então, as pacientes têm monitorização direta, apenas não recebem a supervisão de um terapeuta durante o uso doméstico do equipamento.

Todavia muitas pacientes desistem de continuar os EMAP sem supervisão e esta é uma importante justificativa para as técnicas que envolvem *biofeedback* (LAYCOCK e JERWOOD, 2001).

A técnica de monitoração da força de contração da musculatura pélvica utilizando balonete com ar no interior já foi empregada em diversos trabalhos (KEGEL, 1948, 1951; BØ et al., 1990; HAHN et al., 1996), porém sem a caracterização adequada do comportamento estático e dinâmico do transdutor. Nesta pesquisa o transdutor foi submetido a ensaios para determinação de seu comportamento frente a variações de temperatura, determinação da curva de calibração e resposta dinâmica, características importantes e não descritas em trabalhos prévios.

Os trabalhos associando *biofeedback* e estimulação elétrica empregam a estimulação como complemento aos EMAP com *biofeedback* ou aplicam estas técnicas em sessões alternadas (SUNG et al., 2000; MAHONY et al., 2004). A associação da estimulação elétrica disparada pelo sinal de pressão, proposta neste estudo, visa associar o desejo voluntário de produzir a contração, a uma contração efetiva, garantida pelo estímulo elétrico. Essa associação pode aumentar a intensidade de contração muscular e torna a paciente uma participante ativa de seu processo de reabilitação, o que não acontece na estimulação elétrica tradicional. Esta técnica, apesar de já empregada para reabilitação pós-AVC (acidente vascular-cerebral) (BOLTON, CAURAUGH e HAUSENBLAS, 2004), ainda não foi proposta para reabilitação da musculatura pélvica, constituindo-se em um dos aspectos inovadores da pesquisa proposta.

A realização deste estudo com a quantidade proposta de voluntárias e, em ambiente hospitalar, seria inviável. Desta forma, ao final, foram projetados equipamentos inéditos que possibilitam a utilização dessas técnicas conservadoras pelas pacientes em ambiente doméstico e sob supervisão periódica.

Em trabalho prévio de Barroso et al. (2004), desenvolvido no HCPA, empregou-se estimulação elétrica para o tratamento da incontinência urinária feminina e, após os bons resultados, incorporou-se esta técnica na rotina de tratamento de pacientes do ambulatório de Uroginecologia. Desde 2002 até o presente, aproximadamente 250 pacientes foram submetidas a este tratamento, com custos cobertos pelo Sistema Único de Saúde (SUS).

Seguindo neste cenário, espera-se que os resultados alcançados nesta pesquisa venham a proporcionar uma nova alternativa de tratamento a pacientes que procuram atendimento em hospitais da rede pública de saúde.

Levando-se em conta a alta incidência da incontinência urinária na população que, apesar de não gerar mortalidade, produz transtornos sociais importantes às pacientes, considera-se fundamental a continuidade de pesquisas nesta área, principalmente, devido às limitações dos estudos já realizados.

1.2 Objetivos

Geral

O objetivo geral desta pesquisa consiste na avaliação experimental da eficácia de técnicas de tratamento conservador envolvendo exercícios pélvicos, *biofeedback* e estimulação elétrica no tratamento da incontinência urinária feminina, empregando instrumentação desenvolvida para este propósito.

Específicos

Para alcançar o objetivo geral definiram-se os seguintes objetivos específicos:

- (1) desenvolver instrumentação específica para tratamento domiciliar da incontinência urinária por meio de exercícios pélvicos associados a *biofeedback* e estimulação elétrica;
- (2) avaliar a eficácia da técnica de EMAP com *biofeedback* no tratamento da incontinência urinária feminina;
- (3) avaliar a eficácia da técnica de estimulação elétrica acionada por sinal pressórico no tratamento da incontinência urinária feminina;
- (4) avaliar a eficácia da técnica de EMAP seqüenciados no tratamento da incontinência urinária feminina;
- (5) avaliar a adesão ao tratamento e desempenho na realização dos exercícios por meio dos recursos implementados nos equipamentos.

1.3 Estrutura da tese

No capítulo 2 descreve-se a anatomia e neurofisiologia do trato urinário inferior (TUI), os métodos para avaliação da musculatura do assoalho pélvico (MAP) e as principais técnicas

conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina. O capítulo 3, materiais e métodos, apresenta o desenvolvimento da instrumentação para uso domiciliar e a metodologia proposta para o ensaio clínico. No capítulo 4 apresenta-se os resultados dos ensaios com a instrumentação proposta e as avaliações realizadas no grupo de pacientes ao início e final do protocolo experimental. O capítulo 5 dedica-se à discussão dos resultados e o capítulo 6 às conclusões e proposta de trabalhos futuros.

Capítulo 2

Fundamentação Teórica

Neste capítulo, realiza-se uma descrição da anatomia do TUI e da neurofisiologia do processo miccional. A seguir, definem-se os tipos de incontinência urinária, os métodos de avaliação da MAP e apresentam-se as principais técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina.

2.1 Anatomia

A continência urinária depende de haver urina armazenada em uma bexiga com complacência adequada e fechada por um esfíncter competente. A incontinência pode resultar de uma falha na armazenagem, por instabilidade do músculo detrusor ou falha no mecanismo esfíncteriano. Todo o sistema urinário está sob um controle neural complexo que coordena a função da uretra e da bexiga para armazenar ou eliminar urina em períodos socialmente aceitáveis (KEANE e O’SULLIVAN, 2000; CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

A bexiga é um órgão oco com parede constituída de feixes de musculatura lisa, em três camadas, representadas, principalmente, pelo detrusor e trígono superficial. O músculo detrusor é inervado pelo sistema simpático e suas contrações provocam elevação da pressão intra-vesical necessária à micção (KEANE e O’SULLIVAN, 2000).

Os músculos lisos que revestem o colo da bexiga e a uretra formam o esfíncter uretral interno (EUI), que é envolvido pelo músculo estriado chamado rabdo-esfíncter. Juntos, o músculo estriado peri-uretral (fibras musculares estriadas que envolvem a uretra) e o rabdo-esfíncter constituem o esfíncter uretral externo (EUE) (KEANE e O’SULLIVAN, 2000).

A incontinência urinária de esforço em mulheres está geralmente associada a uma diminuição do suporte do tecido conectivo e do assoalho pélvico (KEANE e O’SULLIVAN, 2000).

O assoalho pélvico está localizado na parte inferior da cavidade abdomino-pélvica e dá sustentação para as vísceras abdominais e pélvicas, conforme ilustrado na figura 1.

A MAP é formada por uma rede de músculos que se estende de lado a lado através da pelve. Esses músculos são ligados na parte frontal ao osso púbico e na parte posterior ao cóccix (final da coluna espinhal). Têm como principais funções o suporte de órgãos pélvicos e conteúdo

abdominal, auxílio para manter a bexiga fechada por meio da compressão ativa da uretra em momentos de tosse ou espirros, segurar e controlar fezes e função sexual.

Os diversos músculos têm diferentes direções de fibras e se cada músculo conseguisse contrair-se isoladamente, eles poderiam ter diferentes funções. Todavia, a única função voluntária da MAP é uma contração de massa, melhor descrita como uma elevação para dentro e compressão em torno da uretra, vagina e reto. Estudos com ressonância magnética têm demonstrado que durante a contração voluntária, o cóccix é movido ventralmente em direção à sínfise púbica e a musculatura pélvica se contrai concentricamente (BØ et al., 2001).

Os músculos estriados do assoalho pélvico são compostos de fibras tipo I (lentas) e tipo II (rápidas). Como a principal função desta musculatura é atuar como estrutura de suporte, a fibra tipo I, que possui capacidade de atividade sustentada, é a predominante. Todavia, para responder a mudanças súbitas na pressão intra-abdominal, os músculos pélvicos contêm também fibras tipo II, que podem contrair vigorosamente por períodos mais curtos de tempo. Alguns autores descrevem a razão entre os tipos de fibras em 60-70% para fibras lentas e 30-40% para fibras rápidas, com uma variação na distribuição em diferentes áreas do assoalho pélvico (HELT et al., 1996).

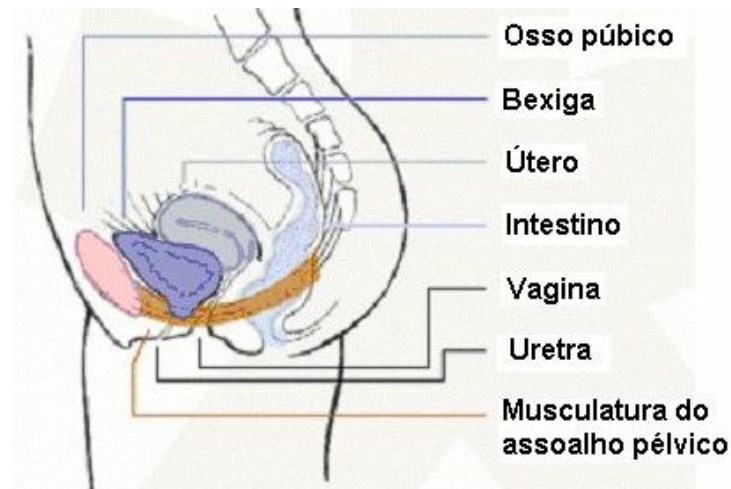


Figura 1: Ilustração do sistema urinário feminino (modificado de <http://www.medicineonline.com>).

Uma contração consciente da MAP causa a compressão e o movimento de elevação para dentro com resultante fechamento uretral, estabilização e resistência ao movimento descendente. Em voluntárias saudáveis, a contração de outros grandes grupos musculares como glúteos, adutores do quadril e abdominais resultam em uma contração simultânea da MAP; porém, estes

músculos não estão em uma posição anatômica para atuarem com suporte estrutural para prevenir o movimento descendente do colo vesical e da uretra (BØ, 2004).

O principal músculo de suporte do assoalho pélvico feminino é o elevador do ânus, que também contribui para a função de esfíncter uretral, particularmente, nos períodos de exercícios físicos.

A MAP é composta por três camadas (NETTER, 2001):

- a musculatura pélvica é revestida de uma fásia conectada à fásia endopélvica (parietal), que envolve os órgãos pélvicos e também auxilia no suporte destes órgãos;

- a camada profunda é formada pelos músculos do diafragma pélvico composto pelos músculos pubococcígeo, puborretal e iliococcígeo, que juntos formam o elevador do ânus. Essa é uma camada muscular com orientação horizontal possuindo um hiato na parte central por onde passam a vagina, a uretra e o ânus;

- a camada superficial é formada pelos músculos do diafragma urogenital composto pelos músculos isquiocavernoso, bulboesponjoso e transverso superficial do períneo, que juntos são denominados músculos perineais.

A disposição anatômica de alguns desses músculos pode ser vista na figura 2.

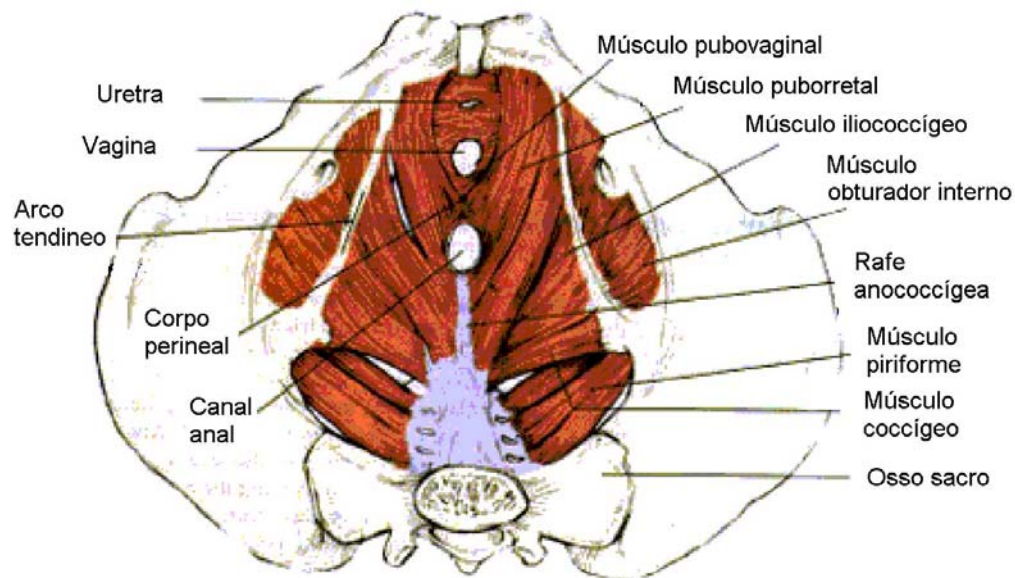


Figura 2: Disposição anatômica de alguns músculos pélvicos (modificado de <http://summit.stanford.edu>).

Os músculos pélvicos consistem de fibras musculares estriadas, que estão sob controle voluntário e podem ser exercitados.

Embora as camadas superficiais e profundas da musculatura pélvica compreendam estruturas anatômicas distintas com diferentes inervações, clinicamente, elas atuam como uma unidade funcional (BØ e SHERBURN, 2005).

A correta ação da musculatura pélvica é descrita como uma contração ao redor das aberturas pélvicas e movimento muscular para dentro do corpo (KEGEL, 1948).

Em pessoas sem incontinência urinária a musculatura pélvica contrai-se simultaneamente ou precede ao aumento da pressão abdominal, em uma co-contração automática inconsciente (SAPSFORD e HODGES, 2001).

Contrações sub-máximas podem ser realizadas como contrações isoladas; porém, uma contração máxima da musculatura pélvica parece não ser possível sem a co-contração dos músculos abdominais, especialmente o transverso abdominal e o oblíquo interno. Esta contração abdominal pode ser observada como um pequeno movimento para dentro do abdome inferior (NEUMANN e GILL, 2002).

A continência normal é mantida por uma integração complexa de fatores pélvicos, espinhais e supra-espinhais. A musculatura pélvica é um dos vários fatores que contribuem para o mecanismo de fechamento uretral e é o tecido alvo dos fisioterapeutas no tratamento da incontinência e outras disfunções pélvicas. Outros fatores pélvicos importantes para a continência são a contração dos músculos lisos e estriados da parede uretral, plexo vascular patente e fáschia e ligamentos intactos suportando a bexiga e a uretra em posição ótima durante o aumento de pressão abdominal (ASHTON-MILLER, HOWARD e DELANCEY, 2001).

Pode ser postulado que as perdas de urina decorrem das diferenças individuais na posição anatômica do assoalho pélvico, composição de tecido conectivo, distribuição de fibras rápidas e lentas e seção transversal dos músculos. Danos posteriores no assoalho pélvico durante a gravidez ou parto vaginal como estiramento ou ruptura de fibras musculares, nervos periféricos e tecido conectivo em ligamentos e fâscias podem se somar aos fatores genéticos (BØ, 2004).

2.2 Neurofisiologia do trato urinário

A bexiga e a uretra funcionam reciprocamente. Quando a bexiga enche durante a fase de armazenamento, o músculo detrusor permanece em regime quiescente, com pequena alteração na pressão intra-vesical, adaptando-se ao incremento de volume pelo aumento do comprimento das fibras. Além disso, os caminhos neurais que estimulam a bexiga para a micção estão quiescentes nesta fase, e os caminhos inibitórios estão ativos (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997). A saída

uretral permanece fechada, com progressivo aumento das contrações do EUE em resposta ao aumento do volume vesical (reflexo de guarda) (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Quando o volume da bexiga atinge um limiar crítico, o EUE relaxa e o músculo detrusor inicia uma série de contrações, o colo vesical abre e a eliminação ocorre.

Em crianças, este processo denominado reflexo miccional, ocorre involuntariamente, sem a sensação do volume vesical ou reflexo de guarda. O indivíduo aprende que a micção pode ser controlada, torna-se consciente de que a bexiga está atingindo o limiar crítico, e inibe as contrações do detrusor, mantendo a continência (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

O processo miccional envolve uma combinação e interação única de funções autonômicas e voluntárias. O TUI é inervado por fibras simpáticas, parassimpáticas e somáticas periféricas que são componentes de um intrincado circuito eferente e aferente do cérebro e da coluna espinalhal (Figura 3) (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Os circuitos neurais agem como um complexo integrado de reflexos que regulam a micção, permitindo que o TUI esteja no modo armazenamento ou eliminação.

Em pessoas com incontinência urinária algum aspecto deste sistema tem disfunção e a perda de urina ocorre durante a fase de armazenamento (MAHONY, LAFERTE, BLAIS, 1977; CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Caminhos eferentes: coluna espinalhal para TUI

Os músculos lisos da bexiga (detrusor) são inervados primariamente por nervos parassimpáticos, e os do colo vesical e uretra (EUI) por nervos simpáticos. O músculo estriado do EUE recebe inervação primária de nervos somáticos (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Os caminhos de inervação simpática, parassimpática e somática do TUI são mostrados na figura 3.

Nervos parassimpáticos

Os caminhos eferentes parassimpáticos provêm a maior inervação excitatória do músculo detrusor (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997). Axônios pré-ganglionários emergem dos núcleos sacrais parassimpáticos nos segmentos espinais S2-S4 e sofrem sinapse no gânglio pélvico. Os axônios pós-ganglionares continuam por uma curta distância no nervo pélvico e terminam em uma camada do detrusor (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

O principal neurotransmissor envolvido na sinapse celular simpática/detrusor é a acetilcolina.

Em adição à estimulação parassimpática do músculo liso da bexiga, alguns neurônios parassimpáticos pós-sinápticos exercem um efeito de relaxação no músculo uretral liso, por transmissão de óxido nítrico (ANDERSSON, 1993; YOSHIMURA e DE GROAT, 1997). Então, quando a bexiga contrai durante a fase de eliminação, o EUI relaxa.

Nervos simpáticos

Os nervos simpáticos estimulam a contração dos músculos lisos da uretra e colo da bexiga e causam o relaxamento do detrusor.

Os neurônios pré-ganglionares simpáticos estão localizados nos segmentos toraco-lombares (T11-L2) da coluna espinhal e fazem sinapse com os neurônios pós-ganglionares no interior do gânglio mesentérico. Os axônios pós-ganglionares fazem parte do nervo hipogástrico e transmitem noradrenalina em seus terminais. Os maiores terminais estão na uretra e colo vesical, bem como no corpo da bexiga (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

A noradrenalina estimula a contração da uretra e do colo vesical, e produz o relaxamento do detrusor devido aos receptores específicos contidos nessas estruturas.

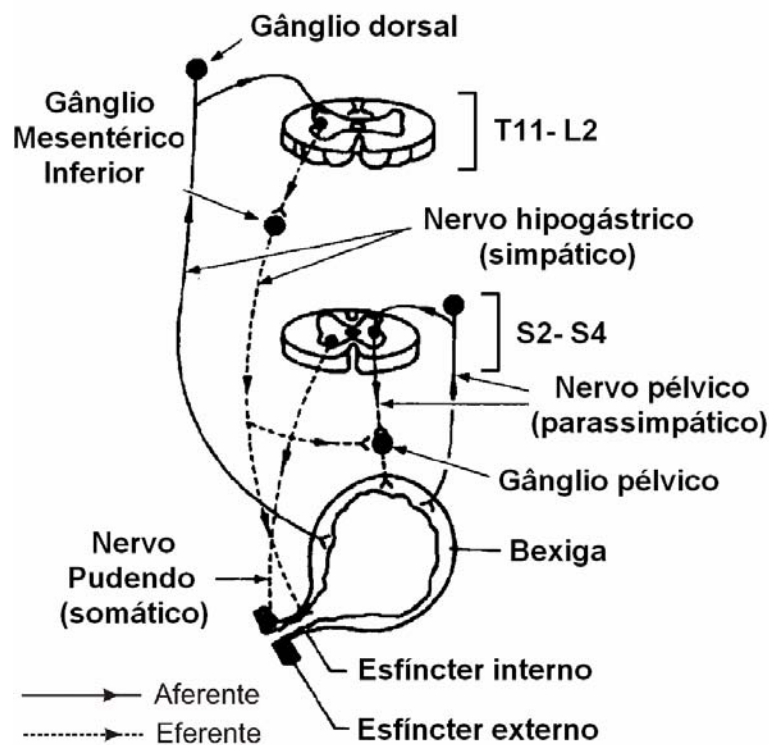


Figura 3: Inervação simpática, parassimpática e somática do trato urinário inferior (modificado de Yoshimura e Groat, 1997).

Nervos somáticos

Os nervos somáticos provêm inervação para os músculos estriados do EUE e assoalho pélvico. Os motoneurônios eferentes estão localizados no núcleo de Onuf nos segmentos sacrais S2-S4, sendo levados pelo nervo pudendo e liberando acetilcolina em seus terminais. A acetilcolina age nos receptores do músculo estriado induzindo contração e fechamento EUE (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

Caminhos eferentes: Componentes supra-sacrais

Informações de décadas de experimentos em animais e estudos clínicos têm mostrado que a coordenação normal das funções de armazenamento e eliminação de urina requer integração das entradas supra-espinais (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997; FRASER e CHANCELLOR, 2003).

Estudos experimentais empregando rastreamento histoquímico de neurotransmissores ou vírus neurotrópicos localizaram regiões cerebrais similares que influenciam na atividade uretral e vesical (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997; FRASER e CHANCELLOR, 2003).

Duas regiões importantes, o PMC (*Pontine Micturition Center*) e o PSC (*Pontine Storage Center*), são centros integrativos que recebem, integram entradas dos nervos aferentes da coluna espinal e de outras regiões do cérebro e controlam uma chave *on/off* para o TUI (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Neurônios do PSC projetam-se diretamente para os motoneurônios no núcleo de Onuf. A estimulação no PSC produz contrações no EUE. Neurônios no PMC projetam-se para os núcleos sacrais parassimpáticos, e a estimulação dos neurônios do PMC resulta em contração da bexiga e relaxamento do EUE (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Caminhos aferentes

Os nervos pélvico, hipogástrico e pudendo carregam informações sensitivas do TUI em fibras aferentes para a coluna espinal lombo-sacral. Os nervos aferentes pélvicos e pudendais chegam aos segmentos sacrais S2-S4 e o nervo hipogástrico nos segmentos toraco-lombares T11-L2 (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997; CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

Os aferentes pélvicos monitoram o volume vesical durante a fase de armazenamento e a amplitude das contrações vesicais durante a micção. Então, estes nervos sensoriais servem para iniciar o processo de micção e reforçar o impulso que mantém as contrações vesicais.

São compostos por fibras sensíveis à distensão da bexiga (mecano-receptores) e fibras sensíveis à substâncias químicas agressivas e ao frio (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

Reflexos

Múltiplos caminhos reflexos operam entre o sistema nervoso central e o TUI. No nível mais simples de organização, os caminhos centrais operam como chaves *on/off* que mantêm a relação recíproca entre a bexiga e a uretra (DE GROAT, BOOTH, YOSHIMURA, 1993).

Esses circuitos de chaveamento são precisos no tempo, pois, por exemplo, quando o músculo uretral liso é estimulado pelo nervo hipogástrico para contrair, o músculo detrusor não está recebendo estímulo do nervo pélvico. Enquanto um caminho do nervo hipogástrico transmite informação estimulatória para o músculo uretral liso, outro caminho do mesmo nervo transmite informação inibitória à bexiga (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

Fase de armazenamento

Até que a urina na bexiga atinja um limiar crítico para urinar, o detrusor mantém-se quieto, e a bexiga mantém um nível baixo e relativamente constante de pressão interna durante o enchimento (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997). Isto é conseguido passivamente: a viscoelasticidade intrínseca do músculo detrusor permite que a parede da bexiga se ajuste ao aumento de volume e o caminho estimulatório parassimpático permanece inativo (Figura 4).

O reflexo de guarda é iniciado pela distensão da bexiga durante o enchimento que ativa os mecano-receptores na parede vesical, os quais geram sinais aferentes para a coluna espinal, onde os motoneurônios eferentes são ativados. Estes motoneurônios estimulam a contração do EUE mantendo a resistência de saída e a continência urinária. Este reflexo aumenta em intensidade à medida que o volume vesical aumenta (CHANCELLOR e YOSHIMURA, 2004).

A figura 4 mostra a inibição ou ativação das estruturas do TUI durante a fase de armazenamento de urina.

Alterações em qualquer desses ciclos de reflexos pode contribuir para disfunções do TUI. Os efeitos terapêuticos conseguidos com a neuromodulação sacral decorrem da ativação de um ou mais reflexos pela estimulação elétrica das raízes sacrais (CHANCELLOR e CHARTIER-KASTLER, 2000).

Os reflexos envolvidos no armazenamento de urina estão integrados na coluna espinal e parecem funcionar normalmente em animais com transecção supra-espinal. Todavia, muitos indivíduos com lesões que interrompem o caminho do cérebro têm controle urinário prejudicado.

Então, embora o início da fase de armazenamento pareça ser estabelecido na coluna espinhal, a manutenção da resistência uretral estável aparentemente requer controle supra-espinhal. É sabido que o PMC provê sinais descendentes que ativam os neurônios motores do pudendo que aumentam a resistência uretral (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

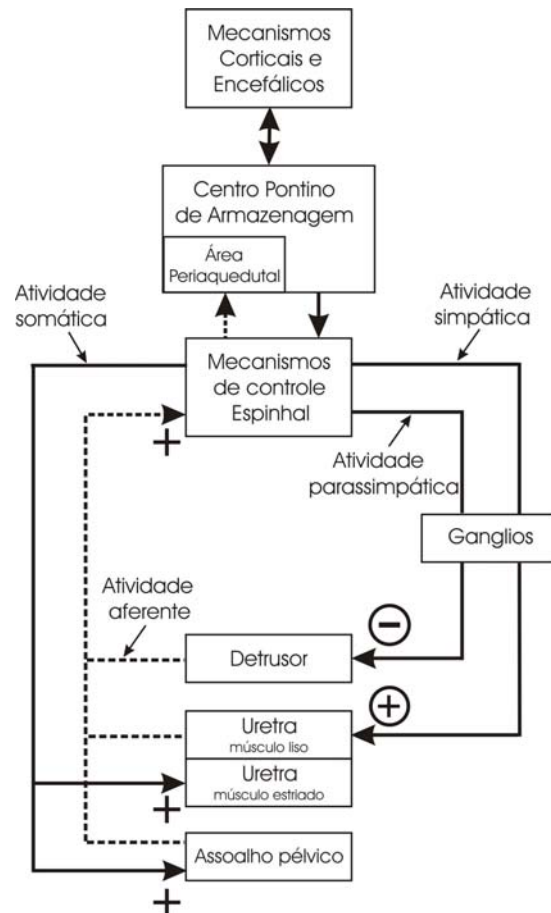


Figura 4: Atividades simpática, parassimpática e somática durante a fase de armazenamento de urina.

Fase de eliminação

O primeiro passo na micção é o relaxamento do EUE. Em crianças, o início do estímulo ocorre quando o volume vesical atinge um limiar crítico. Em adultos, com função normal do TUI, o indivíduo tem a sensação de volume consciente de enchimento da bexiga e o reflexo de guarda é intensificado até que a eliminação voluntária seja possível. Ambos os processos, de início e término do processo de eliminação, quer voluntário ou autonômico, dependem de controle do cérebro (YOSHIMURA e DE GROAT, 1997).

Para que o reflexo de guarda seja revertido e o EUE relaxado, um sinal inibitório deve ser gerado no PMC. Fibras aferentes da bexiga dos nervos pélvicos chegam ao centro de micção cerebral. O centro de micção integra esta informação sensitiva com sinais de outras regiões do

cérebro e gera um sinal inibitório para os centros simpáticos e somáticos na coluna espinhal e sinal de estimulação para os centros parassimpáticos (Figura 5).

Este reflexo resulta no relaxamento do EUE e EUI, seguido de contração do músculo detrusor, aumento da pressão vesical e fluxo de urina.

Reflexos secundários devido ao fluxo de urina na uretra facilitam o esvaziamento vesical. Tem sido especulado que em mulheres com incontinência mista e de esforço, a perda de urina pela uretra pode estimular aferentes uretrais induzindo ou aumentando a instabilidade do detrusor (JUNG et al., 1999).

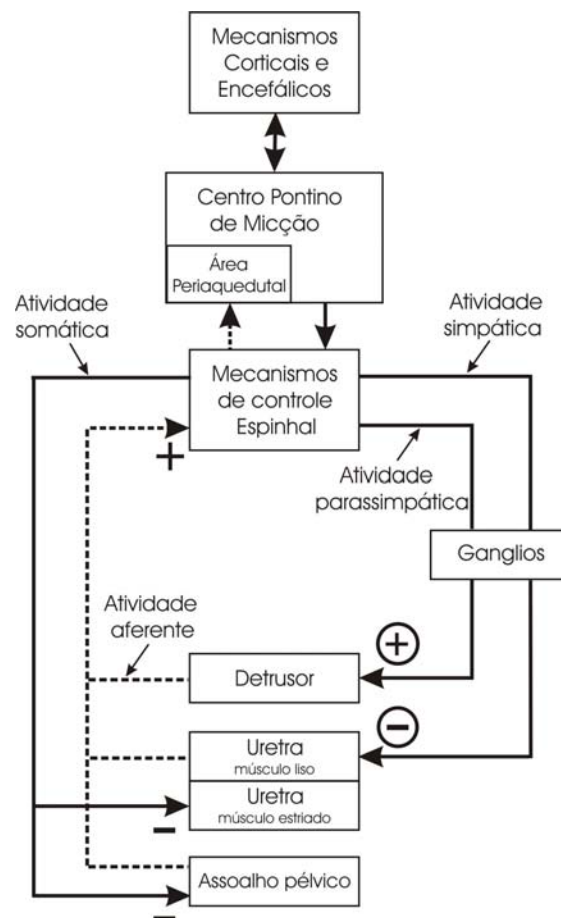


Figura 5: Atividades simpática, parassimpática e somática durante a fase de eliminação de urina.

2.3 Tipos de incontinência urinária

2.3.1. Incontinência de esforço (*stress*)

A incontinência de esforço é a forma mais comum de incontinência em mulheres e manifesta-se por perdas de urina ao tossir, rir, espirrar ou realizar movimentos ou exercícios que provoquem aumento de pressão na bexiga.

Este tipo de incontinência pode ser determinado por alteração anatômica ou funcional da uretra e frequentemente ocorre hipermotilidade do colo vesical durante o aumento da pressão intra-abdominal, fazendo com que a pressão intra-vesical suplante a pressão uretral e causando perda urinária. Em aproximadamente 10% dos casos decorre da perda da função esfínteriana intrínseca da uretra.

O enfraquecimento da musculatura pélvica pode reduzir a capacidade de compressão para fechamento da uretra e provocar um deslocamento descendente da bexiga, produzindo alterações na transmissão da pressão abdominal para a bexiga e uretra.

2.3.2. Incontinência de urgência

A incontinência de urgência representa a perda urinária associada ao intenso desejo miccional (urgência) e pode ser causada por disfunção motora (contrações não-inibidas do músculo detrusor) ou por hipersensibilidade vesical (urgência sensorial).

A incontinência de urgência pode ocorrer durante o sono, após beber pequena quantidade de água ou quando escutar ou tocar água corrente.

A ação involuntária dos músculos da bexiga pode ocorrer por lesão dos nervos da bexiga, sistema nervoso (coluna espinhal ou cérebro) ou aos próprios músculos. Esclerose múltipla, doença de Alzheimer ou Parkinson, derrame cerebral e lesões cirúrgicas podem afetar os nervos e músculos da bexiga.

2.3.3. Incontinência urinária mista

O termo incontinência mista é utilizado para descrição de pessoas que sofrem simultaneamente de incontinência de "urgência" causada por bexiga hiperativa e de incontinência de esforço.

Quanto à abordagem científica e terapêutica da incontinência mista é importante lembrar que, as incontinências de urgência e de esforço devem ser tratadas como entidades separadas, pois são processos diferentes em seus estágios e evolução.

2.3.4. Incontinência funcional

A incontinência funcional ocorre com pessoas que têm dificuldade para pensar, locomover-se ou comunicar-se, que as impede de chegar a um local adequado e em tempo, para urinar.

2.3.5. Incontinência por transbordamento ou paradoxal (*overflow*)

A incontinência por transbordamento ou paradoxal é decorrente de lesões neurológicas periféricas, obstruções miccionais crônicas ou degenerações detrusoras senis que causam arreflexia vesical. Também é chamada de bexiga hiporreflexa.

2.4 Métodos para avaliação funcional da MAP

A avaliação da MAP não é uma tarefa fácil e até o momento nenhum método isolado mostrou-se capaz de medir as duas funções destes músculos: elevação e força de compressão (BØ e SHERBURN, 2005).

A elevação da MAP na pélvis durante as contrações pode ser observada por ultra-som e ressonância nuclear magnética (RNM). O fato da medida de elevação da MAP ser um bom indicador da força desta musculatura merece discussão, pois uma grande elevação pode representar não uma força intensa, mas o estiramento ou ruptura da fáschia muscular. Um grande deslocamento pode não ser sinal de intensa força, sendo mais provável que uma MAP bem posicionada e com grande volume e força estará em uma posição onde pequena elevação voluntária será adicionada (BØ e SHERBURN, 2005).

A observação do movimento para dentro da musculatura também pode não ser uma tarefa simples, pois pode ser criada por uma contração dos músculos perineais superficiais, sem influência no mecanismo de fechamento uretral. Ou pode-se ter uma contração palpável sem movimento externo visível, particularmente em mulheres obesas (BØ e SHERBURN, 2005).

Bump et al. (1991) demonstraram que mesmo contraindo corretamente a MAP, apenas 50% das mulheres continentais estudadas eram capazes de contrair voluntariamente a musculatura com força suficiente para aumentar a pressão de fechamento uretral.

A medida de força muscular pode ser considerada uma medida indireta da função da MAP em atividades normais da vida diária, uma vez que mulheres continentais não contraem voluntariamente antes de tossir ou saltar. A contração de sua MAP é considerada uma co-contratação automática ocorrendo como uma rápida e forte ativação de um sistema neural intacto. Outros importantes fatores para uma rápida e forte contração são a localização do assoalho pélvico no interior da pélvis, o volume muscular e os tecidos conectivos intactos. Um assoalho pélvico estirado e fraco pode estar posicionado mais baixo dentro da pélvis comparado a um bem-treinado e sem lesão. O tempo requerido para que os músculos estirados atinjam a contração

ótima pode ser muito lento para efetivamente prevenir a descida provocada pelo aumento da pressão abdominal (BØ e SHERBURN, 2005).

As técnicas descritas a seguir podem também ser empregadas para gerar *biofeedback* durante a realização de exercícios da musculatura pélvica.

