UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO

WILSON SELUQUE FERREIRA

**Utilização de extensômetro para monitoramento contínuo da
tensão do detrusor.
Estudo experimental em coelhos**

v. 1

Ribeirão Preto

2016

WILSON SELUQUE FERREIRA

**Utilização de extensômetro para monitoramento contínuo da
tensão do detrusor.**

Estudo experimental em coelhos

v.1

Tese apresentada à Faculdade de Medicina
de Ribeirão Preto da Universidade de São
Paulo, para obtenção do **Título de Doutor**.

Área de Concentração: Clínica Cirúrgica.

Orientador: **Prof. Dr. Silvio Tucci Junior**

Versão corrigida. A versão original encontra-
se disponível tanto na Biblioteca da Unidade
que aloja o Programa, quanto na Biblioteca
Digital de Teses e Dissertações da USP
(BDTD).

Ribeirão Preto

2016

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico para fins de estudo, pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Seluque, Wilson

Utilização de extensômetro para monitoramento contínuo da tensão do detrusor. Estudo experimental em coelhos, 2016.

163 p.: il.; 30cm

Tese de Doutorado, apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo.

Orientador: Tucci Junior, Silvio

1. Tensão na parede vesical. 2. Monitoramento da Bexiga. 3. Distensão da parede vesical. 4. Extensômetro.

FOLHA DE APROVAÇÃO

WILSON SELUQUE FERREIRA

Utilização de Extensômetro para Monitoramento Contínuo da Tensão do Detrusor. Estudo Experimental em Coelhos

Tese de Doutorado apresentada à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do **Título de Doutor**.

Área de concentração: Clínica Cirúrgica.

Aprovado em:

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

Prof. Dr. _____

Instituição: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho à Marlene, Amanda e Guilherme, pelo companheirismo, paciência e incentivo incondicionais a este trabalho.

Vocês são a razão e as principais conquistas da minha vida.

AGRADECIMENTO ESPECIAL

A Sabedoria atinge o seu ápice na Simplicidade.

Agradeço a Deus pela inspiração e força necessária para concluir este trabalho.

Agradecimento especial ao Prof. Dr. Silvío Tucci, Prof. Dr. Hélio Rubens Machado e Prof. Dr. Marcelo Cassini.

Obrigado pela confiança em mim depositada.

AGRADECIMENTOS

A realização de um projeto de pesquisa como este só foi possível com o apoio de vários colaboradores.

Aquí, o meu reconhecimento e gratidão pela importante e irretocável contribuição à Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP, aos membros do Laboratório de Cirurgia Experimental do Departamento de Cirurgia e Anatomia da FMRP-USP, bem como aos Professores Haylton Jorge Suaíd, Luís Fernando Tirapelli.

Ao Prof. Edson Zangiacomí Martínez, pelo estudo estatístico.

À Juliana, Laucéa e Tânia, pela solicitude, prontidão e suporte administrativo.

Ao Fernando Vieira, do Centro de Reabilitação, pelo empenho na solução de problemas de software.

Ao Gerson Seluque Ferreira, pelo apoio e incentivo à conclusão deste trabalho.

À Empresa Excel Sensor, pelo apoio no desenvolvimento e fornecimento dos extensômetros.

Sem vocês este trabalho jamais seria concluído.

"Nunca confunda movimento com ação."

Ernest Hemíngway

*"Voltar-se para si próprio pondo tudo em dúvida como se até
então nada tivesse sido dito ou escrito; começar a examinar as
coisas: é esse o verdadeiro meio do saber."*

Francisco Sancrez, 1581

*"Sucesso não é o final, falhar não é fatal: é a coragem para
continuar que conta."*

Winston Churchill

*"Uma coisa é demonstrar a um homem que ele está errado; outra
é colocá-lo de posse da verdade"*

John Locke

RESUMO

SELUQUE, W. Utilização de Extensômetro para Monitoramento Contínuo da Tensão do Detrusor. Estudo Experimental em Coelhos. 163 f. Tese (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2016.

Introdução: O ato da micção é processo complexo que envolve o encéfalo, a medula espinhal, o sistema nervoso periférico e a integridade neuromuscular do trato urinário baixo. Essa integridade permite a ocorrência da fase de armazenamento de urina na bexiga e, a seguir, da fase de esvaziamento vesical. Havendo comprometimento das conexões entre esses componentes, tanto o enchimento quanto o esvaziamento vesical podem estar comprometidos. Conhecendo as propriedades do extensômetro elétrico de resistência, foi proposta a construção de um aparato com capacidade de avaliar a condição de enchimento vesical e que permita a correlação direta com a pressão intravesical.

Objetivo: Desenvolver e demonstrar o funcionamento de um equipamento para monitoramento contínuo da tensão do detrusor, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical.

Material e Métodos: Foram utilizadas 12 coelhas da raça Nova Zelândia. Após anestesia, a bexiga foi exposta por incisão mediana e a uretra foi obstruída com ligadura por fio de algodão. O sensor de tensão foi suturado ao detrusor e confeccionada cistostomia por punção com Abocath 16, utilizada para enchimento e esvaziamento vesical e cistometria, avaliada pelo equipamento Dynamed® – modelo Dynapack MPX-B16. Os coelhos foram submetidos ao procedimento de monitorização inicial (enchimento vesical monitorado pela cistometria) e a medida da tensão da parede vesical – com a bexiga totalmente preservada.

Resultados: No decorrer dos experimentos e com a conclusão das análises estatísticas, encontramos uma correlação muito importante entre os dados. Quando se coloca em foco apenas um animal, verifica-se uma grande correlação entre os dados provenientes do volume infundido na bexiga em função da curva gerada para a pressão intravesical que, por sua vez, acompanha fidedignamente a curva da tensão lida na parede vesical do mesmo animal. Quando avaliados conjuntamente, verificasse que os dados são muito próximos uns dos outros, tais como o volume infundido e a tensão final em mV, lida pelo equipamento desenvolvido.

Conclusão: O equipamento foi desenvolvido e, com base nos resultados obtidos, mostrou-se adequado para o monitoramento contínuo da tensão vesical do detrusor e sua correlação com o volume vesical, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical.

Palavras Chave: Tensão na parede vesical, Monitoramento da Bexiga, Distensão da parede vesical, Extensômetro

ABSTRACT

SELUQUE, W. Use of strain gauge for continuous detrusor tension monitoring. Experimental study in rabbits. 163 f. PhD Thesis (Doutorado) – Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2016.

Introduction: Urination is a complex process which involves the brain, the spinal cord, the peripheral nervous system and the neuromuscular integrity of the lower urinary tract. It is the unimpaired condition of all those parts that allows the bladder to go through its functional states – storage phase (filling) and voiding phase (emptying). Problems within these anatomical structures connections can also compromise both phases. This thesis presents the design of a new device which uses an electrical resistance strain gauge to evaluate the bladder's filling and its direct correlation with the intravesical pressure.

Objective: To develop and demonstrate the operation of a new device that checks continuously rabbit's detrusor pressure during bladder filling.

Material and Methods: 12 rabbits of New Zealand race were used. After anesthesia, their bladders and urethras were exposed via an abdominal incision made at the midline. Then, the urethra obstruction was performed by ligation using cotton thread. The tension sensor was sutured to the detrusor and a cystostomy puncture was made with an Abocath 16. The puncture was used for filling and voiding cystometry using the urodynamic equipment, Dynamed - Dynapack model MPX-B16. Data collected by this equipment was used as the baseline. Rabbits underwent an initial monitoring procedure, bladder's filling cystometry using the Dynamed equipment, and voltage measurement of the bladder wall using the new device - bladder integrity was preserved.

Results: During the experimental phase, completion of the statistical analyzes showed us a very significant data correlation. Correlation was stronger when evaluating each animal data individually. The infused volume in the bladder, which was verified by the intravesical pressure curve, and the voltage measured on the bladder wall faithfully followed each other. When evaluating the combined data of all rabbits, correlation was less but still significant. Volume and voltage curves still resembled one another, especially the infused volume with the final voltage reading, in mV.

Conclusion – Based on the results of the experimental phase in animals, the developed device is adequate for continuous detrusor pressure monitoring and its correlation with the bladder volume in the storage phase.

Keywords: Tension in the bladder wall, Monitoring of Bladder, Distention of the bladder wall, strain gage.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

Sensor	Dispositivo que responde a um estímulo físico/químico de maneira específica e mensurável analogicamente.
Transdutor	Dispositivo que transforma um tipo de energia em outro, utilizando para isso um elemento sensor.
Ponte de Wheatstone	A ponte de Wheatstone é um esquema de montagem de elementos elétricos que permite a medição do valor de uma resistência elétrica desconhecida.
Extensômetro	Sensor capaz de medir a deformações de corpos. Quando um material é deformado sua resistência elétrica é alterada, a fração de mudança na resistência é proporcional à fração de mudança no comprimento do material.
USB	Universal Serial Bus. Tipo de conexão utilizada em informática, “que permite ligar e usar imediatamente” em periféricos como: teclados, mouse, modems, câmeras digitais, impressoras, dispositivos de armazenamento (pen drive), conexões de rede, etc., sem a necessidade de desligar e ligar o computador.
SR-4	Extensômetro tipo SR (S de Simmons e R de Ruge), versão 4.
DAC	Digital-to-Analog Converter (Conversor de sinais Analógicos para sinais Digitais).
COBEA	Colégio Brasileiro de Experimentação Animal
GAM	Modelos Aditivos Generalizados (Generalized Additive Models)
PIV	Pressão Intravesical

LISTA DE SÍMBOLOS

Ω	Ohm – Medida de Resistência Elétrica
ε	Epson – Medida de Deformação
A	Medida de Área
l	Medida de Comprimento
ρ	Medida de Resistividade
V	Volume do fio
R	Resistência do material do fio
k	Fator do Extensômetro (“ <i>Gauge Factor</i> ”)

LISTA DE TABELAS

TABELA 1 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO(S) E TRANSDUTOR(MV): ANIMAL 1	59
TABELA 2 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	60
TABELA 3 – CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E A PIV(MMHG).....	61
TABELA 4 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	62
TABELA 5 – RELAÇÃO DOS ANIMAIS E SEUS PESOS	63
TABELA 6 – RELAÇÃO ENTRE A TENSÃO (INICIAL E FINAL) DA PAREDE DA BEXIGA E CAPACIDADE EM (ML)	63
TABELA 7 – ÁREA ABAIXO DAS CURVAS DO TRANSDUTOR, VOLUME E PIV.....	63
TABELA 8 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM	64
TABELA 9 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM	65
TABELA 10 - TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	65
TABELA 11 - TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM	66
TABELA 12 - TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM	67
TABELA 13 - TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM	67
TABELA 14 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	68
TABELA 15 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	69
TABELA 16 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	69
TABELA 17 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	70
TABELA 18 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	71
TABELA 19 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	71
TABELA 20 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	72
TABELA 21 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	73
TABELA 22 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	73
TABELA 23 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	74
TABELA 24 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	75
TABELA 25 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	75
TABELA 26 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	76
TABELA 27 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	77
TABELA 28 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	77
TABELA 29 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	78

TABELA 30 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	79
TABELA 31 – TABELA DE AJUSTE USANDO UMA FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM.	79
TABELA 32 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 1	96
TABELA 33 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	97
TABELA 34 – CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO E A PIV	98
TABELA 35 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	99
TABELA 36 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 2	101
TABELA 37 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	102
TABELA 38 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	104
TABELA 39 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 3	106
TABELA 40 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	107
TABELA 41 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	109
TABELA 42 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 4	111
TABELA 43 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	113
TABELA 44 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	114
TABELA 45 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 5	116
TABELA 46 – CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO E A PIV	118
TABELA 47 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	119
TABELA 48 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 6	121
TABELA 49 – CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO E A PIV	123
TABELA 50 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	124
TABELA 51 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 7	126
TABELA 52 – CORRELAÇÃO ENTRE O TEMPO E A PIV	128
TABELA 53 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	129
TABELA 54 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 8	131
TABELA 55 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	132
TABELA 56 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	134
TABELA 57 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 9	136
TABELA 58 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	137
TABELA 59 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	139
TABELA 60 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 10	141
TABELA 61 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	142
TABELA 62 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	144
TABELA 63 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 11	146

TABELA 64 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	147
TABELA 65 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	149
TABELA 66 – RELAÇÃO ENTRE TEMPO E TRANSDUTOR: ANIMAL 12.....	151
TABELA 67 – RELAÇÃO ENTRE O PIV E TRANSDUTOR	152
TABELA 68 – RELAÇÃO ENTRE O VOLUME E O TRANSDUTOR	154
TABELA 69 – TABELA DE MATERIAIS UTILIZADOS NA CONSTRUÇÃO DO EXTENSÔMETRO..	157

LISTA DE GRÁFICOS

GRÁFICO 1 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 01 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	58
GRÁFICO 2 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	58
GRÁFICO 3 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	59
GRÁFICO 4 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	60
GRÁFICO 5 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV).	61
GRÁFICO 6 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	62
GRÁFICO 7 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 01.....	64
GRÁFICO 8 - USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 01.....	64
GRÁFICO 9 - USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 02.....	65
GRÁFICO 10 - USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 02.....	66
GRÁFICO 11 - USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 03.....	66
GRÁFICO 12 - USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 03.....	67
GRÁFICO 13 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 04.....	68
GRÁFICO 14 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 04.....	68
GRÁFICO 15 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 05.....	69

GRÁFICO 16 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 05.....	70
GRÁFICO 17 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 06.....	70
GRÁFICO 18 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 06.....	71
GRÁFICO 19 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 07.....	72
GRÁFICO 20 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 07.....	72
GRÁFICO 21 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 08.....	73
GRÁFICO 22 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 08.....	74
GRÁFICO 23 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 09.....	74
GRÁFICO 24 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 09.....	75
GRÁFICO 25 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 10.....	76
GRÁFICO 26 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 10.....	76
GRÁFICO 27 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 11.....	77
GRÁFICO 28 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 11.....	78
GRÁFICO 29 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O VOLUME, PARA O ANIMAL 12.....	78
GRÁFICO 30 – USO DE FUNÇÃO DE POTÊNCIA DE 2ª ORDEM NO GRÁFICO DO SINAL DO TRANSDUTOR CONTRA O PIV, PARA O ANIMAL 11.....	79
GRÁFICO 31 – DADOS DO ANIMAL 01	91
GRÁFICO 32 – DADOS DO ANIMAL 02	91
GRÁFICO 33 – DADOS DO ANIMAL 03	92
GRÁFICO 34 – DADOS DO ANIMAL 04	92

