

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS - UNICAMP

FACULDADE DE ENGENHARIA ELETRICA
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA BIOMEDICA

" ESTUDO PRELIMINAR PARA CONSTRUÇÃO DE UM OCLUSOR
ATIVO IMPLANTAVEL PARA COLOSTOMIAS "

Autor: Josué Bruginski de Paula

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Júnior†

Este exemplar corresponde a refeição final da tese
defendida por Josué Bruginski de
Paula p. la Comissão
Julgadora em 03 09 1992.
Alberto Cliquet Jr.
Orientador
A. CLIQUET Jr., Ph.D.

Depto. de Engenharia Biomédica

Tese de Mestrado apresentada à
Faculdade de Engenharia
Elétrica da UNICAMP em 03 de
Setembro de 1992.

CAMPINAS
1992

The bioengineer is "... one who approaches biological problems with the 'eye' of a physicist or an engineer, or looks at physical phenomena with the 'eye' of a biologist: in each case the starting point is the specific discipline."

I. Weinman, "From Medical Eletronics to Biomedical Engineering," Proceedings of the 5th Convention of Eletronic Control Engineering of Israel, Session 1 (Haifa, Israel, 1965), pp. 1-9.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho aos meus pais Odolar de Paula e Zuleika Bruginski de Paula, cujo amor, apoio, incentivo, compreensão e ensinamentos durante todos os momentos da minha vida, permitiram que eu mantivesse a cabeça erguida e os passos firmes.

Também dedico este trabalho à amiga Deiane, que sempre torceu pelo meu sucesso e que, aonde estiver, possa compartilhar da minha alegria.

AGRADECIMENTOS

Aos meus pais e familiares.

Aos meus amigos.

Aos meus mestres.

ÍNDICE

Lista de Gravuras	i
Lista de Gráficos e Quadros	ii
Resumo	iii
Abstract	iv
 Introdução	 01
 Objetivos	 04
 Capítulo 1: Anatomia	 05
1.1 - O Intestino Grosso	05
1.1.1 - Anatomia micro e macroscópica	05
1.1.2 - Vascularização	09
1.1.3 - Drenagem linfática	10
1.1.4 - Inervação	11
1.2 - O Esfíncter Anal	13
1.2.1 - Anatomia macroscópica	13
1.2.2 - Vascularização e drenagem linfática	16
1.2.3 - Inervação	16
 Capítulo 2: Fisiologia	 17
2.1 - O Intestino Grosso	17
2.1.1 - Atividade secretora	17
2.1.2 - Atividade absorptiva	18
2.1.3 - Atividade motora	20
2.1.4 - Atividade elétrica	23
2.1.5 - Gases colônicos	24
2.2 - O Esfíncter Anal	25
 Capítulo 3: O Paciente Colostomizado	 30
3.1 - O que é um colostomizado?	30
3.2 - Os cuidados com a colostomia	32
3.3 - Os problemas psico-sociais	35
3.4 - Enfermagem especializada	37
3.5 - Grupos de apoio	38
 Capítulo 4: A Incontinência e as Opções de Tratamento/Revisão Bibliográfica	 40
4.1 - Métodos apenas com dispositivos externos	40
4.1.1 - Botão de controle para colostomia (Colostomy Control Button)	40
4.1.2 - Conseal	41
4.1.3 - Dispositivo oclutor de estomas (Stomal Occlusive Device)	42
4.1.4 - Terapia de estimulação elétrica	43
4.2 - Métodos apenas com técnica cirúrgica	43
4.2.1 - Técnica de Ceulemans e Van Baden	43
4.2.2 - Ileostomia continente/Técnica de Kock	44
4.2.3 - Transposição do músculo grácil	45
4.2.4 - Reparo anal posterior	46
4.3 - Métodos com cirurgia e implante passivo	46
4.3.1 - Fio de Thiersch	46