2.4.1. Palpação vaginal

Esta técnica foi descrita pela primeira vez por Kegel (1948, 1951) como método para avaliar a função da MAP e é comumente usada por muitos fisioterapeutas para avaliar a correta contração. Kegel colocava um dedo no terço distal da vagina e solicitava à paciente para comprimir em torno do dedo e produzir o movimento de elevação e para dentro. Não empregava este método para medir a força da MAP, mas para ensinar às pacientes como contrair sua MAP e classificar a contração qualitativamente como correta ou não. Para medir a força da MAP, Kegel desenvolveu o perineômetro, um manômetro de pressão, que mede a habilidade da MAP em promover pressão de contração vaginal, que será descrito posteriormente.

Van Kampen et al. (1996) reportaram que desde que Kegel (1951) descreveu a palpação vaginal como método para avaliar a MAP, mais de 25 diferentes métodos de palpação foram propostos.

Laycock (1994) desenvolveu a escala de Oxford modificada para medir a força da MAP usando palpação vaginal. Consiste de uma escala de 6 pontos: 0 – sem contração, 1 – trêmula, 2 – fraca, 3 – moderada, 4 – boa (com levantamento), 5 – forte.

Bø e Finckenhagen (2001) questionaram a sensibilidade desta escala, pois não conseguiram diferenciar entre contrações fracas, moderadas, boas e fortes definidas pela escala quando comparadas com as medidas de pressão de contração vaginal medidas por balonete conectado a transdutor de pressão por fibra óptica, em um grupo de fisioterapeutas voluntárias (13 assintomáticas e 7 com sintomas de incontinência de esforço).

Morin et al. (2004) confirmaram estes resultados mostrando que as categorias de palpação vaginal não correspondiam às medidas efetuadas com dinamômetro.

Os resultados de estudos avaliando a confiabilidade intra-teste e inter-teste mostram resultados conflitantes. Isherwood e Rane (2000) encontraram alta confiabilidade inter-teste. Bø e Finckenhagen (2001) e Laycock et al. (2001) encontraram concordância entre os examinadores em apenas 45% e 47% respectivamente, empregando a escala de Oxford modificada.

2.4.2. Ultra-som e Ressonância nuclear magnética

Mais recentemente, o ultra-som e a RNM vêm sendo empregados para avaliar a ação da MAP durante as contrações.

Bø, Sherburn e Allen (2003) demonstraram que a imagem de ultra-som é um método mais preciso que a palpação ou observação clínica na avaliação funcional da MAP em estudo envolvendo 20 fisioterapeutas voluntárias. A contração da MAP produziu um deslocamento médio de 11,2 mm, enquanto a contração abdominal (músculo abdominal transverso) mostrou um deslocamento significativamente menor, de 4,3 mm.

Thompson et al. (2006) avaliaram 120 mulheres, 60 continentais (30 nulíparas) e 60 incontinentes (30 com incontinência de esforço e 30 com incontinência de urgência) empregando ultra-som perineal, perineometria e palpação vaginal. Observaram uma forte tendência de mulheres continentais apresentarem uma maior elevação do colo vesical do que as incontinentes ($p=0,051$). A correlação do movimento do colo vesical, avaliada por ultra-som, e da força muscular, medida através de perineometria, foi moderada ($r=0,43$; $p=0,01$).

Peng, Jones e Constantinou (2006) avaliaram os efeitos das contrações pélvicas na uretra, vagina e no reto, a partir de imagens de ultra-som perineal na frequência de 3,5 MHz. Um algoritmo para detecção de bordas foi utilizado para identificação das interfaces entre a sínfise púbica, uretra e reto nos *frames* de vídeo capturados. As análises de imagem foram focadas no deslocamento anatômico das estruturas urogenitais, o que permitiu a determinação de seus parâmetros biomecânicos em termos de deslocamento, velocidade e aceleração.

Bø et al. (2001), usando RNM, não conseguiram confirmar o deslocamento de 2 a 4 cm da MAP durante as contrações, relatado por Kegel (1951) utilizando palpação vaginal. Com as pacientes na posição supino, mediram um deslocamento (elevação para dentro) de $10,8 \pm 6,0$ mm na MAP durante as contrações.

Dumoulin et al. (2007) realizaram um estudo preliminar envolvendo 5 mulheres com incontinência, antes e após participarem de um programa de fisioterapia da MAP, utilizando imagens de RNM. Demonstraram que os EMAP produziram alterações anatômicas no músculo elevador do ânus e redução do movimento púbico.

2.4.3. Eletromiografia (EMG)

A EMG tem sido usada para medir a atividade elétrica dos músculos esqueléticos e corresponde à representação dos estímulos enviados pelos motoneurônios da medula espinal

aos músculos como o resultado de uma contração voluntária ou reflexa. A captação do sinal eletromiográfico pode ser feita com eletrodos de superfície ou intramuscular (agulhas ou fios) (TURKER, 1993).

Eletrodos de superfície são recomendados para medir a atividade de músculos grandes e superficiais e eletrodos intramusculares para detectar a atividade de músculos pequenos ou internos (BØ e SHERBURN, 2005).

Diversos equipamentos e diferentes técnicas empregando eletrodos de superfície, eletrodos de fio e eletrodos concêntricos têm sido usados para medir a atividade da MAP. Na prática clínica, todavia, eletrodos de superfície em uma *probe* vaginal são os mais empregados para monitorar a atividade da MAP devido à alta sensibilidade da região perineal e habilidade requerida para usar eletrodo de agulha ou fio (BØ e SHERBURN, 2005).

Em geral, o número de unidades motoras ativadas aumenta com o aumento de força quando a força muscular é baixa, enquanto a frequência de disparo das unidades motoras aumenta em níveis de força elevados. Então, é razoável esperar que a atividade elétrica possa representar o nível de força desenvolvido pelo músculo. Todavia, os pesquisadores devem ser cautelosos no uso da informação de EMG como medida absoluta de força, pois muitos músculos têm respostas não-lineares (TURKER, 1993).

Quando são utilizados eletrodos de superfície clinicamente, a interpretação dos resultados deve ser feita com cuidado devido ao risco de interferência por outros músculos (*cross talk*) e pela variabilidade da posição dos eletrodos na vagina.

A intensidade do sinal de EMG é afetada por uma série de fatores como tamanho e tipo do eletrodo, localização, equipamento usado para aquisição, amplificação e filtragem, assim como por características do músculo como seção transversal, comprimento e temperatura. Os sinais de EMG captados são uma aproximação da atividade mioelétrica e não representam necessariamente o número e a frequência das unidades motoras.

A intensidade do sinal de EMG aumenta após exercícios da musculatura pélvica, porém, não é possível deduzir que a força produzida seja maior, apenas que há um aumento do número de unidades motoras ativadas. Porém, alguns autores já encontraram correlação entre a força muscular e o sinal de EMG em alguns músculos. A média do sinal retificado e o valor quadrático médio (RMS) sobre uma janela móvel de sinal aumentam com o aumento da contração muscular, porém, ainda não está claro qual a melhor medida (CLANCY, BOUCHARD e RANCOURT, 2001).

Acredita-se que a evolução das técnicas de processamento de sinais e dos algoritmos de identificação permita extrair do sinal de EMG as informações necessárias às diversas aplicações, que incluem, além de *biofeedback*, o controle mioelétrico de próteses e avaliações ergonômicas.

Glazer, Romanzi e Polaneczky (1999) realizaram estudos para verificar a confiabilidade e validade clínica das medidas do sinal eletromiográfico dos músculos pélvicos empregando eletrodos de superfície para o uso na detecção precoce das disfunções uroginecológicas. Encontraram confiabilidade teste-reteste significativa ($p < 0,001$) e significativa validade clínica preditiva ($p < 0,05$) para incontinência de esforço, urgência e estado menstrual.

2.4.4. Manometria

Kegel (1948, 1951) usou um dispositivo para medir a pressão vaginal conectado a um manômetro, o perineômetro; porém, não apresentou dados relacionados à sensibilidade, confiabilidade ou validade deste método.

O termo perineômetro causa certa confusão, porque a região sensível à pressão da *probe* não é posicionada no períneo, mas na vagina, ao nível do músculo elevador do ânus (BØ e SHERBURN, 2005).

O perineômetro desenvolvido por Kegel consistia de uma câmara vaginal pneumática com 8 cm de comprimento e 2 cm de diâmetro, conectada por um tubo de borracha a um manômetro calibrado de 0 a 100 mmHg. Mulheres continentas apresentavam leituras de 30 a 60 mmHg e pacientes com incontinência urinária e função muscular pobre ou ausente entre 0 a 5 mmHg. Gradualmente, e com o fortalecimento muscular, as pacientes conseguiam produzir pressões da ordem de 60 a 80 mmHg.

Atualmente, estão disponíveis diversos dispositivos para medir pressão vaginal, com diferentes tamanhos e características técnicas. Resultados de dispositivos diferentes para medição da força de compressão vaginal ou empregando EMG não podem ser comparados devido às diferenças de diâmetro das *probes* vaginais. Não ficou estabelecido se a utilização de um dispositivo vaginal largo, ou a palpação com dois dedos distende a MAP, provocando a inibição de sua atividade ou, ao contrário, produz aumento em sua atividade por prover um *feedback* proprioceptivo.

Dos três canais pélvicos, as medidas na uretra são a melhor aproximação para a pressão de fechamento causada pela força da contração muscular. Esta é a localização onde o aumento de pressão criado pela contração muscular é necessário. Todavia, devido ao risco de infecção e falta

de equipamentos em muitas clínicas, este método é empregado apenas com propósito de pesquisa.

A pressão retal, por sua vez, não pode ser usada como medida válida para a MAP porque inclui a contração do esfíncter anal.

Um problema comum é o posicionamento do transdutor de pressão na uretra, vagina ou reto. Na uretra, o posicionamento mais comum do transdutor é no ponto de mais alta pressão. Kegel sugeriu que a MAP estava localizada no terço distal da vagina; porém, Bø (1992) mostrou que muitas mulheres têm o maior aumento de pressão quando a porção média do balonete é posicionado 3,5 cm para dentro do intróito da vagina. Entretanto, diferenças individuais podem ocorrer.

As medidas da pressão de contração obtidas pelos três canais podem ser inválidas, pois um aumento na pressão intra-abdominal provoca um aumento nas medidas de pressão. Para ser uma medida válida, deve ser observado o movimento para dentro do períneo ou do instrumento (BØ et al., 1990).

Alguns pesquisadores têm tentado evitar a co-contração dos músculos abdominais nas medidas de força da MAP usando EMG do músculo reto abdominal para treinar os pacientes a relaxar os músculos abdominais ou por medidas simultâneas de pressão intra-abdominal. Todavia, diversos pesquisadores têm mostrado que há co-contração dos músculos abdominais (transverso abdominal e oblíquo interno) durante tentativas de contrações corretas máximas. Contração de outros músculos como o adutor do quadril, músculos rotadores externos e glúteo também alteram as medidas de pressão intra-vaginal (BØ et al., 1990; NEUMANN e GILL, 2002).

Bø et al. (1990) avaliaram a reprodutibilidade das medidas de pressão intra-vaginal durante contrações da musculatura pélvica empregando balonete com ar em seu interior. Para isso, utilizaram um balonete de 6,7 cm de comprimento e 1,7 cm de diâmetro conectado a um transdutor de pressão à fibra óptica, fabricados pela empresa Camtech Ltd.(Sandvica, Norway). O transdutor de pressão foi calibrado na faixa de 0 a 75 cmH₂O.

A posição do balonete foi padronizada a 3,5 cm do intróito da vagina, uma vez que o esfíncter uretral está localizado um pouco abaixo da metade da uretra.

As voluntárias foram orientadas a comprimir o balonete 10-20 % para expansão do ar a temperatura corporal e, então, conectá-lo ao transdutor de pressão. A calibração, ou seja, o zeramento do transdutor de pressão é, então, realizado, com o balonete suspenso no ar. Após isto, introduziam o balonete na vagina sob o controle do pesquisador.

O estudo envolveu 28 mulheres saudáveis voluntárias (enfermeiras e fisioterapeutas) divididos em dois grupos sem treinamento prévio em EMAP. Todas as participantes receberam orientações sobre EMAP e quanto à forma correta de executá-los. Executaram 3 séries de 3 contrações da musculatura pélvica com re-instalação do balonete após cada série. No grupo II as medidas foram repetidas no mesmo dia e no grupo I após 2 semanas.

As voluntárias do grupo I foram orientadas a não realizarem EMAP durante as duas semanas. Para as medidas de pressão, consideraram apenas as contrações máximas, excluindo a pressão de repouso (basal).

As medidas de pressão no grupo I, entre o primeiro dia e após 2 semanas, apresentaram correlação significativa ($r \geq 0,48$; $p = 0,01$). Para cada participante, calculou-se a diferença entre a primeira e a segunda medidas. A mediana dessas diferenças em todo o grupo foi pequena, 3, 1 e 1 cmH₂O respectivamente nas séries I, II e III. Porém, a faixa de variação foi grande atingindo de -28 a 11 cmH₂O na série I.

A variabilidade observada nesta amostra pode ser explicada pela variação natural na população, e a variação individual das medidas, considerada pequena pelos autores, mas cujos gráficos mostram não ser tão desprezível, poderia ser explicada pela falta de treinamento dos grupos em EMAP.

Os autores apenas relataram que as voluntárias possuíam ciclos menstruais regulares, não realizavam EMAP regularmente e que os grupos eram praticamente iguais quanto a outros fatores de controle.

A calibração do transdutor foi feita antes da introdução, e a estabilização térmica na mão. A diferença de temperatura entre a mão e a vagina pode atingir quase 8°C, considerando-se uma participante com extremidades frias e em período menstrual. Isto, por si só, introduz um erro nas medidas, devido à variação de pressão pela expansão do ar com a temperatura. O fato de descontarem a pressão basal pode ter minimizado este erro, porém, a mudança de comportamento da curva com o aumento da pressão leva a sobre-estimação das medidas.

Hahn et al. (1996) realizaram medidas de pressão vaginal com tubo 90 mm de comprimento (extremidades rígidas e parte central de silicone flexível) e 22 mm de diâmetro conectado através de um tubo flexível com diâmetro interno de 4 mm e comprimento de 2 m ao transdutor de pressão. O sistema foi pressurizado a 5 cmH₂O.

O estudo envolveu 30 mulheres com incontinência de esforço e grupo controle com 30 mulheres saudáveis de mesma faixa etária e características similares (IMC, número de partos, quantidade de participantes pós-menopausa).

Encontraram diferença estatisticamente significativa ($p < 0,001$) na pressão máxima de contração entre o grupo de mulheres continentas ($8,6 \pm 0,7$ cmH₂O) e incontinentes ($4,2 \pm 0,4$ cmH₂O). Já a pressão de repouso (basal) não apresentou diferenças significativas. Também não encontraram diferenças nas medidas de pressão antes e após a remoção e re-inserção do tubo na vagina. Da mesma forma, esse estudo não relata preocupações ou cuidados quanto a variações induzidas pela temperatura.

Sapsford e Hodges (2001) realizaram medidas de pressão intra-vaginal e anal com balonete, pressão gástrica e atividade mioelétrica da musculatura pélvica, do esfíncter anal externo e dos músculos abdominais. O estudo envolveu voluntários saudáveis e demonstrou atividade coordenada da musculatura pélvica em resposta a um aumento da atividade voluntária de músculos abdominais. Os balonetes usados para medição de pressão foram inflados com ar, o que garante a pressurização necessária à manutenção do comportamento uniforme do transdutor de pressão. Porém, não relatam cuidados quanto ao tempo necessário à estabilização térmica do ar no interior do balonete.

Bø e Finckenhagen (2001) empregaram o mesmo sistema, descrito no artigo de 1990, para medir a pressão de repouso, pressão de contração máxima e tempo de contração sustentada em grupo de mulheres praticantes de EMAP nas posições de supino e em pé. Não encontraram diferença estatística significativa na pressão de contração máxima nas posições supino ($24,1 \pm 2,8$ cmH₂O) e em pé ($23,9 \pm 3,1$ cmH₂O) e no tempo de contração sustentada ($11,9 \pm 0,7$ s na posição supino e $11,0 \pm 0,9$ s na posição em pé). As pressões de repouso, por sua vez, foram estatisticamente diferentes ($p < 0,001$).

No trabalho de Bø e Finckenhagen (2001) foi usado o mesmo protocolo descrito no artigo de Bø et al. (1990) e igualmente não são comentados cuidados quanto às variações de pressão por efeito térmico.

Trabalho recente de Bø, Raastad e Finckenhagen (2005) comparou as medidas de pressão máxima de contração vaginal de dois equipamentos comerciais empregados na avaliação da força de contração da musculatura pélvica. O primeiro equipamento foi o Camtech *squeeze meter* (Camtech AS, Sandvika, Norway) que consiste de um balonete de 6,7 cm x 1,7 cm conectado a um transdutor de pressão a fibra óptica, já avaliado em artigo anterior dos mesmos autores. O segundo é o Peritron (NEEN Healthcare, Oldhah, UK) com elemento sensor (balonete) de 10,8 cm x 2,8 cm.

Vinte voluntárias realizaram contrações máximas da musculatura pélvica utilizando as duas *probes*. As medidas de pressão máxima de contração foram de 19,7 cmH₂O (95 % IC: 16,5-22,9)

para o Camtech e 36,5 cmH₂O (95 % IC: 31,7-41,3) para o Peritron, mostrando diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,01$).

Esse resultado mostra que medidas de pressão realizadas com *probes* de tamanhos diferentes apresentam resultados diferentes.

A tabela 1 mostra alguns resultados de medidas de pressão vaginal obtidos por inúmeros pesquisadores empregando diferentes transdutores.

Tabela 1: Medidas de pressão intra-vaginal.

Pesquisador	Grupo de estudo	Medidas (cmH ₂ O)
Bø et al. (1990)	Mulheres saudáveis	Pressão de contração: 4 - 52
Hahn et al. (1996)	Continentes	Pressão de contração: 8,6±0,7 Pressão basal: 4,5±0,4
	Incontinentes	Pressão de contração: 4,2±0,4 Pressão basal: 3,8±0,2
Gunnarsson et al. (2002)	Saudáveis e incontinentes	Pressão de contração: 9 a 22
Bø e Finckenhagen (2001)	Mulheres saudáveis	Pressão de contração: 24,1±2,8 Pressão basal: 29,1±1,4
Dolan et al. (2003)	Incontinência de esforço	Pressão de contração: 14,4 (9,7–19,1)
	Saudáveis	Pressão de contração: 27,2 (13,3– 41,0)
Bø, Raastad e Finckenhagen (2005)	Mulheres saudáveis	
	Camtech squeeze meter Peritron	Pressão de contração: 19,7 (95% IC: 16,5-22,9) Pressão de contração: 36,5 (95% IC: 31,7-41,3)

Atualmente, não há consenso sobre as dimensões ideais para a *probe* vaginal, mas deve-se ter cuidado ao comparar medidas de grupos que empregam diferentes tamanhos de *probe*.

2.4.5. Dinamômetros

Sampselle et al. (1998) foram os primeiros a reportar o uso de um espéculo dinamométrico para medir a força da MAP; porém, não foram publicados relatos de sensibilidade, confiabilidade e validade do modelo proposto.

Dumoulin et al. (2003, 2004) desenvolveram um espéculo dinamométrico para medir a força dorso-ventral da MAP composto de duas peças de alumínio paralelas, uma fixa e outra ajustável aos diferentes diâmetros vaginais. Uma das hastes possui *strain gages*, que fornecem uma saída em tensão linear para forças de 0 a 15 N. A figura 6 mostra o protótipo deste espéculo dinamométrico.

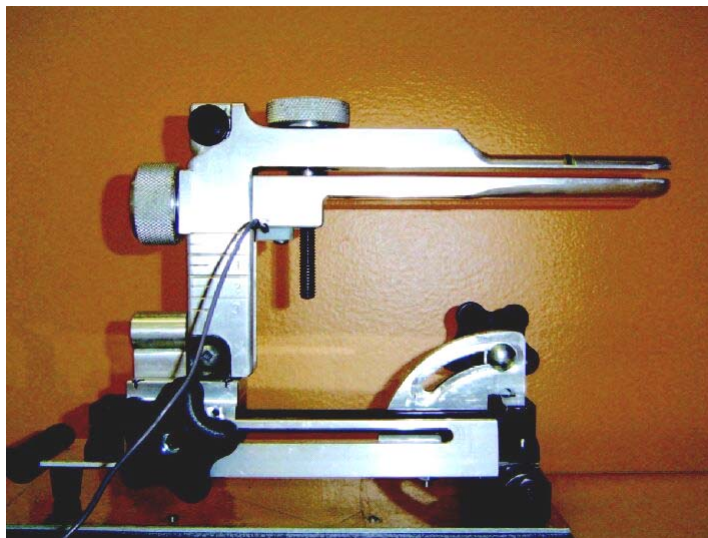


Figura 6: Espéculo dinamométrico de Dumoulin et al. (extraído de Bø e Sherburn, 2005).

Verelst e Leivseth (2004) desenvolveram um dinamômetro para medir a força médio-lateral da MAP, constituído por duas peças não flexíveis e ajustáveis, uma delas contendo *strain gages*. Foi testado com forças de até 60 N apresentando $\pm 2\%$ de linearidade.

Os espéculos dinamométricos, assim como os outros dispositivos para avaliar a MAP, medem apenas a compressão muscular, não indicando o movimento de elevação promovido pela musculatura. Além disso, suas medidas também são afetadas por aumentos de pressão intra-abdominal e contração de outros grupos musculares como adutores e glúteos (BØ e SHERBURN, 2005).

2.5 Técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária

The Scientific Committee of the First International Consultation on Incontinence (1998) publicou o consenso “*Assessment and treatment of urinary incontinence*” na revista *The Lancet* (2000), considerando a incontinência urinária uma doença de prevalência global e faz recomendações para investigação e tratamento de pacientes.

A abordagem inicial recomendada inclui correções hormonais, tratamento de infecções urinárias e mudanças de estilo de vida como redução de peso, parar de fumar e regulação da ingestão de líquidos e alimentos. Como técnicas conservadoras, recomenda EMAP para incontinência de esforço (*stress incontinence*) e treinamento da bexiga, exercícios pélvicos e uso de drogas para os casos de incontinência de urgência (*urge incontinence*). Para mulheres idosas ou com deficiências físicas, a recomendação inclui EMAP, treinamento da bexiga, *biofeedback* e

estimulação elétrica. Ressalta a necessidade de realização de estudos controlados envolvendo equipes multidisciplinares na avaliação e tratamento de pacientes.

A recomendação do uso de *biofeedback* e estimulação elétrica apenas em casos específicos, decorre da lacuna deixada por diversos trabalhos com resultados não conclusivos.

Berghmans et al. (1998) publicaram uma metanálise avaliando os tipos de tratamento conservador para a incontinência de esforço. Foram identificados 22 ensaios clínicos randomizados e apenas 11 apresentavam qualidade metodológica para a análise. Baseados em critérios de evidência, a estimulação elétrica parece superior ao placebo, porém, há muita variabilidade dos parâmetros empregados e evidência limitada de que não haja diferença em relação a outras terapias físicas como *biofeedback* e EMAP.

Berghmans et al. (2000) publicaram outra metanálise procurando avaliar o tratamento conservador da incontinência urinária mista e de urgência. Foram identificados 15 estudos, mas apenas 8 preencheram os critérios de qualidade. Novamente, a tendência é de resultados positivos, porém, os trabalhos são heterogêneos e há poucos envolvendo EMAP com ou sem *biofeedback*. Ressaltam a necessidade de realização de trabalhos de pesquisa com qualidade metodológica para avaliação dos efeitos de cada método de terapia física.

Trabalhos de *biofeedback* e EMAP em ambiente controlado e sob supervisão ou em uso doméstico mostram resultados controversos.

A seguir, são descritas as principais técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina.

2.5.1. Cones vaginais

Os cones vaginais foram desenvolvidos por Plevnik em 1985 como uma ferramenta de medida e um método de treinamento. O conjunto original de cones consistia de 9 pesos com igual volume mas incrementos de peso de 20 a 100 g.

Nas versões atuais, os conjuntos de 3 a 5 cones são mais comuns em diferentes tamanhos e formatos, conforme pode ser visto na figura 7.

O maior peso que a paciente consegue segurar por 1 min sem contração voluntária é denominado de força de repouso da MAP ou força passiva, enquanto o peso que pode segurar por 1 min com contração voluntária é chamado força ativa da MAP.

Os cones não foram testados para certificação de sensibilidade na graduação da força muscular da MAP e a força muscular para segurar cada cone não é conhecida (BØ e SHERBURN, 2005).



Figura 7: Formatos diversos de cones vaginais extraído de Bø e Sherburn, 2005.

Hahn et al. (1996) encontraram baixas correlações entre o peso dos cones e medidas de pressão intra-vaginal ($r=0,10$) ou entre palpação vaginal e peso dos cones ($r=0,18$) em mulheres com incontinência. Neste estudo, 20 % das mulheres tinham baixo escore de palpação e baixa pressão vaginal e mesmo assim conseguiam segurar o cone mais pesado. Radiografias mostraram que o cone estava apoiado sobre o cóccix em algumas mulheres. Além disso, outros músculos ao invés da MAP podem ser contraídos para reter o cone na vagina.

Ademais, Olah et al. (1990) mostraram que 17 % das pacientes não são capazes de usar cones porque estes são muito pequenos ou muito grandes em relação à vagina.

2.5.2. Exercícios da Musculatura do Assoalho Pélvico

A Kegel, credita-se a introdução dos EMAP como terapia efetiva para incontinência urinária em mulheres (KEGEL, 1948). Porém, Chang (1984) relatou que EMAP tem sido uma parte importante dos programas de exercício no Taoísmo chinês por mais de 6000 anos e tensionar a MAP tem sido usada por fisioterapeutas na Inglaterra para tratar e prevenir incontinência urinária e fecal desde pelo menos a década de 20 do século XX (CHANG, 1984 apud BØ, 2004).

Kegel (1951) relatou que a terapia consistia de duas fases, educação muscular e exercício resistivo. Em uma série de 500 pacientes relatou restauração da continência em 84%, sendo 70% com incontinência urinária de esforço (pacientes incontinentes apenas durante tosse, espirros ou esforços) e os casos restantes com complicações de vários fatores.

Porém, mesmo sendo estudos não controlados e sem acompanhamento rigoroso, vários ensaios randomizados e controlados posteriores e revisões sistemáticas têm confirmado que EMAP é um tratamento efetivo para incontinência de esforço e mista (BØ, 2004).

Segundo Kegel (1948), a perda de coordenação muscular é mais fácil de prevenir do que restaurar e na preservação e restauração da função muscular nada é mais importante que a repetição freqüente de exercícios guiados e com o esforço do próprio paciente. Relata quatro fases ao longo do tratamento: a fase 1 é o período necessário para estabelecer a consciência da função e coordenação, podendo ser ausente ou breve, ou requerer períodos maiores, até 8 dias. Relatos de Kegel mostram que 60% das mulheres necessitavam de apenas 1 ou 2 períodos de exercícios, enquanto as demais necessitavam de até 8 dias. A segunda é uma fase de transição, a terceira ou período de regeneração é reconhecida grosseiramente pelo aumento gradual da resistência muscular. É durante esta fase que a mudança nos sintomas, como um alívio na incontinência urinária ocorre. A quarta fase ou período de restauração é marcado pelo aumento da força e controle dos esforços e menor fadiga.

EMAP é recomendado como tratamento inicial e as taxas de cura e melhora clínica nos ensaios clínicos randomizados (ECR) que incluem pacientes com incontinência mista e de esforço variam de 56 a 70 % (FANTL, 1996 apud BØ e SHERBURN, 2005; HAY-SMITH et al., 2001).

Miller, Ashton-Miller e Delancey (1998) denominaram uma manobra para evitar perdas de urina que consiste na orientação da paciente a contrair a MAP antes do esforço físico e manter esta contração durante o esforço de “*Knack*”. Em um ECR, as pacientes foram orientadas a contrair antes e manter esta contração durante a tosse. O teste de perda de urina empregando uma toalha de papel foi realizado no início e após uma semana de manobras realizadas em casa, mostrando redução de perdas de 98,2 % e 73,3 %, em tosses médias e profundas, respectivamente. Porém, índices de cura na vida diária não foram reportados.

Perchers et al. (2001) avaliaram 10 mulheres sem filhos usando ultra-som perineal e EMG durante a tosse com e sem contração voluntária. A descida do colo vesical foi significativamente menor nas mulheres que contraíram a musculatura antes da tosse. Os autores concluíram que a contração voluntária da MAP estabiliza o colo vesical durante o aumento da pressão abdominal.

Porém, segundo Howard et al. (2000), se os músculos não são suficientemente fortes e não estão em uma posição adequada, apenas orientar a paciente a pré-contrair a musculatura não será o bastante para a melhora ou cura das perdas de urina durante esforços.

O fortalecimento intensivo da MAP pode melhorar o suporte estrutural da pélvis através da elevação do músculo elevador do ânus a uma posição permanente mais alta no interior da pélvis

e pelo aumento da hipertrofia e rigidez da MAP e de tecido conectivo. Isto facilitará uma efetiva ativação automática de unidades motoras (adaptação neural), prevenindo a descida durante aumentos da pressão abdominal (BØ, 2004).

Os programas de EMAP têm provado serem efetivos na prevenção de perdas durante atividades físicas prolongadas como correr ou saltar, durante as quais as participantes não foram orientadas a contrair voluntariamente a MAP durante os exercícios. Como não é provável que alguém consiga contrair continuamente a MAP durante exercícios prolongados, pode-se deduzir que alguma alteração morfológica tenha ocorrido (BØ et al., 1990; MORKVED, BØ e FJORTOFT, 2002).

É pouco provável que atletas jovens e continentais ou mulheres nulíparas pensem ou tenham aprendido a contrair a MAP, ou que contraiam conscientemente durante aumentos da pressão abdominal. Em adição, não parece possível contrair continuamente e ativamente a MAP durante a maioria das atividades da vida diária. Mulheres não seriam capazes de participar de atividades físicas populares como tênis, dança, aeróbica ou corridas se precisassem contrair a MAP antes de cada passo ou movimento para evitar perdas. Por isso, o resultado esperado de programas de EMAP é atingir este nível de co-contração automática (inconsciente) presente em mulheres continentais (BØ, 2004).

Sale (1988) mostrou que o grau de potencialização dos reflexos está correlacionado com o grau de ativação de unidades motoras atingidas por um esforço voluntário. Então, com o fortalecimento muscular e alteração da morfologia muscular (através da elevação permanente do músculo elevador do ânus a uma posição mais alta na pélvis, aumento do volume muscular, fortalecimento do tecido conectivo nos músculos, fortalecimento das conexões com os ossos e recrutamento mais efetivo de neurônios motores), pode-se elevar e enrijecer a base estrutural formada pelo assoalho pélvico, fazendo uma co-contração automática possível (BØ, 2004).

Assim como no uso de medicamentos, há uma relação entre a dose e a resposta em todas as formas de treinamento com exercícios. O termo dose de exercícios inclui o tipo de exercício, frequência, intensidade e duração do período de treinamento. Todos estes fatores associados à adesão ao protocolo de treinamento afetam a avaliação final.

Em ECR avaliando o efeito dos EMAP, o número de contrações por dia variou de 36 a 360, o tempo máximo de sustentação da contração de 4 até 30-40 s e a duração do período de treinamento de 4 semanas a 6 meses. Infelizmente, os protocolos de treinamento são pobremente descritos e devido à heterogeneidade de pacientes, formas de avaliação e protocolos de treinamento, a comparação entre os estudos é difícil e não se pode tirar qualquer conclusão sobre qual protocolo de treinamento foi mais efetivo (HAY-SMITH et al., 2001).

Uma recente meta-análise para determinar a resposta em função da dose de treinamento em músculos esqueléticos em geral concluiu que a resposta parece ser diferente em função do estado inicial de treinamento dos participantes. O treinamento com intensidade de 60 % de uma repetição máxima possibilita ganho máximo em indivíduos não-treinados, enquanto 80 % é mais efetivo em indivíduos treinados. Indivíduos não-treinados precisam treinar 3 dias por semana, enquanto 2 dias parece suficiente para pessoas treinadas (RHEA et al., 2003).

Embora seja reportado que EMAP não tenham influência nos parâmetros urodinâmicos comuns, EMAP aumentam o suporte vesical aumentando a força e resistência dos músculos perineais (ELSER et al., 1999).

Sugaya et al. (2003) criaram um dispositivo para auxiliar na realização de EMAP em casa, que disparava um alarme três vezes por dia para iniciar a sessão de exercícios e também gerava sons para dar o ritmo aos exercícios. O *display* mostrava um personagem de desenho animado que mudava em função do empenho na realização dos exercícios. Realizaram o estudo com dois grupos de pacientes realizando EMAP, com e sem o apoio do dispositivo. Observaram melhora na incontinência urinária de esforço no grupo que usou o dispositivo, e que muitos pacientes deste grupo se sentiam pressionados a realizar os exercícios sempre que o alarme soava. Embora o número de vezes em que cada paciente realizou os exercícios não pode ser checado nos dois grupos, os autores supõem que os participantes do grupo com dispositivo realizaram os exercícios mais freqüentemente devido ao alerta do equipamento. Ao final do estudo, 48 % dos participantes do grupo com dispositivo estavam satisfeitos com os resultados, contra 15 % no grupo controle.

Se fatores outros que a função da musculatura pélvica são a causa da incontinência como, por exemplo, a ruptura total de ligamentos durante o parto, o treinamento muscular pode não ter sucesso. Todavia, como a musculatura pélvica não é treinada na maioria das pessoas, os exercícios têm um grande potencial na melhora clínica e uma musculatura bem condicionada pode compensar outros fatores.

Mesmo na presença de patologias de tecidos, como neuropatia, se não houver alteração na função da musculatura pélvica ou aumento de força, o programa de treinamento pode ter sido insuficiente (intensidade, freqüência ou período de treinamento) ou a adesão das pacientes foi inadequada. É provável que esses programas não tenham seguido recomendações de treinamento muscular.

2.5.3. *Biofeedback*

Biofeedback é definido como um grupo de procedimentos experimentais onde um sensor externo é usado para dar uma indicação de um processo biológico, usualmente visando modificar a qualidade da medida.

Assim, a informação sobre o processo fisiológico, que está sob o controle do sistema nervoso, mas não é percebida pelo paciente de forma clara e precisa, é fornecida a ele durante o aprendizado ou treinamento. Ele deve ter a capacidade cognitiva intacta para usufruir do sinal de *biofeedback* (MIZENER, THOMAS, BILLINGS, 1988).

As técnicas de *biofeedback* têm se desenvolvido na área de psicologia, principalmente para medidas de sudorese, batimentos cardíacos e pressão sanguínea durante diferentes formas de *stress* (YOKOYAMA et al., 2002; DEL POZO et al., 2004, ZIEGELSTEIN, 2007).