GRÁFICO 35 – DADOS DO ANIMAL 05	92
GRÁFICO 36 – DADOS DO ANIMAL 06	92
GRÁFICO 37 – DADOS DO ANIMAL 07	93
GRÁFICO 38 – DADOS DO ANIMAL 08	93
GRÁFICO 39 – DADOS DO ANIMAL 09	93
GRÁFICO 40 – DADOS DO ANIMAL 10	94
GRÁFICO 41 – DADOS DO ANIMAL 11	94
GRÁFICO 42 – DADOS DO ANIMAL 12	94
GRÁFICO 43 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 01 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	95
GRÁFICO 44 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	95
GRÁFICO 45 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	96
GRÁFICO 46 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	97
GRÁFICO 47 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	98
GRÁFICO 48 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	99
GRÁFICO 49 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 02 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	100
GRÁFICO 50 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	100
GRÁFICO 51 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	101
GRÁFICO 52 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	102
GRÁFICO 53 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	103
GRÁFICO 54 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	103

GRÁFICO 55 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	104
GRÁFICO 56 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 03 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	105
GRÁFICO 57 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	105
GRÁFICO 58 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	106
GRÁFICO 59 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	107
GRÁFICO 60 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	108
GRÁFICO 61 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	108
GRÁFICO 62 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	109
GRÁFICO 63 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 04 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	110
GRÁFICO 64 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	110
GRÁFICO 65 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	111
GRÁFICO 66 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	112
GRÁFICO 67 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	112
GRÁFICO 68 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	113

GRÁFICO 69 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	114
GRÁFICO 70 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 05 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	115
GRÁFICO 71 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	115
GRÁFICO 72 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	116
GRÁFICO 73 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	117
GRÁFICO 74 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	117
GRÁFICO 75 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	118
GRÁFICO 76 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	119
GRÁFICO 77 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 06 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	120
GRÁFICO 78 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	120
GRÁFICO 79 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	121
GRÁFICO 80 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	122
GRÁFICO 81 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	122
GRÁFICO 82 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	123

GRÁFICO 83 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	124
GRÁFICO 84 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 07 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	125
GRÁFICO 85 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	125
GRÁFICO 86 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	126
GRÁFICO 87 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	127
GRÁFICO 88 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	127
GRÁFICO 89 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	128
GRÁFICO 90 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	129
GRÁFICO 91 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 08 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	130
GRÁFICO 92 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	130
GRÁFICO 93 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	131
GRÁFICO 94 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	132
GRÁFICO 95 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	133
GRÁFICO 96 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	133

GRÁFICO 97 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	134
GRÁFICO 98 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 09 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	135
GRÁFICO 99 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	135
GRÁFICO 100 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	136
GRÁFICO 101 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	137
GRÁFICO 102 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	138
GRÁFICO 103 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	138
GRÁFICO 104 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	139
GRÁFICO 105 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 10 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	140
GRÁFICO 106 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	140
GRÁFICO 107 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	141
GRÁFICO 108 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	142
GRÁFICO 109 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	143
GRÁFICO 110 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	143

GRÁFICO 111 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	144
GRÁFICO 112 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 11 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	145
GRÁFICO 113 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	145
GRÁFICO 114 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	146
GRÁFICO 115 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	147
GRÁFICO 116 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	148
GRÁFICO 117 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	148
GRÁFICO 118 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	149
GRÁFICO 119 – DEMONSTRA A RELAÇÃO DOS DADOS COLHIDOS DO ANIMAL 12 SEM TRATAMENTO ESTATÍSTICO	150
GRÁFICO 120 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	150
GRÁFICO 121 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O TEMPO(S) E O SINAL DO TRANSDUTOR(MV)	151
GRÁFICO 122 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	152
GRÁFICO 123 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O PIV(MMHG) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	153
GRÁFICO 124 – CURVA QUE DESCREVE A RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV), EXPLICADA POR UM GAM	153

GRÁFICO 125 – FORMA DO COMPONENTE DE SUAVIZAÇÃO PARA ESTE MODELO, REJEITANDO A HIPÓTESE DE LINEARIDADE NA RELAÇÃO ENTRE O VOLUME(ML) E O VALOR DO TRANSDUTOR(MV)	154
--	-----

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1 – PRINCÍPIO DE FUNCIONAMENTO DO EXTENSÔMETRO ELÉTRICO DE RESISTÊNCIA (TAKEYA, 2000)	30
FIGURA 2 – EXTENSÔMETRO TIPO SR-4 DE LÂMINA IMPRESSA (TAKEYA, 2000)	31
FIGURA 3 – DEFINIÇÃO DE DISTENSÃO (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013)	32
FIGURA 4 – EXTENSÔMETRO DE LIGA METÁLICA (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013)	32
FIGURA 5 – PONTE DE WHEATSTONE (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013)	33
FIGURA 6 – CIRCUITO EM UM QUARTO DE PONTE (NATIONAL INSTRUMENTS, 2013)	34
FIGURA 7 – LIGADURA NO COLO VESICAL	43
FIGURA 8 – FOTO ILUSTRATIVA DA COLOCAÇÃO DO SENSOR NA BEXIGA	44
FIGURA 9 – EQUIPAMENTO DE URODINÂMICA DYNAMED® DYNAPACK MPX-B16	45
FIGURA 10 – PONTE DE WHEATSTONE COMPOSTA DE RESISTORES E UM EXTENSÔMETRO ..	45
FIGURA 11 – PROTÓTIPO DO TRANSDUTOR FORMADO POR PONTE DE WHEATSTONE E CONVERSOR ANALÓGICO/DIGITAL DA NATIONAL INSTRUMENTS	46
FIGURA 12 – TELA DO APLICATIVO PARA LEITURA DO TRANSDUTOR – INTERFACE DO USUÁRIO	47
FIGURA 13 – APLICATIVO DESENVOLVIDO COM O LABVIEW® NA NATIONAL INSTRUMENTS ..	48
FIGURA 14 – DISPOSIÇÃO DOS EQUIPAMENTOS E DO ANIMAL	49
FIGURA 15 – EXTENSÔMETRO COMERCIAL	50
FIGURA 16 – EXTENSÔMETRO CUSTOMIZADO COM A GRADE INVERTIDA	51
FIGURA 17 – FOTO DE UM EXTENSÔMETRO COMERCIAL	51
FIGURA 18 – FOTO DO EXTENSÔMETRO CUSTOMIZADO	51
FIGURA 20 – FOTOMICROGRAFIA DE CORTE TRANSVERSAL DA BEXIGA NORMAL DE COELHO CONTENDO UM PEQUENO FOCO HEMORRÁGICO LOCALIZADO NA LÂMINA PRÓPRIA (SETAS). UROTÉLIO (U); CAMADA MUSCULAR LISA (M). TRICRÔMICO DE MASSON; 50X	54
FIGURA 21 – FOTOMICROGRAFIA DE CORTE TRANSVERSAL DA BEXIGA NORMAL DE COELHO CONTENDO UMA ÁREA DE FIBROSE FOCAL CIRCUNDADA PELAS SETAS, LOCALIZADA NA LÂMINA PRÓPRIA (LP) E EM DIREÇÃO À CAMADA MUSCULAR LISA (M). UROTÉLIO (U). TRICRÔMICO DE MASSON; 50X	55
FIGURA 22 – EXTENSÔMETRO DE CONDUTOR LIVRE TIPO CARLSON, PARA SER EMBUTIDO NO CONCRETO (TAKEYA, 2000)	158
FIGURA 23 – EXTENSÔMETROS DE CONDUTOR COLADO TIPO SR-4 (TAKEYA, 2000)	160

FIGURA 24 – EXEMPLOS DE MODELOS DE EXTENSÔMETROS ESPECIAIS MAIS UTILIZADOS

(TAKEYA, 2000)161

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	28
1.1. Introdução clínica	28
1.2. Extensômetro de resistência elétrica	29
1.3. Princípio de funcionamento	31
1.4. Medições com o extensômetro.....	33
1.5. Medidas biológicas utilizando extensômetros.....	35
2 JUSTIFICATIVA.....	38
3 OBJETIVOS	40
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	42
4.1. Tratamento dos animais	42
4.2. Procedimento cirúrgico	43
4.3. Equipamento de urodinâmica e transdutor de tensão na bexiga ..	44
4.4. Etapas dos procedimentos e leitura dos dados	49
4.5. Testes preliminares do extensômetro.....	50
4.6. Avaliação histológica.....	53
5 RESULTADOS.....	57
5.1. Avaliação estatística	57
5.2. Dados Complementares	63
6 DISCUSSÃO	81
6.1. Estudos preliminares.....	81
6.2. Experimentação animal	82
6.3. Perspectivas.....	83
7 CONCLUSÃO	85
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	87
APÊNDICES.....	91

Apêndice A – Gráficos dos dados coletados nos experimentos sem tratamento estatístico (Gráficos 7 ao 18).....	91
Apêndice B – Gráficos da Análise Estatística dos Experimentos	95
Apêndice B-1 – Gráficos Animal 1 (Gráficos do 19 ao 24; Tabelas 07 a 10)	95
Apêndice B-2 – Gráficos Animal 2 (Gráficos do 25 ao 31; Tabelas 11 a 13)	100
Apêndice B-3 – Gráficos Animal 3 (Gráficos do 32 ao 38; Tabelas 14 a 16)	105
Apêndice B-4 – Gráficos Animal 4 (Gráficos do 39 ao 45; Tabelas 17 a 19)	110
Apêndice B-5 – Gráficos Animal 5 (Gráficos do 46 ao 52; Tabelas 20 a 22)	115
Apêndice B-6 – Gráficos Animal 6 (Gráficos do 53 ao 59; Tabelas 23 a 25)	120
Apêndice B-7 – Gráficos Animal 7 (Gráficos do 60 ao 66; Tabelas 26 a 28)	125
Apêndice B-8 – Gráficos Animal 8 (Gráficos do 67 ao 73; Tabelas 29 a 31)	130
Apêndice B-9 – Gráficos Animal 9 (Gráficos do 74ao 80; Tabelas 32 a 34)	135
Apêndice B-10 – Gráficos Animal 10 (Gráficos do 81 ao 87; Tabelas 35 a 37).....	140
Apêndice B-11 – Gráficos Animal 11 (Gráficos do 88 ao 94; Tabelas 38 a 40).....	145
Apêndice B-12 – Gráficos Animal 12(Gráficos do 95 ao 101; Tabelas 41 a 43).....	150
Apêndice C – Funcionamento do Extensômetro	155
C-1. Desenvolvimento Matemático	155

C-2. Tipologia 157

ANEXOS.....163

Anexo A – Comissão de Ética em Experimentação Animal163

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

1.1. Introdução clínica

O complexo controle da micção envolve a integridade das conexões entre o encéfalo, a medula espinhal, nervos periféricos e o trato urinário inferior. Este é innervado pelos sistemas simpático, parassimpático e somático com axônios aferentes e eferentes (YOSHIMURA; CHANCELLOR, 2010). A integridade e a ação coordenada de todo esse sistema permitem que ocorram as fases de armazenamento e esvaziamento vesical.

Uma característica da fase de armazenamento da urina na bexiga é a constante baixa pressão intravesical decorrente da capacidade de acomodação do detrusor ao volume líquido crescente (denominada complacência vesical) por ação da via aferente parassimpática, enquanto que a atividade simpática atua na oclusão da uretra além de inibir contrações vesicais (YOSHIMURA et al., 2008). Contribui também para a continência, nesta fase, o aumento da atividade esfíncteriana decorrente de estímulos eferentes do nervo pudendo.

A capacidade de sensação de enchimento vesical é fator importante durante o armazenamento da urina. Quando o volume vesical atinge o limiar que induz a micção, inicia-se a fase de esvaziamento. Os sinais aferentes estimulam as vias parassimpáticas e inibem as vias simpática e somática, levando ao relaxamento do esfíncter uretral seguido da contração sustentada do detrusor ocasionando micção com bom fluxo e baixa pressão (SILVA; NETO, 2015). Finda a micção inicia-se nova fase de armazenamento.

As disfunções vésico-esfíncterianas são complicações frequentes em pacientes portadores de lesão medular ou doenças do sistema nervoso. A avaliação de pacientes com distúrbios miccionais neurogênicos requer um bom entendimento da fisiologia da micção, bem como das alterações fisiopatológicas que podem ocorrer em virtude de variadas doenças neurológicas, tanto congênicas como, por exemplo, as mielomeningoceles, quanto às adquiridas, onde o trauma raquimedular é o grande exemplo.

O centro medular da micção, localizado ao nível medular S2-S4 e conectado ao centro pontino da micção, coordena o sinergismo vésico-esfíncteriano. Nas lesões medulares acometendo segmentos abaixo de S2 a arreflexia detrusora

(ABRAMS; CARDOZO; FALL et al., 2002) é o padrão usual devido à lesão do centro da micção, com mecanismo esfinteriano apresentando tônus moderado.

Estes pacientes apresentam dificuldade miccional e, geralmente, perda total ou parcial da sensibilidade vesical. Nesta situação a micção por transbordamento pode ocorrer (ROCHA; SAMMOUR, 2015).

Para evitar a micção por transbordamento utiliza-se o cateterismo intermitente limpo que pode ser realizado pelo próprio paciente, desde que este tenha controle dos membros superiores, ou então por familiar ou cuidador nos casos de pacientes tetraplégicos ou incapazes. Este procedimento é realizado habitualmente a intervalos regulares, por exemplo, a cada 4 ou 6 horas, independente do volume de urina presente na bexiga pois muitas vezes o paciente também não apresenta sensibilidade vesical. Isto implica em procedimentos às vezes desnecessários devido ao pequeno volume de urina produzido naquele intervalo e com o agravante de desperdício de cateter e aumento dos custos. A situação ideal seria aquela onde fosse possível a mensuração do volume de urina na bexiga, indicando assim o momento adequado para realização do cateterismo uretral. Foi com esta intenção que o presente estudo foi concebido e realizado na sua fase inicial, em animal de experimentação, onde pretendeu-se analisar se o implante de um extensômetro no detrusor é capaz de fornecer as informações relativas ao enchimento vesical ao longo do tempo.