4.3.2 - Retopexia	47
4.3.3 - Anel e balão oclutor	47
4.3.4 - Ileostomia continente usando válvula aórtica porcina	48
4.3.5 - Maclet System/Oclutor magnético de Erlangen	48
4.3.6 - Oclutor magnético uretral	50
4.3.7 - Condutos de carbono	51
4.4 - Métodos com cirurgia e implante ativo	51
4.4.1 - Modelo de Buuck/Esfíncter urinário artificial AMSB00	51
4.4.2 - Esfíncter artificial/Estudo preliminar	55
4.4.3 - Modelo de Rosen	56
4.4.4 - Modelo de Giori	56
4.4.5 - Modelo de Summers	57
4.4.6 - Estimulador eletro-neuronal das raízes sacrais anteriores	57
4.4.7 - Estimulador implantável condicionador do nervo pudendo	58
 Capítulo 5: Proposta de um Novo Modelo de Oclutor para Colostomias	59
5.1 - O oclutor implantável ideal	59
5.2 - Proposta de um novo modelo	61
 Capítulo 6: Materiais e métodos	64
6.1 - Grupo A	64
6.1.1 - Materiais	64
6.1.1.1 - Cólon	64
6.1.1.2 - Cuba de ensaios	65
6.1.1.3 - Fita constritora	65
6.1.1.4 - Registro da pressão intraluminal	66
6.1.2 - Método A	67
6.2 - Grupo B	69
6.2.1 - Materiais	69
6.2.1.1 - Cólon	69
6.2.1.2 - Cuba de ensaios	69
6.2.1.3 - Fita constritora	69
6.2.1.4 - Registro da pressão intraluminal	69
6.2.1.5 - Máquina de tração	69
6.2.1.6 - Célula de carga	70
6.2.2 - Método B	72
 Capítulo 7: Resultados e Discussões	73
7.1 - Comprimentos e perímetros	73
7.2 - Pressão x perímetro - Grupo A	75
7.3 - Pressão x perímetro - Grupo B	78
7.3 - Pressão x perímetro - Grupo A + B	81
7.4 - Força de tração x perímetro - Grupo B	83
7.5 - Força de tração, perímetro, pressão x tempo Grupo B	88
7.6 - Porcentagem de cólons continentes x perímetro Grupo A + B	99
7.7 - Considerações gerais	101
7.8 - Proposições futuras	101

Capítulo 8: Conclusões	103
Apêndice	104
Referências bibliográficas	109

Lista de Gravuras

* O número da página da gravura é o mesmo da página do texto em que ela é citada, e a designação "A" indica o verso da página anterior.