Em fisioterapia, sua aplicação visa modificar hábitos posturais, fornecendo uma informação ao paciente sobre o estado de contração/relaxamento de músculos durante a execução de determinados movimentos.

Na área de treinamento da musculatura pélvica, EMG ou pressão da musculatura vaginal ou anal têm sido usadas para tornar o paciente informado da função muscular e aumentar a motivação e esforço durante o treinamento. A técnica de *biofeedback* é um adjunto para o treinamento com exercícios da musculatura pélvica.

Segundo Kegel (1948), apenas mulheres excepcionais continuarão a se exercitar o tempo suficiente para produzir resultados, após mera instrução de como fazê-los. Muitas mulheres, adicionalmente, não têm consciência funcional desta musculatura e a não ser que recebam informações quanto ao sucesso ou não, tornam-se desencorajadas e sem vontade de fazer uma tentativa inicial de exercício. É importante, então, ter-se à disposição algum método através do qual a paciente possa ver os resultados de sua atividade e ser encorajada a continuar seus esforços, dando um incentivo para aumentar a força contrátil dos músculos perineais e esfíncteres vaginais.

As pacientes eram orientadas a exercitarem-se durante 20 min, três vezes ao dia, totalizando 300 repetições diárias. Anotavam em uma tabela os períodos de exercícios e leituras máximas de cada dia, bem como as omissões.

Segundo Kegel (1948), a restauração do tônus e função de músculos perineais atrofiados e frouxos requer de 20 a 40 h de exercícios em um período de 20 a 60 dias com acompanhamento semanal.

Shepperd e Montgomery (1983) realizaram estudo com 22 mulheres com incontinência de esforço (11 usando perineômetro com balão vaginal e 11 com EMAP) durante 6 semanas obtendo bons resultados em 73 % das pacientes com *biofeedback* contra 27 % do grupo realizando EMAP. Isso encorajou a realização de novos trabalhos envolvendo essa técnica.

Estudo similar de Burgio et al. (1986) envolvendo 24 pacientes, 12 com *biofeedback* visual (balão monitorando pressão no esfíncter anal externo) em ambiente hospitalar e EMAP em casa e 12 realizando EMAP supervisionado, demonstraram que os resultados do grupo que utilizou *biofeedback* foram melhores.

Resultados de Ferguson et al. (1990) com grupo de 20 mulheres (10 com *biofeedback* e 10 com EMAP) durante 6 semanas mostraram pequenas diferenças entre os dois grupos com maior benefício no teste do absorvente (*pad test*) para o grupo de EMAP.

Burns et al. (1990) realizaram um estudo com 121 pacientes durante 8 semanas divididas em 3 grupos: 40 com *biofeedback*, 43 com EMAP supervisionado e 38 controles (sem tratamento). A quantidade de perdas de urina reduziu de forma similar (não significativa estatisticamente) entre o grupo de *biofeedback* e EMAP, porém, ambos significativamente em relação ao grupo controle.

Berghmans et al. (1996) também não encontraram diferenças significativas entre *biofeedback*, usando EMG e eletrodos de superfície, e EMAP supervisionado durante 4 semanas. Porém, observaram uma taxa de melhora mais rápida no grupo de *biofeedback* que já na segunda semana atingiu 35 % versus 15 % no grupo de EMAP.

Glavind, Nohr e Walter (1996) compararam 34 pacientes, 19 com *biofeedback* usando EMG e 15 EMAP com supervisão limitada durante quatro semanas. Os resultados do grupo de *biofeedback* foram significativamente melhores.

Porém, esses trabalhos não relatam a duração das sessões de *biofeedback* ou de EMAP supervisionado, apresentavam tempos de tratamento diferentes e utilizam metodologias diferentes na avaliação dos resultados e acompanhamento dos pacientes, tornando difícil a comparação entre a efetividade das técnicas e o custo associado a cada tratamento.

O controle das pacientes durante o tratamento é variável exigindo, no caso de EMAP supervisionado ou *biofeedback*, a presença de um terapeuta ao lado da paciente durante cada sessão de terapia. Ou no caso de utilização doméstica, resume-se a ligações telefônicas ou visitas periódicas ao consultório médico; e o controle da adesão da paciente é limitado.

O papel do *biofeedback* no treinamento da musculatura pélvica é controverso. Estudo de Hirsch et al. (1999) reportou uma melhora ou cura de 85 % após EMAP com *biofeedback* utilizando EMG em pacientes com incontinência urinária de esforço e mista.

Morkved, Bø e Fjortoft (2002) conseguiram uma taxa de cura objetiva após 6 meses de *biofeedback* domiciliar em 67 % das pacientes com incontinência de esforço.

Em outro ECR, realizado por Sung et al. (2000), 60 pacientes com incontinência foram divididas em 2 grupos de 30 pacientes, comparando o uso de *biofeedback* com um programa intensivo de exercícios perineais durante 6 semanas. As mudanças objetivas foram verificadas através de perineômetro vaginal, evidenciando melhora significativa na intensidade e duração das contrações perineais em ambos os grupos ($p < 0,001$ e $p < 0,05$, respectivamente), sem, no entanto, haver diferença entre eles. Na análise subjetiva, através de questionário, o grupo tratado com auxílio de *biofeedback* apresentou resultados significativamente superiores ao controle em todos os parâmetros avaliados, incluindo frequência, número de perdas, sintomas irritativos e noctúria, dentre outros, com $p < 0,001$.

Em trabalho recente de Jundt, Perchers e Dimpfl (2002), realizado com 36 mulheres utilizando EMAP e *biofeedback*, os autores relatam o problema de avaliar a adesão das pacientes em estudos clínicos com equipamentos para uso domiciliar. Embora cada paciente preencha um diário de treinamento, deve-se ter cuidado com a confiabilidade dessas informações. Ressaltam a necessidade de um programa de manutenção da continência, após resultados bem sucedidos com essa terapia, realizado uma ou duas vezes por semana. Porém, os custos de equipamento e acompanhamento tornam esta conduta impraticável.

A tecnologia moderna tem permitido o desenvolvimento de uma variedade de *probes* vaginais e retais sensíveis à pressão ou atividade eletromiográfica. Estes dispositivos podem medir e coletar dados dos exercícios para análises futuras, possibilitando menos visitas ao consultório médico. Programas de treinamento individuais com instruções sonoras também são disponíveis (AUKEE et al., 2002; MORKVED, BØ e FJORTOFT, 2002).

Aukee et al. (2004) realizaram estudo com pacientes executando EMAP em casa, com e sem *biofeedback*. As pacientes do grupo de *biofeedback* receberam o equipamento Femiscan (MegaElectronics, Kuopio, Finland,) que realiza *biofeedback* por sinal de EMG. O processador interno do equipamento contém o programa de treinamento, um sintetizador de voz para instruções verbais e capacidade de memória para armazenar o treinamento realizado em casa.

Todas as pacientes receberam informações verbais e por escrito para prática dos exercícios e recomendadas a realizá-los por 20 min, 5 vezes por semana. A sessão de exercícios incluía exercícios de curta e longa duração, visando recrutar fibras rápidas e lentas. O grupo de EMAP manteve apenas um diário de treinamento.

Todas as pacientes visitaram o mesmo fisioterapeuta 5 vezes durante as 12 semanas de treinamento intensivo.

No grupo de *biofeedback* 68,8% das pacientes evitaram a cirurgia e 52,6% no grupo sem *biofeedback*; porém, esta diferença não foi estatisticamente significativa ($p=0,005$).

O treinamento supervisionado consegue mais adesão à reabilitação, necessitando menos contatos entre fisioterapeuta e paciente e EMAP com *biofeedback* pode prevenir a frustração pelo treinamento de longo prazo, mostrando ao paciente a força de contração e aumentando a sua motivação.

Os mesmos autores recomendam a necessidade de novos ensaios para confirmar a diferença real entre EMAP com e sem *biofeedback*.

2.5.4. Estimulação elétrica

O método de estimulação elétrica é diferente dos EMAP, que induzem o paciente a executar contrações voluntárias, pois a corrente elétrica aplicada aos nervos da musculatura produz contrações independentes da vontade do paciente.

É possível a escolha de eletrodos intra-vaginais ou anais, uso de dois eletrodos de superfície ou de 4 eletrodos no caso de terapia interferencial.

A terapia interferencial é realizada com quatro eletrodos, geralmente, posicionados ortogonalmente na região a ser tratada, e aos quais é aplicada corrente com frequência de 2 a 4 kHz e diferenças de 1 a 100 Hz entre os pares de eletrodos. Com isso, tem-se nos músculos *bursts* de pulsos com duração de 250 μ s ou menos na frequência de batimento entre os dois sinais.

Esta mesma técnica pode ser aplicada com apenas dois eletrodos e estímulo formado por sinal de 2 a 4 kHz modulado por outro de menor frequência, tipicamente de 1 a 100 Hz.

Green e Laycock (1990) demonstraram objetivamente as diferenças na corrente produzida na musculatura pélvica e conseqüente atividade muscular induzida pelos métodos de posicionamento de eletrodos usualmente empregados.

O produto final de todos esses métodos é usualmente uma corrente de 10 a 100 mA, com duração de pulsos variando de 0,1 a 5 ms, frequência de estímulos de 10 a 50 Hz e aplicada de forma intermitente em *duty cycles* ou razões ligado/desligado (*on:off*) de 1:2, 1:3 ou 2:5, visando evitar a fadiga muscular.

A utilização de frequência de 10 a 20 Hz provoca a inibição da contrabilidade do músculo detrusor, sendo aplicada nos casos de incontinência de urgência, enquanto 50 Hz estimula os músculos esqueléticos do assoalho pélvico a se contraírem, sendo empregada no tratamento de

incontinência de esforço (AMUZU, 1998; BØ, TALSETH e HOLME, 1999; CASTRO, 2000; BARROSO et al., 2004).

Trabalhos de estimulação elétrica também não mostram suficientes evidências para recomendar essa técnica como tratamento de primeira linha para incontinência urinária. Os resultados são divergentes na literatura. Taxas de cura variam de 30 a 50% e de melhora clínica entre 6 e 90%. Os primeiros resultados, em 1991, demonstravam resultados positivos da estimulação em relação a exercícios perineais, mas a randomização não foi adequada.

Em 1993, Laycock e Jerwood (1993) relataram 56% de redução da perda urinária comparada a 21% no grupo controle.

Sand et al. (1995) realizaram um ensaio clínico controlado com uso de placebo envolvendo 35 mulheres com incontinência de esforço e 17 controles durante 12 semanas. Observaram melhoras significativas de parâmetros objetivos e subjetivos do grupo submetido à estimulação. O grupo de estudo obteve melhora clínica de 50 a 62 % e o grupo controle 19 %.

Luber e Wolde-Tsadik (1997) não encontram diferenças significativas entre 20 mulheres com incontinência de esforço e 24 controles que utilizavam o equipamento em suas casas duas vezes por dia e supervisão de duas ligações telefônicas por semana. A quantidade de desistências foi alta (10 pacientes) e ao final de 12 semanas, 15 % do grupo de estudo e 12,5 % do grupo controle, estavam objetivamente curadas.

O uso de aparelhos domiciliares foi descrito em 1994 em um estudo norueguês (SCHIOZ, 1994). A percentagem de cura ou melhora foi significativa para pacientes com incontinência leve (71%), comparado à moderada (33%) ou severa (25%).

Em trabalho realizado no HCPA, por Barroso et al. (2004), foram demonstrados resultados positivos da estimulação elétrica em grupo de 24 pacientes comparados a 12 controles. O percentual de cura ou melhora clínica significativa foi de 87,5 % ao final do tratamento em 3 meses e de 66 % na reavaliação semestral. As pacientes utilizavam o equipamento estimulador em casa e eram avaliadas e orientadas em visitas periódicas ao HCPA, momento em que era verificada a adesão ao tratamento através da leitura de um contador de tempo de uso incorporado ao equipamento.

Seo, Yoon e Kin (2004) realizaram estudo envolvendo 120 mulheres com incontinência de esforço divididas em dois grupos, um deles usando EMAP com *biofeedback* e estimulação elétrica, alternadamente em duas sessões por semana e o outro usando um novo modelo de cone vaginal. Obtiveram melhora no grau de incontinência em 91,6% e 88,3%, nos grupos de FES-*Biofeedback* e cones, respectivamente. Porém, as alterações pós-tratamento em ambos os grupos não foram estatisticamente significativas.

2.5.5. Estimulação magnética

Ishikawa et al. (1997) propuseram um equipamento para tratamento de incontinência urinária utilizando estimulação magnética. A principal vantagem em relação à estimulação elétrica é o fato de não necessitar eletrodos de superfície ou outras formas de contato com o corpo humano.

A aplicação de pulsos de tensão a uma bobina posicionada na região perineal provoca estimulação da musculatura do assoalho pélvico e nervos pudendos com correntes induzidas no próprio tecido (*eddy currents*) pelo campo magnético variável no tempo.

Em experimentação animal, foi obtido aumento da pressão uretral por contração da musculatura do assoalho pélvico e inibição das contrações da bexiga devido à atuação nos nervos pudendos.

Como problemas, há a necessidade de potência alta (2 kW) para operação e a alta perda de energia no sistema e, principalmente, na bobina, que necessita de refrigeração.

Shafik (1998) realizou experimentação animal avaliando o efeito da estimulação magnética na pressão vesical e retal e na evacuação. A estimulação sacral, com a bobina posicionada entre L₄ e L₅ provocou um aumento significativo nestas pressões e uma redução na pressão anal e uretral. O reto e a bexiga cheios foram evacuados com o uso de estimulação magnética intermitente.

O efeito da estimulação magnética pode ser produzido não apenas por neuromodulação, mas também através da estimulação do nervo pudendo.

Shafik (1999) investigou o efeito da estimulação magnética do nervo pudendo em pacientes com incontinência urinária neurogênica e incontinência fecal. A aplicação da bobina geradora de campo magnético na região perineal provocou aumento na pressão uretral e anal e aumento na atividade mioelétrica do esfíncter estriado anal e uretral.

But (2003) reportou uma melhora significativa ($p < 0,001$) nos sintomas de incontinência urinária em 56,3% do grupo submetido à estimulação magnética, comparado a 26,3% do grupo placebo. Os pacientes do grupo ativo receberam estimulação magnética pulsátil de 10 μ T de intensidade e frequência de 10 Hz continuamente por 2 meses, produzida por um equipamento portátil denominado Pulsegen.

Porém, novos estudos são necessários para investigar o mecanismo de ação da estimulação magnética na melhora da incontinência urinária e fecal, evacuação de bexiga e reto neurogênico e na indução da defecação na inércia retal.

2.5.6. Medicamentos

Com os recentes avanços no entendimento da neurologia e da neurofarmacologia do TUI, foi possível lançar mão dos fármacos no tratamento de algumas disfunções que levam à retenção ou à incontinência urinária.

Pode-se classificar em quatro áreas básicas os efeitos dos fármacos sobre o TUI, envolvendo a contração e o relaxamento da bexiga e da uretra:

- a) inibição farmacológica das contrações não-inibidas vesicais: anticolinérgicos;
- b) quando há inabilidade da bexiga em contrair-se eficientemente quando cheia: colinérgicos;
- c) aumento excessivo da pressão uretral em discordância com a atividade funcional da bexiga: bloqueador α -adrenérgico ou estimulante β -adrenérgico;
- d) pressão intra-uretral baixa: estimulante α -adrenérgico.

No tratamento da incontinência de urgência destacam-se os medicamentos anticolinérgicos, antiespasmódicos, capsaisina e derivados e os bloqueadores alfa.

Os medicamentos anticolinérgicos agem inibindo a contrações involuntárias da bexiga, aumentando a capacidade vesical e atrasando o desejo inicial para urinar. Estas drogas são úteis no tratamento da incontinência de urgência, mas podem ter efeitos adversos desagradáveis que limitam o seu uso, e a adesão das pacientes é pequena (SCHEIFE e TAKEDA, 2005).

Dentre os anticolinérgicos de uso clínico, destacam-se a tolterodina, a oxibutinina e os antidepressivos tricíclicos (principalmente, a imipramina). A limitação dessas drogas são seus efeitos colaterais, que incluem boca seca, constipação, tontura, visão turva, hipotensão ortostática, dentre outros, dificultando a adesão ao tratamento (PORTERA e LIPSCOMB, 1998).

As drogas antiespasmódicas ajudam a relaxar a musculatura da bexiga, porém apresentam como possíveis efeitos adversos reportados cansaço, desmaios, sonolência, alucinações, insônia e boca seca (HAEUSLER et al., 2002).

No tratamento da incontinência de esforço, devido à ausência de medicamentos efetivos e bem tolerados, a terapia farmacológica continua a prescrição de estrógenos ou agonistas alfa-adrenérgicos (CASTRO-DIAZ e AMOROS, 2005).

Os medicamentos agonistas alfa-adrenérgicos são usados para aumentar o tônus da musculatura lisa que produz a abertura e o fechamento do esfíncter interno, sendo mais efetivos em pacientes com incontinência moderada. São ingredientes comuns de descongestionantes e moderadores de apetite e seus efeitos colaterais incluem agitação, insônia e ansiedade.

A terapia de reposição hormonal com o uso de estrógenos aplicados na forma de cremes vaginais ou adesivos pode auxiliar na restauração da continência em mulheres idosas atuando de duas formas: restaurando o revestimento uretral, que se torna fino com a deficiência de estrógenos, aumentando o risco de incontinência de esforço e desensibilizando a bexiga, o que auxilia nos casos de incontinência de urgência.

Evidências indicam que a incontinência de urgência pode estar relacionada com níveis alterados de serotonina e noradrenalina, neurotransmissores importantes na depressão. Os medicamentos antidepressivos têm como alvo estes neurotransmissores e algumas vezes são usados para incontinência de urgência e em alguns casos de incontinência de esforço. Destacam-se os antidepressivos tricíclicos que agem com agentes anticolinérgicos, possuindo efeitos adversos similares e os inibidores da recaptção serotonina-noradrenalina (MARIAPPAN et al., 2005).

Capítulo 3

Casuística e Métodos

Neste estudo, foram investigadas quantitativa e qualitativamente técnicas de tratamento conservador da incontinência urinária feminina envolvendo EMAP, *biofeedback* e estimulação elétrica.

Para atingir este objetivo, propôs-se o desenvolvimento de equipamentos para tratamento da incontinência urinária feminina empregando três técnicas conservadoras: exercícios da musculatura pélvica com *biofeedback*, estimulação elétrica acionada por sinal pressórico e exercícios da musculatura pélvica seqüenciados, com monitorização simultânea da contração da musculatura pélvica, durante a utilização domiciliar.

Propôs-se também a execução de ensaio clínico randomizado e controlado para avaliação da eficácia destas técnicas, através da análise estatística dos resultados.

3.1 Descrição das técnicas de tratamento propostas

As três técnicas conservadoras para tratamento da incontinência urinária feminina avaliadas neste estudo são descritas na seqüência.

3.1.1 Técnica I: Exercícios da musculatura pélvica com *biofeedback*

O *Biofeedback* é realizado através da monitoração de sinal de pressão da musculatura pélvica por meio de uma *probe* vaginal.

O equipamento tem um balonete (*probe*) vaginal conectado a um sensor de pressão, indicando em *display* gráfico a curva de pressão resultante da contração da musculatura pélvica durante a realização dos exercícios. A figura 8 mostra o balonete fabricado pela empresa BEAC Biomedical (Stradella (PV) Italy) utilizado como transdutor de pressão.

Neste mesmo *display* traça-se o programa de exercícios, composto de séries de contrações rápidas e lentas a ser executado, com duração máxima de 15 min. A figura 9 mostra a visualização no *display* gráfico de algumas possibilidades de seqüência de exercícios para este grupo.



Figura 8: Balonete (*probe*) do fabricante BEAC Biomedical (Italy) utilizado para medição da pressão intra-vaginal.

Para o controle da adesão e da capacidade da paciente em seguir a programação definida, o ciclo de contrações efetuado será armazenado em memória não volátil e poderá ser transferido via interface serial para um computador pessoal. Com isso, procurou-se eliminar o parâmetro subjetivo de adesão das pacientes e determinar o percentual de exercícios realmente executado diariamente pelas pacientes em suas casas.

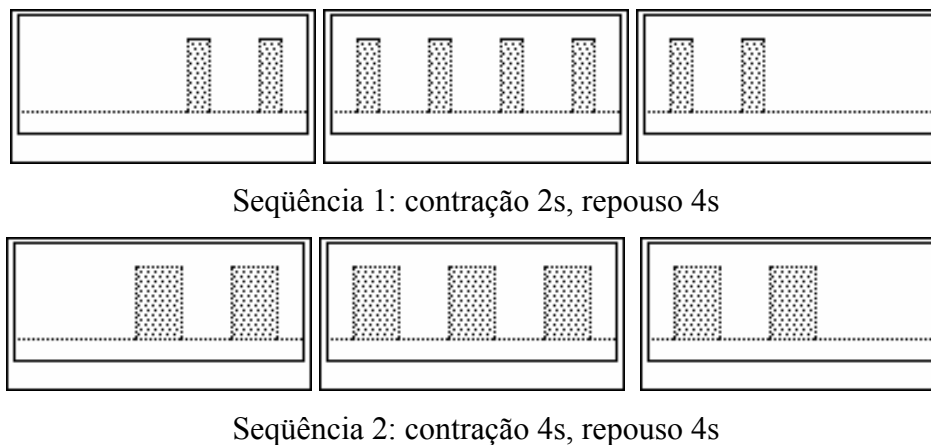


Figura 9: Apresentação de seqüências de exercícios no *display* gráfico: Seqüência 1 – contrações rápidas, Seqüência 2 - contrações lentas.

3.1.2 Técnica II: Estimulação elétrica acionada por sinal pressórico

A paciente utiliza uma *probe* vaginal com monitoração de pressão (referente à contração da musculatura pélvica) e eletrodos para estimulação elétrica.

A paciente comanda o início da estimulação elétrica contraindo a musculatura pélvica, e o sinal de pressão gatilha o estimulador elétrico. Assim, combina-se o efeito da estimulação elétrica com o desejo (vontade da paciente) em efetivamente realizar a contração pélvica.

A paciente não tem a informação visual da intensidade de contração realizada e é orientada por indicador visual no painel (LED) que define os períodos de contração a serem executados. No *display* gráfico são fornecidas instruções/informações à paciente.

O ciclo de exercícios foi padronizado para as três técnicas estudadas e a paciente é orientada a contrair a musculatura pélvica sempre que o indicador visual estiver ligado. Quando o sinal de pressão for superior a 30% do valor da intensidade perineométrica máxima (P_C), escolha esta do pesquisador, o estímulo elétrico é ativado e mantido até o fim da contração proposta.

A intensidade da corrente elétrica é ajustada pela paciente, que foi orientada a utilizar a máxima intensidade suportada sem desconforto. O tempo de sustentação da contração é programado no equipamento, sendo equivalente aos períodos de contração definidos. Da mesma forma, todo o ciclo de contrações é monitorado e armazenado em memória.

O sinal de estimulação é bifásico assimétrico balanceado, com frequência de estimulação de 50 Hz, tempo de duração dos pulsos de 300 μ s e intensidade de corrente ajustável de 0 a 100 mA (BARROSO et al., 2004).

3.1.3 Técnica III: Exercícios da musculatura pélvica seqüenciados

As pacientes recebem um equipamento com *probe* vaginal que seqüencia os exercícios da musculatura pélvica via indicador visual; porém, à paciente não é fornecida informação quanto à intensidade da contração efetuada.

A paciente é orientada por indicador visual (LED) que define os períodos de contração a serem executados e no *display* gráfico são fornecidas instruções/informações à paciente. Da mesma forma, todo o ciclo de contrações é monitorado e armazenado em memória não volátil.

3.2 Descrição da instrumentação

3.2.1 Hardware dos equipamentos

Os equipamentos para implementação das técnicas de tratamento foram desenvolvidos

como etapa desse trabalho.

A figura 10 mostra um diagrama em blocos da topologia proposta.

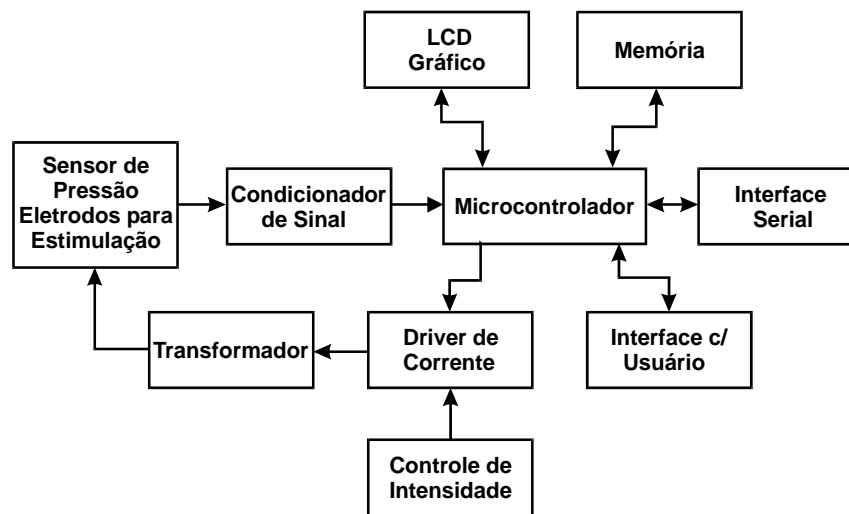


Figura 10: Diagrama em blocos do equipamento proposto.

O equipamento baseia-se em um microcontrolador que gerencia os periféricos responsáveis pela interface gráfica com a paciente (*display* gráfico), armazenamento de dados (memória), interface com o usuário (teclas) e interface serial. Também faz a aquisição do sinal de pressão e geração dos pulsos para estimulação elétrica.

O projeto de *hardware* teve como escolha a definição de um circuito capaz de desempenhar as três técnicas propostas apenas com alterações de *software*. Com isso, economizou-se tempo no *lay-out* de placas de circuito impresso e engenharia de produto dos equipamentos. O custo de confecção das placas de circuito impresso também foi reduzido, pois a quantidade de fotoplacagens do processo foi menor.

As figuras 11, 12, 13 e 14 mostram detalhes do circuito eletrônico.

O microcontrolador (U2) escolhido foi o PIC16F877 da Microchip Inc., que possui a quantidade de pinos de I/O necessária. O *software* para o microcontrolador foi desenvolvido em linguagem C.

Como *display* gráfico (J1), adotou-se o módulo AG-12864D com 128x64 *pixels*, da empresa Ampire Co. Ltd de Taiwan, que utiliza o controlador gráfico T6963C.

A memória de dados do equipamento com interface padrão SPI foi implementada com duas memórias *flash* da ATMEL (U3 e U7) totalizando 1 Mbyte.

A memória EEPROM 24LC515 (U4) foi usada como arquivo de telas gráficas para o *display*, sendo cada uma dessas telas um arquivo de 1024 *bytes* correspondentes ao espelho da

imagem a ser plotada no *display*. Assim, pode-se ter até 64 telas diferentes de exercícios e orientações à paciente.

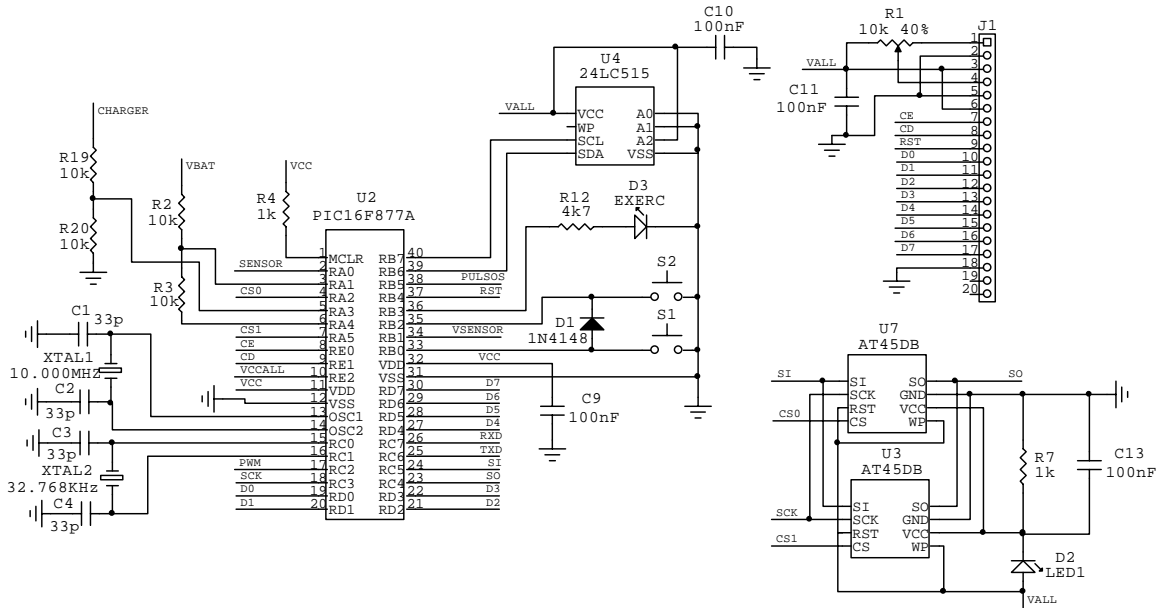


Figura 11: Circuito eletrônico da unidade de processamento: microcontrolador, memórias e *display* gráfico.

O sensor de pressão Motorola MPX5010DP, usado para medir a pressão no interior do balonete, é conectado ao pino correspondente à entrada analógica do microcontrolador. O sinal digitalizado em 10 bits é escalonado (*Autoscale*) para visualização no *display* gráfico.

Uma interface serial padrão RS232 (figura 12) permite a comunicação com um computador pessoal para programação do equipamento e *download* do conteúdo da memória de dados.

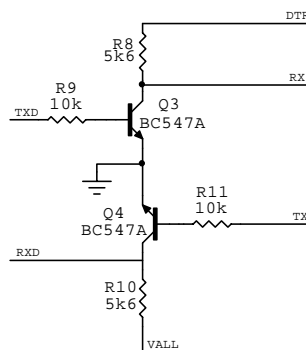


Figura 12: Circuito eletrônico da interface serial padrão RS-232.

A corrente elétrica para a estimulação é gerada através do transformador T1 que recebe pulsos de corrente gerados pelo *driver* formado pelos transistores Q6 e Q7 (figura 13). O

amplificador operacional U5 e o transistor Q5 permitem que estes pulsos tenham uma envoltória criada a partir da saída PWM do microcontrolador. O resistor R16 e o capacitor C12 atuam como filtro passa baixas para conversão do sinal digital (saída PWM) em um sinal analógico.

Este circuito foi dimensionado para produzir correntes de até 100 mA de pico em uma carga de 150 Ω .

O circuito da fonte, mostrado na figura 14, desempenha importantes funções:

- os transistores Q1 e Q2 permitem desligar os periféricos do microcontrolador durante o período de hibernação, garantindo o baixo consumo de bateria;
- o regulador de tensão (U6), na configuração fonte de corrente, gera a corrente de carga das baterias de hidreto metálico de níquel (NiMH) durante a conexão ao carregador externo;
- o relé (RLY1) desliga a saída do estimulador elétrico durante o período de carga para garantir a segurança da paciente.

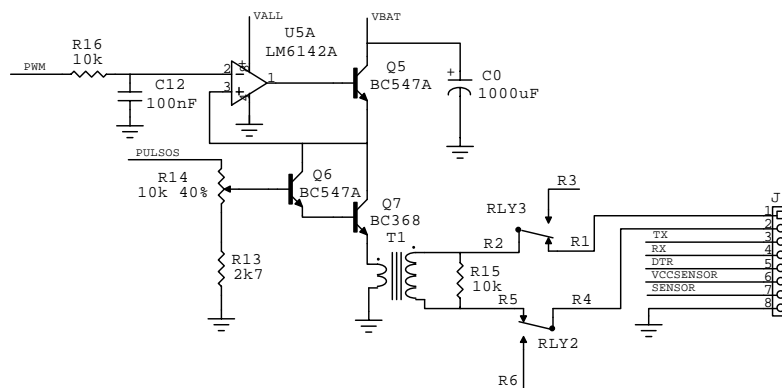


Figura 13: Circuito eletrônico do módulo estimulador.

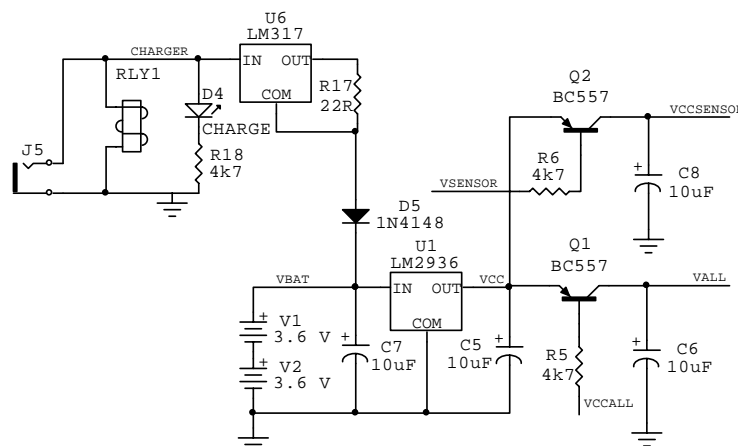


Figura 14: Circuito eletrônico da fonte de alimentação.

3.2.2 Interface com o usuário

Na definição da interface com o usuário foram consideradas as características de usabilidade e simplicidade, visando à adequação a pacientes de diferentes níveis sócio-culturais.

O equipamento destina-se a uso domiciliar, logo as telas visualizadas no *display* gráfico devem conter as informações necessárias à operação do equipamento.

As pacientes foram orientadas a seguir as instruções fornecidas pelo equipamento e procurou-se definir telas com figuras intuitivas (ícones) e informações textuais; porém, tomando-se o cuidado de não gerar telas com excesso de informação, que poderia dificultar o entendimento.

As telas propostas foram avaliadas por um grupo formado por três especialistas em *design* utilizando com critérios a clareza, legibilidade e rapidez no entendimento das informações fornecidas à paciente, os quais consideraram a interface com o usuário adequada e capaz de evitar possíveis erros de operação ou uso inadequado.

A figura 15 mostra a seqüência de telas do equipamento no modo *biofeedback*. As telas iniciais fornecem informações à paciente quanto ao estado do equipamento, posição de realização dos exercícios e orientam todos os procedimentos que devem ser executados. A seguir, apresenta-se uma seqüência de telas, correspondente à sessão de exercícios (Figura 9), após a qual os dados são salvos e o equipamento é desligado automaticamente.

Cada modelo de equipamento possui uma seqüência de telas própria, com orientações sobre como proceder em cada momento da sessão de exercícios. Estas seqüências são mostradas nas figuras 43 e 44 (Apêndice III).