1.2. Extensômetro de resistência elétrica

O nome extensômetro é conhecido em inglês por “*strain gauge*”. É o instrumento mais versátil da atualidade para medida de deformação, que é utilizado para a maioria dos casos devido às suas reduzidas dimensões, grande precisão e sensibilidade, possibilitam leitura à distância e aplicações em medições dinâmicas e estáticas.

É o instrumento de medição mais utilizado na análise experimental de estruturas de concreto e estruturas metálicas. Possuindo muitas vantagens técnicas, o extensômetro elétrico de resistência possui custo bem inferior aos demais equipamentos de medida desta natureza.

O extensômetro pode apresentar sérios problemas se não forem utilizados corretamente, pelo fato de ser um instrumento muito sensível à umidade e às variações de temperatura. Seu funcionamento, como demonstrado por Takeya (2000), baseia-se em uma das propriedades observadas por Willian Thomson (Lord Kelvin) em experiências realizadas para avaliar as propriedades eletrodinâmicas de metais, sendo apresentadas em uma publicação perante o Royal Society de Londres em 1856. Essa propriedade era a variação da resistência elétrica de fios metálicos quando submetidos a uma solicitação mecânica (Figura 1).

Figura 1 – Princípio de funcionamento do extensômetro elétrico de resistência (Takeya, 2000)

A primeira vez que o extensômetro elétrico de resistência foi utilizado na forma atual, onde o elemento sensor foi colado na superfície do material no qual se deseja fazer a medição da deformação, foi feita por Edward Simmons e Arthur Ruge, em 1938 em trabalhos independentes e divulgados quase que simultaneamente, entretanto desenvolvidos em laboratórios diferentes. Simmons utilizou fios de uma liga metálica que foram colados diretamente na superfície de uma barra de aço, utilizado para medir a sua deformação em ensaios de tração. Estes ensaios foram realizados no laboratório do Califórnia Institute of Technology. Ruge, entretanto, desenvolveu um extensômetro constituído por fio de uma liga metálica que foi montado entre duas pequenas folhas de papel formando um conjunto que foi fixado no local da medição, era extremamente prática. Este experimento foi desenvolvido no laboratório do Massachusetts Institute of Technology,

Desta forma, em homenagem a esses dois pesquisadores este tipo de extensômetro ficou conhecido como extensômetro tipo SR-4 (S de Simmons e R de Ruge). A empresa BLH - Baldwin Lima Hamilton Corporation (EUA), produziu as primeiras versões comerciais desse tipo de extensômetro. Seguindo o caminho da evolução da tecnologia eletrônica, em 1952 surgiu na Inglaterra o primeiro

extensômetro de lâmina (*foil gauge*), no qual o elemento sensor se fixa na lâmina por um processo chamado de eletrodeposição.

Praticamente todos os extensômetros elétricos de resistência são fabricados dessa forma. Vários tipos e formatos deste tipo de transdutor são fabricados atualmente, entretanto o modelo mais utilizado pode ser visto na Figura 2.

Figura 2 – Extensômetro tipo SR-4 de lâmina impressa (Takeya, 2000)

1.3. Princípio de funcionamento

O extensômetro de resistência elétrica, como dito anteriormente, tem sua resistência variando em função da deformação da superfície ao qual ele está fixado. Supondo que este extensômetro seja montado baseado na deformação de um fio metálico, de seção retangular com espessura a , largura d , comprimento l e constituído de um material com resistividade ρ , como pode ser visualizado na Figura 3.

Suponhamos que este condutor seja submetido à tração ou à compressão axial, obedecendo a um fenômeno conhecido como tensão de Poisson, fazendo com que a espessura do material varie como demonstrado na Figura 1.

A deformação mecânica observada na Figura 3, pode ser descrita como $\varepsilon = \Delta l / l$, gerando uma variação de resistência elétrica no condutor, que pode ser descrita como $\Delta R / R$, sendo esta proporcional à mesma deformação. Dependendo da deformação, caso gerada por uma compressão ou uma distensão, podemos dizer que é positiva ou negativa, sendo adimensional e podendo ser expressa em (mm/mm) ou

(in/in). Devido às suas diminutas dimensões, poderá ser expressa por como $\varepsilon \times 10^{-6}$ e denominada de *microstrain* ($\mu\varepsilon$). A grandeza desta distensão está relacionada com as propriedades do material. Por exemplo, a razão de Poisson para o aço pode variar de 0,25 a 0,30, dependendo de sua composição.

Figura 3 – Definição de distensão (National Instruments, 2013)

Os extensômetros construídos atualmente, são compostos por um substrato ou membrana onde é depositada a grade metálica por um processo denominado de eletrodeposição, podendo-se ajustar facilmente o valor de sua resistência elétrica. Neste processo, a resposta do extensômetro se torna linear com relação as variações de sua deformação. As resistências dos extensômetros mais comumente utilizadas são as de 120, 350 e 1000 Ω , mas podem variar entre 30 a 3000 Ω . A Figura 4 demonstra um extensômetro de liga metálica utilizando o processo de eletrodeposição.

Figura 4 – Extensômetro de liga metálica (National Instruments, 2013)

1.4. Medições com o extensômetro

Quando se pretende fazer a medição de deformação de um corpo de provas, isso requer uma medição precisa, que envolve mudanças de resistência muito pequenas. Como exemplo, consideremos que um corpo de prova sofra uma deformação de 300 *microstrain* ($\mu\epsilon$). Ao mensurarmos esta variação com um extensômetro de fator gauge (k) de 2, será exibida uma mudança na resistência elétrica de apenas $2 \times (300 \times 10^{-6}) = 0,06\%$ deste valor. Ou seja, para um *strain gauge* de $120 \, \Omega$, mensurando uma variação de $300 \, \mu\epsilon$, haverá uma mudança de apenas $0,072 \, \Omega$.

O fator gauge é a sensibilidade do extensômetro com relação à sua distensão, que é expressada quantitativamente e é definido como sendo a razão da mudança em sua resistência em função da mudança em seu comprimento (distensão) e representado pela letra k .

$$k = \frac{\Delta R / R}{\Delta l / l} = \frac{\Delta R / R}{\epsilon}$$

Variações muito pequenas na resistência dos extensômetros são muito difíceis de se medir. Para estes casos, pode ser usado uma configuração de ponte com uma fonte de tensão de excitação, denominada de ponte de Wheatstone, ilustrada na Figura 5, que é construída de quatro braços resistivos, com uma tensão de excitação, V_E , aplicada através da ponte.

Figura 5 – Ponte de Wheatstone (National Instruments, 2013)

A tensão de saída da ponte, V_0 , pode ser descrita pela seguinte equação:

$$V_0 = \left[\frac{R_2}{R_2 + R_4} - \frac{R_3}{R_1 + R_3} \right] \cdot V_E$$

A equação demonstra que quando $R_1/R_3 = R_2/R_4$, a tensão de saída V_0 é zero e a ponte está balanceada. Em qualquer mudança de resistência em qualquer um dos braços da ponte, resulta em uma tensão de saída diferente de zero.

Desta forma, se substituirmos R_2 na Figura 6 por um extensômetro ativo, uma pequena mudança na resistência do extensômetro desbalanceará a ponte e produzirá uma tensão de saída diferente de zero. Para uma resistência nominal do extensômetro ser projetada como R_E , então a mudança induzida pela distensão na resistência, ΔR , pode ser expressa como $\Delta R = R_E \cdot k \cdot \varepsilon$.

Consideremos que $R_1 = R_3$ e $R_4 = R_E$, então a equação da ponte, pode ser reescrita para expressar V_0/V_E como sendo uma função da distensão (veja a Figura 6).

Figura 6 – Circuito em Um Quarto de Ponte (National Instruments, 2013)

O desenvolvimento matemático e maiores detalhes sobre os extensômetros estão sendo apresentados no Apêndice C.

1.5. Medidas biológicas utilizando extensômetros

Existem várias aplicações para medição de tensões em biomecânica ortopédica e biomateriais (LITTLE; FINLAY, 1992). Estas incluem testes e desenvolvimento de próteses e dispositivos implantáveis (FINLAY et al., 1986), determinação de propriedades mecânicas de estruturas biológicas (BOWMAN et al., 1996), (ROTH; MOW, 1980), determinação da deformação de ossos durante atividades fisiológicas (PAGE et al., 1993), (HYLANDER; JOHNSON; CROMPTON, 1987), determinação de níveis de deformação que conduzem a uma resposta adaptativa e remodelação óssea e validam ou complementam simulações computacionais (LANYON; BAGGOTT, 1976), (CHEAL et al., 1984). Embora existam várias técnicas de medição de esforço ósseo, tais como photoelasticidade, interferometria, e análise de estresse por termografia, o mais comum é a medida utilizando extensômetro de resistência elétrica (LITTLE, 1992).

O extensômetro oferece muitas vantagens sobre outras técnicas de medição. Eles são muito sensíveis e podem medir a deformação diretamente. Quando devidamente protegidos, eles podem ser utilizados em ambientes corrosivos e realizarem o monitoramento contínuo de esforços que variam dinamicamente.

A utilização *in vitro* mais comum para os extensômetros, foi para se determinar a distribuição de tensões e estresse em osso de cadáver, sob várias condições de carga e na avaliação de implantes. No entanto, é extremamente difícil simular com precisão cargas e esforços musculares em conjunto, durante atividades fisiológicas com equipamentos de teste mecânicos. Por esta razão, estudos *in vitro* de ossos inteiros de animais são muito menos comuns do que em estudos *in vitro* de ossos humanos inteiros.

Um dos desafios enfrentados na utilização de extensômetro *in vivo* é a determinação de um ponto zero de deformação, consistente. Visto que os ossos são sempre carregados por músculos em animais vivos, não sendo possível definir uma postura em que a carga no osso seja zero. Medidores podem ser utilizados para medir alterações na deformação em ossos, em relação a algum "zero" estabelecido durante uma atividade específica.

O primeiro a relatar o uso de extensômetros em seres humanos (embora tenha sido anexado a uma prótese e não diretamente ao osso) foi por (RYDELL, 1966). Neste estudo, extensômetros foram fixados a uma prótese femoral

antes de ter sido implantada. A prótese instrumentada foi utilizada para determinar a força que agia sobre a cabeça do fêmur.

A prova de que o extensômetro colocado *in vivo*, poderia medir a fisiologia da deformação óssea, foi obtida quando foram correlacionados os dados obtidos por leituras apresentadas por acelerômetros e potencial elétrico. Um destes estudos mostra uma relação linear entre a carga na superfície do osso e sua deformação durante uma caminhada. Mais tarde, a extensometria óptica foi utilizada durante o carregamento de um osso recém removido de animais, que tinham sido usados para medições *in vivo*, para validação da medida do extensômetro Baggot e Carter (BAGGOTT, LANYON, 1977; CARTER et al. 1980), também demonstraram a acurácia entre a medida da deformação de um osso monitorado *in vivo* e depois removido e encharcado em solução salina por uma semana.

Os fatos relatados até o momento demonstram a viabilidade e biocompatibilidade do sistema para monitoramento contínuo da bexiga, dando subsídios para que o mesmo venha a se tornar um equipamento de mercado e de grande importância para a área médica. Recentemente foram publicados artigos onde se demonstra a medição indireta da pressão intracraniana utilizando um transdutor similar, como o trabalho apresentado no “*International Conference on Intracranial Pressure and Brain Monitoring, 2010*” (MASCARENHAS et al., 2012)

2. JUSTIFICATIVA

2 JUSTIFICATIVA

É bastante conhecido o fato de que desenvolvimento da tecnologia, e suas aplicações em Medicina, têm oferecido a inúmeros pacientes a recuperação de funções ou, então, a possibilidade de minorar déficits funcionais. A possibilidade de desenvolver um dispositivo eletrônico correlacionando tensão do detrusor com volume vesical poderia encontrar utilidade em diversas situações clínicas. Uma situação muito comum em nosso meio é encontrada em pacientes portadores de disfunção vesical, geralmente de causa neurogênica, que são incapazes de apresentar a percepção de repleção vesical. A situação ideal seria aquela onde fosse possível a mensuração do volume de urina na bexiga, indicando assim o momento adequado para realização do cateterismo uretral. Foi com esta intenção que o presente estudo foi concebido e realizado na sua fase inicial, em animal de experimentação, onde pretendeu-se analisar se o implante de um extensômetro no detrusor é capaz de fornecer as informações relativas ao enchimento vesical ao longo do tempo.

3 OBJETIVOS

3 OBJETIVOS

Realizar estudo onde se pretende analisar se o implante de um extensômetro no detrusor, em animais de experimentação, é capaz de fornecer informações relativas ao enchimento vesical ao longo do tempo, sendo esta uma das etapas para o desenvolvimento de um equipamento que fará o monitoramento de um paciente com arreflexia vesical, alertando quando a bexiga está em condições de esvaziamento.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4 MATERIAL E MÉTODOS

Os experimentos foram realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Departamento de Cirurgia e Anatomia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP/USP), com a anuência da Comissão de Ética em Experimentação Animal, da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, sob o número 30/2013, vide anexo A.

Durante todo o processo foram respeitadas as normas preconizadas pelo Colégio Brasileiro de Experimentação Animal (COBEA), entidade filiada ao International Council of Laboratory Animal Science, visando manter sempre um procedimento ético em todas as etapas da pesquisa. Dentre estas normas destacam-se: os procedimentos envolvendo animais em experimentação devem evitar o desconforto, o estresse, a angústia, a dor e as más condições de confinamento e de alimentação; todos os procedimentos com animais que possam causar dor ou angústia precisam ser desenvolvidos com sedação, analgesia ou anestesia adequada; os animais que sofram dor ou angústia intensa ou crônica que não possam se aliviar e os que não foram utilizados devem ser sacrificados por método indolor e que não causem estresse (MORTON, 1990; FLECKNELL, 1993; SIMÕES, 1998).

4.1. Tratamento dos animais

Para este experimento foram utilizadas 12 coelhas da raça “Nova Zelândia”, com aproximadamente 2,5 Kg de peso, devido ao tamanho mais adequado de suas bexigas.