Fig. 1.01 - Intestino Grosso	5-A
Fig. 1.02 - Intestino Grosso ao Microscópio Óptico	6-A
Fig. 1.03 - Ceco	7-A
Fig. 1.04 - Reto / Válvulas de Houston	8-A
Fig. 1.05 - Artérias do Intestino Grosso	9-A
Fig. 1.06 - Artérias Terminais / Ramos Curtos e Longos	10-A
Fig. 1.07 - Drenagem Linfática	11-A
Fig. 1.08 - Esfíncter Anal	13-A
Fig. 1.09 - Esfíncter Anal / Detalhe	13-A
Fig. 1.10 - Anel Muscular Anorretal	15-A
Fig. 1.11-A/B - Modelos Anatômicos do Esfíncter Anal	15-A
Fig. 2.01 - Movimento de Segmentação	21-A
Fig. 2.02 - Movimento Propulsão Haustal	21-A
Fig. 2.03 - Movimento de Massa	22-A
Fig. 2.04 - Princípio de Registro da Pressão Intraluminal	22-A
Fig. 3.01 - Colostomia / Estoma	30-A
Fig. 3.02 - Bolsas Coletoras	32-A
Fig. 3.03 - Colocação das Bolsas Coletoras	33-A
Fig. 3.04 - Método de Irrigação / Acessórios	33-A
Fig. 3.05 - Bolsa Coletora com Filtro	34-A
Fig. 4.01 - Botão de Controle para Colostomias	40-A
Fig. 4.02 - Conseqal	41-A
Fig. 4.03 - Dispositivo Oclutor de Estomas	42-A
Fig. 4.04 - Dispositivo Oclutor de Estomas	42-A
Fig. 4.05 - Dispositivo Oclutor de Estomas	43-A
Fig. 4.06 - Eletrodos Anais	43-A
Fig. 4.07 - Técnica de Ceulemans e Van Baden	44-A
Fig. 4.08 - Plicatura do Cólon / Válvula	44-A
Fig. 4.09 - Reparo Anal Posterior	46-A
Fig. 4.10 - Fio de Thiersch	46-A
Fig. 4.11 - Retopexia	47-A
Fig. 4.12 - Anel e Balão Oclutor	47-A
Fig. 4.13 - Ileostomia Continente / Válvula Aórtica Porcina	48-A
Fig. 4.14 - Maclet System / Oclutor de Erlangen	48-A
Fig. 4.15 - Maclet System / Oclutor de Erlangen	49-A
Fig. 4.16 - Oclutor Magnético Uretral	50-A
Fig. 4.17 - Conduto de Carbono	51-A
Fig. 4.18 - Modelo de Buuck	52-A
Fig. 4.19 - AMS 800	53-A
Fig. 4.20 - Esfíncter Artificial Inflável	55-A
Fig. 4.21 - Modelo de Rosen	56-A
Fig. 4.22 - Modelo de Giori	56-A
Fig. 4.23 - Modelo de Summers	57-A
Fig. 5.01 - Modelos Comportamento Viscoelástico e Plástico	62-A
Fig. 5.02 - Esboço do Modelo Proposto	63-A
Fig. 6.01 - Cuba Acrílica	65-A
Fig. 6.02 - Cuba Acrílica / Estrutura Interna	65-A
Fig. 6.03 - Cuba Acrílica / Cilindros de Fixação	65-A
Fig. 6.04 - Braçadeira Metálica	65-A

Fig.6.05 - Fita Plástica	66-A
Fig.6.06 - Fita Plástica / Forma Elipsóide	66-A
Fig.6.07 - Fita Plástica / Perfurações	66-A
Fig.6.08 - Clipe de Fixação	66-A
Fig.6.09 - Transdutor de Pressão	66-A
Fig.6.10 - Diagrama de Blocos - Método A	67-A
Fig.6.11 - Colocação do Catéter	68-A
Fig.6.12 - Máquina de Tração	69-A
Fig.6.13 - Transdutor de Salmons	70-A
Fig.6.14-A/B - Células de Carga 1 e 2	70-A
Fig.6.15 - Célula de Carga 3	71-A
Fig.6.16 - Diagrama de Blocos - Método B	72-A
Fig.6.17 - Retentores	72-A

Lista de Gráficos e Quadros

Gráfico 1	77
Gráfico 2	80
Gráfico 3	82
Gráfico 4	86
Gráfico 5	87
Gráfico 6	89
Gráfico 7	90
Gráfico 8	91
Gráfico 9	92
Gráfico 10	93
Gráfico 11	94
Gráfico 12	95
Gráfico 13	96
Gráfico 14	97
Gráfico 15	98
Gráfico 16	100
Quadro A	74
Quadro B	74
Quadro C	74
Quadro D	76
Quadro E	79
Quadro F	84
Quadro G	85

RESUMO

A inferior qualidade de vida dos pacientes portadores de colostomia foi a mola propulsora deste trabalho e o desenvolvimento de um oclisor eficaz é uma maneira de tentar modificar este quadro.

Após realizar uma revisão bibliográfica das várias técnicas tentadas no tratamento de incontinências (fecais e vesicais) nos últimos dez anos, decidimos investigar a possibilidade de utilização de força eletromagnética/mecânica (EMM) para promover um estado continente em colostomias.