O painel frontal possui apenas duas teclas através das quais é possível ligar/desligar o equipamento e iniciar/interromper a sessão de exercícios.

Adicionalmente, o equipamento que permite estimulação elétrica possui um potenciômetro para ajuste da intensidade de corrente aplicada aos eletrodos.

3.2.3 Firmware dos equipamentos

O *firmware*, *software* que executa todas as funções de gerenciamento do equipamento e a interface com o usuário, foi desenvolvido em linguagem C usando-se o compilador CCS (CCS C *Compiler*).

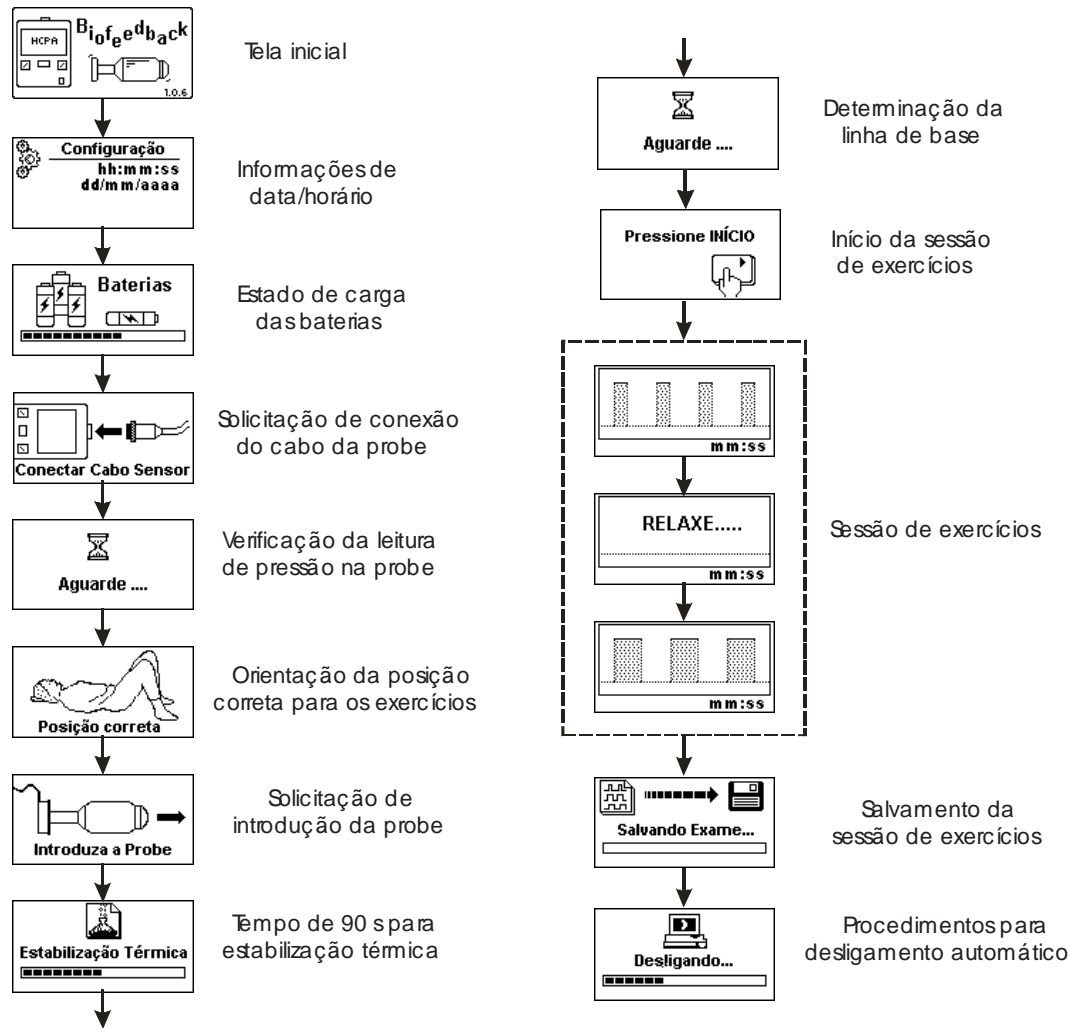


Figura 15: Seqüência de telas apresentadas à paciente com equipamento operando no modo *biofeedback*.

As três possibilidades de operação do equipamento empregam o mesmo *hardware* e são escolhidas no momento da compilação do *software*. No programa, são selecionadas diretivas de compilação que permitem a definição da função a ser assumida pelo equipamento.

Ao ligar o equipamento, o usuário recebe as orientações de como proceder através de telas gráficas.

A filosofia de projeto do equipamento foi baseada em interrupções que desencadeiam a execução de determinadas rotinas de *software*.

Na maior parte do tempo, o equipamento encontra-se na função *SLEEP*, com todos os periféricos (*display* gráfico, memória *FLASH*, sensor e circuito estimulador) desligados e em uma condição de baixíssimo consumo de corrente elétrica, tipicamente menor que 10 μ A.

Porém, a cada segundo é despertado por interrupção de *timer*, atualiza o relógio de tempo real implementado por *software* e retorna à condição *SLEEP* (Figura 40).

Dois outros tipos de interrupção provocam a ativação do equipamento: interrupção serial e interrupção externa acionada pela tecla liga/desliga.

Em caso de interrupção serial (Figura 42), o comando recebido determina a programação ou o *download* do conteúdo da memória *FLASH* (Figura 39).

A interface serial do equipamento opera em modo assíncrono na taxa de 115200 bits/s. Trata-se de uma comunicação bi-direcional, que permite a programação do equipamento e o *download* dos dados armazenados na memória.

Durante a programação são gravadas na memória interna a identificação da paciente que receberá o equipamento e a intensidade máxima de contração proposta, variável esta determinada no exame perineométrico, e atualiza-se o relógio de tempo real.

O comando *download* promove a descarga do conteúdo da memória *FLASH* referente às sessões de exercício realizadas pela paciente. São transmitidos blocos de 64 páginas da memória, sendo cada página composta por 264 *bytes*, seguida de *byte* de conferência (*check sum*), ao final do qual deve ser recebida uma confirmação de recebimento sem erros, para a transmissão do próximo bloco. Com isso o tempo médio para *download* de toda a memória ficou em aproximadamente 3 min.

A interrupção externa (Figura 41), por sua vez, permite ligar/desligar o equipamento e desencadeia a execução de inúmeras sub-rotinas (Figura 16) que:

- inicializam periféricos como *display* gráfico e memória *FLASH*,
- verifica estado de carga da bateria,
- coloca no *display* gráfico as telas de informação ao usuário,
- solicita que o usuário realize operações: conectar cabo ao equipamento, introduzir *probe*, aguardar estabilização térmica, iniciar sessão de exercícios, etc.

Na figura 16, apresenta-se o fluxograma do programa principal e no Apêndice II (Figuras 36 a 42), algumas sub-rotinas do *firmware* dos equipamentos.

Alguns recursos foram implementados visando a economia de energia e evitar que o usuário esqueça de desligar o equipamento, como por exemplo:

- desligamento em 2 min, quando alguma ação requerida não fosse executada ou alguma condição necessária não fosse atingida como, por exemplo, a estabilização da linha de base;
- desligamento automático ao final do ciclo de exercícios.

Adicionalmente, têm-se sub-rotinas de controle dos periféricos como o *display* gráfico, memória EEPROM e memória *FLASH*, também escritas em linguagem C.

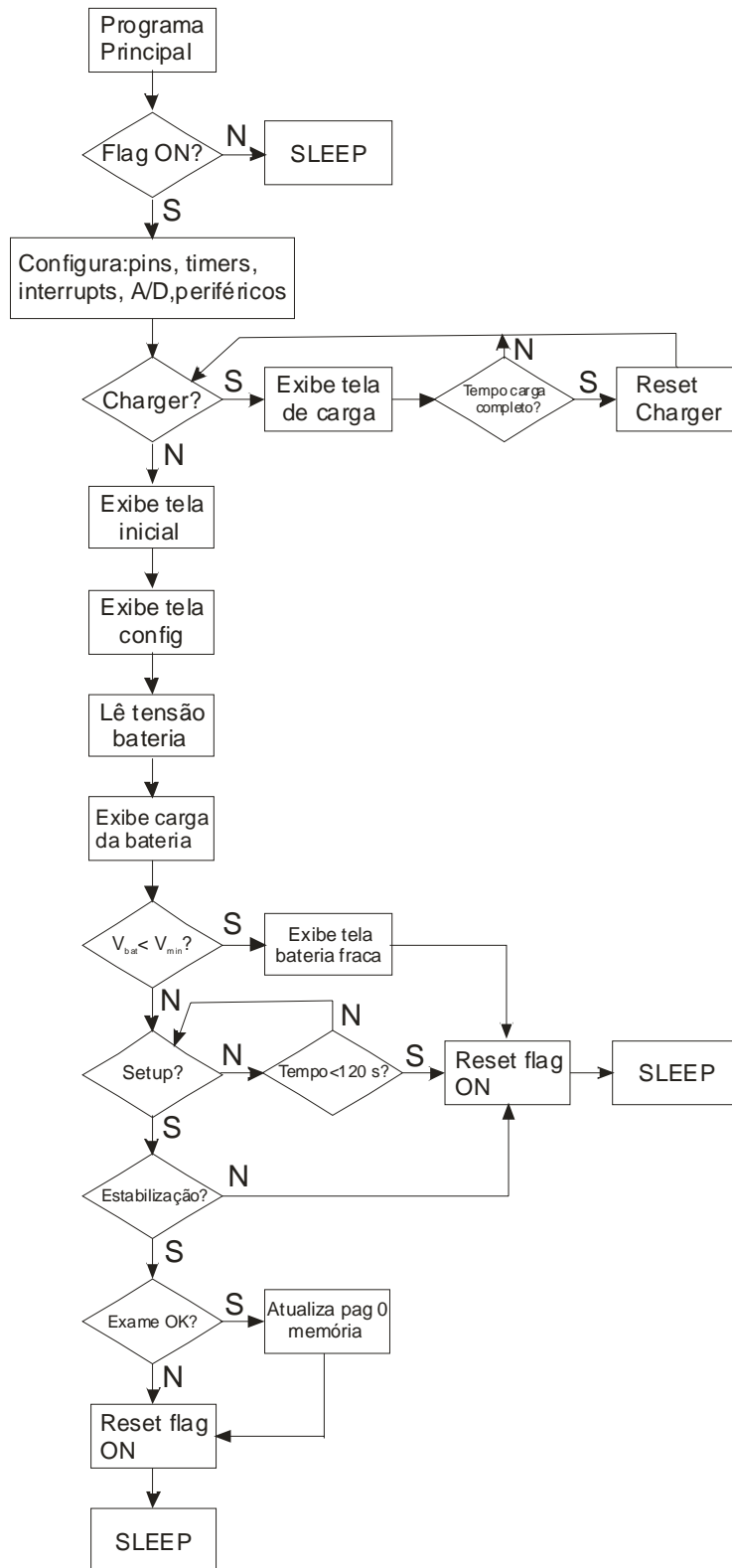


Figura 16: Fluxograma principal do *firmware* dos equipamentos.

O módulo de *software driver* da memória EEPROM gerencia as operações de leitura e escrita do conteúdo das telas, através de uma interface padrão I2C.

O *display* gráfico é formado por uma matriz de 128x64 *pixels*, associada a um vetor de

1024 *bytes*, no qual cada bit corresponde a um *pixel* no *display*. O módulo de *software driver* do *display* gráfico encarrega-se da inicialização e das operações de ligar/desligar (*set/reset*) dos *pixels*.

A memória de dados, por sua vez, é constituída de 1.081.344 *bytes*, divididos em 4096 páginas de 264 *bytes*. O *driver* de controle dessa memória *FLASH* se encarrega das operações de leitura e escrita, que pode ser *byte a byte* ou por blocos.

Durante a operação, ou seja, o programa de exercícios (Figura 38), os sinais do transdutor de pressão correspondentes às contrações da musculatura pélvica são adquiridos na taxa de 50 Hz e resolução de 10 bits e armazenados na memória de dados.

Essa memória é organizada de modo que cada sessão de exercícios possui um cabeçalho com identificação da data e horário no qual foi realizada.

3.2.4 Software de comunicação e visualização

O *software* de comunicação com o microcomputador foi desenvolvido em Visual Basic 6.0 e possui as seguintes funções:

- programação do equipamento: ajuste do relógio de tempo real e transmissão de informações referentes à identificação da paciente e intensidade de contração dos exercícios proposta;
- recepção das sessões de exercícios de cada paciente e organização dos registros em uma estrutura de banco de dados;
- recursos de visualização como, por exemplo, *zoom* para análise com detalhes de segmentos do arquivo de dados.

3.3 Parâmetros extraídos a partir dos sinais de pressão

A partir dos dados armazenados no equipamento, referentes aos exercícios realizados em ambiente domiciliar, pôde ser determinada a adesão efetiva e a quantidade de exercícios efetivamente realizados.

Para a determinação do número de contrações efetuadas, considerou-se como critério de decisão uma contração efetivamente realizada aquela que atingir pelo menos 50% da intensidade proposta dentro do período de 2 s (contração rápida) ou 4 s (contração lenta), conforme ilustra a figura 17. A partir deste número, calculou-se o percentual de contrações realmente efetuadas.

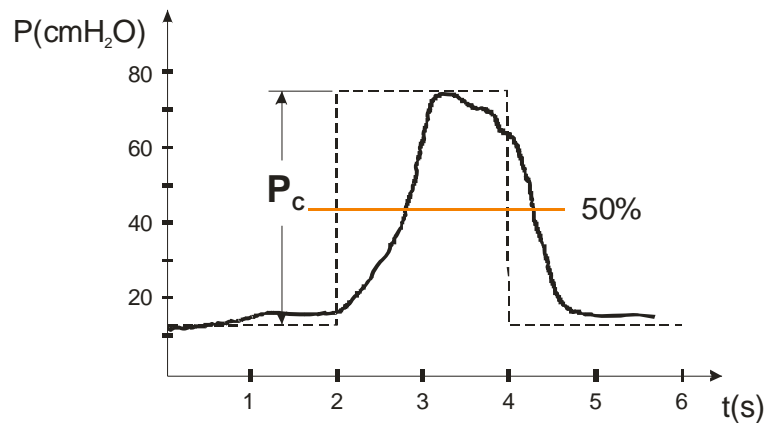


Figura 17: Forma de onda de contração rápida: manobra proposta (linha tracejada) e efetivamente realizada (linha cheia).

A perineometria foi realizada através da monitoração do sinal de pressão da musculatura pélvica por meio de uma *probe* vaginal. A *probe* era inserida na vagina com a porção central do balonete localizada a aproximadamente 3,5 cm do intróito (BØ et al., 1990). Aguardou-se o tempo necessário para estabilização térmica do ar no interior do balonete e, então, realizou-se o zeramento.

As pacientes permaneceram deitadas na posição supina com os joelhos flexionados e foram orientadas a realizar uma contração máxima da musculatura pélvica e sustentá-la, mantendo a respiração normal. Foram realizadas três manobras com o adequado tempo de repouso entre elas, sendo necessária a observação do movimento para dentro da *probe* para validação da contração. Durante as manobras, não foi dado retorno (*feedback*) às pacientes e o examinador que realizou as perineometrias não foi informado quanto ao grupo em que estava alocado a paciente. Considerou-se o valor médio das três manobras.

Na avaliação perineométrica, a cada duas semanas, foram avaliados três parâmetros, obtidos a partir de uma contração sustentada máxima (figura 18):

- (1.) P_C : intensidade perineométrica definida como o pico de pressão obtido durante a contração;
- (2.) T_T : tempo para atingir a intensidade máxima definido como tempo transcorrido para o sinal de pressão ir de 10% a 90% da intensidade máxima;
- (3.) P_B : pressão de repouso (basal).

3.4 Delineamento do ensaio clínico

O protocolo clínico apresentado sob número 05-271 foi aprovado pela Comissão de Pesquisa e Ética em Saúde do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, que é reconhecida pela

Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)/MS como Comitê de Ética em Pesquisa do HCPA e pelo *Office For Human Research Protections* (OHRP)/USDHHS, como *Institucional Review Board* (IB0000921).

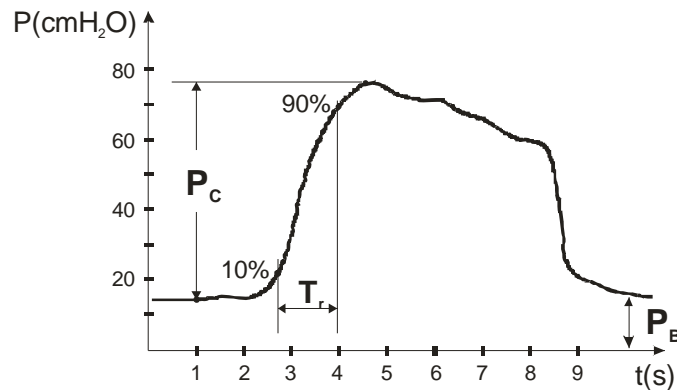


Figura 18: Forma de onda de uma contração sustentada da MAP para avaliação perineométrica.

O grupo de estudo foi composto de mulheres com incontinência urinária selecionadas segundo critérios de inclusão e exclusão previamente definidos e divididas de forma randômica em 3 grupos:

Grupo BIO: mulheres tratadas com a técnica I,

Grupo ELETRO: mulheres tratadas com a técnica II,

Grupo EMAP: mulheres tratadas com técnica III.

Para detectar uma diferença, nas variáveis em estudo, de um desvio padrão, entre o início e o final do protocolo de tratamento de 13 semanas, são necessárias 11 pacientes por grupo. Esta amostra considera um nível de significância de 5%, poder de 90% e correlação entre as medidas nos diferentes momentos de 0,5.

Neste trabalho, todas as pacientes realizaram exercícios da musculatura pélvica variando apenas a associação de *biofeedback*, estimulação elétrica ou seqüenciamento entre os grupos.

Estes exercícios consistem em uma série de contrações rápidas, seguida de contrações sustentadas da musculatura pélvica, definida pela primeira vez por Kegel (1948). Têm como objetivos o fortalecimento desta musculatura, aumentando a sustentação pélvica e o desenvolvimento de uma co-contracção coordenada em resposta ao aumento da pressão intra-abdominal.

3.4.1 Critérios de inclusão

Foram incluídas no estudo voluntárias que atendam aos seguintes critérios:

- incontinência urinária de esforço e mista,
- idade superior a 18 anos,
- saber ler e escrever,
- urocultura negativa e Exame Qualitativo de Urina sem alterações,
- compreender e assinar o termo de consentimento informado.

3.4.2 Critérios de exclusão

Foram excluídas do estudo voluntárias que atendam a um ou mais dos seguintes critérios:

- uso de marcapasso cardíaco,
- estadiamento de prolapso genital >2,
- gestação ou puerpério compreendendo o período de até 6 meses após o parto,
- pressão uretral inferior a 60 cmH₂O, avaliada no estudo urodinâmico,
- cirurgia genitourinária nos últimos 6 meses,
- estimulação elétrica prévia do assoalho pélvico,
- mulheres que utilizam cronicamente medicamentos (antidepressivos, diuréticos, e outros) que sabidamente podem alterar a função miccional serão excluídas se houver alteração da dose ou início de novo medicamento nos últimos meses ou durante o tratamento proposto,
- incontinência urinária de urgência,
- incontinência urinária por hiperreflexia detrusora (lesão neurológica),
- incontinência urinária paradoxal (presença de fator obstrutivo),
- incontinência urinária por transbordamento, caracterizada por presença de resíduo urinário significativo,
- pacientes com incontinência de urgência que tenham feito tratamento medicamentoso nos últimos 3 meses.

3.4.3 Logística

Na primeira consulta as pacientes passaram por anamnese, avaliação física e urodinâmica, receberam uma descrição da musculatura pélvica, posição anatômica, função dos exercícios no

fortalecimento desta musculatura e sua relação com a continência urinária. Essa explicação foi repetida a cada duas semanas, caso necessário.

As pacientes foram informadas quanto aos objetivos do estudo, bem como da importância da sua participação. A decisão de participar é livre e em caso de aceitação assinaram o termo de consentimento informado, aprovado pela Comissão de Pesquisa e Ética em Saúde do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. O documento de aprovação é mostrado no Anexo I.

A seguir, o pesquisador aplicou o Questionário de Qualidade de Vida validado para o português (Versão em Português do “*Kings’s Health Questionnaire*” - Anexo II) para avaliação da sua percepção subjetiva da incontinência e implicações em sua vida diária (KELLEHER e KHULLAR, 1997; TAMANINI et al, 2003; FONSECA ASM et al, 2005).

Então, foram treinadas na realização dos EMAP sob a orientação de uma fisioterapeuta, bem como no correto posicionamento da *probe*, posição em que deveriam realizar os exercícios e na operação do equipamento. Receberam todas as informações também na forma escrita, em linguagem acessível.

Adotou-se a posição deitada e com as pernas semi-flexionadas para realização dos exercícios, visando facilitar a utilização domiciliar e padronizar a execução dos exercícios.

As pacientes selecionadas para o estudo foram escolhidas por sorteio para definição do grupo em que seriam alocadas e submetidas à perineometria. A partir desse exame programou-se os parâmetros do equipamento para uso domiciliar.

As pacientes foram orientadas no preenchimento do diário miccional, que funciona como modo de avaliação subjetivo da evolução clínica, e remarcadas para retorno na próxima semana.

Todos os grupos têm o mesmo programa de exercícios, variando apenas a intensidade. O programa de exercícios proposto consiste de uma série de 10 contrações rápidas (2 s de contração / 4 s de repouso), seguida de uma série de 10 contrações lentas (4 s de contração e 4 s de repouso) a ser realizada na posição deitada. Esta série é repetida três vezes com intervalo de repouso de 72 s entre elas. Tal ciclo de exercícios proposto visa o recrutamento de fibras tipo I e II.

Orientou-se às pacientes a realizar uma sessão de exercícios por dia, todos os dias.

Após a primeira semana, as consultas, realizadas por uma médica ginecologista, tiveram periodicidade de 2 semanas, momento em que avaliou-se o ciclo de exercícios efetuado, o tempo efetivo de utilização e realizou-se avaliação perineométrica. Nesta consulta também foram sanadas eventuais dúvidas.

Ao final do protocolo (13 semanas) as pacientes foram submetidas novamente à avaliação urodinâmica, perineometria, preenchem o diário miccional e o questionário de qualidade de vida.

Os resultados objetivos e subjetivos foram, então, analisados quantificando-se as alterações entre o início e o final do tratamento.

Na figura 19 é ilustrado esquematicamente o protocolo proposto com as avaliações realizadas em cada consulta.

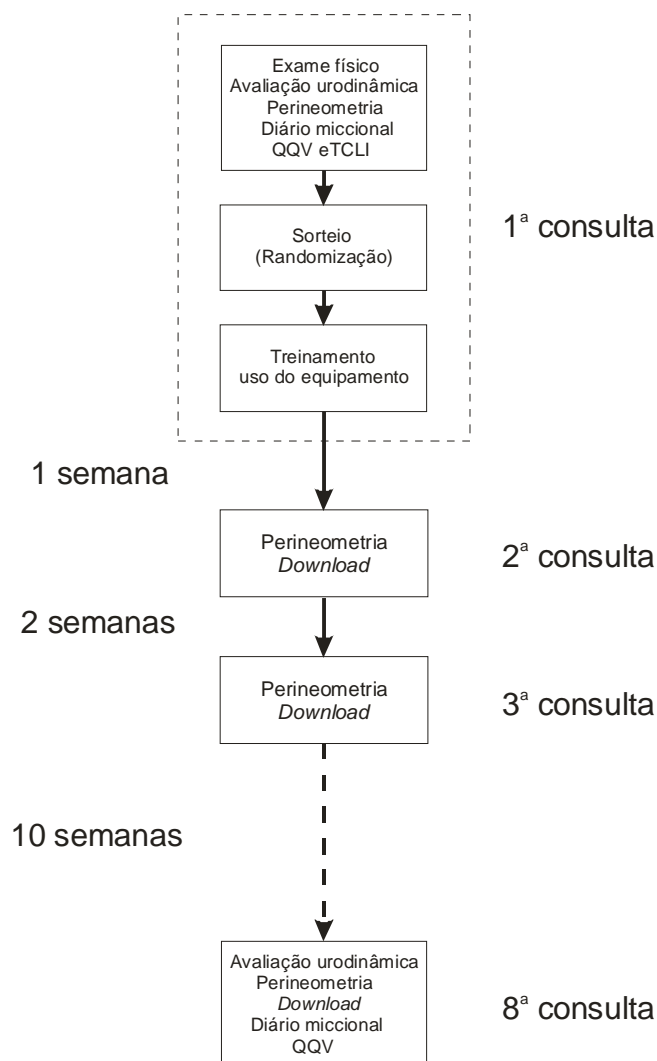


Figura 19: Ilustração do protocolo de treinamento de 13 semanas proposto às pacientes.

3.4.4 Parâmetros de avaliação quantitativos

No início e ao final do tratamento, foi realizada avaliação cistométrica e as voluntárias preencheram o diário miccional.

Na avaliação cistométrica foram avaliados os seguintes parâmetros:

- capacidade vesical máxima (CVM),
- volume de primeiro desejo miccional (PDM),
- resíduo urinário (RU).

No diário miccional de 24 h avaliou-se:

- número de micções diárias (NMD),
- número de micções noturnas (NMN),
- número de episódios de incontinência urinária por esforço (NPE),
- número de episódios de urgência miccional (NPU).

Nas avaliações com intervalo de duas semanas durante a consulta ambulatorial, realizou-se perineometria e o *download* dos registros armazenados nos equipamentos.

A perineometria consiste na monitorização da pressão usando-se balonete intra-vaginal, durante uma contração sustentada e a partir da qual pode-se extrair a intensidade perineométrica (P_C), tempo para atingir a intensidade máxima (T_T) e a pressão basal (P_B), conforme mostrado na figura 18.

A partir dos registros armazenados no equipamento utilizado pela voluntária domiciliarmente, extraiu-se:

- adesão ao tratamento, definida como a razão entre o número de sessões de exercício registradas no equipamento pelo período (em dias) de tratamento. Assim, se a paciente realizar uma sessão por dia, conforme recomendado, terá adesão de 100 %;

- percentual de contrações efetivamente realizadas: para isso utilizou-se o critério definido no item parâmetros extraídos a partir dos sinais de pressão. O percentual de contrações efetivamente realizadas é a razão deste número por 60, correspondente à quantidade diária recomendada de contrações. Este percentual corresponde a uma taxa de performance na realização dos exercícios.

3.5 Análise estatística

Os dados quantitativos foram descritos empregando-se a média e desvio-padrão. Utilizou-se para comparação entre o início e o final do tratamento (13 semanas) o teste t de Student para amostras pareadas e para comparação entre as características dos grupos o teste de análise de variâncias (ANOVA) e o teste χ^2 .

Os dados foram avaliados pelo teste de Shapiro-Wilk visando à verificação de sua distribuição normal. Analisou-se as variáveis do diário miccional utilizando o teste não paramétrico de Wilcoxon.

O *software* de análise estatística empregado foi o *Statistical Package for the Social Sciences* (SPSS) versão 13.0 (SPSS Inc., Chicago, USA). O nível de significância foi estabelecido em 5%.

Capítulo 4

Resultados

Neste capítulo, apresenta-se os resultados dos ensaios para determinação das características do transdutor empregado nas medidas de pressão e a avaliação da instrumentação desenvolvida para uso domiciliar. Além disso, apresentam-se os resultados das variáveis objetivas e subjetivas ao início e final do protocolo de 13 semanas e da adesão e performance na realização dos exercícios, bem como a análise estatística das mesmas.

4.1 Ensaio com o transdutor

4.1.1 Curva de calibração do sensor

O sensor de pressão MPX2010DP, calibrado e compensado em temperatura, usado nestas medidas, foi condicionado para que a pressão de 120 cmH₂O forneça uma saída em tensão de 1,6 V, conforme ilustra o gráfico da figura 20.

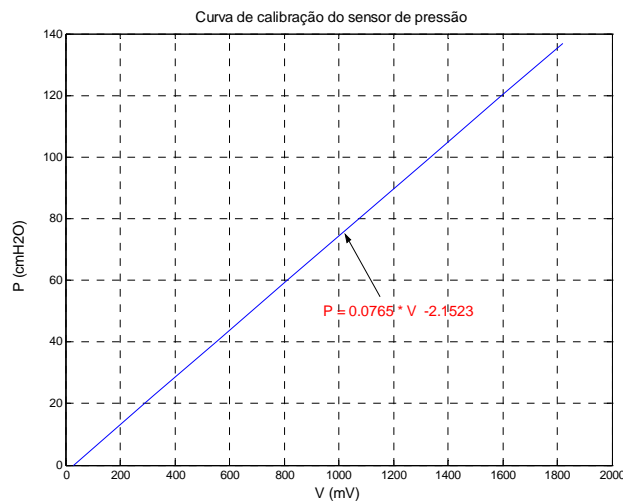


Figura 20: Curva de calibração do sensor de pressão, entre 0 e 120 cmH₂O ($r^2=0,999$).

Adotou-se cmH₂O como unidade de pressão para o eixo das ordenadas por se tratar da unidade comumente empregada nos trabalhos envolvendo medidas de pressão resultante de contrações da musculatura pélvica.

Este procedimento de levantamento da curva do sensor poderia ser considerado desnecessário, uma vez que os dados fornecidos pelo fabricante relatam excelente linearidade de resposta (± 1 % da tensão de fundo de escala).

4.1.2 Comportamento do transdutor com a variação de temperatura

No momento da conexão do sensor de pressão ao balonete, o ar em seu interior encontra-se na temperatura ambiente e à pressão atmosférica.

Esta conexão produz um incremento de pressão de aproximadamente 10 cmH₂O (dado experimental) no balonete, valor este medido pelo sensor de pressão diferencial MPX2010DP do fabricante Motorola e pelo módulo SMRT-EB com sensor de 5 PSI do fabricante Sensym.

Porém, ao ser introduzido no corpo humano, ou seja, na cavidade vaginal, sofrerá uma variação de temperatura atingindo a temperatura corporal de aproximadamente 36,7 °C. Esta temperatura poderá ter variações inter-pessoais e ao longo do ciclo menstrual (MCCREESH, EVANS e SCANLON, 1996). Torna-se, então, necessário definir uma rotina de calibração que minimize o erro decorrente dessa variação de temperatura.

Essa variação de temperatura promove uma variação na pressão do ar no interior do balonete. Trata-se de uma transformação isovolumétrica (isocórica), pois o volume do balonete e a quantidade de ar em seu interior não se alteram. Para comprovação disso, montou-se o *setup* experimental mostrado na figura 21 para variar a temperatura no interior do balonete de modo uniforme e controlado.

A estrutura consistia de um banho-maria com aquecimento da água à resistência elétrica. Simultaneamente, realizava-se a monitorização da temperatura da água, pressão no interior do balonete e saída em tensão do sensor de pressão.

A medição da saída em tensão do sensor de pressão foi realizada com multímetro modelo Fluke 77, da temperatura da água com termômetro a termopar com resolução de 0,1°C e precisão de 0,5 % e da pressão com o módulo calibrador de pressão SMRT-EB (Sensym).

O módulo calibrador de pressão SMRT-EB consiste de uma placa de avaliação do sensor modelo SMRT com os seguintes recursos:

- *display* de cristal líquido com 16 caracteres,
- transmissão serial de valores de pressão adquiridos,
- taxa de amostragem de aproximadamente 5 Hz,
- conversão de valores amostrados em várias escalas: PSI, inH₂O, inHg, kPa, mBar, cmH₂O, mmHg.

O sensor da série SMRT é um transdutor de pressão de alta precisão e baixo custo, compensado digitalmente (SENSYM, 1997). Com essa técnica de compensação, são reduzidos erros devido à não-linearidade de pressão e *drift* térmico.

Cada sensor é individualmente caracterizado em sua faixa de pressão e temperatura de trabalho e os dados resultantes são armazenados na memória. Assim, os dados armazenados representam a curva de transferência ideal deste sensor de pressão. Durante a operação normal, o microprocessador mede a temperatura e a saída do sensor de pressão para cada leitura e executa a compensação com os dados armazenados em memória. O resultado disso é um transdutor de pressão com erro máximo de 0,5 % F.S. (fundo de escala) na faixa de temperatura de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$.

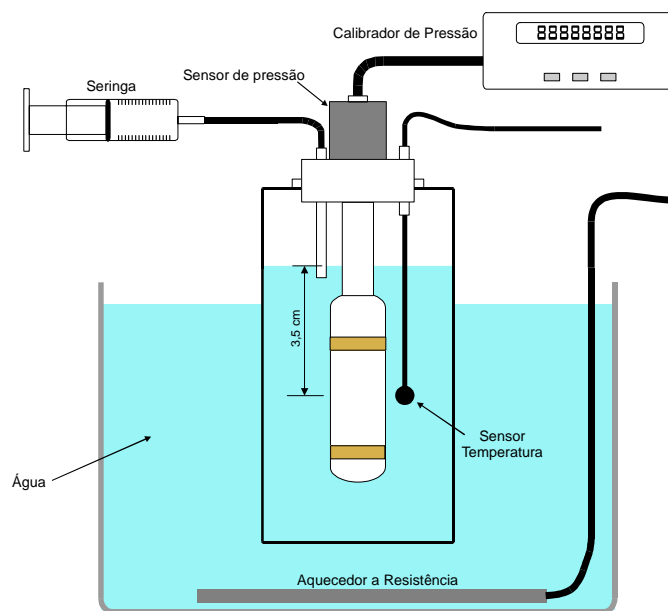


Figura 21: *Setup* experimental proposto para caracterização da *probe* vaginal frente a variações de temperatura.

Os resultados podem ser vistos na figura 22. Uma variação de temperatura de 28 a $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ produz um incremento de aproximadamente $16\text{ cmH}_2\text{O}$ na pressão no interior do balonete. Esta variação de pressão tem a mesma ordem de grandeza das variações de pressão que se pretende medir, justificando os cuidados no seu controle.

O ar não é um gás ideal, mas em determinadas condições apresenta um comportamento que segue a lei dos gases. Isto é demonstrado pelo comportamento aproximadamente linear da pressão com o aumento da temperatura. O valor da variação de pressão no interior do balonete pode ser calculado, conhecendo-se a temperatura inicial e final.