Os animais foram adquiridos do Serviço de Biotério Central da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP-USP). Ficaram alojados em nove gaiolas (3 gaiolas com 2 animais cada, e 6 gaiolas contendo 1 animal cada) e mantidos num alojamento para animais em ambiente climatizado adequado, onde receberam água e ração comercial específica para roedores, Fri-Ribe (Fri-Coelhos RL) “ad libitum”. A temperatura do alojamento foi mantida entre 23° e 25° C.

Em todos os experimentos desta tese os animais foram submetidos a um período de 8 horas de jejum anteriores aos procedimentos, com livre acesso à

água. Foram em seguida pesados e anestesiados através da administração intramuscular de 1ml de Xilazina (20mg/ml) associado a 2ml de Ketamina (50mg/ml), seguida por manutenção venosa com 1 frasco de Thiopental Sódico (1,0g), diluídos em 40ml de solução fisiológica. Desta diluição, utilizou-se 7ml diluídos em 15ml de solução fisiológica, sendo administrados 2ml desta solução intravenosa a cada 20 minutos, ou quando o animal apresentasse sintomas de retorno à consciência. Depois dos procedimentos, os animais utilizados foram mortos (eutanásia) pela administração de dose letal de anestésico (Thiopental Sódico).

4.2. Procedimento cirúrgico

Foi realizada em cada animal, uma incisão abdominal mediana longitudinal para o acesso inicial à bexiga, que foi exposta com pinças anatômicas delicadas e gazes de algodão embebidas em solução fisiológica a 0,9%.

Em seguida procedeu-se à falsa ligadura no colo vesical, utilizando uma fita cardíaca (dupla circular), para se evitar perdas pela uretra (Figura 7).

Figura 7 – Ligadura no Colo Vesical

Na porção medial da bexiga foi fixado o sensor de tensão do músculo detrusor de modo transversal (Figura 8), suturando suas extremidades na musculatura

vesical com quatro pontos de Prolene 6-0. Posteriormente, foi confeccionada uma cistostomia por punção entre o sensor e o colo vesical, por meio de um Abocath número 16, cistostomia esta, utilizada para o enchimento e esvaziamento da bexiga e para a aferição da pressão intravesical (Cistometria). A cistostomia foi fixada pela confecção de “bolsa de tabaco” (com fio de algodão 3.0) junto à musculatura da bexiga.

Figura 8 – Foto Ilustrativa da Colocação do Sensor na Bexiga

4.3. Equipamento de urodinâmica e transdutor de tensão na bexiga

O equipamento da Dynamed – modelo DynapackMPX-B16 (Figura 9), foi utilizado para “avaliação urodinâmica” do animal (aferição da cistometria), ou seja, para se aferir a curva da pressão vesical (em cmH₂O) durante a fase de enchimento, sendo comparada com a curva da tensão da parede detrusora obtida pelo sensor nele fixado, como descrito previamente.

Figura 9 – Equipamento de Urodinâmica Dynamed® Dynapack MPX-B16

O sensor de tensão da parede vesical é constituído de um extensômetro (ou *strain gauge*), interligado a uma interface que possui uma ponte de *Wheatstone* (Figura 10) e um conversor analógico-digital (DAC), modelo NI USB 6009, fabricado pela National Instruments (Figura 11), com resolução de 14 bits, acoplado a um notebook por meio de uma porta USB.

Figura 100 – Ponte de Wheatstone composta de resistores e um extensômetro

Na ponte de *Wheatstone* acima, R_x representa o sensor tipo extensômetro, R_A e R_B possuem valor fixo de 350Ω , enquanto que R_C é um resistor variável de 500Ω , utilizado para balanceamento da ponte. $U_{entrada}$ foi definida com uma tensão contínua de 5 volts, pelo fato de ser uma tensão suficiente para se fazer uma boa leitura e insuficiente para causar aquecimento no extensômetro. A $U_{saída}$ foi conectada diretamente à uma porta para leitura de sinais analógicos do conversor analógico-digital, configurado para leitura de tensão em volts (Figura 11).

Figura 11 – Protótipo do Transdutor Formado por ponte de *Wheatstone* e Conversor Analógico/Digital da *National Instruments*

O sinal enviado ao notebook pelo transdutor é armazenado e tratado por um software denominado “NI Labview”, da *National Instruments*. Este software é um ambiente de desenvolvimento de aplicativos que tem a capacidade de armazenar, tratar e mostrar adequadamente os sinais recebidos do transdutor. O aplicativo desenvolvido trata o sinal por meio de médias aritméticas e aplicação de filtros matemáticos, que minimizam as interferências provindas da aquisição dos dados. Ele também é utilizado para o desenvolvimento de uma interface amigável ao usuário e apresenta diversas funções, tais como o gráfico em tempo real dos dados provindos do transdutor e seu valor instantâneo em microvolts, alteração do ganho de sinal e ainda possui uma entrada para a informação do volume infundido na bexiga do animal. O aplicativo também conta com um botão para iniciar ou pausar a gravação dos valores de tensão e volume, em um arquivo de dados, que pode ser lido

posteriormente pelo “Excell”, com a finalidade de gerar gráficos e propiciar a análise dos dados colhidos. A interface do usuário pode ser visualizada na Figura 12.

Figura 12 – Tela do aplicativo para leitura do transdutor – interface do usuário

O desenvolvimento do aplicativo com a utilização do NI Labview é feito por meio da interconexão de blocos com funções pré-definidas ou por blocos desenvolvidos pelo próprio usuário. Os blocos desenvolvidos para esta aplicação estão demonstrados na Figura 13:

Figura 13 – Aplicativo desenvolvido com o Labview® na National Instruments

No diagrama acima, podemos visualizar os módulos principais que foram utilizados para a montagem da aplicação, na cor azul. O “módulo(1)” de aquisição de dados ou “*DAQ Assistant*”, faz a leitura dos dados provenientes do transdutor e os transforma em dados digitais. O “módulo(2)” de Filtros ou “*Filter*”, aplica um filtro passa baixa, que elimina todas as frequências acima de 60 Hz, geradas na aquisição dos dados, sendo que os dados de interesse têm frequências muito inferiores a esta. O “módulo(3)” de Estatística ou “*Statistics*”, realiza a operação de média aritmética de cada 100 dados recebidos do transdutor e, por fim, o “módulo(4)” de gravação ou “*Write to Measurement File*”, grava os dados em um arquivo que poderá ser trabalhado posteriormente no “*Excell®*”, ou outro programa do gênero.

O *software* de desenvolvimento, NI Labview, foi adquirido pelo aluno na versão NI Labview Student, como pode ser visualizado nas marcas d’água das Figuras 12 e 13.

4.4. Etapas dos procedimentos e leitura dos dados

Uma vez implantados todos os elementos necessários (cistostomia e extensômetro) e acoplados aos aparelhos de urodinâmica e transdutor de tensão, a infusão da solução fisiológica a 0,9%, dentro da bexiga, foi realizada fazendo uso de uma bomba de infusão (constituída por 03 seringas de 20ml cada), e programada para infundir automaticamente 1,0 ml por minuto.

Através da utilização de três torneiras de 3 vias, foi possível garantir simultaneamente a infusão da solução fisiológica à temperatura ambiente (1,0ml/min) e o sistema para a aferição da pressão intravesical durante o enchimento da bexiga, sendo os equipamentos zerados antes do início da infusão.

Os coelhos foram submetidos ao procedimento de monitorização inicial (enchimento vesical monitorado pela cistometria) e a medida da tensão da parede vesical – com a bexiga totalmente preservada.

A Figura 14 ilustra a montagem do experimento onde pode ser visualizada a disposição dos equipamentos e do animal, na sala cirúrgica do Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Departamento de Cirurgia e Anatomia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FMRP/USP).

Figura 14 – Disposição dos equipamentos e do animal

4.5. Testes preliminares do extensômetro

Ao serem iniciados os trabalhos em 2012, foram realizados os primeiros testes utilizando um extensômetro comercial. Estes testes demonstraram a ineficiência destes sensores para serem utilizados em sua forma comercial, devido ao fato de que o mesmo trabalha medindo a deformação no sentido contrário ao que é necessitado nas medições deste experimento. Este fato acaba não traduzindo corretamente a grandeza mensurada. Com isso foi desenvolvido um sensor mais apropriado ao sistema de medidas proposto. Em ação conjunta com o fabricante destes dispositivos, a empresa “Excel Sensor”, localizada na cidade de Embu das Artes/SP, foi verificada a real necessidade da aplicação e as possíveis soluções. Diante dos dados apresentados optou-se pela inversão da grade sensitiva, com o alargamento dos pontos entre seus filamentos, visando maximizar os efeitos da medida no sentido longitudinal e minimizar no sentido latitudinal do deslocamento, criado em função da variação do estado de distensão da musculatura detrusora. A resistência interna se manteve em 350Ω . A Figura 15 demonstra a grade de um sensor comercial e a Figura 16 demonstra as mudanças realizadas no sensor com a inversão da grade sensitiva, bem como as Figuras 17 e 18 apresentam as fotos destes sensores.

Figura 15 – Extensômetro comercial

Figura 16 – Extensômetro customizado com a grade invertida

Figura 17 – Foto de um extensômetro comercial

Figura 18 – Foto do extensômetro customizado

Estas modificações tornaram o sensor dedicado para esta aplicação, tornando-o mais eficiente e confiável.

Os extensômetros desta natureza são muito sensíveis às mudanças de temperatura e umidade onde são aplicados. O fator temperatura não foi levado em consideração pelo fato de que a sala foi mantida a uma temperatura constante (23º) e o animal, onde foi aplicado o sensor, também mantém sua temperatura constante. Em trabalhos futuros o sensor será implantado dentro do animal e a variação de temperatura será avaliada. O fator umidade foi resolvido aplicando-se uma camada de resina de silicone sobre a película do sensor, mantendo-o isolado de qualquer umidade proveniente do ambiente ou pelo contato com a bexiga do animal.

Durante os testes preliminares, o Departamento de Cirurgia e Anatomia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP, adquiriu um equipamento de urodinâmica, que foi utilizado para registrar os dados da bexiga dos animais sobre o ponto de vista urodinâmico, ao mesmo tempo em que os dados são colhidos pelo equipamento proposto neste projeto. As medidas são comparadas e avaliadas simultaneamente, com a finalidade de se obter a correlação entre elas. O software de aquisição também foi aprimorado, apresentando novos recursos, tais como a pausa no processo de gravação dos dados.

Ao longo do ano de 2013, a técnica cirúrgica foi aperfeiçoada, objetivando um melhor aproveitamento da técnica de enchimento da bexiga do animal, minimizando as perdas do líquido introduzido no seu interior, através da cistostomia descrita anteriormente.

Já ao longo de 2014, foram realizados experimentos mais elaborados com a finalidade de avaliar o funcionamento do transdutor e demonstrar a correlação entre eles. Toda a análise estatística foi realizada no ano de 2015 e será apresentada na sequência.

4.6. Avaliação histológica

Com o propósito de avaliar a biocompatibilidade do sensor, foi criado um grupo piloto para a realização do teste de avaliação histológica.

O sensor foi implantado na bexiga de 5 animais saudáveis e retirados posteriormente para a referida avaliação. Dos 5 animais, 3 tiveram o transdutor mantido implantado durante 4 semanas, enquanto que os demais tiveram o transdutor mantido por 8 semanas, antes da sua remoção.

A análise histológica foi realizada pelo Prof. Dr. Luís Fernando Tirapelli, da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP. Segundo ele, a avaliação histológica das amostras demonstrou tecido vesical normal (Figura 19) em todas as amostras, com a caracterização bem definida das suas túnicas, ou seja, a presença do urotélio mais internamente; a lâmina própria (camada de tecido conjuntivo contendo vasos sanguíneos e fibras colágenas) e, mais externamente, uma camada muscular, o músculo detrusor (fibras musculares lisas dispostas de forma circular). A presença de vasos sanguíneos de maior calibre foi observada junto ao tecido conjuntivo na camada adventícia.

Foram observadas algumas alterações histológicas de localização focal e restrita a uma única região da amostra do tecido vesical: pequena área focal hemorrágica leve na lâmina própria e entre as fibras musculares lisas (animais 1 e 3 - Figura 20), e a presença de três áreas focais de fibrose observadas na lâmina própria e camada muscular (animais 2, 3 e 5 - Figura 21), onde foi utilizado o processo Tricrômico de Masson.

Figura 19 – Fotomicrografia de corte transversal da bexiga normal de coelho. Observar suas túnicas: urotélio (U); lâmina própria de tecido conjuntivo (LP) contendo vasos sanguíneos (setas); e camada muscular lisa (M) profundamente. Tricrômico de Masson; 50x.

Figura 19 – Fotomicrografia de corte transversal da bexiga normal de coelho contendo um pequeno foco hemorrágico localizado na lâmina própria (setas). Urotélio (U); camada muscular lisa (M). Tricrômico de Masson; 50x.

Figura 20 – Fotomicrografia de corte transversal da bexiga normal de coelho contendo uma área de fibrose focal circundada pelas setas, localizada na lâmina própria (LP) e em direção à camada muscular lisa (M). Urotélio (U). Tricrômico de Masson; 50x.

5 RESULTADOS

5 RESULTADOS

Foram utilizadas 12 coelhas da raça “Nova Zelândia” com peso entre 2,0 a 2,8 kg, sendo realizados no Laboratório de Técnica Cirúrgica e Cirurgia Experimental do Departamento de Cirurgia e Anatomia da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, da Universidade de São Paulo (FMRP/USP). Após os experimentos os animais foram sacrificados, segundo descrito no tópico ‘Material e Métodos’. Os dados oriundos dos experimentos foram compilados e enviados para análise estatística, que apresentaram dados de extrema importância para esta pesquisa. O responsável pela análise estatística foi o Prof. Dr. Edson Zangiacomi Martinez, do Departamento de Medicina Social da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – USP.