Devido às grandes dificuldades em caracterizar e modelar as propriedades mecânicas da musculatura lisa, em especial dos intestinos, optamos pela determinação das características e propriedades necessárias às peças componentes de um esfíncter artificial que, utilizando força eletromagnética/mecânica, imitasse a ação esfíncteriana.

Com este fim, realizamos um trabalho experimental com cólon isolado de 26 cães adultos com mais de 15 kg. Uma fita plástica de 0,9 cm de largura foi colocada em torno da porção distal dos cólons e seu perímetro reduzido a passos de 0,25 cm. Em 10 experimentos a força de tração necessária para deslocar a fita foi monitorada com o uso de uma célula de carga. Os cólons variaram entre 17 e 57 cm de comprimento e 5,4 e 8,5 cm de perímetro, e obtivemos continência para gases a uma pressão intraluminal acima de 80 mmHg em todos os experimentos quando era atingido um perímetro final entre 3,7 e 4,7 cm.

Após os testes, não foi observada nenhuma lesão macroscópica na área de constrição. O maior deslocamento da fita foi de 4,2 cm e a força de tração necessária para deslocá-la foi inferior a 50 N. Estes resultados tornam promissora a construção de um oclisor para colostomias ativo e implantável utilizando força EMM e imitando a ação esfíncteriana.

ABSTRACT

The low quality of life of the colostomates was the starting point of this work, and one of the ways to change this situation is the development of an efficient colostomy occluder.

A review of the last ten years works on technics available in order to improve faecal and vesical continence has shown that the use of eletromagnetic/mechanical (EMM) power has not been under investigation.

As we know, modelling of the smooth muscles' mechanical properties remains as a trial to biomedical scientists, in particular the mechanical behavior of the intestinal muscle. This work looks at the characteristics needed to the components of an artificial sphincter that works with EMM power and reproduces the natural sphincter action.

The experimental work was done with isolated colon of 26 mongrel dogs. A 0.9 cm width plastic band was set around the terminal stoma and it's perimeter was reduced in steps of 0.25 cm. In 10 experiments the traction force needed to pull the band was measued with a force transducer. The colons varied from 17 to 57 centimeters lenght and 5.4 to 8.5 centimeters perimeter, and all of them became continent for an intraluminal gas pressure over 80 mmHg when a final perimeter between 3.7 and 4.7 was reached.

No macroscopic lesions were noted on the guts' surface beneath the plastic band. The largest band deslocation was 4.2 cm and the force needed to pull it was under 50 N. These results showed that it is possible to build up an active implantable colostomy occluser that works with EMM power and simulates a muscular sphincter. We are now working on the construction of the prototype to be tested "in vitro" and "in vivo".

INTRODUÇÃO

Durante este século os avanços tecnológicos, as descobertas farmacológicas, o desenvolvimento de técnicas e instrumentais cirúrgicos e o aprofundamento dos conhecimentos de fisiologia permitiram à medicina curar várias doenças e prolongar a vida de muitos indivíduos. Entretanto, nem sempre o que pode ser considerado um sucesso na sala de cirurgia tem o mesmo significado para o paciente, pois às vezes lhe é oferecida a opção única de trocar seu sofrimento ou morte por uma vida de qualidade inferior.

Nesta situação incluem os pacientes portadores de colostomias que, em sua maioria, além dos traumas psíquicos comuns a qualquer procedimento cirúrgico, percebem no pós-operatório serem incapazes de controlar a eliminação de suas fezes, precisando carregar uma bolsa plástica aderida à pele ao redor do estoma para coletar o material fecal. A dificuldade de manejar esta bolsa, a eliminação constante de fezes e gases, e a necessidade de higienizações frequentes e demoradas acabam causando sérios danos à estrutura psíquica destes pacientes, levando-os a um estado depressivo e de total isolamento social.

Uma das possibilidades de melhorar este quadro é devolver a estes pacientes o controle sobre suas evacuações. Neste sentido resolvemos investigar a viabilidade de construção de um oclisor para colostomias.