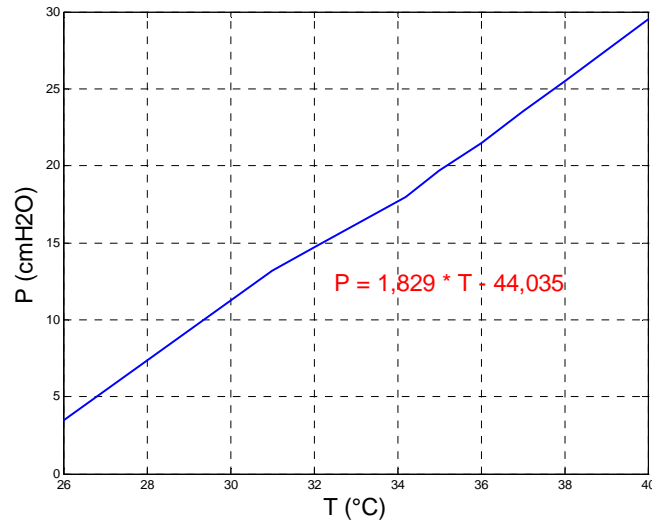


Figura 22: Pressão no interior do balonete medida por meio do módulo SMRT-EB com um sensor de 5 PSI do fabricante Sensym ($r^2=0,998$).

Hahn et al. (1996) conectaram o balonete ao sensor de pressão através de um tubo de 2 m de comprimento. A simulação deste experimento mostra que as variações de pressão com a temperatura também ocorrem, porém, um pouco atenuadas, possivelmente devido à maior quantidade de ar do sistema e parte do volume de ar estar à temperatura ambiente, conforme ilustra a figura 23.

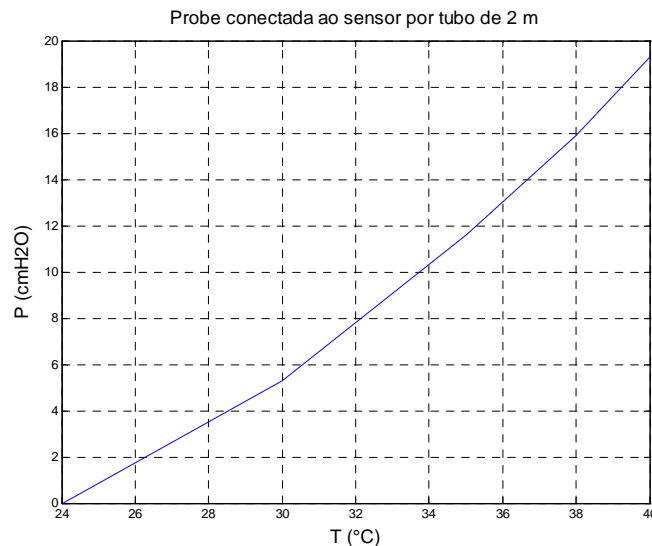


Figura 23: Simulação do sistema de medição usado por Hahn et al. (1996) com o balonete conectado ao sensor de pressão por meio de um tubo de 2m de comprimento.

O mesmo arranjo da figura 21 foi usado para levantamento da curva tensão de saída do sensor versus temperatura. Cabe ressaltar que a conexão da *probe* ao sensor foi realizada à temperatura ambiente, 25°C naquele dia, sem pressurização adicional.

Uma vez estabilizada a temperatura, aplicava-se pressão ao sistema através da seringa acoplada. O volume de água do sistema garantia a inércia térmica para manter a temperatura estável durante as medidas.

As curvas ilustradas na figura 24 apresentaram um comportamento similar, partindo de tensões diferentes, devido à variação de pressão com a temperatura, e descrevendo retas paralelas com coeficiente angular de 0,116. A partir de determinados valores de pressão, sofrem uma mudança de comportamento, alteram o coeficiente angular para 0,074, que corresponde ao coeficiente da reta de calibração do sensor isoladamente.

Este ponto de mudança de inclinação é maior quando a temperatura aumenta, sugerindo uma relação entre esses dois fatores.

O aumento de temperatura produz uma pressurização na *probe*, com relação linear, conforme mostra-se na figura 22. Logo, deve ser possível simular este comportamento à temperatura ambiente, simplesmente pressurizando o interior da *probe*.

Os resultados são mostrados na figura 25 e confirmam a hipótese levantada. Logo, a *probe* pressurizada tem um comportamento linear até uma determinada pressão e após isto a reta assume outra inclinação. Isto ocorre possivelmente devido à deformação do balonete de silicone da *probe*.

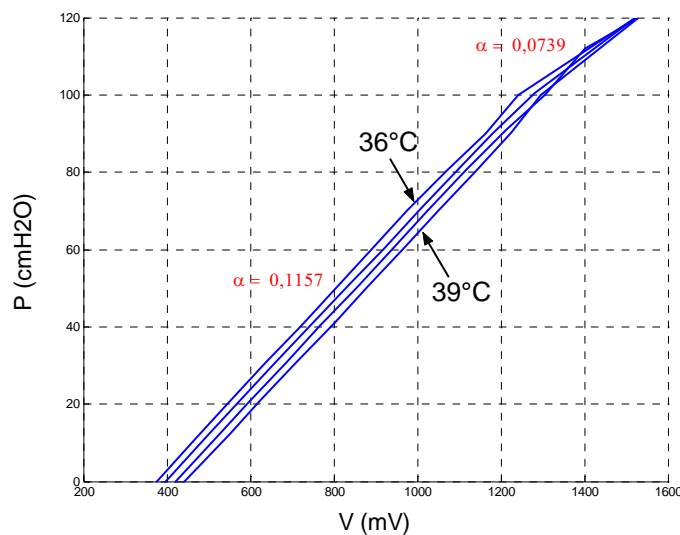


Figura 24: Curvas de calibração obtidas a diferentes temperaturas (α corresponde ao coeficiente angular).

A tabela 1 da seção 2.4.4 mostra valores de medidas de pressão intra-vaginal obtidos em trabalhos de diversos pesquisadores empregando *probes* vaginais de diferentes formatos e tamanhos. A partir desses dados, acredita-se que uma faixa de medição de pressão de 0 a 100 cmH₂O seja adequada para o estudo envolvendo pacientes incontinentes.

Para que o transdutor de pressão tenha um comportamento linear na faixa de 0 a 100 cmH₂O, percebe-se, a partir da figura 25, que a pressurização da *probe* deve ser superior a 20 cmH₂O durante as medidas. Desta forma, a mudança de declividade da reta ocorrerá fora da faixa de trabalho.

Esta pressurização pode ser obtida injetando-se ar no interior da *probe*, ou será atingida simplesmente pela dilatação do ar devido à variação de temperatura entre o ambiente e o interior do corpo humano.

Considerando-se que a conexão da *probe* ao balonete produz um incremento de pressão de aproximadamente 10 cmH₂O (medida experimental), será necessária uma variação de pressão por temperatura de pelo menos 10 cmH₂O. Isto só é possível com uma diferença de temperatura de 5,5 °C entre a temperatura da *probe* e o corpo humano, dado este obtido a partir da curva da figura 22. Caso isto não ocorra, nas pressões próximas ao fundo de escala ocorrerá um erro na medida.

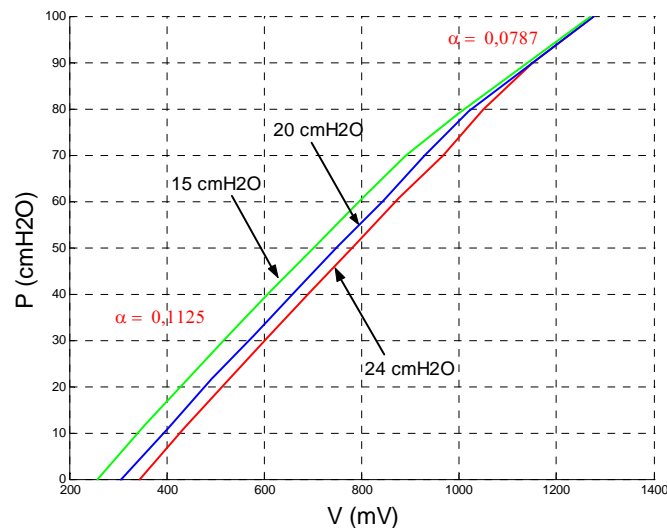


Figura 25: Curvas de calibração obtidas com a *probe* em diferentes pressurizações iniciais (α corresponde ao coeficiente angular).

A medição da temperatura do ar no interior do balonete permitiria escolher a melhor curva de calibração para cada caso. Porém, não é uma tarefa simples e acrescenta complexidade construtiva à *probe* tornando-a mais delicada e susceptível a danos mecânicos.

Em razão disso, adotou-se uma outra abordagem subtraindo-se das curvas o valor de *offset* correspondente à pressão zero (pressão atmosférica). Assim, as curvas passam a ter o mesmo comportamento em toda a faixa de trabalho, conforme pode ser visto na figura 26.

Este procedimento deve ser realizado com a *probe* introduzida na cavidade vaginal da paciente e após estabilização térmica. O valor descontado incluirá, então, o *offset* inicial do

sensor, a variação de pressão por temperatura e a pressão de repouso (basal). A partir deste ponto, medir-se-ão apenas variações de pressão.

A paciente é orientada a permanecer na posição deitada, com as pernas semi-flexionadas e respirando normalmente, pois tosse, espirros, alteração do padrão respiratório ou eventuais movimentos que possam alterar a pressão intra-abdominal podem afetar o procedimento de definição da linha de base. Uma vez detectada uma linha de base estável por 5 s (tempo escolhido pelo pesquisador), o *software* se encarrega de calcular a pressão média deste intervalo e esse valor passa a ser subtraído de todas as leituras de pressão.

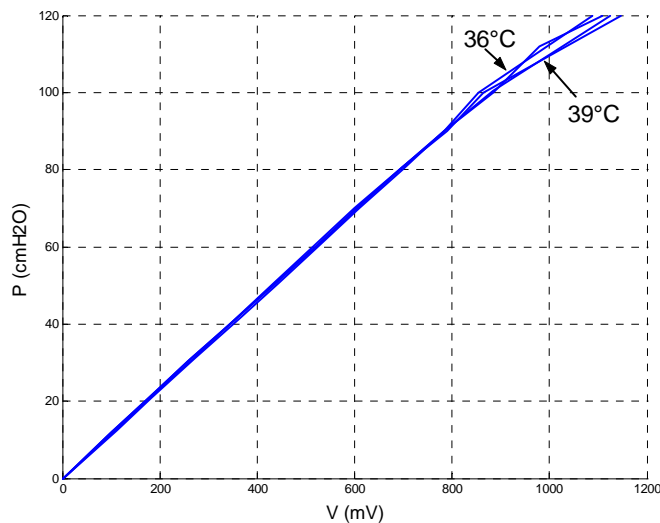


Figura 26: Curvas de calibração após correção de pressão de *offset* (subtração da pressão média após estabilização térmica).

O sensor de pressão usado no *design* final do transdutor é o MPX5010DP, sensor do fabricante Motorola compensado em temperatura e calibrado na faixa de 0 a 10 kPa.

O sinal de tensão do sensor é aplicado à entrada do conversor A/D de 10 bits do microcontrolador. A curva de resposta da saída do conversor A/D é mostrada na figura 27, sendo representada pela reta com equação $P=0,165*AD+0,393$, onde P está em cmH₂O.

Uma vez definido o comportamento da *probe* e sua curva de calibração, realizou-se um ensaio com uma paciente voluntária. A *probe* foi introduzida na vagina da paciente, aguardou-se a estabilização térmica, retirou-se a *probe* para avaliar a variação de pressão pelo efeito térmico e novamente introduziu-se a mesma. O resultado é mostrado na figura 28.

A variação de pressão devido ao aumento de temperatura atingiu 13 cmH₂O, a pressão basal foi de aproximadamente 24 cmH₂O e os picos de contração 35 cmH₂O. Percebe-se neste ensaio a importância de considerar os efeitos da variação térmica, que são da mesma ordem de grandeza das variáveis monitoradas, bem como do erro nos casos de ser subestimada.

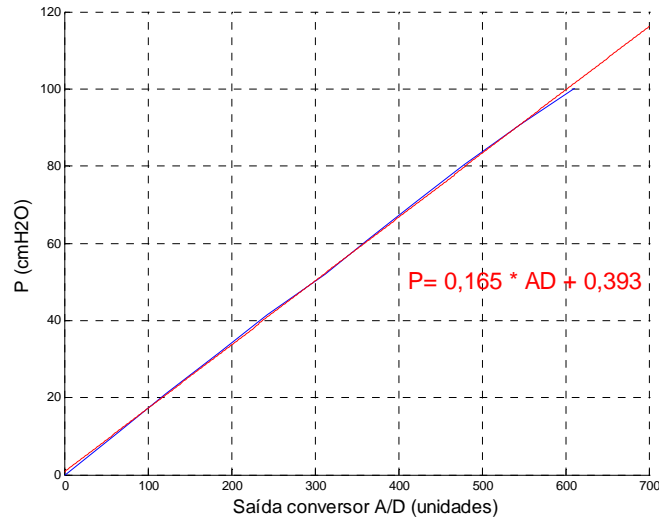


Figura 27: Curva de saída do conversor A/D, com balonete a 37° C (em azul) e reta de ajuste com $r^2=0,999$ (em vermelho).

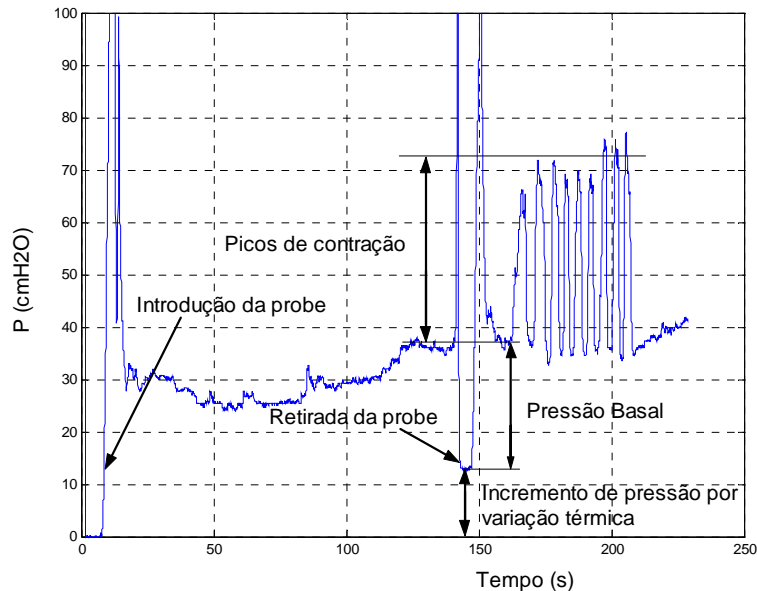


Figura 28: Ensaio com paciente voluntária empregando a *probe* vaginal, onde são mostrados o incremento de pressão por efeito térmico, a pressão basal e os picos de pressão provocados pela contração da musculatura pélvica.

4.1.3 Resposta dinâmica do transdutor

Os tempos esperados para ativação da musculatura pélvica e para que a força de contração atinja seu valor máximo são da ordem de décimos de segundo. Por isso, a resposta dinâmica do transdutor deve ser muito inferior a este tempo.

O sensor de pressão Motorola tem *rise time* especificado de 1 ms. Porém, o transdutor, composto pelo conjunto balonete e sensor de pressão, foi testado para avaliar o tempo de

resposta a um degrau de compressão. Para isso, provocou-se a queda de uma massa de 200 g sobre o balonete, simulando uma variação brusca de pressão sobre o balonete.

O resultado é mostrado na figura 29 e o tempo de resposta medido foi de 10 ms.

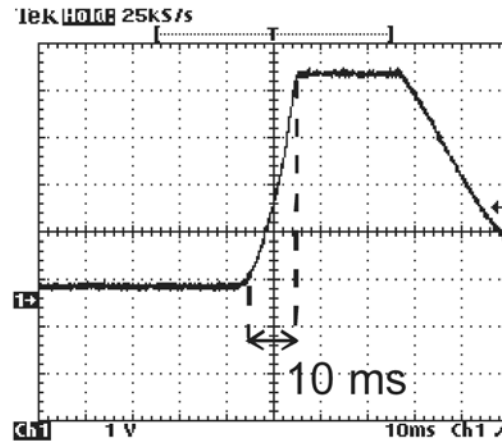


Figura 29: Resposta do transdutor vaginal a um degrau de pressão. Tempo no eixo X igual a 10 ms/div e tensão no eixo Y de 1 V/div.

4.2 Protótipo do equipamento

A figura 30 mostra a engenharia de produto final do equipamento apresentado no item descrição dos equipamentos.

O equipamento tem como dimensões externas 123x84x38 mm e peso de 320 g, incluindo as baterias de NiMH.

Este *hardware* apresenta consumo de aproximadamente 20 mA para o equipamento de *biofeedback* e EMAP seqüenciados e 30 mA para o equipamento com estimulação elétrica. No modo *SLEEP* do microcontrolador, o consumo médio medido ficou em 50 μ A. Com isso, as baterias de 600 mA/h (NiMH) garantem uma autonomia superior a 2 semanas de uso normal.

Outras características técnicas:

- faixa de medição de pressão: 0 a 120 cmH₂O,
- intensidade de corrente do módulo estimulador: 0 a 100 mA em carga de 150 Ω ,
- interface serial padrão RS-232 com velocidade de 115200 bits/s,
- capacidade de memória: 1 Mbyte.



Figura 30: Foto do protótipo do equipamento desenvolvido.

4.3 Testes com a instrumentação

4.3.1 Módulo *Biofeedback*

Após testes de laboratório submeteu-se o protótipo a ensaios de campo com voluntárias (médicas e fisioterapeutas), que utilizaram o equipamento em suas residências. A figura 31 mostra a representação gráfica de cinco dias consecutivos de uso do equipamento, que corresponde a um arquivo de 335 *kbytes*.

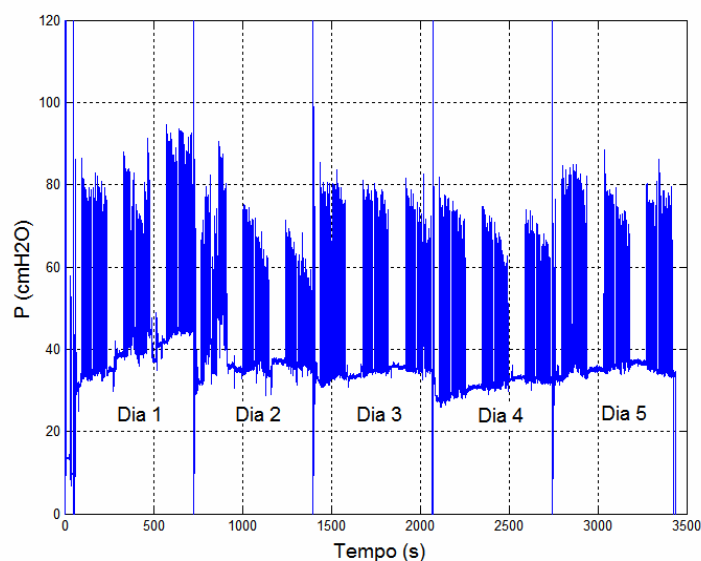


Figura 31: Plotagem do arquivo referente a 5 dias consecutivos de utilização domiciliar do equipamento configurado para a opção *biofeedback*.

A figura 32 representa uma sessão de exercícios composta de três séries de 10 contrações rápidas e 10 contrações lentas intercaladas com um período de repouso de 72 s.

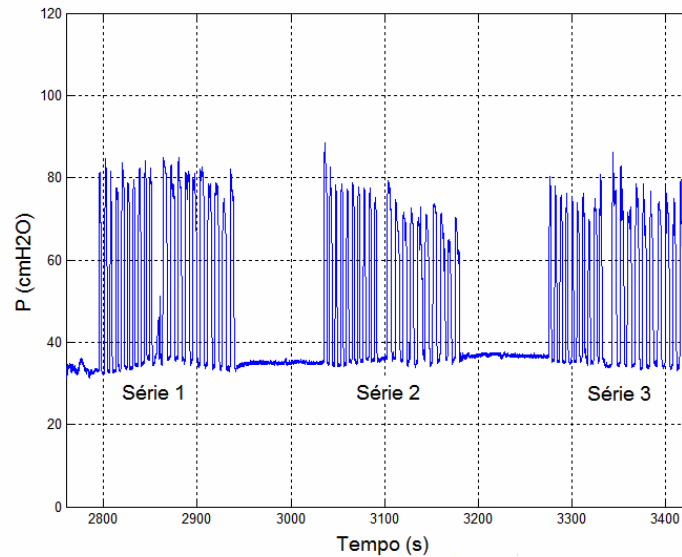


Figura 32: Sessão de exercícios composta por 3 séries de 10 contrações rápidas (2 s/4 s) e 10 contrações lentas (4 s/4 s) com intervalo de 72 s de repouso.

A figura 33 mostra um *zoom* de um segmento de apenas uma série de contrações rápidas e lentas.

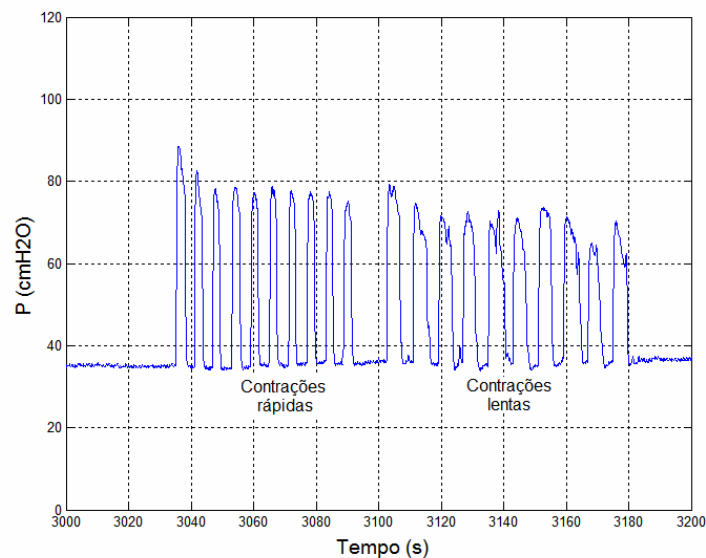


Figura 33: Série de exercícios composta por 10 contrações rápidas seguidas de 10 contrações lentas.

Na figura 34 mostra-se uma sessão de exercícios típica realizada em ambiente domiciliar, plotada a partir do registro armazenado na memória do equipamento.

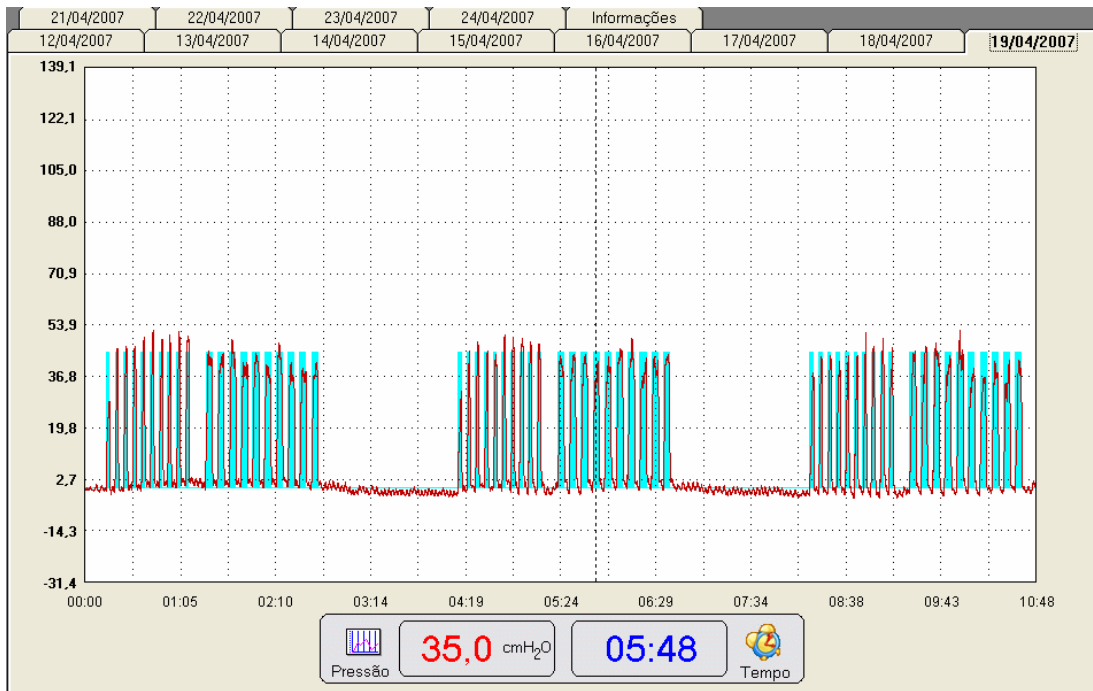


Figura 34: Sessão de exercícios - em azul, exercícios propostos e em vermelho, exercícios efetivamente realizados.

4.3.2 Módulo Estimulador

Em experimentos prévios, não publicados, foi medida a impedância do tecido intravaginal usando-se eletrodos internos e esta ficou na faixa de 120Ω a 250Ω . O circuito do estimulador foi, então, testado com carga de 150Ω e a forma de onda na saída é mostrada na figura 35.

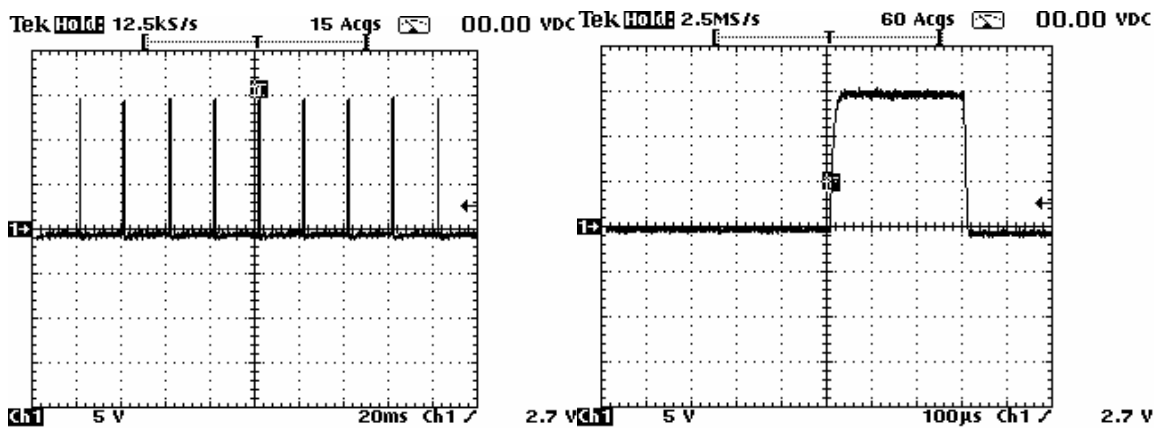


Figura 35: Forma de onda do sinal de estimulação elétrica com carga de 150Ω adquirida com osciloscópio Tektronix THS710, à esquerda (eixo X - 20 ms/div, eixo Y - 5V/div), trem de pulsos e à direita (eixo X - 100 μ s/div, eixo Y - 5V/div), pulso de estimulação.

McCreery et al. (1990) realizaram estudos em animais, empregando estimulação elétrica transcranial direta na frequência de 50 Hz, e demonstraram que densidades de corrente abaixo de 250 A/m^2 ($250 \text{ } \mu\text{A/mm}^2$) não produzem dano ao tecido cerebral mesmo aplicadas por um período superior a 7 h.

O eletrodo intravaginal da *probe* mostrada na figura 8 tem formato anelar com 26 mm de diâmetro e 7 mm de altura, ou seja, oferece uma área de contato de 571 mm^2 . Usando-se a referência anterior poder-se-ia aplicar aproximadamente 143 mA, valor este superior ao limite estabelecido de 100 mA, sem produzir dano em tecido cerebral.

Eriksen, Bergmann e Eik-Nes (1989) aplicaram estimulação elétrica em um grupo de mulheres com instabilidade idiopática do músculo detrusor e incontinência urinária de urgência utilizando eletrodos intravaginais ou anais. A intensidade média de corrente dos pulsos monofásicos com frequência de 5-10 Hz e duração de 1 ms foi de 86 mA. Envolveram no estudo 48 mulheres e não relataram efeitos adversos.

Os parâmetros utilizados no estudo citado definem um pulso de estimulação com carga média de $86 \text{ } \mu\text{C}$, bastante superior ao valor máximo de carga do estimulador proposto, que é de $30 \text{ } \mu\text{C}$ (100 mA e $300 \text{ } \mu\text{s}$).

4.4 Resultados do ensaio clínico

No presente estudo, foram alocadas 35 pacientes, divididas nos três grupos de intervenção. Durante o protocolo de estudo, ocorreram 3 perdas, 2 pacientes devido às dificuldades em retornar ao hospital a cada duas semanas e 1 paciente que transferiu sua residência para outro estado. Estas pacientes foram excluídas da análise estatística. A distribuição de pacientes em cada grupo ficou em 10 no grupo I (BIO), 11 no grupo II (ELETRO) e 11 no grupo III (EMAP).

Conforme pode ser observado na tabela 2, os grupos apresentaram características homogêneas.

Dentre o grupo de pacientes, 43,8% (14) estavam no menacme e 56,2% (18) na menopausa, sendo que destas apenas três realizavam terapia de reposição hormonal (TRH).

O cálculo de adesão foi realizado pela razão entre o número de sessões registradas na memória do equipamento pelo número de dias do tratamento. A adesão ao tratamento não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, bem como o número de dias em que as pacientes participaram do tratamento, conforme indica a tabela 3.

Tabela 2: Características das pacientes (n=32)

Variável	BIO	ELETRO	EMAP	p
Idade (anos)	54,70 (6,94)	49,18 (6,06)	52,09 (13,78)	0,434*
IMC (kg/m ²)	29,80 (6,36)	30,63 (10,11)	30,73 (12,17)	0,973*
Nº partos vaginais	2,40(1,26)	1,54(1,37)	2,27(1,35)	0,291*
Histerectomia	2(20%)	2(18,2%)	1(9,1%)	0,757**
Cirurgia IU	3(30%)	1(9,1%)	4(36,4%)	0,305**
Uso de diurético	4(40%)	1(9,1%)	2(18,2%)	0,216**
IUE	5(50%)	5(45,5%)	4(36,4%)	0,812**
IUM	5(50%)	6(54,5%)	7(63,6%)	

Resultados apresentados em média (dp) ou n(%)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

IMC: Índice de Massa Corporal

IU: incontinência urinária

IUE: Incontinência urinária de esforço, IUM: Incontinência urinária mista.

* ANOVA

** Teste χ^2

Tabela 3: Adesão, performance e duração do tratamento (n=32)

Variável	BIO	ELETRO	EMAP	p **
Adesão (%)	75,31(9,44)	75,37(16,22)	84,09(11,31)	0,201
Performance (%)	81,79(27,56)*	70,77(17,25)	51,26(29,27)*	0,029
Nº dias tratamento	90,50(5,10)	89,73(5,66)	89,81(7,32)	0,952

Resultados apresentados em média (dp)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

* Diferença estatisticamente significativa

** ANOVA

A performance foi calculada pela razão entre o número de contrações efetivamente realizadas, determinadas utilizando-se o critério definido no item 3.2, pelo número de sessões realizadas multiplicado por 60 (número de contrações propostas por sessão). Observou-se diferença estatisticamente significativa entre os grupos e, especificamente, entre o grupo BIO e o EMAP com $p=0,025$, a partir do teste estatístico de Tukey. No grupo BIO, 80% das pacientes (8) apresentaram performance superior a 80% durante o uso domiciliar, percentual este de 27,3% (3) nos grupos EMAP e ELETRO.

4.4.1 Perineometria

A tabela 4 mostra os resultados da avaliação perineométrica ao início e final do tratamento e em todos os grupos foi observado um aumento significativo ($p<0,05$) na força de contração máxima da musculatura pélvica, demonstrando uma hipertrofia desta musculatura.

As variáveis, pressão basal e tempo de ativação muscular não apresentaram diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 4: Resultados da avaliação perineométrica (n=32)

Variável	Grupo	Início	3 meses	p **
P _C (cmH ₂ O)	BIO	35,05 (26,30)	56,05 (25,36)	0,024*
	ELETRO	31,08 (14,13)	50,24 (22,16)	0,004*
	EMAP	36,12 (22,94)	47,54 (23,97)	0,024*
P _b (cmH ₂ O)	BIO	39,75 (16,14)	42,89 (20,98)	0,257
	ELETRO	44,73 (24,14)	52,10 (16,61)	0,279
	EMAP	38,37 (22,20)	36,69 (12,11)	0,678
T _r (s)	BIO	0,80 (0,41)	0,79 (0,48)	0,932
	ELETRO	1,17 (0,71)	0,73 (0,29)	0,081
	EMAP	1,05 (0,86)	0,62 (0,24)	0,123

Resultados apresentados em média (dp)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

P_C: Intensidade perineométrica; T_r: tempo para atingir a intensidade máxima e P_b: Pressão basal

* Diferença estatisticamente significativa

**Teste t para amostras pareadas

4.4.2 Questionário de Qualidade de Vida

Os escores globais do *King's Health Questionnaire* são mostrados na tabela 5. Em todos os grupos, observou-se uma redução significativa na percepção subjetiva do impacto da incontinência em suas vidas.

Tabela 5: Escores do QQV (n=32)

Grupo	Início	3 meses	p **
BIO	62,90 (16,62)	43,20 (8,34)	0,004*
ELETRO	56,00 (17,30)	32,36 (16,68)	0,002*
EMAP	60,45 (19,01)	48,27 (21,12)	0,027*

Resultados apresentados em média (dp)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

* Diferença estatisticamente significativa

**Teste t para amostras pareadas

4.4.3 Diário miccional e variáveis urodinâmicas

A tabela 6 mostra o número de micções diárias (NMD), o número de micções noturnas (NMN), o número de perdas por esforço (NPE) e o número de perdas por urgência (NPU) extraídas a partir do diário miccional preenchido pelas pacientes.

O número de perdas por esforço apresentou uma redução estatisticamente significativa ($p < 0,02$) em todos os grupos e observou-se uma forte tendência de redução no número de micções diárias e número de perdas por urgência.

Como os dados do diário miccional apresentavam desvios padrões superiores a 50% da média, optou-se por uma análise não paramétrica, empregando o teste de Wilcoxon.