5.1. Avaliação estatística

Para cada animal, objetivando descrever as associações entre os valores obtidos do transdutor (em mV) como variável dependente, o tempo (em segundos) e o PIV (em mmHg) como variáveis independentes, foram utilizados modelos aditivos generalizados (usualmente denotados por GAM, do inglês *generalized additive models*). Entre outros recursos, o GAM permite uma modelagem não-paramétrica dos dados, oferecendo assim maior flexibilidade na determinação da forma matemática da relação entre a variável dependente e as variáveis independentes de interesse (DOBSON; BARNETT, 2011). No presente estudo, foram utilizadas funções *splines* (SCHUMAKER, 2007) para a obtenção de curvas suavizadas que caracterizem a relação entre os valores obtidos do transdutor e as variáveis independentes. Para ajuste dos modelos, foi utilizado o software SAS versão 9.2 (CAI, 2008). Adotou-se um nível de significância de 0,05 para os testes de hipóteses obtidos dos modelos.

Na sequência será apresentado como exemplo o estudo estatístico para o Animal 1, sendo que os dados para os demais animais estão apresentados nos Apêndices A e B.

Gráfico 1 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 01 sem tratamento estatístico

Gráfico 2 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 1 – Relação entre Tempo(s) e Transdutor(mV): Animal 1

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetros	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.09649	0.00128	75.23	<.0001
Linear (Tempo)	0.00092982	0.00000375	248.09	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 3 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

O Gráfico 3 demonstra quantas flexões seriam necessárias em uma reta para que ela possa desenhar a curva que descreve a relação entre os dados. Caso não seja necessário nenhuma flexão, isso significa que uma reta descreveria a relação. No caso do Gráfico 3, bastaria apenas uma flexão para descrever como o tempo se relaciona com os valores do transdutor.

Gráfico 4 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 2 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.10396	0.00244	42.61	<.0001
Linear (PIV)	0.03729	0.00029367	126.98	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 5 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV).

Modelo que descreve simultaneamente a relação entre o tempo e a PIV, como variáveis independentes, e o valor do Transdutor.

Tabela 3 – Correlação entre o Tempo(s) e a PIV(mmHg)

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimate	Erro Padrão	Value t	Pr > t
Interceptação	0.09708	0.00125	77.48	<.0001
Linear (PIV)	0.00034113	0.00100	0.34	0.7333
Linear(Tempo)	0.00091955	0.00002436	37.75	<.0001

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 6 – Curva que descreve a relação entre o volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 4 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.11084	0.00198	56.12	<.0001
Linear (Volume)	0.05549	0.00035893	154.61	<.0001

Os dados dos demais animais encontram-se disponíveis nos apêndices A e B.

5.2. Dados Complementares

Na sequência, apresentaremos alguns dados relativos aos animais utilizados nos experimentos:

Tabela 5 – Relação dos Animais e seus pesos

Animal	Peso (kg)
01	2,139
02	2,729
03	2,623
04	2,498
05	2,155
06	2,710
07	2,275
08	2,380
09	2,075
10	2,518
11	2,804
12	2,540

Tabela 6 – Relação entre a Tensão (inicial e final) da Parede da Bexiga e Capacidade em (ml)

Animal Número	Tensão Inicial (mV)	Tensão Final (mV)	Volume Final (ml)
01	0,005	0,580	10
02	0,085	0,402	15
03	-0,028	0,435	15
04	0,018	0,553	15
05	-0,014	0,386	10
06	-0,015	0,507	15
07	-0,021	0,438	15
08	-0,074	0,754	12
09	0,053	0,683	11
10	0,004	0,201	13
11	0,008	0,202	17
12	-0,008	0,587	13

Tabela 7 – Área abaixo das curvas do Transdutor, Volume e PIV

Animal Número	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Área Transdutor	220	133	309	207	156	232	313	97	306	10	227	280
Área Volume	2783	6704	6407	5884	3239	7146	7007	4295	3881	5102	8627	5611
Área PIV	4250	12472	23688	9383	6120	5600	2487	16414	14220	9282	2352	2375

A tabela acima demonstra as áreas inferiores às curvas relativas aos gráficos do Transdutor x Tempo, Volume x Tempo e PIV x Tempo.

Gráfico 7 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 01.

Tabela 8 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,97545		
Transdutor	Intercepta	Valor	Erro padrão
Transdutor	B1	0,0493	0,00284
Transdutor	B2	0,0967	0,00138
Transdutor	B2	-0,00438	1,41141E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”.

Gráfico 8 - Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 01.

Tabela 9 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,96494		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,0025	0,00401
Transdutor	B1	0,07605	0,00123
Transdutor	B2	-0,00257	7,90778E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”.

Gráfico 9 - Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 02.

Tabela 10 - Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,84335		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,04179	0,0034
Transdutor	B1	0,00155	0,00108
Transdutor	B2	0,00127	7,17841E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 2.

Gráfico 10 - Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 02.

Tabela 11 - Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,8795		
Transdutor	Intercepta	Valor	Erro padrão
Transdutor	B1	0,00438	4,31512E-4
Transdutor	B2	2,29229E-4	1,39551E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 2.

Gráfico 11 - Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 03.

Tabela 12 - Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,81774		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,11157	0,00849
Transdutor	B1	0,10925	0,00278
Transdutor	B2	-0,00463	1,89913E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 3.

Gráfico 12 - Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 03.

Tabela 13 - Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,74387		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,1148	0,01037
Transdutor	B1	0,0372	9,4877E-4
Transdutor	B2	-4,31261E-4	1,3215E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 3.

Gráfico 13 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 04.

Tabela 14 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo		Polinomial	
Adj. R-Square		0,92474	
Transdutor	Intercepta	Valor	Erro Padrão
	B1	0,03688	0,00337
	B2	0,02064	0,00115
		9,94093E-4	8,46033E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 4.

Gráfico 14 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 04.

Tabela 15 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,91703		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,03672	0,00374
Transdutor	B1	0,01179	8,6017E-4
Transdutor	B2	4,85929E-4	4,1136E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 4.

Gráfico 15 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 05.

Tabela 16 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,9231		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,02385	0,00302
Transdutor	B1	0,06781	0,00143
Transdutor	B2	-0,00351	1,39287E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 5.

Gráfico 16 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 05.

Tabela 17 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,90311		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,0272	0,00567
Transdutor	B1	0,02243	0,0016
Transdutor	B2	5,75056E-4	1,04437E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 5.

Gráfico 17 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 06.

Tabela 18 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,94073		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,14399	0,00432
Transdutor	B1	0,07165	0,00134
Transdutor	B2	-0,00192	8,64066E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 6.

Gráfico 18 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 06.

Tabela 19 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,86651		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,07084	0,00496
Transdutor	B1	0,08694	0,00152
Transdutor	B2	-0,00311	8,16818E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 6.

Gráfico 19 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 07.

Tabela 20 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,86474		
Transdutor	Intercepta	Valor	Erro padrão
Transdutor	B1	0,07942	0,00447
Transdutor	B2	0,04481	0,00141
Transdutor	B2	-0,00107	9,19007E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 7.

Gráfico 20 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 07.

Tabela 21 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,38418		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,27748	0,00424
Transdutor	B1	0,03499	0,0021
Transdutor	B2	-0,00146	1,69292E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 7.

Gráfico 21 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 08.

Tabela 22 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,77338		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,04234	0,01137
Transdutor	B1	-0,0337	0,00459
Transdutor	B2	0,00798	3,85467E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 8.

Gráfico 22 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 08.

Tabela 23 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,80133		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,05827	0,00749
Transdutor	B1	8,2976E-4	7,41727E-4
Transdutor	B2	1,95901E-4	1,32098E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 8.

Gráfico 23 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 09.

Tabela 24 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,60879		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	-0,09577	0,0189
Transdutor	B1	0,16326	0,00814
Transdutor	B2	-0,00877	7,24911E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 9.

Gráfico 24 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 09.

Tabela 25 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,70737		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,02845	0,01164
Transdutor	B1	0,04335	0,00136
Transdutor	B2	-6,43046E-4	2,71779E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 9.

Gráfico 25 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 10.

Tabela 26 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo		Polinomial	
Adj. R-Square		0,66366	
Transdutor		Valor	Erro padrão
	Intercepta	0,02304	0,0017
	B1	-0,01533	6,31731E-4
Transdutor	B2	-0,00156	4,88167E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 10.

Gráfico 26 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 10.

Tabela 27 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,53306		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,01905	0,00188
Transdutor	B1	-0,00651	3,89397E-4
Transdutor	B2	3,43605E-4	1,52416E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 10.

Gráfico 27 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 11.

Tabela 28 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,74287		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,12091	0,00324
Transdutor	B1	0,04993	9,08924E-4
Transdutor	B2	-0,00287	5,3145E-5

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 11.

Gráfico 28 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 11.

Tabela 29 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,35718		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,24788	0,00272
Transdutor	B1	0,05266	0,00238
Transdutor	B2	-0,00918	3,80738E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 11.

Gráfico 29 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o volume, para o animal 12.

Tabela 30 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,84948		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,01993	0,00526
Transdutor	B1	0,08246	0,00184
Transdutor	B2	-0,0039	1,34289E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x Volume”, para o animal 12.

Gráfico 30 – Uso de função de potência de 2ª ordem no gráfico do sinal do transdutor contra o PIV, para o animal 11.

Tabela 31 – Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem.

Modelo	Polinomial		
Adj. R-Square	0,78588		
		Valor	Erro padrão
Transdutor	Intercepta	0,27663	0,00334
Transdutor	B1	0,05225	0,00117
Transdutor	B2	-0,00395	1,86788E-4

Tabela de ajuste usando uma função de potência de 2ª ordem ($ax + bx^2 + c$), na curva “Transdutor x PIV”, para o animal 12.

6 DISCUSSÃO

6 DISCUSSÃO

O equipamento apresentado neste trabalho, após busca na literatura, pode ser considerado o primeiro dispositivo a fazer medidas biológicas de tensão em órgãos internos com capacidade de distensão. Apresentaremos agora algumas experiências anteriores com a utilização de extensômetros em medidas biológicas.

6.1. Estudos preliminares

A realização de um estudo para avaliação da compatibilidade biológica do extensômetro foi fundamental para a continuidade dos estudos, garantindo que o sensor poderá ser utilizado em experimentos de longo termo. Quanto ao resultado da histologia, alguns pontos de fibrose apareceram, sugerindo que o local avaliado esteja próximo ao ponto de fixação do transdutor na bexiga do animal, entretanto, não foram encontrados indícios de rejeição ou qualquer tipo de intolerância aos compostos que compõem o extensômetro utilizado.

Os estudos preliminares também demonstraram que a conformação do extensômetro comercial utilizado, não era adequada ao tipo de leitura pretendido, pois sua grade executava a leitura da deformação em sentido contrário ao do movimento que interessava ao experimento e a dificuldade na fixação muitas vezes danificava o extensômetro. Após análise dos resultados, foi possível desenvolver um novo desenho para o extensômetro e verificar seu desempenho. Foi alterada a grade de leitura e o formato do substrato, fazendo-o mais adaptável à bexiga e facilitando sua fixação na musculatura detrusora. Para isso recebemos o apoio de um fabricante de extensômetros nacional, a empresa “Excel Sensores Ind. Com. e Exportação Ltda”, localizada na cidade de Embu das Artes - SP. O novo desenho do transdutor se mostrou muito mais eficiente para este tipo de experimento.

Outro fator importante, ocorrido durante os estudos preliminares, foi a definição da posição onde seria fixado o transdutor na bexiga. Várias medidas foram tomadas para verificar qual a posição de maior distensão das paredes, pois existe uma diferença significativa entre as diversas possibilidades de fixação, sendo definido que a porção medial da bexiga seria o melhor local, como pode ser visualizado na Figura 08, apresentada anteriormente.

As medidas referentes às aquisições efetuadas pelo equipamento desenvolvido, tiveram suas grandezas mantidas em milivolts (mV), formato no qual foram adquiridas diretamente do extensômetro, com a finalidade de minimizar interferências. Estas medidas poderão ser transformadas em medida de tensão da parede, dada em *microstrain*, ou outra medida de força qualquer, entretanto, o objetivo deste trabalho foi apenas o de verificar a existência de uma correlação entre a tensão lida pelo equipamento do extensômetro fixado à bexiga, com relação ao volume de líquido infundido e a pressão intravesical.

6.2. Experimentação animal

Como já descrito anteriormente, foram utilizadas 12 coelhas da raça “Nova Zelândia”, com aproximadamente 2,5 Kg de peso.

Os experimentos clínicos foram conduzidos pelo Prof. Dr. Marcelo Cassini Ferreira, Prof. Dr. Haylton Jorge Suaíd e Prof. Dr. Silvio Tucci Jr., enquanto que o aluno conduziu a parte técnica operacional do equipamento.

Foram encontradas diversas dificuldades na condução destes experimentos, tais como a forma de se fazer a ligadura da uretra, com a finalidade de garantir que a quantidade de líquido infundida no interior da bexiga se mantivesse inalterada e sem perdas. Outra dificuldade foi a fixação da cistostomia, bem como garantir sua estanqueidade¹ e evitando problemas de obstrução da luz do tubo, que frequentemente ocorria, gerando falsos picos de pressão intravesical. Em alguns dos experimentos foi possível verificar esta interferência, que pode alterar significativamente o valor da pressão lida pelo equipamento de urodinâmica. A forma de fixação do extensômetro também passou por nova avaliação, adotando-se quatro pontos de fixação localizados nos extremos do substrato do extensômetro, com a finalidade de evitar escorregamentos do substrato em relação à parede da musculatura detrusora.

No decorrer dos experimentos e com a conclusão das análises estatísticas, encontramos uma correlação importante entre os dados. Quando se coloca em foco apenas um animal, verifica-se a existência de correlação entre os

¹ Estanqueidade: Que não deixa entrar ou sair líquido ou gás; impermeável, hermético (Dicionário Michaelis).

dados provenientes do volume infundido na bexiga em função da curva gerada para a pressão intravesical que, por sua vez, acompanha fidedignamente a curva da tensão lida na parede vesical do mesmo animal. Quando avaliados conjuntamente, verificasse que os dados são muito próximos uns dos outros, tais como o volume infundido e a tensão final em mV, lida no equipamento desenvolvido. Com exceção do animal 11, todas as demais curvas acompanharam a tendência de subida gerada pela curva de infusão de soro fisiológico, no interior da bexiga. A falta de dados na literatura sobre a correlação da tensão na parede vesical e o enchimento da bexiga de coelhos, denota a inexistência de procedimento similar para este tipo de medição, não provendo assim, formas de comparação mais fidedigna para este tipo de medida. A partir da verificação dos dados obtidos nos experimentos, a pesquisa denota que o método empregado utilizando extensômetros funciona perfeitamente.