Para orientar os rumos de nossa pesquisa utilizamos uma publicação do MIT (33) onde se define Órgão Artificial e são apresentadas três etapas a serem cumpridas no seu

desenvolvimento:

"STAGE 1: GENERATION AND EVALUATION OF CONCEPTS ..." neste estágio um grupo ou uma pessoa deve reunir todo o conhecimento a respeito do órgão a ser substituído, além de levantar as características técnicas que estarão envolvidas. Aqui será feita uma análise teórica das idéias existentes ou que surgirem, e serão determinados e apurados os parâmetros necessários para elaboração de um projeto preliminar. É nesta etapa em que devem ser feitas as verificações experimentais buscando quantificações que forem consideradas críticas.

"STAGE 2: PILOT MODEL ..." depois de realizada toda a discussão teórica sobre o tema, e baseado nos resultados das experimentações e no conhecimento acumulado, será confeccionado um protótipo. Este deve ser construído e acompanhado por técnicos de várias áreas, e todos os seus parâmetros deverão ser revistos e testados para conseguir as correções necessárias.

"STAGE 3: REPLICATING PILOT MODELS ..." assumindo que o protótipo foi construído e, devidamente corrigido, obteve sucesso em testes de laboratório, é hora de reproduzi-lo em pequena escala para ser testado clinicamente por pesquisadores médicos.

O tempo mínimo estimado para desenvolvimento de um órgão artificial é de sete anos, para finalmente ser colocado em uso.

Assim iniciamos nossa pesquisa pela Etapa 1 e, observando o caráter multi-disciplinar da Engenharia Biomédica, tratamos igualmente todas as facetas com que o problema básico se apresentou, percorrendo um longo caminho da Anatomia à Engenharia.

Ao olhar o caminho feito, ainda lembro de todos os passos e

espero estar na direção certa, mas sinto desde já um sabor que até então desconhecia, o de procurar respostas que não estão nos livros, mas através deles.

OBJETIVOS

Baseado nas três etapas de desenvolvimento de um órgão artificial apresentadas na introdução deste trabalho, consideraremos nosso objetivo cumprir a primeira delas, definida como "Generation and Evaluation of Concepts". Para este fim definimos as seguintes metas:

- 1 - Conhecimento do Órgão: revisão bibliográfica dos conceitos anatômicos e fisiológicos envolvidos e situação do problema básico.
- 2 - Avaliação Teórica das Idéias: rever analiticamente todas as abordagens tentadas e formular uma proposta ou modificação a ser verificada.
- 3 - Reunir e Gerar os Conhecimentos Necessários: estabelecer os parâmetros que, associados aos dois itens anteriores, irão permitir a passagem à etapa seguinte, definida como "Pilot Model".