Tabela 6: Resultados do diário miccional (n=32)

Variável	Grupo	Início	3 meses	p **
NMD	BIO	9,50 (7,75-10,50)	7,00 (4,00-8,25)	0,027*
	ELETRO	6,00 (5,00-7,00)	5,00 (5,00-6,00)	0,058
	EMAP	9,00 (8,00-9,00)	7,00 (5,00-10,00)	0,052
NMN	BIO	1,50 (1,00-3,00)	1,00 (1,00-2,00)	0,098
	ELETRO	1,00 (1,00-2,00)	0,00 (0,00-1,00)	0,010*
	EMAP	3,00 (1,00-4,00)	2,00 (1,00-2,00)	0,196
NPE	BIO	4,00 (1,75-6,50)	1,00 (0,00-2,00)	0,021*
	ELETRO	3,00 (2,00-3,00)	0,00 (0,00-1,00)	0,008*
	EMAP	3,00 (2,00-5,00)	2,00 (0,00-3,00)	0,007*
NPU	BIO	2,00 (0,00-3,00)	0,00 (0,00-1,25)	0,025*
	ELETRO	0,00 (0,00-2,00)	0,00 (0,00-0,00)	0,038*
	EMAP	1,00 (0,00-4,00)	1,00 (0,00-2,00)	0,111

Resultados apresentados em mediana(quartil 25% - quartil 75%)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

NMD: número de micções diárias, NMN: número de micções noturnas, NPE: número de perdas por esforços, NPU: número de perdas por urgência

* Diferença estatisticamente significativa

**Teste de Wilcoxon

Os resultados da avaliação urodinâmica podem ser vistos na tabela 7. As variáveis capacidade cistométrica máxima, primeiro desejo miccional e resíduo urinário não mostraram diferenças estatisticamente significativas entre o início e o final do tratamento.

Tabela 7: Resultados da avaliação urodinâmica (n=32)

Variável	Grupo	Início	3 meses	p *
CVM (ml)	BIO	341,11 (153,50)	366,67 (167,71)	0,133
	ELETRO	310,45 (85,89)	334,55 (65,78)	0,394
	EMAP	306,82 (101,35)	327,27 (90,45)	0,152
PDM (ml)	BIO	181,11 (74,24)	205,56 (58,33)	0,194
	ELETRO	138,18 (50,16)	150,00 (63,25)	0,379
	EMAP	146,36 (79,28)	154,55 (61,05)	0,496
RU (ml)	BIO	17,78 (32,70)	0,00 (0,00)	0,142
	ELETRO	3,18 (4,62)	3,64 (6,74)	0,863
	EMAP	11,36 (29,67)	16,82 (28,83)	0,104

Resultados apresentados em média (dp)

BIO: Grupo I, ELETRO: Grupo II, EMAP: Grupo III

CVM: Capacidade vesical máxima, PDM: Primeiro desejo miccional, RU: Resíduo urinário

*Teste t para amostras pareadas

A avaliação dos resultados do tratamento mostrou que após 3 meses, 71,9% das pacientes (23) tiveram cura ou melhora significativa, 18,8% (6) melhora parcial de sintomas e 9,3% (3) resposta ruim, sendo encaminhadas para tratamento cirúrgico. Estes percentuais foram definidos a partir da avaliação subjetiva da própria paciente.

Nas tabelas 8 a 22 do Apêndice I são mostradas as características das pacientes em cada grupo e os resultados completos das variáveis analisadas.

Capítulo 5

Discussão

Kegel (1948) foi o primeiro pesquisador a relatar a eficácia do treinamento da MAP no tratamento da incontinência urinária feminina. Desenvolveu um dispositivo, que denominou perineômetro, para informar às pacientes quanto à intensidade da contração da MAP, porque muitas mulheres são incapazes de contrair corretamente os músculos pélvicos e necessitam de motivação para persistir no tratamento (KEGEL, 1948, 1951). Em seus estudos não controlados e não randomizados, empregando este dispositivo como técnica de *biofeedback*, encontrou taxas de cura de 84% nos diversos tipos de incontinência.

Desde então, vários ensaios clínicos têm repetido os resultados e demonstram que os exercícios são mais efetivos quando comparados com pacientes não tratados ou sob efeito placebo. As taxas de cura têm variado entre 44 e 67% nos estudos que comparam pacientes que realizaram exercícios perineais e pacientes não tratados ou com outras metodologias de tratamento (BØ, 1999, 2004; MORKVED, BØ e FJORTOFT, 2002; BERGHMANS et al., 1998, 2000; HAY-SMITH et al., 2007).

Os resultados encontrados na literatura sobre o uso de *biofeedback* em adição aos EMAP são conflitantes. Morkved, Bø e Fjortoft (2002) estudaram um grupo de mulheres de 30 a 70 anos que participaram de um programa de treinamento de 6 meses, com um grupo realizando apenas exercícios e o outro realizando exercícios com *biofeedback*. Ambos os grupos mostraram melhoras significativas nas perdas de urina e tiveram altas taxas de cura; porém, não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos.

Também há resultados conflitantes em revisões sistemáticas e meta-análises. Berghmans et al. (1998, 2000) não encontraram evidências de que adicionar *biofeedback* aos EMAP seja superior que EMAP somente. Todavia, De Kruif e van Wegen (1996) conduziram uma meta-análise que mostrou uma tendência em favor de *biofeedback* com EMAP ser mais efetivo que EMAP somente.

Essas técnicas, para tornarem-se viáveis terapeuticamente, devem ser eficazes e a paciente precisa fazer o tratamento em casa com supervisão apenas em visitas periódicas ao consultório médico. As pacientes devem executar o programa de tratamento 2 ou 3 vezes por semana (porém, o ideal seria realizar todos os dias) e esta rotina de atendimento teria um alto custo para atendimento ambulatorial em hospitais ou clínicas.

Jundt, Perchers e Dimpfl (2002) relataram o problema de avaliar a adesão das pacientes, confiando apenas nos relatos verbais ou diários de exercícios mantidos durante o uso domiciliar. Os equipamentos usados em diversos trabalhos de pesquisa ou disponíveis comercialmente apresentam limitações técnicas e não permitem o acompanhamento efetivo da adesão e qualidade dos exercícios realizados pelas pacientes. A instrumentação desenvolvida para o presente estudo é portátil, com memória para armazenar o ciclo de exercícios realizados por um período de duas semanas, para posterior análise de adesão e performance.

Acredita-se que a monitorização e informação à paciente, em cada consulta, de seu desempenho durante o uso domiciliar dos equipamentos seja um importante fator de motivação.

5.1 Instrumentação para monitorização da contração da MAP

A técnica adotada para medir a contração da musculatura pélvica foi a manometria com balonete conectado a um sensor de pressão. Acredita-se que os resultados fornecidos pela manometria representem uma melhor aproximação da força de contração da musculatura pélvica, uma vez que os registros de EMG de superfície são afetados por uma série de fatores e a intensidade deste sinal (valor RMS ou retificado médio) pode ter uma relação não linear com a força produzida, especialmente em contrações máximas, conforme relatos de Turker (1993).

Alguns equipamentos disponíveis comercialmente como o Neurotrac (EMS Physio Ltd, Oxford Shire, Inglaterra) e o Vitacom BF-106 (Trondheim, Noruega) empregam o sinal de EMG para determinação da força de contração da MAP e possuem *probes* robustas e de fácil limpeza. Outros como o Peritron (Cardio Design, Austrália) utilizam balonetes com ar em seu interior.

Os ensaios com a *probe* vaginal da empresa BEAC Biomedical (Stradella (PV), Italy) mostraram a necessidade de estabilização térmica para a obtenção de resultados confiáveis, aspecto este negligenciado em diversos trabalhos que empregam balonetes com ar para medidas de força de contração da MAP (BØ et al., 1990; HAHN et al., 1996; BØ e FINCKENHAGEN, 2001). Este tempo, definido em experimentos de laboratório e em pacientes, ficou em torno de 90 s.

Os resultados dos experimentos mostrados no item ensaios com o transdutor permitiram avaliar o comportamento do transdutor, que apresenta ar em seu interior, frente às variações de temperatura. Tais variações podem ser superiores a 20° C, considerando-se a temperatura corporal em aproximadamente 36,7° C e a temperatura ambiente inferior a 15° C, produzindo um aumento de pressão no interior do balonete por dilatação térmica do ar superior a 35 cmH₂O.

Em experimento com uma voluntária, mostrado na figura 28, avaliou-se este aumento de pressão por variação de temperatura que foi de 13 cmH₂O, enquanto as pressões basais (de repouso) e de contração foram de 24 cmH₂O e 35 cmH₂O, respectivamente.

O importante é que as variações de pressão por efeito térmico são da mesma ordem de grandeza das medidas realizadas, não podendo ser negligenciadas.

As variações de temperatura inter-pessoais e ao longo do ciclo menstrual podem atingir de 2° C a 3° C (MCCREESH, EVANS e SCANLON, 1996). Torna-se, então, necessário definir uma rotina de calibração que minimize o erro associado. As curvas da figura 26 mostram a semelhança de comportamento do transdutor na faixa de 36° C a 39° C e ao descontar-se o *offset* de pressão faz-se com que a equação de calibração seja a mesma neste intervalo de temperatura, para pressões na faixa de 0 a 100 cmH₂O.

Jones (1994) descreveu o desenvolvimento de um perineômetro, empregando câmara de ar conectada a sensor de pressão, com possibilidade de fornecer *biofeedback* visual ou auditivo. No mesmo artigo relatou que os perineômetros de baixo custo disponíveis comercialmente para uso domiciliar são geralmente efetivos para a visualização de contrações musculares grosseiras, mas tendem a ser imprecisos e inadequados para medidas quantitativas ou avaliação da evolução durante o tratamento. Não demonstrou preocupações com as variações térmicas, porém foi um dos únicos trabalhos encontrados que realizou ensaios para verificação da resposta dinâmica do transdutor.

No presente projeto, a resposta a um degrau de pressão mostrou que o transdutor empregado possui um tempo de resposta para variações de toda a faixa de 10 ms, tempo este suficiente para responder às variações de pressão da MAP. A minimização da quantidade de ar no sistema obtida com a colocação do sensor de pressão junto à *probe* contribuiu para esta resposta.

Poder-se-ia considerar que as pacientes do grupo de EMAP seqüenciados, pelo fato de usarem uma *probe* vaginal, tenham *feedback* sensitivo pela presença da *probe*, porém considera-se esta informação pobre em relação à indicação da intensidade de contração em tempo real em *display* gráfico do grupo de *biofeedback* propriamente dito. Em verdade, as pacientes do grupo de EMAP não necessitariam da *probe* para realizar os exercícios, entretanto, esta permite monitorar os exercícios executados e avaliar a adesão ao protocolo. Além disso, permite avaliar a quantidade e intensidade dos exercícios realizados em ambiente domiciliar.

Taylor e Henderson (1986) realizaram estudo comparando dois grupos de pacientes, um deles utilizando *biofeedback* com sensor vaginal de EMG e outro apenas o sensor vaginal, que

funcionaria como dispositivo resistivo (exercício isométrico). Obtiveram redução de 100 % dos sintomas no grupo que recebeu *biofeedback* e 67 % no grupo que utilizou apenas o sensor.

A técnica empregada para monitorização das contrações da MAP não permite a detecção do movimento de elevação para dentro preconizado na literatura como forma de verificação da correta contração da musculatura pélvica (KEGEL, 1948,1951; BØ, 2005). Mas indiretamente, através do formato das curvas de pressão armazenadas na memória dos equipamentos, pode-se inferir se a paciente está executando alguma manobra inadequada, como, por exemplo, Valsalva, ou exacerbando a contração de músculos auxiliares, como os abdominais.

No presente estudo, todas as pacientes tiveram a monitoração dos exercícios realizados em casa, não apenas as pacientes do grupo de *biofeedback*. Com isso, procurou-se minimizar os aspectos subjetivos e avaliou-se se a paciente realmente executou os exercícios com a intensidade e periodicidade recomendados.

O número de pacientes alocadas neste estudo não permitiu a comparação entre as técnicas, mas a instrumentação desenvolvida abre a possibilidade de realização de estudos mais amplos em ambiente domiciliar, envolvendo grupos maiores de pacientes.

O *hardware* desenvolvido baseado no microcontrolador PIC16F877 atendeu aos requisitos propostos, pois permitiu a confecção de um equipamento portátil, reduzidas dimensões e baixo consumo de energia. Visando responder a este último aspecto foram implementados recursos para economia de energia como o desligamento de periféricos, desligamento automático depois de determinado tempo sem utilização e manutenção do microcontrolador em condição de baixo consumo (*SLEEP*) nos períodos de inatividade. Com isso, obteve-se autonomia superior a uma semana de utilização, tempo este considerado adequado, pois é com esta periodicidade que os usuários de telefones celulares normalmente fazem a recarga de seus aparelhos.

A engenharia de produto com *design* simples e robusto, mostrado na figura 29, propiciou a utilização domiciliar e durante o protocolo de estudo os problemas apresentados limitaram-se a mau-contato ou ruptura do cabo de conexão da *probe* ao equipamento e ligação do carregador das baterias em tensão inadequada.

O custo unitário dos protótipos foi de aproximadamente US\$ 300,00, considerando-se apenas a matéria-prima utilizada na montagem dos equipamentos. Este custo poderá ser reduzido para a produção em escala, o que demonstra a viabilidade do emprego deste equipamento para o tratamento de pacientes que procuram atendimento na rede pública de saúde.

5.2 Protocolo clínico

A faixa etária da amostra ficou entre 30 e 70 anos de idade, período afetado de forma significativa pela incontinência urinária nas populações em geral. Guarisi et al. (2001), em estudo transversal envolvendo 456 mulheres climatéricas brasileiras, identificaram 35% de mulheres com incontinência urinária de esforço. Portanto, os achados do estudo têm aplicabilidade clínica bastante ampla considerando o grande número de pacientes nesta faixa etária.

A faixa etária ampla do grupo de pacientes envolvidas no estudo deveu-se a aplicação do protocolo a pacientes que procuraram o Ambulatório de Uroginecologia da HCPA nesse período. Este aspecto merece especial atenção, pois pacientes de idades diversas têm estados hormonais e características musculares diferentes.

Theofrastous et al. (2002) estudaram um grupo de 134 mulheres incontinentes e observaram que a pressão de contração da MAP aumentou significativamente com os EMAP, porém encontraram uma correlação fraca ($r=0,32$, $p=0,04$) com a redução dos episódios de incontinência urinária. Também concluíram que a resposta ao tratamento não depende das características demográficas das pacientes, severidade clínica da incontinência, medidas urodinâmicas ou força inicial da MAP.

Choi, Palmer e Park (2007), em recente meta-análise, concluíram que o efeito dos EMAP nos episódios de incontinência pode ser maior em mulheres mais jovens e que o número diário de contrações e a duração do tratamento não estão relacionados aos efeitos, se o programa incluir no mínimo 24 contrações por dia e for mantido por, no mínimo, seis semanas.

No presente trabalho, todas as pacientes realizaram EMAP, segundo um protocolo definido pelo autor e apresentado no item delineamento do ensaio clínico. A diferença entre os grupos de estudo deve-se à associação ou não de estimulação elétrica ou *biofeedback*.

Como o programa de exercícios não está estabelecido na literatura havendo diferenças nos diversos protocolos empregados nos trabalhos, conforme descrito na revisão de Hay-Smith et al. (2001), os pesquisadores adotaram uma seqüência de treinamento visando o recrutamento de fibras rápidas e lentas da musculatura pélvica. Esta seqüência consiste de 10 contrações rápidas (2 s de contração e 4 s de repouso) seguida de 10 contrações lentas (4 s de contração e 4 s de repouso) repetidas por 3 vezes, com intervalo de 72 s entre elas.

Com isso, o tempo médio diário de cada paciente para a realização dos EMAP é inferior a 15 min. Esse é um aspecto importante, pois sessões muito longas ou repetidas diversas vezes ao

dia podem desestimular as voluntárias, reduzindo a adesão ao tratamento. A adesão e a repetição diária dos exercícios é um aspecto fundamental, pois potencializa os mecanismos de plasticidade muscular e cerebral.

Na classificação de exercícios físicos, pode-se considerar as contrações da musculatura pélvica como exercício isométrico, pois não há movimento articular visível ou mudança apreciável de comprimento durante a contração. Alguns autores, inclusive o próprio Kegel, relatam o uso de exercícios isométricos resistidos, em que a paciente promove a contração contra uma resistência progressiva (KEGEL, 1948,1951; FERGUSON et al., 1990).

No presente estudo, a resistência oferecida é fixa, ou seja, trata-se apenas da complacência do balonete. As pacientes, por sua vez, foram instruídas a executar o máximo esforço possível.

A orientação às voluntárias durante as sessões de tratamento domiciliares ocorre simultaneamente em modo texto e gráfico para uma compreensão intuitiva daquilo que devem fazer. Tais telas de orientação, mostradas nas figuras 15, 43 e 44, tiveram sua usabilidade avaliadas por um grupo de três *designers* e foram consideradas adequadas e capazes de evitar possíveis erros de operação.

Myers (1993) relatou as dificuldades e complexidade significativa à implementação de qualquer *software* da interface com o usuário e que há estudos que quantificam em 50% o tempo e a quantidade de código relacionado diretamente à interface.

As pacientes foram orientadas a seguir as instruções fornecidas pelo equipamento e procurou-se definir telas com figuras intuitivas (ícones) e informações textuais, porém tomando-se o cuidado de não gerar telas com excesso de informação, o que poderia dificultar o entendimento.

Os recursos implementados nos equipamentos permitem que todas as participantes tenham o mesmo programa de treinamento domiciliar, ou seja, possibilita a padronização do protocolo de tratamento.

O *software* de análise dos dados da perineometria permitiu a análise da pressão máxima de contração (P_C), pressão basal (P_B) e do tempo para atingir a contração máxima (T_r). Esta última variável não havia sido avaliada em trabalhos anteriores e acredita-se que a redução de T_r seja um bom indicador do aumento do recrutamento de fibras musculares do tipo II e da coordenação para o uso deste tipo de fibra, importante para a resposta rápida da musculatura pélvica a aumentos de pressão abdominal e manutenção da continência. A análise das alterações de T_r nos grupos não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre o início e o final do tratamento, possivelmente devido ao tamanho reduzido de cada amostra. Porém, analisando-se o

grupo de 32 pacientes alocadas no estudo, obteve-se redução de T_r com diferença estatisticamente significativa ($p=0,021$).

A variável pressão máxima de contração representa a intensidade de contração da MAP, e como teve um aumento significativo durante o protocolo, pode-se afirmar que ocorreu um aumento do tônus muscular. Isto sugere uma hipertrofia muscular, porém não pode-se afirmar categoricamente, pois não foram realizados exames de imagem para avaliação do componente de massa muscular da MAP.

Os resultados obtidos nos três grupos demonstram que os exercícios pélvicos associados ao *biofeedback* e à estimulação elétrica são efetivos no tratamento da incontinência urinária feminina. Foram obtidas alterações significativas na intensidade perineométrica, número de episódios de incontinência por esforço e nos escores do questionário de qualidade de vida. As variáveis tempo de ativação muscular, número de perdas por urgência e número de micções diárias mostraram uma tendência de redução. Porém, pode-se afirmar que os grupos de estudo tiveram adesão homogênea, comprovada pelo controle efetivo de adesão, e que foram submetidos a protocolos de tratamento idênticos. Este aspecto metodológico foi negligenciado em trabalhos anteriores, onde o controle dos grupos foi parcial.

Alguns trabalhos empregaram o controle eletrônico da adesão das pacientes através da monitorização do tempo de uso em estudos com estimulação elétrica (BØ, TALSETH e HOLME, 1999; BARROSO et al., 2004) ou dos valores máximos de contração executados nos grupos de EMAP com *biofeedback* (AUKEE et al., 2002, 2004; JUNDT, PESCHERS e DIMPFL, 2002, MORKVED, BØ e FJORTOFT, 2002).

Morkved, Bø e Fjortoft (2002) reportaram que 88,9% do grupo de *biofeedback* e 85,3% do grupo de EMAP realizaram o treinamento de seus músculos pélvicos mais de três vezes por semana.

Liao et al. (2006) envolveram 55 mulheres em um programa de treinamento que recomendava a prática de 90-120 contrações por dia durante 30 min. A partir de relatos das pacientes verificaram que apenas 27% realizavam a quantidade recomendada de contrações, enquanto 33% e 27% realizavam de 1-2 h por semana e 1-2 h por mês, respectivamente. Observaram também que pacientes com incontinência mais severa tendem a praticar os exercícios mais frequentemente.

No presente estudo, alcançou-se adesão média superior a 75% em todos os grupos, resultado este considerado excelente para aplicação domiciliar e poder-se-ia classificar como intensivo o regime de treinamento. Diversos autores e o próprio Kegel discutem o acréscimo motivacional das técnicas de *biofeedback*; porém, acredita-se que a taxa de adesão alta e

homogênea nos três grupos esteja relacionada à supervisão periódica quinzenal, ao fato das pacientes terem conhecimento que estão sendo supervisionadas durante o uso domiciliar e à boa relação médico-paciente.

A partir dos registros armazenados na memória dos equipamentos, referentes ao uso domiciliar, pretendia-se analisar a variação da intensidade de contração da MAP ao longo do protocolo experimental. As pacientes, por sua vez, ao realizarem os exercícios em ambiente não controlado, posicionam-se de modos diferentes, alteram a posição durante a sessão de exercícios, exacerbam movimentos respiratórios ou empregam músculos auxiliares para intensificar a contração, gerando uma variação das leituras de pressão. Essa variabilidade observada em sessões sucessivas, não permitiu a análise da intensidade das contrações realizadas. Porém, avaliou-se, em cada sessão de exercícios, o número de contrações que superou a 50% do valor recomendado.

O cálculo de performance realizado nesta pesquisa não havia sido descrito em trabalhos anteriores ou relatado na literatura, provavelmente por limitações técnicas da instrumentação empregada naqueles estudos. Este parâmetro mostrou diferenças entre os grupos, com uma tendência em favor do grupo de *biofeedback*, com percentuais de exercícios executadas com intensidades superiores a 50 % do previsto maior. E especificamente na comparação com o grupo EMAP, obteve-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$).

Este resultado, intuitivamente, parece simples de explicar, pois o fato de fornecer realimentação visual da intensidade e forma da contração que está sendo executada, faz com que a paciente possa corrigir ou intensificar o exercício. Isto também já foi discutido por diversos autores; porém, não havia sido demonstrado objetiva e quantitativamente (BURGIO, ROBINSON e ENGEL, 1986; BUMP et al., 1991; MORVED, BØ e FJORTOFT, 2002).

Glavind, Laursen e Jaquet (1998) concluíram que o efeito em longo prazo da terapia com *biofeedback* é melhor que do que com EMAP somente, porque a motivação dos pacientes para o treinamento é maior. Acredita-se que a motivação esteja relacionada não somente à frequência das sessões, mas também à credibilidade do tratamento e do interesse e habilidade do instrutor e da paciente. Isto foi claramente demonstrado nos resultados apresentados, uma vez que a adesão nos três grupos foi similar.

Analisando-se o grupo de pacientes que tiveram resposta parcial ou ruim ao tratamento de 3 meses, percebe-se que 100% tem idade superior a 50 anos, encontram-se na menopausa e sem o uso de terapia de reposição hormonal. Esse efeito, a ser estudado, talvez possa ser minimizado com reposição hormonal local antes de iniciar o treinamento da musculatura pélvica feminina.

Neste estudo, observou-se ainda que as pacientes com piores escores no questionário de qualidade de vida também tiveram resultados parciais ou ruins na avaliação de três meses. Estes dados confirmam contribuições de outros estudos anteriores que recomendavam o uso de terapias conservadoras em pacientes com grau leve ou moderado de incontinência urinária (BERGHMANS et al., 1996).

5.3 Estimulação elétrica gatilhada por sinal de pressão

Os trabalhos associando *biofeedback* e estimulação elétrica realizam-nas em sessões alternadas ou empregam a estimulação como complemento aos EMAP com *biofeedback* (SUNG et al., 2000; MAHONY et al., 2004).

Nissenkorn et al. (2004) realizaram estudo com um novo estimulador portátil comercial denominado Miniatur (Biocontrol Medical Inc., Yehud, Israel) para o tratamento de incontinências de esforço, mista e de urgência. A estimulação elétrica foi aplicada através de eletrodos implantados paralelamente à uretra e a ativação do estimulador nos pacientes com incontinência de esforço e mista ocorre quando é detectado um aumento de pressão intra-abdominal, por meio de um transdutor de pressão inserido no reto. Nos pacientes com incontinência de urgência foi aplicada estimulação elétrica de menor intensidade e durante todo o período.

Os pacientes apresentaram alterações significativas nos sintomas urinários, escores do QQV e *pad test* e os tempos de estimulação foram de 1-4 h nos pacientes com incontinência de esforço e 6 h naqueles com incontinência mista. Estas avaliações foram realizadas durante a utilização do estimulador e os autores não relataram a presença de efeito residual do tratamento depois de interrompida a estimulação.

O equipamento Myotrac Infiniti U-Control (Thought Technology Inc., Montreal, Canadá) possui a função EMG-STIM na qual são alternados intervalos de estimulação elétrica com *biofeedback* empregando o sinal de EMG. O intervalo de estimulação elétrica visa mostrar ao paciente o modo correto de executar a contração muscular, que deve ser repetida em seguida como uma contração voluntária.

A técnica de estimulação elétrica acionada por sinal de pressão gerado a partir da contração muscular voluntária da paciente, proposta neste estudo, visa associar a vontade de produzir o movimento a uma contração efetiva, garantida pela estimulação elétrica. O autor acredita que esta associação possa aumentar o recrutamento muscular e tornar a paciente uma participante

ativa de seu processo de reabilitação, o que não acontece na estimulação elétrica tradicional. Esta técnica, apesar de já empregada para reabilitação após acidente vascular cerebral (BOLTON, CAURAUGH e HAUSENBLAS, 2004), ainda não havia sido proposta para reabilitação da musculatura pélvica.

No estudo realizado os pacientes do grupo ELETRO apresentaram melhoras significativas nas variáveis analisadas e, especificamente a variável número de perdas por urgência (NPU) mostrou uma redução a zero dos episódios de perda. Este fato pode estar relacionado à estimulação elétrica, que produz a inibição de contrações involuntárias do músculo detrusor, através de mecanismos de neuromodulação. Isto é apenas uma hipótese e necessita de trabalhos posteriores com grupos específicos de pacientes, preferencialmente com incontinência de urgência ou mista.

O autor sugere que esta técnica seja empregada em pacientes com contração muscular tênue, ou dificuldade de manter uma contração sustentada. Assim, pode-se definir um limiar bem baixo e ao mínimo esforço para produzir contração, a estimulação elétrica será ativada, garantindo a contração efetiva. A utilização de frequência de estimulação elétrica de 50 Hz para tratamento de incontinência de esforço e mista já havia sido descrita em trabalhos prévios como eficaz para ativação de fibras rápidas e fortalecimento da musculatura pélvica (AMUZU, 1998; BØ, TALSETH e HOLME, 1999; CASTRO, 2000; BARROSO et al., 2004).

O limiar de pressão para ativação da estimulação elétrica foi definido em 30% da intensidade perineométrica e observou-se que em determinadas pacientes diversas contrações não recebiam o reforço da estimulação elétrica. Nelas, as contrações apresentavam uma grande variabilidade na intensidade, sendo muitas delas inferiores ao limiar de gatilho. A orientação dada às pacientes nas re-consultas quinzenais melhorou este aspecto, porém acredita-se que este limiar deva ser ajustado individualmente.

A saída do estimulador elétrico pode ser do tipo corrente constante (saída em corrente) ou tensão constante (saída em tensão). Cada um dos tipos possui potenciais vantagens e desvantagens conforme a aplicação clínica desejada. Estimuladores controlados por fonte de corrente irão fornecer uma corrente que flui a uma intensidade constante, independente da impedância que a mesma encontrar nos tecidos. Pela lei de Ohm, a tensão de saída alterar-se-á para manter a corrente constante, conforme a impedância dos tecidos alterar-se ao longo do tempo. De forma análoga, em estimuladores controlados por fonte de tensão (tensão constante), a corrente alterar-se-á ao longo do tempo como função da impedância de carga (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 1995).

Durante o tratamento a uma determinada intensidade, estimuladores a corrente constante irão automaticamente reduzir a tensão de saída quando a impedância de contato dos eletrodos reduzir, mantendo o nível desejado de estimulação. Em casos onde a impedância de contato dos eletrodos aumenta, a tensão será aumentada, o que pode resultar em queimaduras na pele, se a densidade de corrente aumentar de forma significativa. Por esta razão, estimuladores a corrente constante devem apresentar um limitador de tensão de saída (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 1995).

Estimuladores com fonte de tensão constante reduzem automaticamente a intensidade de corrente quando a impedância de contato dos eletrodos aumenta, diminuindo o risco de queimadura ao paciente. Se a impedância eletrodo-pele diminuir, a corrente irá aumentar, podendo resultar em uma elevada e indesejada intensidade estimulatória (ROBINSON e SNYDER-MACKLER, 1995).

No estimulador proposto, optou-se pela saída em tensão, por considerá-la mais segura, uma vez que normalmente tem-se o aumento da impedância de contato dos eletrodos decorrente de mau contato na interface eletrodo-pele.

Capítulo 6

Conclusões

A instrumentação desenvolvida mostrou-se confiável, com interface amigável e de fácil operação pelas pacientes durante o uso domiciliar, e permitiu a padronização do protocolo de treinamento da MAP.

A monitorização do sinal de pressão referente às contrações da MAP, empregando transdutor vaginal com balonete conectado a um sensor de pressão, durante o uso domiciliar, possibilitou o controle de adesão efetiva e da performance na realização dos exercícios. Este mesmo transdutor, devidamente caracterizado quanto à resposta dinâmica e frente às variações térmicas foi empregado para quantificar as alterações nos parâmetros de uma contração sustentada: pressão basal, pressão máxima e tempo de ativação.

As três técnicas propostas, EMAP seqüenciados e EMAP associados a *biofeedback* ou estimulação elétrica, foram eficazes no tratamento da incontinência urinária feminina, com alterações nas variáveis intensidade máxima de contração da MAP, número de perdas por esforço e urgência e nos escores do questionário de qualidade de vida. A avaliação subjetiva da própria paciente também foi positiva em 71,9% dos casos.

Os três grupos de pacientes tiveram adesão homogênea, demonstrada de forma objetiva, através dos recursos implementados na instrumentação. A análise de performance mostrou que as pacientes do grupo de *biofeedback* apresentaram um desempenho superior na execução dos exercícios. Esse pode ser um ponto a favor da associação de *biofeedback* a EMAP, no tratamento domiciliar; todavia, esta afirmação necessita de ensaios com um número maior de pacientes para a sua comprovação.

6.1 Contribuições da pesquisa

Como contribuições do presente trabalho, pode-se destacar aspectos tecnológicos, metodológicos e científicos.

A instrumentação desenvolvida no decorrer da pesquisa para uso domiciliar tem *hardware* e *software* originais e encaminhou-se pedido de patente junto ao Instituto Nacional de Propriedade Industrial sob número PI0700965-8.

Os recursos implementados nos equipamentos permitiram a padronização dos exercícios realizados pelos grupos, o controle efetivo da adesão das pacientes e a quantificação do desempenho através da monitorização dos exercícios realizados em ambiente domiciliar. Esses aspectos foram negligenciados ou não controlados em trabalhos anteriores, provavelmente por limitações da instrumentação empregada.

A metodologia para calibração do transdutor e os ensaios para determinar o seu comportamento frente às variações térmicas e sua resposta dinâmica ainda não foram descritos suficientemente nos trabalhos pesquisados na literatura.

A análise conjunta de variáveis quantitativas e qualitativas em todos os grupos submetidos ao protocolo também é outro aspecto inovador.

A técnica de estimulação elétrica gatilhada por sinal de pressão, por sua vez, ainda não foi descrita para o tratamento da incontinência urinária, configurando-se também como inédita.

6.2 Possibilidades de continuidade da pesquisa

A instrumentação desenvolvida para este estudo pode receber algumas alterações para melhorar a interface com o usuário e otimização do consumo de energia:

- utilização de cartão de memória, cujo custo teve uma redução significativa, para armazenamento de dados. Com isso a capacidade de memória dos equipamentos pode ser aumentada e o intervalo entre as re-consultas ampliado para um mês. Todavia, será necessária a avaliação do impacto deste período prolongado na adesão das pacientes,

- utilização de componentes com tensão de alimentação de 3,0 V, que permitirá o uso de apenas um conjunto de baterias de 3,6 V, tornando o equipamento menor e mais leve,

- substituição do *display* gráfico monocromático por um colorido, que possibilitará a definição de uma interface com o usuário mais atraente.

- inclusão de um indicador de performance, que informará a paciente, ao final da sessão, o seu desempenho na execução dos exercícios. Isto pode ser uma forma de aumentar a motivação e adesão ao tratamento.

A instrumentação desenvolvida permitirá a realização de estudos envolvendo uma quantidade maior de pacientes, visando comparar entre as três técnicas propostas e, desse modo, efetuar uma real avaliação de tecnologia em saúde.

Os bons resultados obtidos neste estudo animaram os médicos do ambulatório de Uroginecologia do HCPA a aplicarem estas modalidades de tratamento em pacientes acometidas

de incontinência urinária. Com isso, aumentar-se-á o número de pacientes envolvidas no estudo atendendo a pacientes que procuram atendimento pelo SUS.

O grupo envolvido nesta pesquisa está definindo uma proposta de estudo multicêntrico para avaliação de técnicas conservadoras de tratamento da incontinência urinária a ser encaminhado ao Departamento de Ciência e Tecnologia (DECIT) do Ministério da Saúde, abrangendo 3 ou 4 centros no Brasil. Com isso, espera-se difundir o emprego dessas técnicas, validar clinicamente a sua utilização e viabilizar a inclusão destas modalidades de tratamento na rotina de atendimento a pacientes pelo SUS.

Levando-se em conta os dados epidemiológicos sobre a incidência da incontinência urinária e a estimativa da *National Association for Continence* (www.nafc.org) de que 2 em cada 3 mulheres acima de 30 anos apresentarão perda urinária em algum momento da vida, pode-se justificar a necessidade de ampliação dessa pesquisa, bem como a abrangência dessa modalidade de tratamento.

A técnica de estimulação elétrica gatilhada por sinal de pressão, proposta neste estudo, deverá ser avaliada posteriormente em um grupo específico de pacientes, objetivando a determinação do nível de benefício da associação de estimulação elétrica aos EMAP, assim como na definição do grupo de pacientes que pode ser beneficiado pela associação destas duas técnicas.

O uso integrado de estimulação elétrica e *biofeedback* também pode ser alvo de trabalhos futuros, pois acredita-se que esta associação em sessões alternadas, executadas mais de uma vez por dia, possa potencializar o processo de reabilitação, através de mecanismos de plasticidade muscular e cerebral.

Nos próximos trabalhos, sugere-se a utilização de outros exames para avaliação das alterações anatômicas e funcionais do TUI, como exames de imagem (Ultra-som e RNM) ou a monitorização urodinâmica ambulatorial (*holter* urodinâmico).

6.3 Comentários finais

Uma regra geral para escolha do tratamento médico sugere que a primeira escolha seja o tratamento menos invasivo e com menores complicações adversas, porém, que seja apropriado para o paciente.