6.3. Perspectivas

Os resultados obtidos neste estudo mostram que é possível a utilização desta metodologia para a avaliação da tensão do detrusor e sua correlação com o armazenamento de volume na bexiga. Embora haja a necessidade de mais estudos visando a tolerabilidade do sensor no longo prazo, e também o desenvolvimento de um sistema de transmissão à distância dos dados em tempo real, acreditamos que abre-se a possibilidade da sua utilização, futura, em pacientes portadores de disfunção neurogênica da bexiga, principalmente naqueles com arreflexia do detrusor, o que permitiria a realização do cateterismo vesical limpo intermitente conforme o volume vesical adequado ao paciente fosse atingido, e não com intervalos previamente agendados.

7 CONCLUSÃO

7 CONCLUSÃO

O sensor tipo extensômetro desenvolvido neste estudo, teve seu funcionamento demonstrado através dos gráficos e análise estatística, como sendo um dispositivo adequado para monitoramento contínuo da tensão do detrusor, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical, e sua correlação com o volume vesical foi comprovada.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAMS, P; CARDOZO, L; FALL, M et al. The standardisation of terminology of lower urinary tract function: report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society. *Neurol Urodynamics*. 2002, 21:176-178.

BAGGOTT, DG; LANYON, LE. An independent 'post-mortem' calibration of electrical resistance strain gauges bonded to bone surfaces '*in vivo*'. *J Biomech*.1977, 10:10:615-22, ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/591516>>.

BOWMAN, SM; ZEIND, J; GIBSON, LJ et al. The tensile behavior of demineralized bovine cortical bone. *J Biomech*, v. 29, n. 11, p. 1497-501, Nov 1996. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8894931>>.

CAI, W. Fitting Generalized Additive Models with the GAM Procedure in SAS 9.2. Cary: SAS Institute Inc. 2008.

CARTER, DR; SMITH, DJ; SPENGLER, DM et al. Measurement and analysis of *in vivo* bone strains on the canine radius and ulna. *J Biomech*, 1980;13(1):27-38. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7354092>>.

CHEAL EJ; HAYES, WC,; WHITE AA 3rd et al. Three-dimensional finite element analysis of a simplified compression plate fixation system. *J Biomech Eng*, 984 Nov;106(4):295-301. ISSN 0148-0731. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/6513523>>.

DOBSON, A. J.; Barnett, A. (2011). An introduction to generalized linear models. May 12, 2008 by Chapman and Hall/CRC Textbook - 320 Pages - 59 B/W Illustrations. ISBN 9781584889502 - CAT# C9500.CRC press.

FINLAY, JB; BOURNE, RB; LANDSBERG, RP, et al. Pelvic stresses in vitro--I. Malsizing of endoprostheses. *J Biomech*, 1986;19(9):703-14. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3793745>>.

FLECKNELL, PA. Anaesthesia of animals for biomedical research. *Br J Anaesth*, 1993 DEC;71(6):885-94. ISSN 0007-0912. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8280560>>.

HYLANDER, WL.; JOHNSON, KR; CROMPTON, AW. Loading patterns and jaw movements during mastication in *Macaca fascicularis*: a bone-strain, electromyographic, and cineradiographic analysis. *Am J Phys Anthropol*, 1987 Mar;72(3):287-314. ISSN 0002-9483. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3578494>>.

LANYON, LE; BAGGOTT, DG. Mechanical function as an influence on the structure and form of bone. *J Bone Joint Surg Br*, 1976 Nov;58-B(4):436-43. ISSN 0301-620X. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1018029>>.

LITTLE, EG; FINLAY, JB. Perspectives of strain measurement techniques. In: MILES, A.W., K.E. TANNER (Ed.). **Strain Measurement in Biomechanics**. London: Chapman & Hall, 1992, p. 1-13 - Chapter 01, ISBN: 978-94-010-5029-6.

LITTLE, EG. Strain gauge measurement. In: MILES, A. W. , K.E. TANNER (Ed.). **Strain Measurement in Biomechanics**. London: Chapman & Hall, 1992, p. 39-57 - Chapter 03, ISBN: 978-94-010-5029-6.

MASCARENHAS, S; VILELA, GH; CARLOTTI, Cet al. The new ICP minimally invasive method shows that the Monro-Kellie doctrine is not valid. *Acta Neurochir Suppl*, 2012;114:117-20. doi: 10.1007/978-3-7091-0956-4_21 ISSN 0065-1419. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22327675>>.

MORTON, DB. The Animals (Scientific Procedures) Act 1986 and research into anaesthesia. *Br J Anaesth*, 1990 SEP;65(3):303-5. ISSN 0007-0912. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2223357>>.

NATIONAL INSTRUMENTS. Medindo distensão com Strain Gauges. Publicação: Jan 09, 2013. Disponível em: <<http://www.ni.com/white-paper/3642/pt/>>

PAG,E AE; ALLAN, C; JASTY, Met al. Determination of loading parameters in the canine hip *in vivo*. *J Biomech*, 1993 Apr-May;26(4-5):571-9. ISSN 0021-9290. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8478358>>.

ROCHA, FT; SAMMOUR, ZM. Doenças neurológicas. In: D'Ancona CAL, (ed). **Avaliação urodinâmica e suas aplicações clínicas**. Atheneu Ed; 2015, p. 201-207.

ROTH, V; MOW, VC. The intrinsic tensile behavior of the matrix of bovine articular cartilage and its variation with age, *J. Bone Joint Surg*. 1980 Oct;62(7):1102-17.

RYDELL, N. W. Forces acting on the femoral head-prosthesis. A study on strain gauge supplied prostheses in living persons. Acta Orthop Scand, 1966;37:Suppl 88:1-132.. SSN 0001-6470. Disponível em: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5937976>>.

SCHUMAKER, L. Spline functions: basic theory. Cambridge University Press. 2007.

SILVA Jr W; NETO WA. Fisiologia da micção. In: D'Ancona CAL, editor. **Avaliação urodinâmica e suas aplicações clínicas**. Atheneu Ed; 2015, p. 1-7.

TAKEYA, T. Notas de Aula: Análise experimental de estruturas. São Carlos - SP: Universidade de São Paulo - USP: 13-42 p. 2000.

YOSHIMURA, N; CHANCELLOR, MB. Neural control of the lower urinary tract. In: Wein AJ, Kavoussi LR, Novick AC et al, editors. Campbell-Walsh Urology. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 2010. v.3, p.1800-13. SECTION XIV.

YOSHIMURA, N; KAIHO, Y; MIYAZATO, M et al. Therapeutic receptor targets for lower urinary tract dysfunction. Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmacol. 2008;377(4-6):437-48.

APÊNDICES

APÊNDICES

Apêndice A – Gráficos dos dados coletados nos experimentos sem tratamento estatístico (Gráficos 7 ao 18)

Gráfico 31 – Dados do Animal 01

Gráfico 32 – Dados do Animal 02

Gráfico 33 – Dados do Animal 03

Gráfico 34 – Dados do Animal 04

Gráfico 35– Dados do Animal 05

Gráfico 36 – Dados do Animal 06

Gráfico 37 – Dados do Animal 07

Gráfico 38 – Dados do Animal 08

Gráfico 39 – Dados do Animal 09

Gráfico 40 – Dados do Animal 10

Gráfico 41 – Dados do Animal 11

Gráfico 42 – Dados do Animal 12

Apêndice B – Gráficos da Análise Estatística dos Experimentos

Apêndice B-1 – Gráficos Animal 1 (Gráficos do 19 ao 24; Tabelas 07 a 10)

Gráfico 43 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 01 sem tratamento estatístico

Gráfico 44 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 32 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 1

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.09649	0.00128	75.23	<.0001
Linear (Tempo)	0.00092982	0.00000375	248.09	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 45 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

O Gráfico 3 demonstra quantas flexões seriam necessárias em uma reta para que ela possa desenhar a curva que descreve a relação entre os dados. Caso não seja necessário nenhuma flexão, isso significa que uma reta descreveria a relação. No caso do Gráfico 3, bastaria apenas uma flexão para descrever como o tempo se relaciona com os valores do transdutor.

Gráfico 46 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 33 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.10396	0.00244	42.61	<.0001
Linear (PIV)	0.03729	0.00029367	126.98	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 47 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Modelo que descreve simultaneamente a relação entre o tempo e a PIV, como variáveis independentes, e o valor do Transdutor:

Tabela 34 – Correlação entre o Tempo e a PIV

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.09708	0.00125	77.48	<.0001
Linear (PIV)	0.00034113	0.00100	0.34	0.7333
Linear (Tempo)	0.00091955	0.00002436	37.75	<.0001

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 48 – Curva que descreve a relação entre o volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 35 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.11084	0.00198	56.12	<.0001
Linear (Volume)	0.05549	0.00035893	154.61	<.0001

Apêndice B-2 – Gráficos Animal 2 (Gráficos do 25 ao 31; Tabelas 11 a 13)

Gráfico 49 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 02 sem tratamento estatístico

Gráfico 50 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 36 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 2

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Value t	Pr > t
Interceptação	-0.00092354	0.00020746	-4.45	<.0001
Linear (Tempo)	0.00003300	3.866986E-7	85.34	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 51 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 52 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 37 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.00049379	0.00021186	-2.33	0.0200
Linear (PIV)	0.00111	0.00001344	82.56	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 53 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 54 – Curva que descreve a relação entre o volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 38 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00005686	0.00020258	0.28	0.7790
Linear (Volume)	0.00199	0.00002388	83.27	<.0001

Gráfico 55 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Apêndice B-3 – Gráficos Animal 3 (Gráficos do 32 ao 38; Tabelas 14 a 16)

Gráfico 56 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 03 sem tratamento estatístico

Gráfico 57 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 39 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 3

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00076956	0.00046744	1.65	0.1000
Linear (Tempo)	0.00007309	8.904297E-7	82.09	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p=0,1$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p<0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 58 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 59 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 40 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.01644	0.00055204	29.79	<.0001
Linear (PIV)	0.00067334	0.00001598	42.14	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 60 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 61 – Curva que descreve a relação entre o volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 41 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00312	0.00046459	6.71	<.0001
Linear (Volume)	0.00438	0.00005601	78.20	<.0001

Apêndice B-4 – Gráficos Animal 4 (Gráficos do 39 ao 45; Tabelas 17 a 19)

Gráfico 63 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 04 sem tratamento estatístico

Gráfico 64 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 42 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 4

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.00019311	0.00020711	-0.93	0.3514
Linear (Tempo)	0.00005054	3.945348E-7	128.11	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p=0,35$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p<0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 65 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 66 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 67 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 43 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00049513	0.00025714	1.93	0.0545
Linear (PIV)	0.00216	0.00002149	100.60	<.0001

Gráfico 68 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 69 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 44 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Intercept	0.00094219	0.00022418	4.20	<.0001
Linear (Volume)	0.00337	0.00002959	113.83	<.0001

Apêndice B-5 – Gráficos Animal 5 (Gráficos do 46 ao 52; Tabelas 20 a 22)

Gráfico 70 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 05 sem tratamento estatístico

Gráfico 71 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 45 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 5

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00526	0.00022264	23.62	<.0001
Linear (Tempo)	0.00005631	5.93031E-7	94.96	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 72 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 73 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 74 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Modelo que descreve simultaneamente a relação entre o tempo e a PIV, como variáveis independentes, e o valor do Transdutor:

Tabela 46 – Correlação entre o Tempo e a PIV

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.00502	0.00036343	-13.81	<.0001
Linear (PIV)	0.00310	0.00003691	84.06	<.0001

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 75 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 76 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 47 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00724	0.00022253	32.54	<.0001
Linear (Volume)	0.00338	0.00003872	87.26	<.0001

Apêndice B-6 – Gráficos Animal 6 (Gráficos do 53 ao 59; Tabelas 23 a 25)

Gráfico 77 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 06 sem tratamento estatístico

Gráfico 78 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 48 – Relação entre tempo e transdutor: animal 6

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.09884	0.00262	-37.78	<.0001
Linear (Tempo)	0.00071476	0.00000473	150.99	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 79 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 80 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 81 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Modelo que descreve simultaneamente a relação entre o tempo e a PIV, como variáveis independentes, e o valor do Transdutor:

Tabela 49 – Correlação entre o Tempo e a PIV

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Intercept	0.05739	0.00298	19.28	<.0001
Linear (PIV)	0.03178	0.00037695	84.31	<.0001

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 82 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 83 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 50 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.07729	0.00263	-29.37	<.0001
Linear (Volume)	0.04291	0.00030002	143.03	<.0001

Apêndice B-7 – Gráficos Animal 7 (Gráficos do 60 ao 66; Tabelas 26 a 28)

Gráfico 84 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 07 sem tratamento estatístico

Gráfico 85 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 51 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 7

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00738	0.00030652	24.07	<.0001
Linear (Tempo)	0.00005609	9.277573E-7	60.46	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 86 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 87 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 88 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Modelo que descreve simultaneamente a relação entre o tempo e a PIV, como variáveis independentes, e o valor do Transdutor:

Tabela 52 – Correlação entre o Tempo e a PIV

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02149	0.00032845	65.44	<.0001
Linear (PIV)	0.00138	0.00007194	19.18	0.7333

O GAM sugere que os valores do transdutor recebem efeito do tempo, mas não do PIV (embora correlacionados).