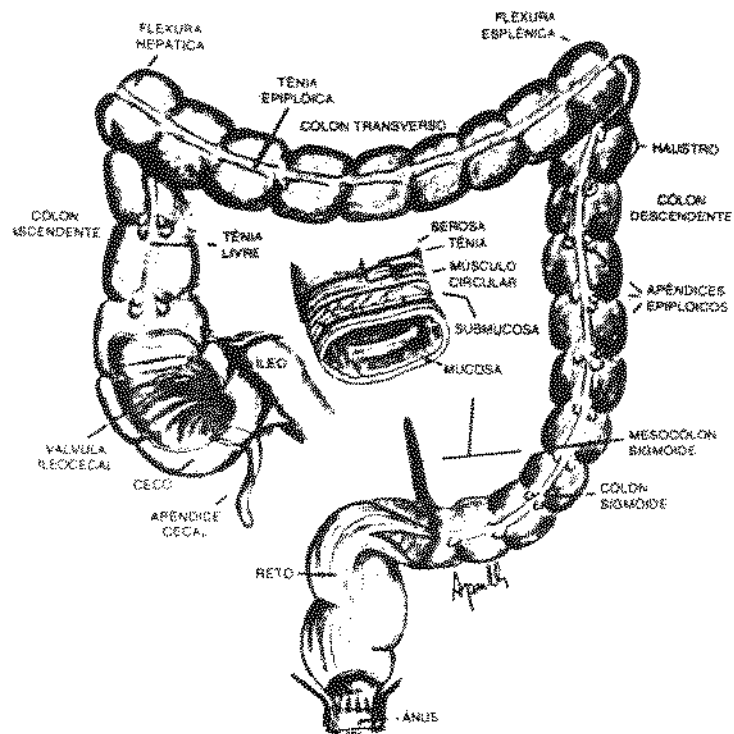


Fig.1.01 Disposição do intestino grosso, suas divisões e elementos anatômicos característicos.

CAPÍTULO 1

ANATOMIA

Este capítulo visa fornecer noções básicas e relevantes da anatomia do órgão objeto de estudo neste trabalho, principalmente ao leitor cuja formação não é em ciências biológicas. Se você considera seus conhecimentos em anatomia suficientes sugiro que passe ao capítulo seguinte, caso contrário, utilize este texto e suas gravuras como forma de aprendizado ou revisão, sempre retornando a ele caso surjam dúvidas ou até se familiarizar com a nomenclatura.

1.1 - O INTESTINO GROSSO

1.1.1 - Anatomia Micro e Macroscópica

O intestino grosso é a parte do trato digestivo compreendida entre o íleo (porção terminal do intestino delgado) e o ânus. Sua estrutura é basicamente tubular e a posição que ocupa dentro da cavidade abdominal lhe confere um aspecto de moldura, de um "U" invertido (19) ou de um "M".

No ser humano o cólon é subdividido anatomicamente em ceco (de onde se origina o apêndice cecal), cólon ascendente, cólon transverso, cólon descendente, cólon sigmóide e finalmente o reto que desemboca no canal anal (Fig.1.01).

Histologicamente o cólon apresenta seis camadas distintas. Alguns autores preferem a divisão em 4 camadas agrupando a mucosa e a muscular da mucosa em uma camada e as musculares longitudinal e circular em outra. A mucosa é a mais interna,

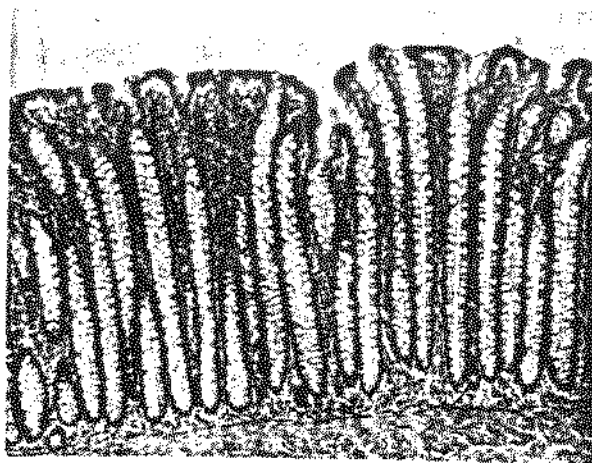


Fig.1.02 (Alto) Mucosa, lâmina própria e muscular da mucosa do cólon. (Acima) Detalhes da mucosa normal do cólon em maior aumento permitindo visualizar as criptas em distribuição paralela, as células colunares na superfície e células caliciformes nas criptas.