As técnicas conservadoras envolvendo EMAP, *biofeedback* e estimulação elétrica configuram-se como alternativas para tratamento de pacientes com incontinência urinária e a

possibilidade de realizar o tratamento em casa com consultas periódicas para revisão e acompanhamento adapta-se à rotina ambulatorial dos hospitais públicos no Brasil.

Portanto, a alta prevalência da incontinência urinária na população feminina justifica os esforços na pesquisa de alternativas de tratamento e no desenvolvimento de novas tecnologias que auxiliem os pacientes na correta execução das técnicas e os profissionais da saúde no acompanhamento e controle do programa realizado pelas pacientes em suas casas.

Referências Bibliográficas

AMUZU BJ. Nonsurgical therapies for urinary incontinence. **Clinical Obstetrics and Gynecology**, v. 43, n. 3, p. 702-711, 1998.

ANDERSSON KE. Pharmacology of lower urinary tract smooth muscles and penile erectile tissues. **Pharmacological Reviews**, v. 45, p. 253-308, 1993.

ASHTON-MILLER J, HOWARD D, DELANCEY J. The functional anatomy of the female pelvic floor and stress continence control system. **Scandinavian Journal of Urology and Nephrology Suppl.**, v. 207, p. 1-7, 2001.

AUKEE P, IMMONEN P, PENTTINEN J, LAIPPALA P, AIRAKSINEN O. Increase in pelvic floor muscle activity after 12 weeks training. **Urology**, v. 60, p. 1020-1023, 2002.

AUKEE P, IMMONEN P, LAAKSONEN DE, LAIPPALA P, PENTTINEN J, OIRAKSINEN O. The effect of home biofeedback training on stress incontinence. **Acta Obstetrica et Gynecologica Scandinavica**, v. 83, p. 973-977, 2004.

BARROSO JC, RAMOS JG, MARTINS-COSTA S, SANCHES PR, MULLER AF. Transvaginal electrical stimulation in the treatment of urinary incontinence. **BJU International**, v. 93, n. 3, p. 319-323, 2004.

BERGHMANS LCM, FREDERIKS CM, de BIE R, WEIL EH, SMEETS LW, VAN WAALWIJK VAN DOORN ES, JANKNEGHT RA. Efficacy of biofeedback, when included with pelvic floor muscle exercise treatment, for genuine stress incontinence. **Neurology and Urodynamics**, v. 15, p. 37-52, 1996.

BERGHMANS LCM, HENDRICKS HJM, BØ K, HAY-SMITH EJ, DE BIE RA, VAN WAALWIJK VAN DOORN ES. Conservative treatment of stress urinary incontinence in women: a systematic review of randomized clinical trials. **British Journal of Urology**, v. 82, p. 181-191, 1998.

BERGHMANS LCM, HENDRICKS HJM, De BIE RA, VAN WAALWIJK VAN DOORN ES, BØ K, VAN KERREBROECK PE. Conservative treatment of urge urinary incontinence in women: a systematic review of randomized clinical trials. **British Journal of Urology**, v. 85, p. 254-263, 2000.

BOLTON DAE, CAURAUGH JH, HAUSENBLAS HA. Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation and stroke motor recovery of arm/hand functions: a meta-analysis. **Journal of Neurological Sciences**, v. 223, p. 121-127, 2004.

BØ K, KVARSTEIN B, HAGEN R and LARSEN S. Pelvic Floor Muscle Exercise for the Treatment of Female Stress Urinary Incontinence. **Neurourology and Urodynamics**, v. 9, p. 471-477, 1990.

BØ K. Pressure measurements during pelvic floor muscle contractions: the effect of different positions of the vaginal measuring device. **Neurourology and Urodynamics**, v. 11, p. 107-113, 1992.

BØ K, TALSETH T, HOLME I. Single blind, randomized controlled trial of pelvic floor exercises, electrical stimulation, vaginal cones, and no treatment in management of genuine stress incontinence in women. **British Medical Journal**, v. 318, n. 7182, p. 487-493, 1999.

BØ K, LILLEÅS F, TALSETH T, HEDLUND H. Dynamic MRI of pelvic floor muscles in an upright sitting position. **Neurourology and Urodynamics**, v. 20, p. 167-174, 2001.

BØ K, FINCKENHAGEN HB. Vaginal palpation of pelvic floor muscle strength: inter-test reproducibility and the comparison between palpation and vaginal squeeze pressure. **Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica**, v. 80, p. 883-887, 2001.

BØ K, SHERBURN M, ALLEN T. Transabdominal ultrasound measurement of pelvic floor muscle activity when activated directly or via a transversus abdominis muscle contraction. **Neurourology and Urodynamics**, v. 22, n. 6, p. 582-588, 2003.

BØ K. Pelvic floor muscle exercise training is effective in treatment of female stress urinary incontinence, but how does it work? **International Urogynecology Journal**, v. 15, p. 76-84, 2004.

BØ K, SHERBURN M. Evaluation of Female Pelvic-Floor Muscle Function and Strength. **Physical Therapy**; v. 85, n. 3, p. 269-282, 2005.

BØ K, RAASTAD R, FINCKENHAGEN HB. Does the size of the vaginal probe affect measurement of pelvic muscle strength? **Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica**, v. 84, p. 129-133, 2005.

BUMP R, HURT WG, FANTL JA, WYMAN JF. Assessment of Kegel exercise performance after brief verbal instruction. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 165, p. 322-329, 1991.

BURGIO KL, ROBINSON JC & ENGEL BT. The role of biofeedback in Kegel exercise training for stress urinary incontinence. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 154, p. 58-64, 1986.

BURNS PA, PRANIKOFF K, NOCHAJSKI T, DESOTELLE P, HARWOOD MK. Treatment of stress incontinence with pelvic floor exercises and biofeedback. **Journal of American Geriatric Society**, v. 38, p. 341-344, 1990.

BUT I. Conservative treatment of female urinary incontinence with functional magnetic stimulation. **Urology**, v. 61, p. 558-561, 2003.

CASTRO, R.A. Avaliação clínica e urodinâmica de mulheres com incontinência urinária de esforço tratadas com eletroestimulação funcional do assoalho pélvico. **Tese - Mestrado - Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina**, São Paulo, 2000.

CASTRO-DIAZ D, AMOROS MA. Pharmacotherapy for stress urinary incontinence. **Current Opinion in Urology**, v. 15, n. 4, p. 227-230, 2005.

CHANCELLOR MB, CHARTIER-KASTLER E. Principles of sacral nerve stimulation (SNS) for the treatment of bladder and urethral sphincter dysfunctions. **Journal of Neuromodulation**, v. 3, p. 15-26, 2000.

CHANCELLOR MB, YOSHIMURA N. Neurophysiology of stress urinary incontinence. **Reviews in Urology**, v. 6, Suppl. 3, p. S19-S28, 2004.

CHANG S. De indre øvelser (Internal exercises). Oslo: O.G.P.- OMRE A/S, Stuyvesant Publishing Co (English), 1984.

CHOI H, PALMER MH, PARK J. Meta-analysis of pelvic floor muscle training: randomized controlled trails in incontinent women. **Nursing Research**, v. 56, n. 4, p. 226-234, 2007.

CLANCY E, BOUCHARD S, RANCOURT D. Estimation and Application of EMG Amplitude during Dynamic Contractions. **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, v. 20, n. 6, p. 47-54, 2001.

DE GROAT WC, BOOTH AM, YOSHIMURA N. Neurophysiology of micturition and its modification in animal models of human disease. In: MAGGI CA (Ed.), **The Autonomic Nervous System**. London: Harwood Academic Publishers, p. 227-289, 1993.

DE KRUIF YP, VAN WEGEN E. Pelvic floor muscle exercise therapy with myofeedback for women with stress urinary incontinence: a meta-analysis. **Physiotherapy**, V. 82, P 107-113, 1996.

DEL POZO JM, GEVIRTZ RN, SCHER B, GUARNERI E. Biofeedback treatment increases heart rate variability in patients with known coronary artery disease. **American Heart Journal**, v. 147, n. 3, E11, 2004.

DOLAN LM, HOSKER GL, MALLETT VT, ALLEN RE, SMITH ARB. Stress incontinence and pelvic floor neurophysiology 15 years after the first delivery. **BJOG: an International Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 110, p. 1107–1114, 2003.

DUCKETT JR, TAMILSELVI A, MORAN PA, RICHMOND D. Tension-free vaginal tape (TVT) in the United Kingdom. **Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 24, n. 7, p. 794-797, 2004.

DUMOULIN C, BOURBONNAIS D, LEMIEUX M. Development of a dynamometer for measuring the isometric force of the pelvic floor musculature. **Neurourology and Urodynamics**, v. 22, p. 648-653, 2003.

DUMOULIN C, GRAVEL D, BOURBONNAIS D, LEMIEUX MC, MORIN M. Reliability of dynamometric measurements of the pelvic floor musculature. **Neurourology and Urodynamics**, v. 23, p. 134 -142, 2004.

DUMOULIN C, PENG Q, STODKILDE-JORGENSEN H, SHISHIDO K, CONSTANTINOU C. Changes in levator ani anatomical configuration following physiotherapy in women with stress urinary incontinence. **Journal of Urology**, v. 178, n. 3 Pt 1, p. 970-977, 2007.

EL-TOUKHY T, MAHADEVAN S, DAVIES AE. Burch colposuspension: a 10 to 12 years follow up. **Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 20, n. 2, p. 178-179, 2000.

ELSER DM, WYMAN JF, MCCLISH DK, ROBINSON D, FANTL JA, BUMP RC. The effect of bladder training, pelvic floor muscle training, or combination training on urodynamic parameters in women with urinary incontinence. Continence Program for Women Research Group. **Neurourology and Urodynamics**, v. 18, n. 5, p. 427-436, 1999.

ERIKSEN BC, BERGMANN S, EIK-NES SH. Maximal electrostimulation of the pelvic floor in female idiopathic detrusor instability and urge incontinence. **Neurourology and Urodynamics**, v. 8, n. 3, p. 219-227, 1989.

FERGUSON KL, MCKEY PL, BISHOP KR, KLOEN P, VERHEUL JB, DOUGHERTY MC. Stress urinary incontinence: effect of pelvic muscle exercises. **Obstetrics and Gynecology**, v. 75, p. 671-675, 1990.

FONSECA ASM, MORENO AL, CASTRO RA, SARTORI MGF, LIMA GR, GIRÃO MJBC, FONSECA MCM. Validação do questionário de qualidade de vida (King's Health

Questionnaire) em mulheres brasileiras com incontinência urinária. **Revista Brasileira de Ginecologia e Obstetrícia**, v. 27, n. 5, p. 235-242, 2005.

FRASER MO, CHANCELLOR MB. Neural control of the urethra and development of pharmacotherapy for stress urinary incontinence. **BJU International**, v. 91, p. 743-748, 2003.

GLAVIND K, NOHR S, WALTER S. Biofeedback and physiotherapy versus physiotherapy alone in the treatment of genuine stress incontinence. **International Urogynaecology Journal**, v. 7, p. 339-343, 1996.

GLAVIND K, LAURSEN B, JAQUET A. Efficacy of biofeedback in the treatment of urinary stress incontinence. **International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction**, v. 9, n. 3, p. 151-153, 1998.

GLAZER HI, ROMANZI L, POLANECZKY M. Pelvic floor muscle surface electromyography. Reliability and clinical predictive validity. **Journal of Reproductive Medicine**, v. 44, n. 9, p. 779-782, 1999.

GREEN RJ, LAYCOCK J. Objective methods for evaluation of interferential therapy in the treatment of incontinence. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 6, p. 615-623, 1990.

GUARISI T, PINTO NETO AM, OSIS MJ, PEDRO AO, PAIVA LH, FAUNDES A. Urinary incontinence among climateric Brazilian women: household survey. **Revista de Saúde Pública**, v. 35, n. 5, p. 428-435, 2001.

GUNNARSSON M, TELEMAN P, MATTIASSON A, LIDFELDT J, NERBRAND C, SAMSIOE G. Effects of Pelvic Floor Exercises in Middle Aged Women with a History of Naïve Urinary Incontinence: A Population Based Study. **European Urology**, v. 41, p. 556-561, 2002.

HAEUSLER G, LEITICH H, VAN TROTSENBURG M, KAIDER A, TEMPFER CB. Drug therapy of urinary urge incontinence: a systematic review. **Obstetrics and Gynecology**, v. 100, n. 5 Pt 1, p. 1003-1016, 2002.

HAHN I, MILSOM I, OHLSON BL, EKELUND P. Comparative assessment of pelvic floor function using vaginal cones, vaginal digital palpation and vaginal pressure measurement. **Gynecologic and Obstetric Investigation**, v. 41, p. 269-274, 1996.

HANNESTAD YS, RORVEIT G, SANDVIK H, HUNSKAAR S. A community-based epidemiological survey of female urinary incontinence: the Norwegian EPICONT study. **Journal of Clinical Epidemiology**, v. 53, p. 1150-1157, 2000.

HAY-SMITH E, BØ K, BERGHMANS L, HENDRIKS H, DEBIE R, VAN WAALWIJK VAN DOORN ESC (2001). Pelvic floor muscle training for urinary incontinence in women. **Cochrane review [3]**, The Cochrane Library, Oxford, 2001.

HAY-SMITH EJ, BØ K, BERGHMANS LCM, HENDRIKS HJM, DE BIE RA, VAN WAALWIJK VAN DOORN ES. WITHDRAWN: Pelvic floor muscle training for urinary incontinence in women. **Cochrane Database Syst Rev.**, v. 3, CD001407, 2007.

HELT M, BENSON JT, RUSSELL B, BRUBAKER L. Levator ani muscle in women with genitourinary prolapse: indirect assessment by muscle histopathology. **Neurourology and Urodynamics**, v. 15, n. 1, p. 17-29, 1996.

HIRSCH A, WEIRAUCH G, STEIMER B, BIHLER K, PERCHERS U, BERGAUER F. Treatment of female stress incontinence with EMG-controlled biofeedback home training. **International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction**, v. 1, p. 7-10, 1999.

HOWARD D, MILLER J, DELANCEY J, ASHTON-MILLER J. Differential effects of cough, valsalva, and continence status on vesical neck movement. **Obstetrics and Gynecology**, v. 95, p. 535-540, 2000.

Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE). 2000. Disponível em: http://www.ibge.gov.br/brasil_em_sintese/. Acessado em 10/04/2006.

ISHERWOOD P, RANE A. Comparative assessment of pelvic floor strength using a perineometer and digital examination. **British Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 107, p. 1007-1011, 2000.

ISHIKAWA N, SUDA S, SASAKI T, HOSAKA H, YAMANISHI T, YASUDA K, ITO HARUO. Non-invasive treatment system for urinary incontinence using continuous magnetic stimulation. **Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS**, Chicago, IL. USA, Oct. 30 - Nov. 2, 1997.

JARVIS GJ. Surgery for genuine stress incontinence. **British Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 101, n. 5, p. 371-374, 1994.

JONES KR. Ambulatory biofeedback for stress incontinence exercise regimes: a novel development of the perineometer. **Journal of Advanced Nursing**, v. 19, p. 509-512, 1994.

JUNDT K, PESCHERS UM, DIMPFL T. Long-term efficacy of pelvic floor re-education with EMG-controlled biofeedback. **European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology**; v. 105, p. 181-185, 2002.

JUNG SY, FRASER MO, OZAWA H, YOKOYAMA O, YOSHIYAMA M, DE GROAT WC, CHANCELLOR MB. Urethral afferent nerve activity affects the micturition reflex; implication for the relationship between stress incontinence and detrusor instability. **Journal of Urology**, v. 162, n. 1, p. 204-212, 1999.

KEANE DP, O'SULLIVAN S. Urinary incontinence: anatomy, physiology and pathophysiology. **Baillière's Clinical Obstetrics and Gynaecology**, v. 14, n. 2, p. 207-226, 2000.

KEGEL AH. Progressive resistance exercise in the functional restoration of the perineal muscles. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 56, n. 2, p. 238-248, 1948.

KEGEL AH. Physiologic therapy for urinary stress incontinence. **Journal of the American Medical Association**, v. 146, n. 10, p. 915-917, 1951.

KELLEHER CJ e KHULLAR V. A new questionnaire to assess the quality of life of urinary incontinent women. **British Journal of Obstetrics and Gynaecology**, v. 104, p. 1374-1379, 1997.

KOFF WJ. Principais formas de tratamento. In: Rubistein I. **Clínicas Brasileiras de Urologia - Incontinência Urinária na Mulher**, 1st ed., São Paulo: Atheneu, p. 143-151, 2001.

LAYCOCK J, JERWOOD D. Does pre-modulated interferential therapy cure genuine stress incontinence? **Physiotherapy**, v. 79, p. 553-560, 1993.

LAYCOCK J. Clinical evaluation of the pelvic floor. In: Schussler B, Laycock J, Norton P, Stanton SL (Eds.). **Pelvic Floor Re-education**. London, United Kingdom: Springer-Verlag; p. 42-48, 1994.

LAYCOCK J, JERWOOD D. Pelvic floor muscle assessment: the PERFECT scheme. **Physiotherapy**, v. 87:631-642, 2001.

LAYCOCK J, BROWN J, CUSACK C, GREEN S, JERWOOD D, MANN K, MCLACHLAN Z, SCHOFIELD A. Pelvic floor reeducation for stress incontinence: comparing three methods. **British Journal of Community Nursing**, v. 6, n. 5, p. 230-237, 2001.

LIAO YM, DOUGHERTY MC, LIOU YS, TSENG IJ. Pelvic floor muscle training effect on urinary incontinence knowledge, attitudes and severity: an experimental study. **International Journal of Nursing Studies**, v. 43, p. 29-37, 2006.

LUBER KM, WOLDE-TSADIK G. Efficacy of functional electrical stimulation in treating genuine stress incontinence: a randomized clinical trial. **Neurourology and Urodynamics**, v. 16, n. 6, p.543-551, 1997.

MAHONY DT, LAFERTE RO, BLAIS DJ. Integral storage and voiding reflexes: neurophysiologic concept of continence and micturition. **Urology**, v. 9, p. 95-106, 1977.

MAHONY RT, MALONE PA, NALTY J, BEHAN M, O'CONNELL R, O'HERLIHY C. Randomized clinical trial of intra-anal electromyographic biofeedback physiotherapy augmented with electrical stimulation of the anal sphincter in the early treatment of postpartum fecal incontinence. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 191, p. 885-890, 2004.

MARIAPPAN P, BALLANTYNE Z, N'DOW J, ALHASO A. Serotonin and noradrenaline reuptake inhibitors (SNRI) for stress urinary incontinence in adults. **Cochrane Database Syst Rev.**, v. 3, CD004742, 2005.

MCCREERY DB, AGNEW WF, YUEN TG, BULLARA L. Charge density and charge per phase as cofactors in neural injury induced by electrical stimulation. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 37, n. 10, p. 996-1001, 1990.

MCCREESH Z, EVANS NE AND SCANLON WG. Vaginal temperature sensing using UHF radio telemetry. **Medical. Engineering and. Physics**, v. 18, n. 2, p. 110-114, 1996.

MILLER JM, ASHTON-MILLER JA, DELANCEY J. A pelvic muscle precontraction can reduce cough-related urine loss in selected women with mild SUI. **Journal of the American Geriatric Society**, v. 46, p. 870-874, 1998.

MILSOM I, EKELUND P, MOLANDER U, ARVIDSSON L, ARESKOUG B. The influence of age, parity, oral contraception, hysterectomy and menopause on the prevalence of urinary incontinence in women. **Journal of Urology**, n. 149, v.6, p. 1459-1462, 1993.

MIZENER D., THOMAS M, BILLINGS R. Cognitive Changes of Migraineurs Receiving Biofeedback Training. **Headache: The Journal of Head and Face Pain**, v. 28, n. 5, p. 339-343, 1988.

MORIN M, DUMOULIN C, BOURBONNAIS D, GRAVEL D, LEMIEUX MC. Pelvic floor maximal strength using vaginal digital assessment compared to dynamometric measurements. **Neurourology and Urodynamics**, v. 23, p. 336-341, 2004.

MORKVED S, BØ K, FJORTOFT T. Is there any effect of addind biofeedback to pelvic floor muscle training? A single-blind randomized controlled trial. **Obstetrics and Gynecology**, v. 100, p. 730-739, 2002.

MYERS BA. Why are Human-Computer Interfaces Difficult to Design and Implement?, **Technical Report CMU-CS-93-183**, Carnegie Mellon University School of Computer Science, USA, 1993.

NETTER F. **Atlas of Human Anatomy**. 2nd ed. Teterboro, NJ: Icon Learning Systems/Havas Medical Media; 2001.

NEUMANN P, GILL V. Pelvic floor and abdominal muscle interaction: EMG activity and intra-abdominal pressure. **International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction**, v. 13, p. 125-132, 2002.

NISSENKORN I, SHALEV M, RADZISZEWSKI P, DOBRONSKI P, BORKOWSKI A, DE JONG PR. Patient-adjusted intermittent electrostimulation for treating stress and urge urinary incontinence. **BJU International**, v. 94, p. 105-109, 2004.

OLAH KS, BRIDGES N, DENNING J, FARRAR DJ. The conservative management of patients with symptoms of stress incontinence: a randomized, prospective study comparing weighted vaginal cones and interferential therapy. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 162, p. 87–92, 1990.

PENG Q, JONES RC, CONSTANTINOU CE. 2D Ultrasound image processing in identifying responses of urogenital structures to pelvic floor muscle activity. **Annals of Biomedical Engineering**, v. 34, n. 3, p. 477-493, 2006.

PERCHERS U, VODUSEK D, FANGER G, SCHAER G, DELANCEY J, SCHUSSLER B. Pelvic muscle activity in nulliparous volunteers. **Neurourology and Urodynamics**, v. 20, p. 269-275, 2001.

PLEVNIK S. A new method for testing and strengthening of pelvic floor muscles [abstract]. In: **Proceedings of the 15th Annual Meeting of the International Continence Society**, London, United Kingdom, p. 267–268, 1985.

PORTERA SG, LIPSCOMB GH. Pharmacologic therapy for urinary incontinence and voiding dysfunctions. **Clinical Obstetrics and Gynecology**, v. 41, n. 3, p. 691-701, 1998.

RAMOS JGL, OLIVEIRA FR, SCHIMIDT AP, MARINS-COSTA S, LIMA C. Avaliação da Incontinência Urinária Feminina. In: Freitas FM, Menke CH, Rivoire WA, Passos EP. **Rotinas em Ginecologia**. Artmed (Porto Alegre – Brasil), cap. 15, p. 168-178, 2006.

REIS RB, COLOGNA AJ, MARTINS ACP, PASCHOALIN EL, TUCCI JR S, SUAID HJ. Incontinência urinária no idoso. **Acta Cirúrgica Brasileira**, v. 18, Suppl. 5, p. 47-51, 2003.

RHEA M, ALVAR B, BURKETT L, BALL S. A meta-analysis to determine the dose response for strength development. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 35, p. 456-464, 2003.

ROBINSON AJ, SNYDER-MACKLER L. **Clinical Electrophysiology: Electrotherapy and Electrophysiologic Testing**. 2^a ed.: Williams & Wilkins Press (USA), 1995.

RORTVEIT G, DALTVEIT AK, HANNESTAD YS, HUNSKAAR S. Urinary incontinence after vaginal delivery or cesarean section. **New England Journal of Medicine**, v. 348, n. 10, p. 900-907, 2003.

SALE DG. Neural adaptation to resistance training. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, v. 20, p. 135-145, 1988.

SAMPSELLE CM, MILLER JM, MIMS BL, DELANCEY JO, ASHTON-MILLER JA, ANTONAKOS CL. Effect of pelvic muscle exercise on transient incontinence during pregnancy and after birth. **Obstetrics and Gynecology**; v. 91, p. 406-412, 1998.

SAND PK, RICHARDSON DA, STASKIN DR, SWIFT SE, APPELL RA, WHITMORE KE, OSTERGARD DR. Pelvic floor electrical stimulation in the treatment of genuine stress incontinence: A multicenter placebo-controlled trial. **American Journal of Obstetrics and Gynecology**, v. 173, p. 72-79, 1995.

SAPSFORD RR and HODGES PW. Contraction of the Pelvic Floor Muscles During Abdominal Maneuvers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 82, p. 1081-1088, 2001.

SCIENTIFIC COMMITTEE OF THE FIRST INTERNATIONAL CONSULTATION ON INCONTINENCE. Assessment and treatment of urinary incontinence. **The Lancet**, v. 355: p. 2153-2158, 2000.

SCHEIFE R, TAKEDA M. Central nervous system safety of anticholinergic drugs for the treatment of overactive bladder in the elderly. **Clinical Therapeutics**, v. 27, n. 2, p. 144-153, 2005.

SCHIOTZ J. One month maximal electrostimulation for genuine stress incontinence in women. **Neurourology and Urodynamics**, v.13, p. 43-50, 1994.

SENSYM Solid-state Pressure Sensors Handbook (1997), v. 14.

SEO JT, YOON H, KIN YO. A randomized prospective study comparing new vaginal cone and FES-Biofeedback. **Yonsei Medical Journal**, v. 45, n. 50, p. 879-884, 2004.

SHAFIK A. Effect of magnetic stimulation on the contractile activity of the rectum in the dog. **European Surgery Research**, v. 30: p. 268-272, 1998.

SHAFIK A. Treatment of fecal and urinary incontinent patients by functional magnetic stimulation of the pudendal nerve. **Coloproctology**, v. 21:p. 45-49, 1999.

SHEPHERD AM, MONTGOMERY. A new perineometer. **Physiotherapy**, v. 69, p. 113, 1983.

SUGAYA K, OWAN T, HATANO T, HISHIJIMA S, MIYAZATO M, MUKOUYAMA H, SHIROMA K, SOEJIMA K, MASAKI Z, OGAWA Y. Device to promote pelvic floor muscle training for stress incontinence. **International Journal of Urology**, v. 10, p. 416-422, 2003.

SUNG MS, HONG JY, CHOI YH, BAIK SH, YOON H. FES-Biofeedback versus Intensive Pelvic Floor Muscle Exercise for the Prevention and Treatment of Genuine Stress Incontinence. **Journal of Korean Medical Science**, v. 15, p. 303-308, 2000.

TAMANINI JTN, D'ANCONA CAL, BOTEGA NJ, NETTO JR NR. Validação do "King's Health Questionnaire" para o português em mulheres com incontinência urinária. **Revista de Saúde Pública**, v. 37, n. 2, p. 203-211, 2003.

TAYLOR K, HENDERSON J. Effects of biofeedback on simple stress urinary incontinence in older women. **Journal of Gerontological Nursing**, v. 12, n. 9, p. 25-30, 1986.

THEOFRASTOUS JP, WYMAN JF, BUMP RC, MCCLISH DK, ELSER DM, BLAND DR, FANTL JA. Effects of pelvic floor muscle training on strength and predictors of response in the treatment of urinary incontinence. **Neurourology and Urodynamics**, v. 21, n. 5, p. 486-490, 2002.

THOMPSON JA, O'SULLIVAN PB, BRIFFA NK, NEUMANN P. Assessment of voluntary pelvic floor muscle contraction in continent and incontinent women using transperineal ultrasound, manual muscle testing and vaginal squeeze pressure measurements. **International Urogynecology Journal and Pelvic Floor Dysfunction**, v. 17, n. 6, p. 624-630, 2006.

TURKER K. Electromyography: some methodological problems and issues. **Physical Therapy**, v. 73, p. 698-710, 1993.

VAN KAMPEN M, DE WEERDT W, FEYS H, HONING S. Reliability and validity of a digital test for pelvic muscles strength in women. **Neurourology and Urodynamics**, v. 15, p. 338-339, 1996.

VERELST M, LEIVSETH G. Are fatigue and disturbances in pre-programmed activity of pelvic floor muscles associated with female stress urinary incontinence? **Neurourology and Urodynamics**, v. 23, p. 143-147, 2004.

WILSON L, BROWN JS, SHIN GP, KIM-OANH LUC, SUBAK LL. Annual Direct Cost of Urinary Incontinence. **Obstetrics and Gynecology**, v. 98, n. 3, p. 398-406, 2001.

YOSHIMURA N, DE GROAT WC. Neural control of the lower urinary tract. **International Journal of Urology**, v. 4, p. 111-125, 1997.

YOKOYAMA K, USHIDA J., SUGIURA Y, MIZUNO M., MIZUNO Y., TAKATA K. Heart Rate Indication Using Musical Data. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, v. 49, n. 7, p. 729-733, 2002.

ZIEGELSTEIN RC. Acute emotional stress and cardiac arrhythmias. **JAMA**, v. 298, n. 3, p. 324-329, 2007.

Apêndice I

Resultados da avaliação do ensaio clínico

Tabela 8: Descritivo de pacientes do grupo BIO

N	Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	NPV	HT	Cirurgia IU	Tipo IU	Uso de diurético	Nº dias tratam	Adesão (%)	Perform (%)
1	56	22	2	não	não	IUE	não	84	67,86	94,79
2	44	25	2	não	sim	IUE	não	87	64,37	95,63
3	56	35	3	não	sim	IUE	sim	90	63,33	89,14
4	55	33	5	não	não	IUE	sim	99	80,81	98,12
5	49	30	3	não	não	IUE	não	89	87,64	87,59
6	52	26	3	não	sim	IUM	não	93	66,67	14,79
7	70	25	3	sim	não	IUM	sim	84	76,19	93,15
8	56	28	1	sim	não	IUM	não	90	87,78	97,11
9	50	30	1	não	não	IUM	não	98	83,67	49,92
10	59	44	1	não	não	IUM	sim	91	74,73	97,65

IMC: Índice de Massa Corporal, NPV: Número de partos vaginais, HT: Histerectomia, IUE: Incontinência urinária de esforço, IUM: Incontinência urinária mista

Tabela 9: Descritivo de pacientes do grupo EMAP

N	Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	NPV	HT	Cirurgia IU	Tipo IU	Uso de diurético	Nº dias tratam	Adesão (%)	Perform (%)
1	65	21	2	não	sim	IUE	não	92	84,78	41,73
2	41	29	2	não	não	IUE	não	84	80,95	67,21
3	70	30	3	não	não	IUE	não	94	100,00	54,91
4	34	19	2	sim	não	IUE	não	92	69,57	14,37
5	77	29	5	não	sim	IUM	sim	94	90,43	44,21
6	52	22	2	não	não	IUM	não	91	79,12	81,34
7	49	25	1	não	não	IUM	não	78	88,46	92,80
8	46	25	0	não	não	IUM	não	99	87,88	23,95
9	35	30	2	não	não	IUM	não	89	88,76	35,17
10	53	51	4	não	sim	IUM	não	77	94,80	14,45
11	51	57	2	não	sim	IUM	sim	98	60,20	93,76

IMC: Índice de Massa Corporal, NPV: Número de partos vaginais, HT: Histerectomia, IUE: Incontinência urinária de esforço, IUM: Incontinência urinária mista

Tabela 10: Descritivo de pacientes do grupo ELETRO

N	Idade (anos)	IMC (kg/m ²)	NPV	HT	Cirurgia IU	Tipo IU	Uso de diurético	Nº dias tratam	Adesão (%)	Perform (%)
1	42	32	1	sim	não	IUE	não	97	80,41	95,43
2	44	26	2	não	não	IUE	não	92	95,65	46,97
3	57	24	0	sim	não	IUE	não	83	63,86	77,18
4	46	24	4	não	não	IUE	não	91	100,00	49,34
5	55	24	0	não	não	IUE	não	92	75,00	92,08
6	42	28	3	não	não	IUM	não	92	78,26	71,64
7	50	32	1	não	não	IUM	sim	95	66,32	74,38
8	55	35	2	não	não	IUM	não	92	39,13	70,33
9	46	26	1	não	não	IUM	não	78	82,05	86,95
10	58	59	3	não	sim	IUM	não	84	72,62	66,97
11	46	27	0	não	não	IUM	não	91	75,82	47,20

IMC: Índice de Massa Corporal, NPV: Número de partos vaginais, HT: Histerectomia, IUE: Incontinência urinária de esforço, IUM: Incontinência urinária mista

Tabela 11: Resultados da cistometria no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)

N	RU 0 (ml)	RU 3 (ml)	CVM 0 (ml)	CVM 3 (ml)	PD 0 (ml)	PD 3 (ml)
1	100	0	580	700	320	300
2	30	0	300	350	180	150
3	20	0	250	300	100	200
4	0	0	200	250	100	150
5	10	0	620	600	260	300
6	0	-	360	-	170	-
7	0	0	320	300	200	150
8	0	0	200	200	120	200
9	0	0	300	300	200	200
10	0	0	300	300	150	200
média	16,00	0,00	343,00	366,67	180,00	205,56
DP	31,34	0,00	144,84	167,71	70,08	58,33

RU: Resíduo urinário, CVM: Capacidade vesical máxima, PDM: Primeiro desejo miccional

Tabela 12: Resultados da cistometria no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3)

N	RU 0 (ml)	RU 3 (ml)	CVM 0 (ml)	CVM 3 (ml)	PD 0 (ml)	PD 3 (ml)
1	0	5	300	300	150	150
2	0	10	280	300	100	100
3	0	10	300	350	100	100
4	5	10	155	250	50	150
5	0	10	200	200	170	150
6	0	30	300	300	150	200
7	0	0	220	300	100	100
8	10	0	500	550	350	300
9	0	0	450	400	200	200
10	10	10	320	300	140	150
11	100	100	350	350	100	100
média	11,36	16,82	306,82	327,27	146,36	154,55
DP	29,67	28,83	101,35	90,45	79,28	61,05

RU: Resíduo urinário, CVM: Capacidade vesical máxima, PDM: Primeiro desejo miccional

Tabela 13: Resultados da cistometria no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)

N	RU 0 (ml)	RU 3 (ml)	CVM 0 (ml)	CVM 3 (ml)	PD 0 (ml)	PD 3 (ml)
1	5	20	345	300	120	150
2	0	0	400	400	240	200
3	10	0	455	400	120	150
4	0	10	225	400	160	250
5	0	0	200	250	170	150
6	0	10	360	380	150	150
7	0	0	250	350	100	100
8	10	0	320	200	100	50
9	0	0	280	300	50	50
10	10	0	200	350	180	200
11	0	0	380	350	130	200
média	3,18	3,64	310,45	334,55	138,18	150,00
DP	4,62	6,74	85,89	65,78	50,16	63,25

RU: Resíduo urinário, CVM: Capacidade vesical máxima, PDM: Primeiro desejo miccional

Tabela 14: Resultados do Diário Miccional no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)

N	NMD 0	NMD 3	NMN 0	NMN 3	NPE 0	NPE 3	NPU 0	NPU 3
1	6	4	0	0	8	1	0	0
2	3	3	1	1	10	0	0	0
3	8	8	1	1	1	2	0	0
4	10	4	3	2	2	1	3	1
5	10	7	6	4	5	0	2	0
6	9	9	1	2	6	0	0	0
7	12	7	1	1	1	2	3	1
8	7	7	2	2	4	2	3	3
9	10	7	3	1	2	0	2	0
10	12	10	3	1	4	3	4	2
média	8,70	6,60	2,10	1,50	4,30	1,10	1,70	0,70
DP	2,79	2,27	1,73	1,08	3,02	1,10	1,57	1,06

NMD: número de micções diárias, NMN: número de micções noturnas, NPE: número de perdas por esforço, NPU: número de perdas por urgência.