Gráfico 89 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 90 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 53 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.00943	0.00031065	30.36	<.0001
Linear (Volume)	0.00334	0.00006204	53.87	<.0001

Apêndice B-8 – Gráficos Animal 8 (Gráficos do 67 ao 73; Tabelas 29 a 31)

Gráfico 91 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 08 sem tratamento estatístico

Gráfico 92 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 54 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 8

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.02321	0.00080889	-28.69	<.0001
Linear (Tempo)	0.00009601	0.00000186	51.62	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 93 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 94 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 55 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.01184	0.00057699	-20.53	<.0001
Linear (PIV)	0.00114	0.00001961	57.93	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 95 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 96 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 97 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 56 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.02004	0.00079243	-25.29	<.0001
Linear (Volume)	0.00578	0.00011736	49.26	<.0001

Apêndice B-9 – Gráficos Animal 9 (Gráficos do 74ao 80; Tabelas 32 a 34)

Gráfico 98 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 09 sem tratamento estatístico

Gráfico 99 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 57 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 9

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02091	0.01063	1.97	0.0495
Linear (Tempo)	0.00113	0.00002562	44.17	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 100 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 101 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 58 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.18099	0.00901	20.10	<.0001
Linear (PIV)	0.01242	0.00033655	36.91	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 102 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 103 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 104 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 59 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.05737	0.01013	5.66	<.0001
Linear (Volume)	0.06841	0.00158	43.24	<.0001

Apêndice B-10 – Gráficos Animal 10 (Gráficos do 81 ao 87; Tabelas 35 a 37)

Gráfico 105 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 10 sem tratamento estatístico

Gráfico 106 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mv), explicada por um GAM

Tabela 60 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 10

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.01700	0.00106	-16.06	<.0001
Linear (Tempo)	0.00007342	0.00000225	32.69	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 107 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 108 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 61 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.01106	0.00122	-9.06	<.0001
Linear (PIV)	0.00211	0.00008712	24.22	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 109 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 110 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 111 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 62 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	-0.01444	0.00102	-14.21	<.0001
Linear (Volume)	0.00438	0.00013746	31.87	<.0001

Apêndice B-11 – Gráficos Animal 11 (Gráficos do 88 ao 94; Tabelas 38 a 40)

Gráfico 112 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 11 sem tratamento estatístico

Gráfico 113 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 63 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 11

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02411	0.00020461	117.84	<.0001
Linear (Tempo)	0.00000440	3.377598E-7	13.03	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 114 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 115 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 64 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02677	0.00023510	113.86	<.0001
Linear (PIV)	-0.00015515	0.00007058	-2.20	0.0282

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,02$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 116 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 117 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 118 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 65 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02429	0.00020451	118.77	<.0001
Linear (Volume)	0.00025888	0.00002119	12.22	<.0001

Apêndice B-12 – Gráficos Animal 12(Gráficos do 95 ao 101; Tabelas 41 a 43)

Gráfico 119 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 12 sem tratamento estatístico

Gráfico 120 – Curva que descreve a relação entre o Tempo(s) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 66 – Relação entre Tempo e Transdutor: Animal 12

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor	Pr > t
Interceptação	0.01107	0.00035857	30.87	<.0001
Linear (Tempo)	0.00005140	7.304365E-7	70.37	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o tempo (em segundos) e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o tempo e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma aproximada de uma parábola.

Gráfico 121 – Curva que descreve a relação entre o tempo(s) e o sinal do transdutor(mV)

Gráfico 122 – Curva que descreve a relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Tabela 67 – Relação entre o PIV e Transdutor

Modelo de Análise de Regressão Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor t	Pr > t
Interceptação	0.02423	0.00026279	92.22	<.0001
Linear (PIV)	0.00311	0.00005405	57.51	<.0001

A tabela acima evidencia uma significativa relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$).

A figura a seguir mostra a forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV e o valor do Transdutor ($p < 0,01$) e sugerindo uma relação em forma de uma parábola.

Gráfico 123 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o PIV(mmHg) e o valor do Transdutor(mV)

Gráfico 124 – Curva que descreve a relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV), explicada por um GAM

Gráfico 125 – Forma do componente de suavização para este modelo, rejeitando a hipótese de linearidade na relação entre o Volume(ml) e o valor do Transdutor(mV)

Tabela 68 – Relação entre o Volume e o Transdutor

Modelo de Análise de Regressão				
Estimativa de Parâmetros				
Parâmetro	Estimado	Erro Padrão	Valor	Pr > t
Interceptação	0.01253	0.00036030	34.79	<.0001
Linear (Volume)	0.00309	0.00004641	66.52	<.0001

Apêndice C – Funcionamento do Extensômetro

C-1. Desenvolvimento Matemático

O protótipo desenvolvido utilizou um conversor analógico-digital (DAC), modelo NI USB 6009, fabricado pela National Instruments e extensômetros fabricados pela Excel Sensor. O desenvolvimento matemático a seguir tem como fonte o trabalho apresentado por Takeya (2000), e o trabalho “Medindo distensão com Strain Gauges”, Publicação: Jan 09, 2013 e disponível pelo site www.ni.com/white-paper/3642/pt.

A relação entre a deformação ε e a variação da resistência elétrica, $\Delta R/R$ foi comprovada pela primeira vez por Lord Kelvin em suas experiências, e pode ser equacionada, como se mostrado a seguir:

A resistência elétrica do segmento de fio vale: (1) $R = \frac{\rho \cdot l}{A}$

A diferenciação da expressão (1) resulta em: $dR = \frac{A(\rho \cdot dl + l \cdot d\rho) - \rho \cdot l \cdot dA}{A^2}$ (2)

O volume do fio vale $V = A \cdot l$, e, portanto:

$$dV = A \cdot dl + l \cdot dA \quad (3)$$

dV é a variação do volume que também pode ser escrita em termos da deformação causada pela solicitação do fio:

$$dV = l \cdot (1 + \varepsilon) \cdot A \cdot (1 - \nu \cdot \varepsilon)^2 - A \cdot l \quad (4)$$

onde: ν é o coeficiente de Poisson do material do fio.

Como ε é um número pequeno, vale a seguinte aproximação:

$$(1 - \nu \cdot \varepsilon)^2 \approx (1 - 2 \cdot \nu \cdot \varepsilon)$$

Assim, a expressão (4) pode ser reescrita como:

$$dV = l \cdot (1 + \varepsilon) \cdot A \cdot (1 - 2 \cdot \vartheta \cdot \varepsilon) - A \cdot l,$$

que, após as simplificações se transforma em:

$$dV = A \cdot l \cdot \varepsilon \cdot (1 - 2 \cdot \vartheta) \quad (5)$$

Igualando as expressões (3) e (5) obtém-se:

$A \cdot dl + l \cdot dA = A \cdot l \cdot \varepsilon \cdot (1 - 2 \cdot \vartheta)$, que após as simplificações se transforma em:

$$l \cdot dA = -2 \cdot \vartheta \cdot A \cdot dl \quad (6)$$

Substituindo a expressão (6) na expressão (2) obtém-se:

$dR = \frac{A \cdot (\rho \cdot dl + l \cdot d\rho) - \rho \cdot (-2 \cdot \vartheta \cdot A \cdot dl)}{A^2}$, que após as simplificações se transforma em:

$$\frac{dR}{R} = \frac{\left[\frac{\rho \cdot dl \cdot (1 + 2 \cdot \vartheta)}{A} + \frac{l \cdot d\rho}{A} \right]}{\rho \cdot l / A} \quad (7)$$

Dividindo membro a membro a expressão (7) pela expressão (1) obtém-se:

$$\frac{dR}{R} = \frac{\left[\frac{\rho \cdot dl \cdot (1 + 2 \cdot \vartheta)}{A} + \frac{l \cdot d\rho}{A} \right]}{\rho \cdot l / A}, \text{ que após as simplificações se transforma em:}$$

$$dR = \frac{dl}{l} \cdot (1 + 2 \cdot \vartheta) + \frac{d\rho}{\rho}, \text{ que em termos finitos pode ser escrita como:}$$

$$\frac{\Delta R}{R} = \frac{\Delta l}{l} (1 + 2 \cdot \vartheta) + \frac{\Delta \rho}{\rho}, \text{ que com a substituição de } \frac{\Delta l}{l} = \varepsilon, \text{ resulta em:}$$

$$\frac{\Delta R}{R} = \varepsilon \cdot (1 + 2 \cdot \vartheta) + \frac{\Delta \rho}{\rho}, \text{ que pode ser reescrita como:}$$

$$\frac{\Delta R}{R} = \left(1 + 2 \cdot \vartheta + \frac{\Delta \rho / \rho}{\varepsilon} \right) \cdot \varepsilon \quad (8)$$

As experiências mostram que o termo entre parênteses é praticamente uma constante para os valores de formação que normalmente são medidos.

Portanto a expressão (8) pode ser agora escrita como:

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \varepsilon \quad (9) \quad \text{com:} \quad k = \left(1 + 2 \cdot \nu + \frac{\Delta \rho / \rho}{\varepsilon} \right) \quad (10)$$

O valor k é denominado fator do extensômetro (“gauge factor”), é composto de três parcelas que exprimem individualmente os três fenômenos físicos que causam a variação da resistência elétrica do fio solicitado: as duas primeiras correspondem ao fenômeno da variação das dimensões do fio (1 para o comprimento e $2 \cdot \nu$ para a área da seção transversal); a terceira parcela corresponde ao fenômeno da variação da resistividade do material também chamado efeito piezo-resistivo.

Os extensômetros atualmente fabricados utilizam as ligas metálicas que apresentam o fator k entre os valores 2 e 4, conforme indicado na tabela a seguir.

Tabela 69 – Tabela de Materiais Utilizados na Construção do Extensômetro

Liga metálica	Composição	Fator k
Advance ou constantã	45% Ni, 55% Cu	2,1
Nichrome V	80% Ni, 20 Cr	2,1
Isoelastic	36% Ni, 8% Cr, 0,5% Mo, 55,5% Fe	3,6
Karma	74% Ni, 20% Cr, 3% Al, 3% Fe	2,0
Armour D	70% Fe, 20% Cr, 10% Al	2,0
Platinum tungsten	92% Pt, 8% W	4,0

Utiliza-se também o material semicondutor, normalmente o silício, na fabricação do extensômetro, e neste caso o fator k tem valores muito maiores, em torno de 150, que ainda pode ser positivo ou negativo dependendo do tipo e do grau de “impureza” existente no cristal de silício.

C-2. Tipologia

Como descrito por Takeya (2000), podemos classificar os extensômetros elétricos de resistência em dois grupos: condutor livre, e condutor colado.

Os extensômetros de condutor livre são os do tipo Carlson, que foi descrito no parágrafo 1.1 e 1.2, os fios são metálicos feitos com uma das ligas metálicas relacionadas na Tabela 44, acima. Sendo que estes apresentam excelente desempenho principalmente em medições de longa duração, mas por causa do seu tamanho, atualmente é mais utilizado na fabricação de transdutores para instrumentação de grandes obras na construção civil.

Na Figura 22, apresenta-se um extensômetro do tipo Carlson para medição de deformação no interior de peças de concreto, e que por isso é moldado junto com o concreto. O modelo apresentado tem apenas dois fios (r_1 e r_2) e, portanto, a ponte de *Wheatstone* deve ser completada por resistores internos ao aparelho indicador da leitura do extensômetro.

Se os fios r_1 e r_2 forem ligados em série como mostra o esquema de ligação da Figura 22, o instrumento se transforma em sensor de temperatura, pois a deformação DL provoca efeitos de sinais contrários nos fios r_1 e r_2 , que ficam cancelados na ligação em série, permanecendo apenas a variação da resistência do fio provocada pela variação de temperatura.

Figura 21 – Extensômetro de condutor livre tipo Carlson, para ser embutido no concreto (Takeya, 2000)

Os extensômetros de condutor colado são os do tipo SR-4. O condutor constituído de liga metálica pode ser em forma de fio (wire gauge) ou em forma de lâmina (foil gauge).

No primeiro caso, o extensômetro é constituído por um fio de diâmetro muito pequeno (0,015 a 0,030 mm) em forma de ziguezague, fixado numa base de papel ou plástico (Figura 23.a). A finalidade principal da base, além de proporcionar a manutenção da forma do extensômetro no seu manuseio e de auxiliar o seu posicionamento correto, é de promover o isolamento elétrico do fio em relação ao material no qual está sendo fixado. A forma em ziguezague é necessária para que o fio tenha o comprimento que proporcione a sensibilidade desejada, com o tamanho adequado para cada aplicação.

No segundo caso, a lâmina de espessura muito pequena (0,003 a 0,010 mm) tem também a forma de ziguezague e está fixada numa base de plástico (Figura 23b). A forma final da lâmina é obtida por técnica semelhante à fabricação de circuito impresso chamada foto-fabricação: sobre uma lâmina íntegra, grava-se através de processo fotográfico uma fina camada de um material impermeável com o desenho desejado, chamada máscara fotossensível; em seguida elimina-se a parte da lâmina não gravada através de corrosão por produto químico.

Extensômetros baseados em material semiconductor, são constituídos por um filamento de silício de forma retangular e de espessura muito fina, fixado numa base de plástico (Figura 23.c). Este tipo de extensômetro, o fator gauge (k) é muito maior que no caso do extensômetro de liga metálica, cerca de 100 vezes mais, o elemento sensor não precisa ter a forma de grade, pois com pequenos comprimentos é possível obter a sensibilidade necessária para a maioria das aplicações. As principais desvantagens do semiconductor em relação à liga metálica são a sua alta sensibilidade às variações de temperatura e a não-linearidade (o efeito piezo-resistivo é muito maior que as outras duas parcelas que compõem o fator do extensômetro), tornando-o inviável para certos tipos de aplicações.

Figura 22 – Extensômetros de condutor colado tipo SR-4 (Takeya, 2000)

Na Figura 24 apresentam-se os modelos de extensômetros especiais mais utilizados. São todos de liga metálica e em forma de lâmina; a resistência elétrica do condutor pode ter o valor de 120Ω ou 350Ω , e o fator do extensômetro tem aproximadamente o valor 2.

Figura 23 – Exemplos de modelos de extensômetros especiais mais utilizados
(Takeya, 2000)

ANEXOS

ANEXOS

Anexo A – Comissão de Ética em Experimentação Animal

<div data-bbox="488 427 1091 488"><p>UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO</p></div> <div data-bbox="509 512 1074 546"><p>Comissão de Ética em Experimentação Animal</p></div> <div data-bbox="727 573 853 600"><p>3602-3301</p></div> <div data-bbox="638 757 1074 799"><p>CERTIFICADO</p></div> <div data-bbox="362 952 1350 1314"><p>Certificamos que o Protocolo para Uso de Animais em Experimentação nº 030/2013, sobre o projeto intitulado “<i>Monitoramento volumétrico contínuo da bexiga neurogênica.</i>”, sob a responsabilidade do Professor Doutor Silvio Tucci Junior está de acordo com os Princípios Éticos em Experimentação Animal adotado pelo Conselho Nacional de Controle de Experimentação Animal (CONCEA) e foi APROVADO em reunião de 27 de maio de 2013.</p></div> <div data-bbox="362 1444 1350 1576"><p>We certify that the protocol nº 030/2013, entitled “<i>Continuous volumetric monitoring of neurogenic bladder</i>”, is in accordance with the Ethical Principles in Animal Research adopted by the National Council for the Control of Animal Experimentation (CONCEA) and was approved by the Local Animal Ethical Committee from the School of Medicine of Ribeirão Preto of the University of São Paulo in 05/27/2013.</p></div> <div data-bbox="818 1688 1294 1724"><p>Ribeirão Preto, 27 de maio de 2013.</p></div> <div data-bbox="807 1823 1310 2011"><div data-bbox="869 1823 1013 1915"> </div><p>Prof. Dr. Omero Benedicto Poli-Neto Presidente da Comissão de Ética em Experimentação Animal FMRP-USP</p></div>
---	---

Use of strain gauge for Continuous Monitoring of detrusor tension. Experimental study in rabbits².