reveste sua luz e é composta por uma camada celular simples, onde predominam células colunares altas (absortivas) na superfície e células caliciformes (secretoras) nas criptas, que são dobras da mucosa para a luz do órgão (Fig.1.02). Estas células se renovam a cada período de três a oito dias e estão ancoradas na lâmina própria, um tecido fibroelástico contendo vasos, fibras nervosas, vasos linfáticos e algumas fibras musculares. Acima da mucosa temos a muscular da mucosa, composta por fibras musculares lisas que seriam responsáveis pelas alterações no tamanho e distribuição das pregas visíveis no interior do intestino. A seguir vem a submucosa formada por tecido conjuntivo e que serve de sustentação para nervos, vasos e linfonodos. Depois aparecem duas camadas de fibras musculares lisas, a circular internamente e a longitudinal externamente. A aparência externa do intestino grosso dos mamíferos é consequência do arranjo das fibras musculares da camada longitudinal (44). Nos cães e gatos as fibras longitudinais tem uma distribuição regular e dão um aspecto uniforme ao cólon. Já no ser humano esta situação só ocorre no apêndice cecal e no reto, pois no restante do órgão as fibras longitudinais estão agrupadas em três faixas denominadas tênias, equidistantes entre si e com 6 a 12 mm de largura. No espaço entre elas também existem fibras longitudinais, mas formam um revestimento com menos da metade da espessura da camada circular na mesma região. Admite-se que as tênias são mais curtas que as demais camadas e por isso, quando presentes, dão ao intestino grosso um aspecto saculado (haustorações). No cólon humano estas haustorações podem ser vistas entre o ceco e o sigmóide. A última camada, mais externa, é a serosa ou peritônio

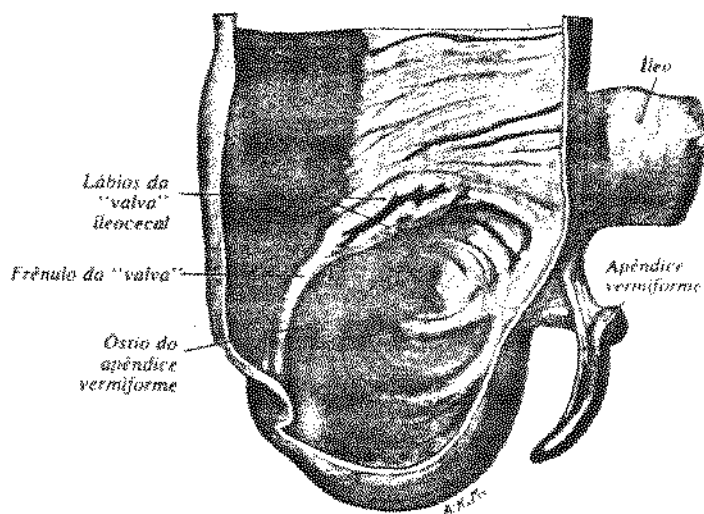


Fig.1.03 Aspecto interno do ceco e do início do cólon ascendente mostrando a válvula íleo-cecal.

visceral que reveste total ou parcialmente áreas alternadas do intestino grosso. Nesta camada encontram-se os apêndices epiplôicos, característicos do cólon, formados por acúmulos gordurosos encapsulados em peritôneo.

O comprimento total do intestino grosso varia entre 120 e 200 cm (26,43), tendo em média 150 cm (22,32,44). Estes valores foram obtidos em necrópsias de indivíduos adultos, pois aparentemente, no ser vivo, o cólon se apresenta mais curto (44). O calibre deste órgão tem sua maior dimensão na região cecal com 6 (19) a 7,5 cm de diâmetro (22,26,43) e sofre uma redução gradativa em direção ao sigmóide, chegando a 2,5 cm na junção reto-sigmoideana. Depois torna a se expandir no reto na região denominada ampola retal (22,32).

O ceco é uma formação sacular que se inicia abaixo do lábio inferior da válvula íleo-cecal (Fig.1.03) e ocupa a fossa ilíaca direita. Seu comprimento médio é de 6 centímetros e o diâmetro varia entre 6 e 7,5 cm como citado anteriormente. Acima do ceco, a partir do lábio superior da válvula íleo-cecal, temos o cólon ascendente com um comprimento médio de 15 cm (22), podendo variar entre 12,5 e 20 cm (19,26,43). Esta porção sobe verticalmente pelo lado direito do abdômen até a face inferior do lobo direito do fígado, onde forma a flexura hepática ou direita.