Tabela 15: Resultados do Diário Miccional no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3)

N	NMD 0	NMD 3	NMN 0	NMN 3	NPE 0	NPE 3	NPU 0	NPU 3
1	9	6	3	2	4	2	0	0
2	9	5	1	1	2	1	0	0
3	6	7	2	2	5	4	2	0
4	7	4	3	1	5	0	0	0
5	12	8	5	2	4	4	6	4
6	8	7	3	2	2	2	2	2
7	10	10	4	7	2	0	1	2
8	9	6	1	1	5	3	7	1
9	8	10	1	1	1	0	0	0
10	9	4	4	3	3	2	1	2
11	8	10	3	2	2	0	4	2
média	8,64	7,00	2,73	2,18	3,18	1,64	2,09	1,18
DP	1,57	2,28	1,35	1,72	1,47	1,57	2,51	1,33

NMD: número de micções diárias, NMN: número de micções noturnas, NPE: número de perdas por esforço, NPU: número de perdas por urgência.

Tabela 16: Resultados do Diário Miccional no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)

N	NMD 0	NMD 3	NMN 0	NMN 3	NPE 0	NPE 3	NPU 0	NPU 3
1	6	5	3	1	3	1	0	0
2	6	5	1	0	3	0	0	0
3	5	6	2	1	2	0	2	0
4	5	5	1	0	2	1	0	0
5	8	6	1	1	2	3	0	0
6	6	3	2	0	2	0	2	0
7	7	6	0	0	6	0	5	0
8	4	4	1	1	3	3	0	0
9	5	6	1	0	3	0	0	0
10	10	7	5	2	8	0	5	0
11	6	5	2	0	3	1	2	0
média	6,18	5,27	1,73	0,55	3,36	0,82	1,45	0,00
DP	1,66	1,10	1,35	0,69	1,91	1,17	1,97	0,00

NMD: número de micções diárias, NMN: número de micções noturnas, NPE: número de perdas por esforço, NPU: número de perdas por urgência.

Tabela 17: Resultados da Perineometria no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)

N	P _C 0 (cmH ₂ O)	P _C 3 (cmH ₂ O)	P _B 0 (cmH ₂ O)	P _B 3 (cmH ₂ O)	T _r 0 (s)	T _r 3 (s)
1	23,28	42,83	39,83	51,89	1,49	1,43
2	44,72	50,94	20,98	21,53	0,3	0,16
3	43,45	72,67	42,49	40,62	0,83	0,89
4	98,61	106,61	40,93	40,33	0,71	0,44
5	10,17	82	36,73	48,06	1,23	0,64
6	13,44	66,06	19,33	25,76	1,14	1,59
7	26,22	29,67	51,22	49,69	0,98	1,11
8	29,28	43,56	37,56	30,74	0,55	0,47
9	12,67	27	31,83	26,22	0,24	0,89
10	48,67	39,17	76,62	94,07	0,52	0,27
Média	35,05	56,05	39,75	42,89	0,80	0,79
DP	26,30	25,36	16,14	20,98	0,41	0,48

P_C: Pressão máxima de contração, P_B: Pressão basal, T_r: Tempo de ativação muscular (10%-90%).

Tabela 18: Resultados da Perineometria no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3)

N	P _C 0 (cmH ₂ O)	P _C 3 (cmH ₂ O)	P _B 0 (cmH ₂ O)	P _B 3 (cmH ₂ O)	T _r 0 (s)	T _r 3 (s)
1	26,94	33,89	20,8	21,52	0,53	0,43
2	44,33	46,28	23,07	32,97	3,17	0,69
3	68,67	58,67	40,62	31,66	1,09	0,71
4	7,78	18,28	23,64	31,09	1,81	0,81
5	21,17	32,45	16,33	25,09	0,35	0,43
6	36,11	73,55	47,94	41,52	0,29	0,69
7	24,17	48,56	25,89	26,7	0,65	0,62
8	9,28	33,45	23,91	37,79	0,77	1,17
9	70,45	83,94	63,52	41,16	0,56	0,31
10	23,55	14,17	47,98	51,64	1,67	0,53
11	64,83	79,72	88,34	62,43	0,63	0,45
Média	36,12	47,54	38,37	36,69	1,05	0,62
DP	22,94	23,97	22,20	12,11	0,86	0,24

P_C: Pressão máxima de contração, P_B: Pressão basal, T_r: Tempo de ativação muscular (10%-90%).

Tabela 19: Resultados da Perineometria no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)

N	P _C 0 (cmH ₂ O)	P _C 3 (cmH ₂ O)	P _B 0 (cmH ₂ O)	P _B 3 (cmH ₂ O)	T _r 0 (s)	T _r 3 (s)
1	39	60,33	67,48	71,91	0,67	0,41
2	14,34	20,08	31,5	34,48	0,89	1,15
3	7,89	19,28	64,9	63,16	1,87	1,12
4	47	56,89	35	42,3	0,57	0,43
5	30,11	58,5	35,4	51,55	1,09	0,97
6	24,83	39,61	21,19	22,22	1,26	0,66
7	27,83	92,45	38,71	56,9	0,39	0,58
8	38,61	45,72	103,04	58,33	1,15	1,01
9	38,06	63,22	28,62	44,1	1,27	0,37
10	54,89	67,5	36,61	80,4	2,92	0,52
11	19,28	29,06	29,56	47,8	0,79	0,83
Média	31,08	50,24	44,73	52,10	1,17	0,73
DP	14,13	22,16	24,14	16,61	0,71	0,29

P_C: Pressão máxima de contração, P_B: Pressão basal, T_r: Tempo de ativação muscular (10%-90%).

Tabela 20: Resultados do QVV no grupo BIO no início (0) e após 3 meses (3)

N	QVV 0	QVV 3
1	51	45
2	71	35
3	46	54
4	76	49
5	68	37
6	88	53
7	39	30
8	69	51
9	77	39
10	44	39
Média	62,90	43,20
DP	16,62	8,34

Tabela 21: Resultados do QVV no grupo EMAP no início (0) e após 3 meses (3)

N	QVV 0	QVV 3
1	41	32
2	41	44
3	62	35
4	56	32
5	87	67
6	49	59
7	82	44
8	52	35
9	45	25
10	55	61
11	95	97
Média	60,45	48,27
DP	19,01	21,12

Tabela 22: Resultados do QQV no grupo ELETRO no início (0) e após 3 meses (3)

<u>N</u>	<u>QQV 0</u>	<u>QQV 3</u>
1	60	37
2	37	24
3	47	22
4	49	28
5	51	38
6	57	25
7	69	28
8	75	80
9	25	22
10	87	25
11	59	27
Média	56,00	32,36
DP	17,30	16,68

Apêndice II
Fluxogramas do *firmware*

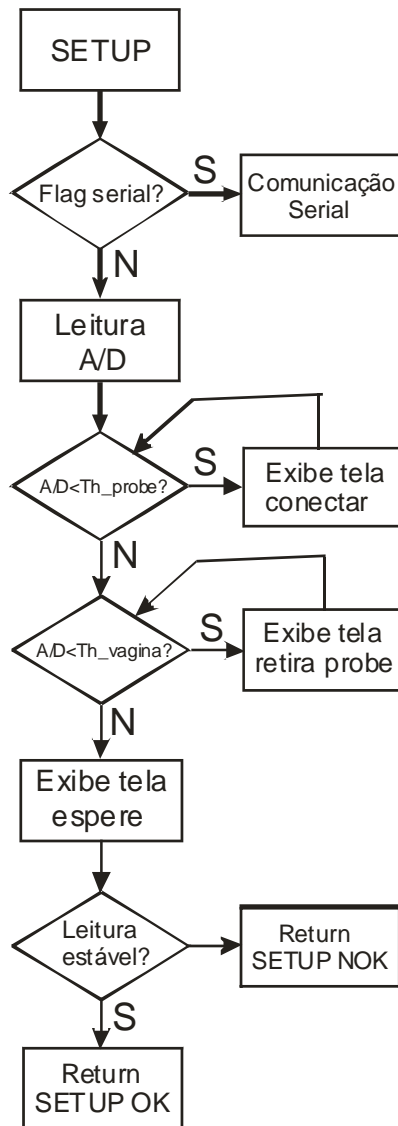


Figura 36: Subrotina de preparação de condições iniciais (*setup*).

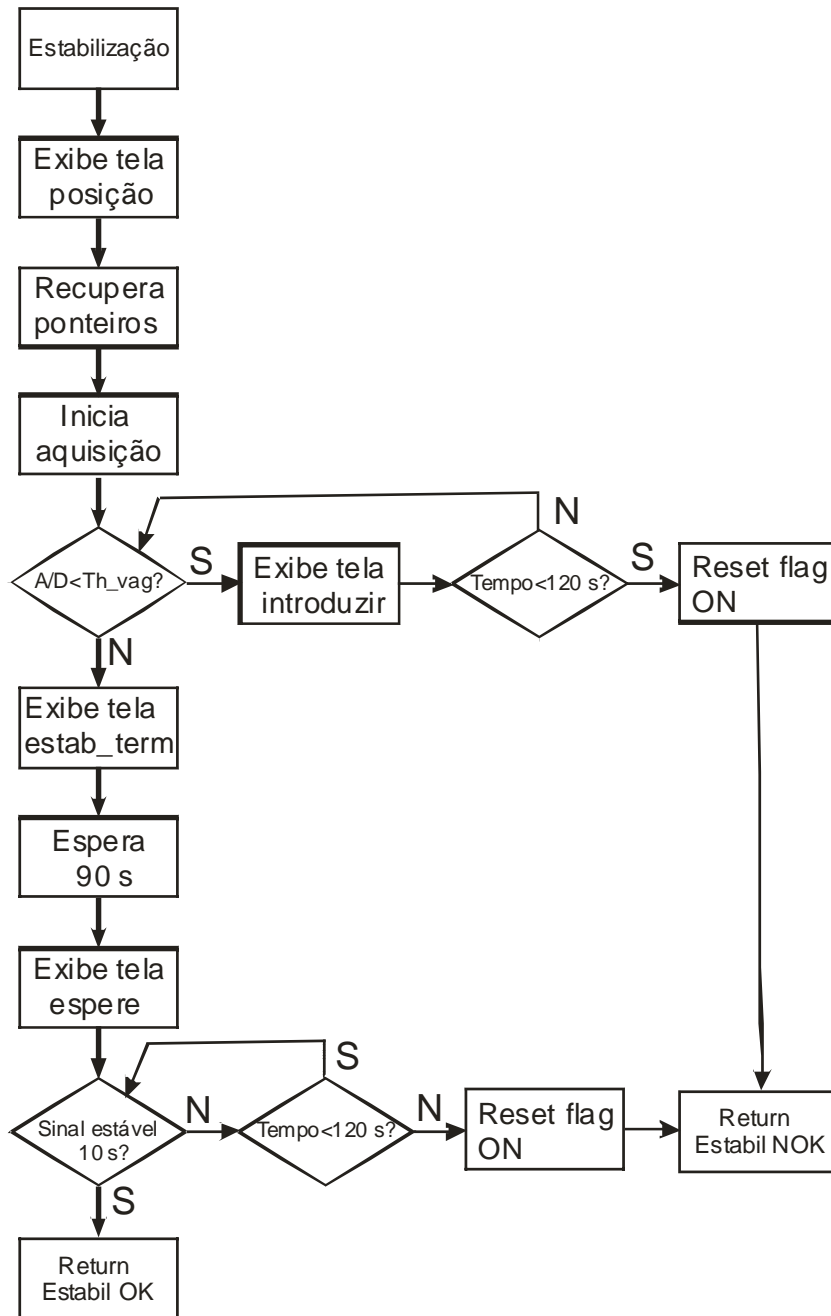


Figura 37: Subrotina de detecção de linha de base (estabilização).

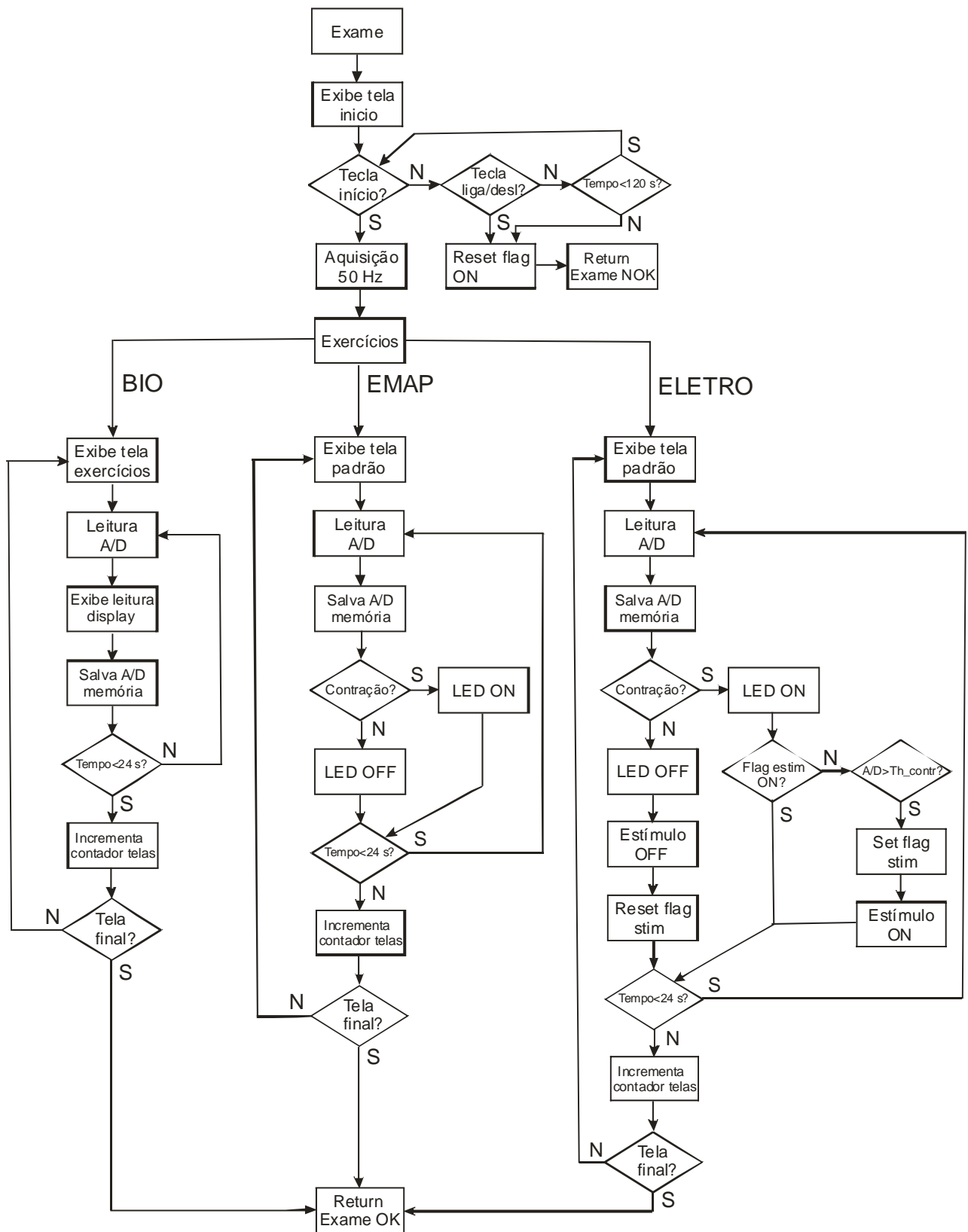


Figura 38: Subrotina de gerenciamento da sessão de exercícios.

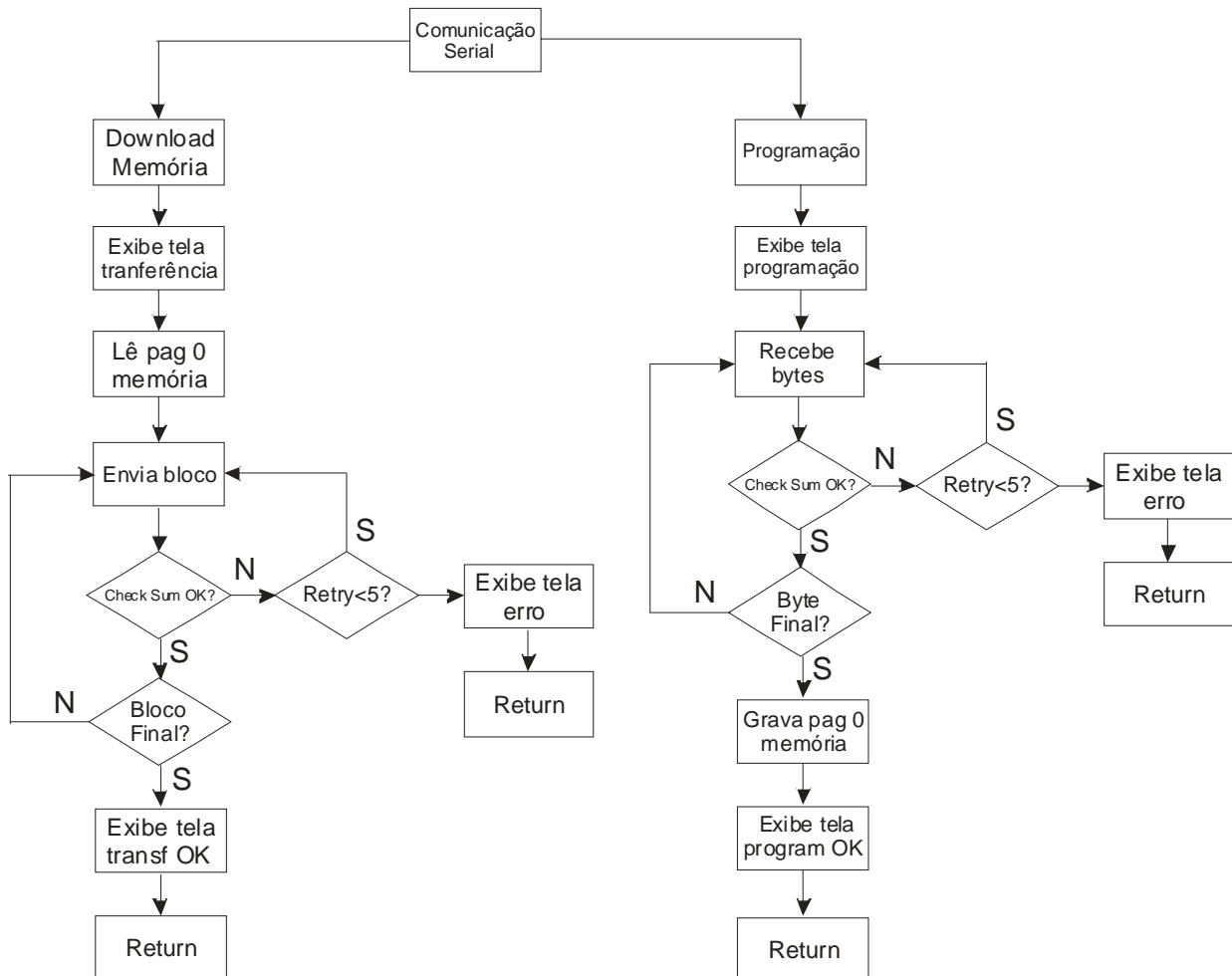


Figura 39: Subrotina de comunicação serial.

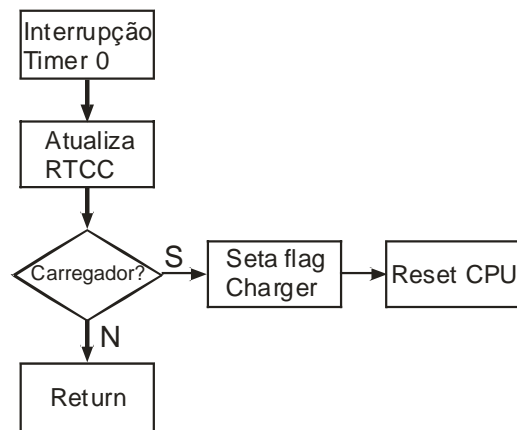


Figura 40: Subrotina atendimento interrupção do Timer0.

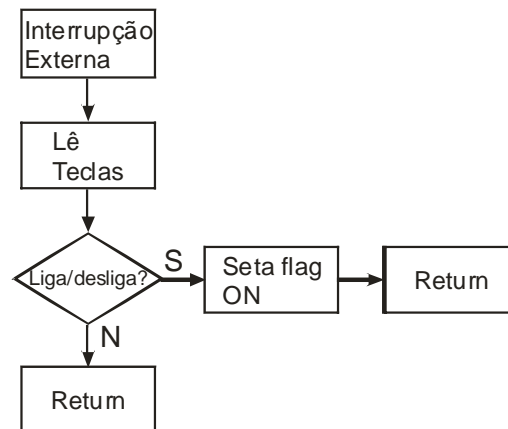


Figura 41: Subrotina atendimento interrupção externa.

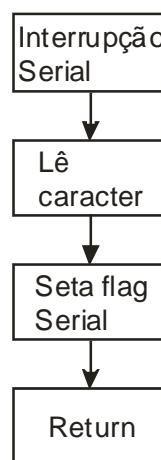


Figura 42: Subrotina atendimento interrupção serial.

Apêndice III

Seqüência de telas apresentadas aos pacientes



Figura 43: Seqüência de telas apresentadas à paciente com o equipamento na opção estimulação elétrica gatilhada.

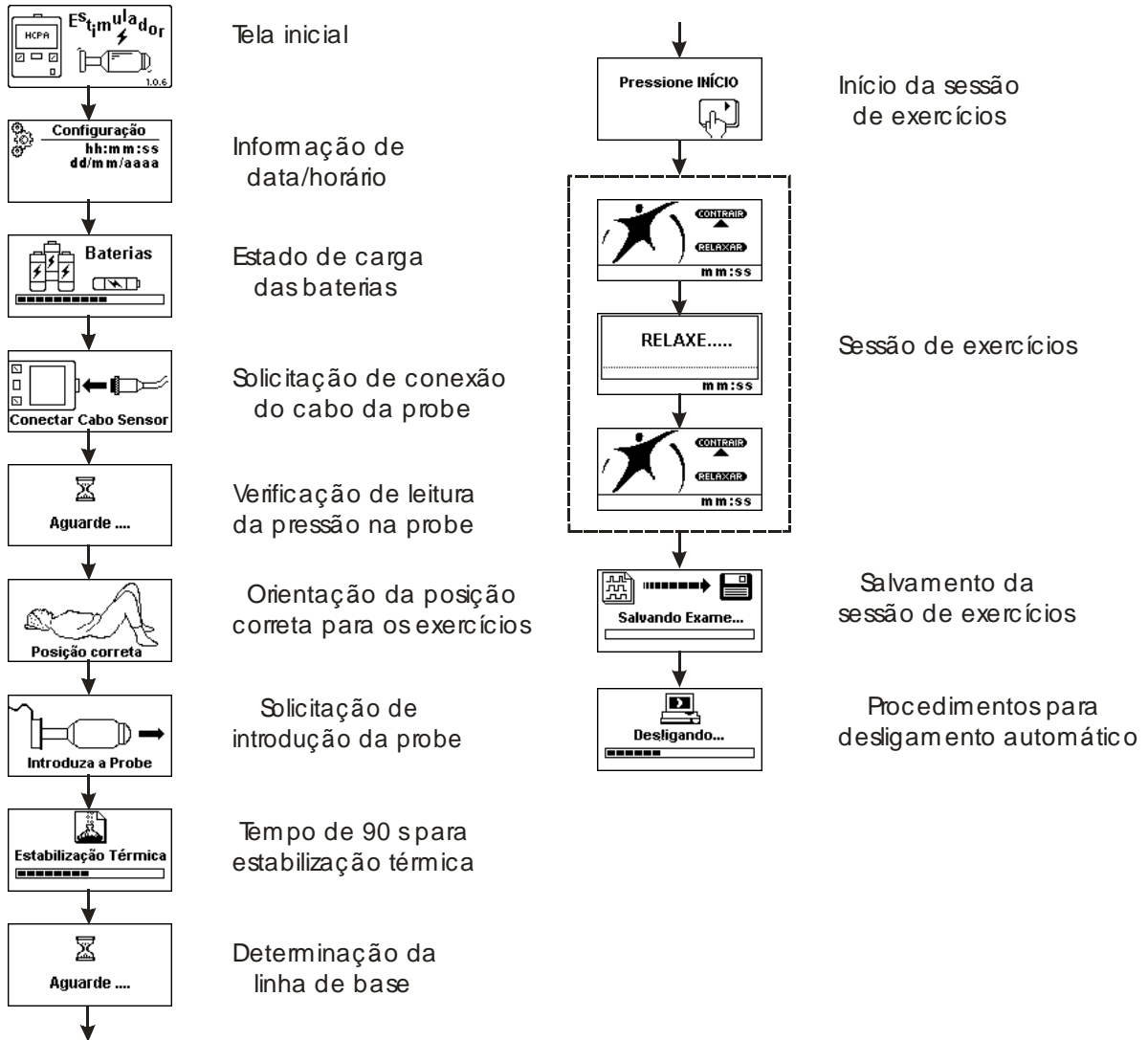


Figura 44: Seqüência de telas apresentadas à paciente com o equipamento na opção exercícios pélvicos seqüenciados.

Anexo I

Aprovação da Comissão de Pesquisa e Ética em Saúde do HCPA



HCPA - HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE
Grupo de Pesquisa e Pós-Graduação
COMISSÃO CIENTÍFICA E COMISSÃO DE PESQUISA E ÉTICA EM SAÚDE

A Comissão Científica e a Comissão de Pesquisa e Ética em Saúde, que é reconhecida pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP)/MS como Comitê de Ética em Pesquisa do HCPA e pelo Office For Human Research Protections (OHRP)/USDHHS, como Institutional Review Board (IRB0000921) analisaram o projeto:

Projeto: 05-271

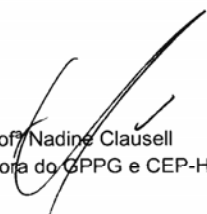
Pesquisadores:

JOSE GERALDO LOPES RAMOS
SERGIO HOFMEISTER MARTINS-COSTA
PAULO ROBERTO STEFANI SANCHES
ANDRE FROTTA MULLER
DANTON PEREIRA SILVA JUNIOR
PAULO RICARDO OPPERMANN THOME
ADRIANA PRATO SCHMIDT

Título: DESENVOLVIMENTO DE EQUIPAMENTO PARA TRATAMENTO DA INCONTINÊNCIA URINÁRIA FEMININA ASSOCIANDO BIOFEEDBACK E ELETROESTIMULAÇÃO

Este projeto foi Aprovado em seus aspectos éticos e metodológicos, de acordo com as Diretrizes e Normas Internacionais e Nacionais, especialmente as Resoluções 196/96 e complementares do Conselho Nacional de Saúde. Toda e qualquer alteração do Projeto deverá ser comunicada ao CEP/HCPA. Os membros do CEP/HCPA não participaram do processo de avaliação dos projetos onde constam como pesquisadores.

Porto Alegre, 05 de julho de 2005.


Prof. Nadine Clausell
Coordenadora do GPPG e CEP-HCPA

Anexo II

Questionário de Qualidade de Vida

CONFIDENCIAL 1

Nome do Investigador	Número do Investigador	Número do Paciente	Data: ____/____/____ <small>dia mês ano</small>
Nome do Paciente:			
Pesquisa:			
Versão em Português do “King’s Health Questionnaire”			
1. Como você descreveria sua saúde no momento?	<input type="checkbox"/> Muito boa <input type="checkbox"/> Boa <input type="checkbox"/> Regular <input type="checkbox"/> Ruim <input type="checkbox"/> Muito ruim		
2. Quanto você acha que o seu problema de bexiga afeta sua vida?	<input type="checkbox"/> Nem um pouco <input type="checkbox"/> Um pouco <input type="checkbox"/> Moderadamente <input type="checkbox"/> Muito		
<p>Gostaríamos de saber quais são seus problemas de bexiga e quanto eles afetam você. Da lista abaixo, escolha somente aqueles que você apresenta atualmente. Exclua os problemas que não se aplicam a você.</p> <p>Quanto que os problemas afetam você? Um pouco Moderadamente Muito</p>			
a. FREQUÊNCIA (ir ao banheiro para urinar muitas vezes)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
b. NOCTÚRIA (levantar à noite para urinar)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
c. URGÊNCIA (um forte desejo de urinar e difícil de seguras)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
d. URGE-INCONTINÊNCIA (vontade muito forte de urinar, com perda de urina antes de chegar ao banheiro)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
e. INCONTINÊNCIA URINÁRIA DE ESFORÇO (perda urinária que ocorre durante a realização de esforço físico como tossir, espirrar, correr, etc.)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
f. ENURESE NOTURNA (urinar na cama, à noite, durante o sono)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
g. INCONTINÊNCIA DURANTE RELAÇÃO SEXUAL (perda urinária durante relação sexual)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
h. INFECÇÕES URINÁRIAS FREQUENTES	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
i. DOR NA BEXIGA	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
j. DIFICULDADE PARA URINAR	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
k. VOCÊ TEM ALGUMA OUTRA QUEIXA? QUAL? _____	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

CONFIDENCIAL 2

A seguir, estão algumas das atividades diárias que podem ser afetadas por seu problema de bexiga. Quanto seu problema de bexiga afeta você? Nós gostaríamos que você respondesse cada questão, escolhendo a resposta que mais se aplica a você.						
Limitações de atividades diárias		Nem um pouco	Um pouco	Moderadamente	Muito	
3a.	Quanto o seu problema de bexiga afeta seus afazeres domésticos como limpar a casa, fazer compras, etc...?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
3b.	Quanto o seu problema de bexiga afeta seu trabalho ou suas atividades diárias fora de casa?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Limitações físicas e sociais		Nem um pouco	Um pouco	Moderadamente	Muito	
4a.	Seu problema de bexiga afeta suas atividades físicas como andar, correr, praticar esportes, fazer ginástica, etc...?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4b.	Seu problema de bexiga afeta suas viagens?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4c.	Seu problema de bexiga limita sua vida social?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
4d.	Seu problema de bexiga limita seu encontro ou visita a amigos?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Relações Pessoais		Não aplicável	Nem um pouco	Um pouco	Moderadamente	Muito
5a.	Seu problema de bexiga afeta o relacionamento com seu parceiro?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5b.	Seu problema de bexiga afeta sua vida sexual?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5c.	Seu problema de bexiga afeta sua vida familiar?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Emoções		Nem um pouco	Um pouco	Moderadamente	Muito	
6a.	Seu problema de bexiga faz com que você se sinta deprimida?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6b.	Seu problema de bexiga faz com que você se sinta ansiosa ou nervosa?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
6c.	Seu problema de bexiga faz você sentir-se mal consigo mesma?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
Sono e disposição		Nunca	Às vezes	Freqüentemente	O tempo todo	
7a.	Seu problema de bexiga afeta seu sono?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	
7b.	Você se sente esgotada ou cansada?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	

Medidas de gravidade				
Você faz algumas das seguintes coisas? E se faz, quanto?	Nunca	Às vezes	Freqüentemente	O tempo todo
8a. Você usa forros ou absorventes para se manter seca?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8b. Toma cuidado com a quantidade de líquidos que bebe?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8c. Troca suas roupas íntimas quando elas estão molhadas?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8d. Preocupa-se com a possibilidade de cheirar urina?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8e. Fica envergonhada por causa do seu problema de bexiga?	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Muito obrigado. Agora veja se você deixou de responder alguma questão.

RESUMO

Tratamentos conservadores atuais para incontinência urinária feminina incluem uma combinação de exercícios da musculatura do assoalho pélvico (EMAP), cones vaginais, estimulação elétrica e *biofeedback*. Todavia, estudos recentes têm sido incapazes de determinar qual técnica suplementar é mais vantajosa. Além disso, a avaliação da adesão ao tratamento é difícil, quando as técnicas são aplicadas em ambiente domiciliar. Assim, os objetivos da pesquisa descrita envolvem o projeto de um equipamento portátil para aplicação de EMAP associados ao *biofeedback* e à estimulação elétrica em ambiente domiciliar e a realização de estudo piloto em grupo de pacientes com incontinência urinária. O novo equipamento desenvolvido consiste de uma unidade microprocessada portátil com capacidade de memória para armazenar os exercícios realizados pela paciente em ambiente domiciliar. A cada consulta o conteúdo da memória é descarregado via interface serial e pode ser analisado pelo terapeuta, visando a determinação da adesão e performance na realização dos exercícios. A monitorização da pressão de contração da musculatura pélvica é realizada com uma *probe* vaginal. Foram incluídas no estudo 32 voluntárias, alocadas em 3 grupos de intervenção e submetidas a um protocolo de 13 semanas. Ao início e final do tratamento as voluntárias passaram por avaliação urodinâmica, perineometria e preencheram um diário miccional e questionário de qualidade de vida. A avaliação dos resultados do tratamento mostrou que após 3 meses, 71,9% das pacientes (23) tiveram cura ou melhora significativa, 18,8% (6) melhora parcial de sintomas e 9,3% (3) resposta ruim, sendo encaminhadas para tratamento cirúrgico. A adesão ao tratamento não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ($p=0,201$), porém a performance na realização dos exercícios mostrou diferenças significativas ($p<0,05$), com melhores resultados no grupo de *biofeedback*. Em todos os grupos, foram observados aumento significativo na força de contração máxima da musculatura pélvica ($p<0,05$) e uma melhora nos escores do questionário de qualidade de vida ($p<0,02$). O número de perdas por esforço apresentou uma redução estatisticamente significativa ($p<0,05$) e observou-se uma tendência de redução no número de micções diárias e número de perdas por urgência. A nova instrumentação desenvolvida para uso domiciliar mostrou-se eficaz e as voluntárias participantes do estudo apresentaram alterações significativas nas variáveis analisadas.

PALAVRAS-CHAVE

Incontinência urinária feminina, exercícios pélvicos, tratamento conservador, *biofeedback*, estimulação elétrica neuromuscular.

ÁREA/SUB-ÁREA DO CONHECIMENTO

- 3.13.00.00-6: Engenharia Biomédica
- 3.13.02.03-3: Instrumentação Odontológica e Médico-Hospitalar
- 3.13.01.01-0: Processamento de Sinais Biológicos
- 4.01.01.15-0: Ginecologia e Obstetrícia

2008

N. 33