Utilização de Extensômetro para Monitoramento Contínuo da Tensão do Detrusor.

Estudo Experimental em Coelho

Wilson Seluque Ferreira ^I, Marcelo Cassini Ferreira ^{II}, Haylton Jorge Suaid ^{III}, Hélio Rubens Machado^{IV},
Silvio Tucci Jr ^V

^I MD, Fellow PhD degree, Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

^{II} PhD, Associate Professor, Division of Urology, Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

^{III} PhD, Associate Professor, Division of Urology, Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

^{IV} PhD, Associate Professor, Division of Neurology, Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

^V PhD, Associate Professor, Division of Urology, Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

ABSTRACT

Purpose: To develop and demonstrate the operation of equipment for continuous monitoring of detrusor pressure in rabbits during bladder filling phase, and its correlation with the bladder volume. **Methods:** We used 12 rabbits of New Zealand race. After anesthesia, the bladder was exposed and the urethra was clogged with ligation. The voltage sensor was sutured to the detrusor and made cystostomy puncture, used for filling and voiding cystometry and assessed by a urodynamic equipment. **Results:** The analysis of data revealed a very important correlation between the data, checking a large correlation between the infused data volume in the bladder due to the curve generated for the intravesical pressure which, in turn, follows the curve of the read voltage in the wall bladder from the same animal. It was found that the data are very close to each other, such as the volume infused and the final voltage in mV read by equipment developed. **Conclusion:** The equipment was developed and based on the results, was adequate for the continuous monitoring of bladder detrusor pressure and its correlation with bladder volume in rabbits during bladder filling phase.

Key words: Tension in the bladder wall. Monitoring of Bladder. Strain gauge.

RESUMO

Objetivos: Desenvolver e demonstrar o funcionamento de um equipamento para monitoramento contínuo da tensão do detrusor, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical, e sua correlação com o volume vesical. **Métodos:** Foram utilizadas 12 coelhas da raça Nova Zelândia. Após anestesia, a bexiga foi exposta e a uretra foi obstruída com ligadura. O sensor de tensão foi suturado ao detrusor e confeccionada cistostomia por punção, utilizada para enchimento e esvaziamento vesical e cistometria, avaliada por um equipamento de urodinâmica. **Resultados:** A análise dos dados revelou uma correlação muito importante entre os dados, verificando uma grande correlação entre os dados de volume infundido na bexiga em função da curva gerada para a pressão intravesical que, por sua vez, acompanha a curva da tensão lida na parede vesical do mesmo animal. Verificou-se que os dados são muito próximos uns dos outros, tais como o volume infundido e a tensão final em mV, lida pelo equipamento desenvolvido. **Conclusão:** O equipamento foi desenvolvido e, com base nos resultados obtidos, mostrou-se adequado para o monitoramento contínuo da tensão vesical do detrusor e sua correlação com o volume vesical, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical.

Descritores: Tensão na parede vesical. Monitoramento da Bexiga. Extensômetro.

² Department of Surgery and Anatomy, Ribeirão Preto Faculty of Medicine, University of São Paulo, Brazil.

Introdução

O complexo controle da micção envolve a integridade das conexões entre o encéfalo, a medula espinhal, nervos periféricos e o trato urinário inferior. Este é innervado pelos sistemas simpático, parassimpático e somático com axônios aferentes e eferentes¹. A integridade e a ação coordenada de todo esse sistema permitem que ocorram as fases de armazenamento e esvaziamento vesical.

Uma característica da fase de armazenamento da urina na bexiga é a constante baixa pressão intravesical decorrente da capacidade de acomodação do detrusor ao volume líquido crescente (denominada complacência vesical) por ação da via aferente parassimpática, enquanto que a atividade simpática atua na oclusão da uretra além de inibir contrações vesicais². Contribui também para a continência, nesta fase, o aumento da atividade esfinteriana decorrente de estímulos eferentes do nervo pudendo.

A capacidade de sensação de enchimento vesical é fator importante durante o armazenamento da urina. Quando o volume vesical atinge o limiar que induz a micção, inicia-se a fase de esvaziamento. Os sinais aferentes estimulam as vias parassimpáticas e inibem as vias simpática e somática, levando ao relaxamento do esfíncter uretral seguido da contração sustentada do detrusor ocasionando micção com bom fluxo e baixa pressão³. Finda a micção inicia-se nova fase de armazenamento.

As disfunções vésico-esfinterianas são complicações frequentes em pacientes portadores de lesão medular ou doenças do sistema nervoso. A avaliação de pacientes com distúrbios miccionais neurogênicos requer um bom entendimento da fisiologia da micção, bem como das alterações fisiopatológicas que podem

ocorrer em virtude de variadas doenças neurológicas, tanto congênitas como, por exemplo, as mielomeningoceles, quanto às adquiridas, onde o trauma raquimedular é o grande exemplo.

O centro medular da micção, localizado ao nível medular S2-S4 e conectado ao centro pontino da micção, coordena o sinergismo vésico-esfinteriano. Nas lesões medulares acometendo segmentos abaixo de S2 a arreflexia detrusora⁴ é o padrão usual devido à lesão do centro da micção, com mecanismo esfinteriano apresentando tônus moderado. Estes pacientes apresentam dificuldade miccional e, geralmente, perda total ou parcial da sensibilidade vesical. Nesta situação a micção por transbordamento pode ocorrer⁵.

A ideia da utilização de extensômetros para o monitoramento contínuo da tensão do detrusor surgiu a partir da experiência obtida na medição da pressão intracraniana apresentada no "International Conference on Intracranial Pressure and Brain Monitoring, 2010"⁶. Também pelo fato do mesmo dispositivo ter sido utilizado em diversos trabalhos de medidas biológicas, tais como o apresentado por Page⁷.

Métodos

Para este experimento foram utilizadas 12 coelhas da raça "Nova Zelândia" com aproximadamente 2,5 Kg de peso e os experimentos foram autorizados pela Comissão de Ética em Experimentação Animal da FMRP-USP.

Inicialmente o sensor tipo extensômetro foi adaptado à utilização proposta para este tipo de experimento, tendo sua grade sensível invertida e seu substrato foi aumentado para

proporcionar a correta fixação na bexiga do animal. A figura 1 ilustra esta alteração.

FIGURA 1 – Extensômetro customizado

Após sedação e exposição da bexiga, procedeu-se a falsa ligadura no colo vesical. Na porção medial da bexiga foi fixado o sensor de tensão do músculo detrutor de modo transversal (Figura 2), suturando suas extremidades na musculatura vesical com quatro pontos de Prolene® 6-0. Posteriormente, foi confeccionada uma cistostomia por punção entre o sensor e o colo vesical, por meio de um Abocath® número 16, utilizada para o enchimento e esvaziamento da bexiga e para a aferição da pressão intravesical (Cistometria).

FIGURA 2 – Fixação do sensor na bexiga

O equipamento de medição da tensão da parede muscular foi constituído de um extensômetro de lâmina tendo sua grade sensível invertida e impedância de 350 Ω , montada na configuração de ponte completa. O extensômetro foi envolvido em resina de silicone, para minimizar o efeito da umidade. Foi acoplado em um sistema DAC-6005 da empresa National Instruments® que, interligado a um notebook, fez a aquisição, condicionamento e armazenamento dos dados em milivolts (mV). O experimento também utilizou

uma bomba injetora tipo seringa, para injeção de soro fisiológico na bexiga e um equipamento de urodinâmica, para monitoramento da pressão interna à bexiga do animal.

Resultados

O gráfico 1 ilustra os dados colhidos de um dos animais, para a tensão na parede dada em mV, a pressão intra-vesical (PIV), dada em mmHg e o volume infundido, dado em ml.

Gráfico 1 – Demonstra a relação dos dados colhidos do animal 01 sem tratamento estatístico

Para cada animal, objetivando descrever as associações entre os valores obtidos do transdutor (em mV) como variável dependente, o tempo (em segundos) e o PIV (em mmHg) como variáveis independentes, foram utilizados modelos aditivos generalizados (usualmente denotados por GAM, do inglês generalized additive models). Entre outros recursos, o GAM permite uma modelagem não-paramétrica dos dados, oferecendo assim maior flexibilidade na determinação da forma matemática da relação entre a variável dependente e as variáveis independentes de interesse (DOBSON; BARNETT, 2011). No presente estudo, foram utilizadas funções splines (SCHUMAKER, 2007) para a obtenção de curvas suavizadas que caracterizem a relação entre os valores obtidos do transdutor e as variáveis independentes. Para ajuste dos modelos, foi utilizado o software SAS versão 9.2 (CAI, 2008). Adotou-se um nível de significância de 0,05 para os testes de hipóteses obtidos dos modelos. A análise estatística dos dados para os 12 animais apresentou significativa relação entre o tempo e o valor do transdutor, entre o valor do transdutor e a pressão intravesical e entre o valor do transdutor e o volume de líquido infundido na bexiga, com $p < 0,01$. A tabela um apresenta os valores iniciais e finais para as tensões lidas pelo equipamento, bem como o volume final, considerando o volume inicial igual a zero.

Tabela 1 – Relação entre a Tensão (inicial e final) da Parede da Bexiga e Capacidade em (ml)

Animal Número	Tensão Inicial (mV)	Tensão Final (mV)	Volume Final (ml)
01	0,005	0,580	10
02	0,085	0,402	15
03	-0,028	0,435	15
04	0,018	0,553	15
05	-0,014	0,386	10
06	-0,015	0,507	15
07	-0,021	0,438	15
08	-0,074	0,754	12
09	0,053	0,683	11
10	0,004	0,201	13
11	0,008	0,202	17
12	-0,008	0,587	13

Discussão

O extensômetro oferece muitas vantagens sobre outras técnicas de medição. Eles são muito sensíveis e podem medir a deformação diretamente. Quando devidamente protegidos, eles podem ser utilizados em ambientes corrosivos ou húmidos e realizarem o monitoramento contínuo de esforços que variam dinamicamente. A utilização *in vitro* mais comum para os extensômetros, foi para se determinar a distribuição de tensões e estresse em osso de cadáver, sob várias condições de carga e na avaliação de implantes.

Um dos desafios enfrentados na utilização de extensômetro *in vivo* é a determinação de um ponto zero de deformação, consistente. Visto que os ossos são sempre carregados por músculos em animais vivos, não sendo possível definir uma postura em que a carga no osso seja zero. Medidores podem ser utilizados para medir alterações na deformação em ossos, em relação a algum "zero" estabelecido durante uma atividade específica. Recentemente o extensômetro foi utilizado para a medida da pressão intracraniana, como mencionado anteriormente.

Um fator importante, ocorrido durante os estudos preliminares, foi a definição da posição onde seria fixado o transdutor na bexiga. Várias medidas foram tomadas para se verificar qual a posição de maior distensão das paredes, pois verificou-se haver uma diferença significativa entre as diversas possibilidades de fixação e definiu-se que a porção medial da bexiga seria o melhor local

As medidas referentes à aquisição efetuada pelo equipamento desenvolvido, foram apresentadas em milivolts (mV), formato no qual foram adquiridas diretamente do extensômetro, com a finalidade de minimizar interferências. Esta medida poderá ser transformada em medida de tensão da parede dada em microstrain, ou outra medida de força qualquer, entretanto, o objetivo deste trabalho foi apenas o de verificar a existência de uma correlação entre a tensão lida pelo equipamento do extensômetro fixado à bexiga, com relação ao volume de líquido infundido e a pressão intravesical.

Conclusão

O equipamento foi desenvolvido e o seu funcionamento foi demonstrado através dos gráficos e análise estatística, como sendo um equipamento adequado para monitoramento contínuo da tensão do detrusor, em coelhos, durante a fase de enchimento vesical, e sua correlação com o volume vesical foi comprovada.

Referências

1. YOSHIMURA, N; CHANCELLOR, MB. **Neural control of the lower urinary tract**. In: Wein AJ, Kavoussi LR, Novick AC et al, editors. Campbell-Walsh Urology. 10th ed. Philadelphia: WB Saunders; 2010. v.3, p.1800-13.
2. YOSHIMURA, N; KAIHO, Y; MIYAZATO, M et al. **Therapeutic receptor targets for lower urinary tract dysfunction**. Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmacol. 2008;377(4-6):437-48.
3. SILVA Jr W; NETO WA. **Fisiologia da micção**. In: D'Ancona CAL, editor. Avaliação urodinâmica e suas aplicações clínicas. Atheneu Ed; 2015, p. 1-7.
4. ABRAMS, P; CARDOZO, L; FALL, M et al. **The standardisation of terminology of lower urinary tract function: report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society**. Neurol Urodynamics. 2002, 21:176-178.
5. ROCHA, FT; SAMMOUR, ZM. **Doenças neurológicas**. In: D'Ancona CAL, editor. Avaliação urodinâmica e suas aplicações clínicas. Atheneu Ed; 2015, p. 201-207.
6. MASCARENHAS, S. et al. **The new ICP minimally invasive method shows that the Monro-Kellie doctrine is not valid**. Acta Neurochir Suppl, v. 114, p. 117-20, 2012. ISSN 0065-1419. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22327675> >.
7. PAGE, A. E. et al. **Determination of loading parameters in the canine hip in vivo**. J Biomech, v. 26, n. 4-5, p. 571-9, 1993 Apr-May 1993. ISSN 0021-9290. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8478358> >.