Começando nesta flexura e cruzando para o lado esquerdo do abdômen está o cólon transversal, a porção mais longa e móvel do intestino grosso. Este segmento descreve um arco de concavidade superior, tem em média 50 cm (22,43) e termina na flexura esplênica, lado esquerdo do abdômen, abaixo do baço.

A flexura esplênica é o ponto mais alto e o ângulo mais

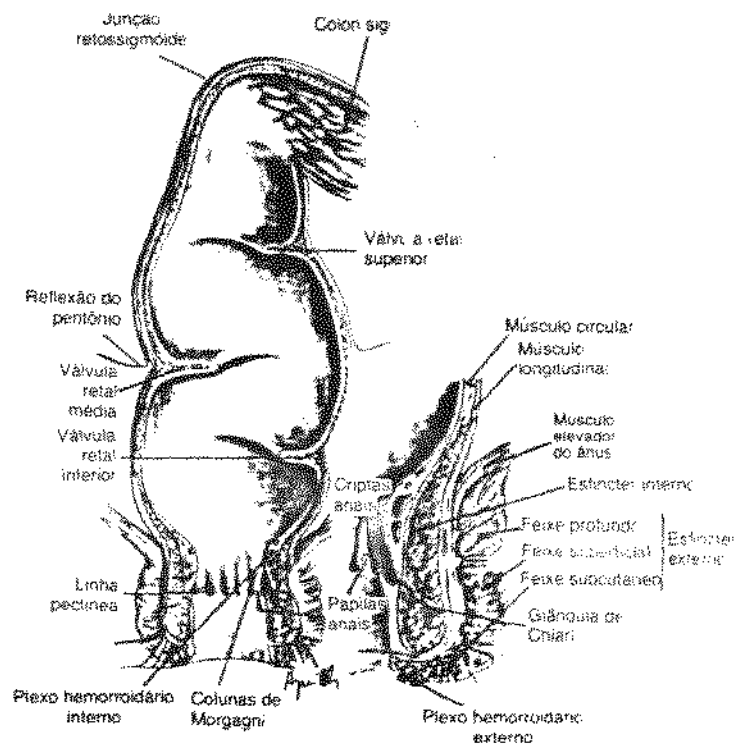


Fig.1.04 Elementos anatômicos do reto e do canal anal.

agudo formado pelo cólon, sendo também a referência de início do cólon descendente. Este último desce verticalmente pelo lado esquerdo da cavidade abdominal, com 25 a 30 cm de comprimento (22,26,43).

Ao nível da borda da pelve menor ocorre a transição do cólon descendente para o cólon sigmóide (22) que tem um trajeto sinuoso e uma extensão em torno de 40 cm. O sigmóide ainda é subdividido nas porções ilíaca e pélvica, sendo a primeira fixa e a outra móvel. No final do sigmóide e início do reto aparece a junção reto-sigmoideana onde mudanças anatômicas importantes ocorrem: o diâmetro da alça se estreita atingindo seu menor valor, acaba o revestimento peritoneal e conseqüentemente desaparecem o mesentério (folha dupla de tecido peritoneal por onde transitam nervos e vasos) e os apêndices epiplóicos, as três tênias se espalham formando uma camada contínua e virtualmente mais espessa e a mucosa torna-se mais lisa e achatada (43). Logo após o estreitamento da junção reto-sigmoideana há uma dilatação denominada ampola retal, que tem na parte superior o diâmetro de 4 cm quando vazia. Visto externamente, ao contrário de sua designação anatômica, o reto apresenta-se em ziguezague, e as dobras marcam-se em seu interior sob a forma de três válvulas de Houston, duas à esquerda e uma à direita (Fig.1.04). O reto se estende por 10 a 15 cm e na porção mais baixa, quando a ampola retal se estreita, une-se ao canal anal, que em geral apresenta sua luz colabada latero-lateralmente. Este canal ocupa em média 3,8 cm indo até a abertura anal e é circundado, junto com a extremidade distal do reto, pelos esfíncteres anais externo e interno.

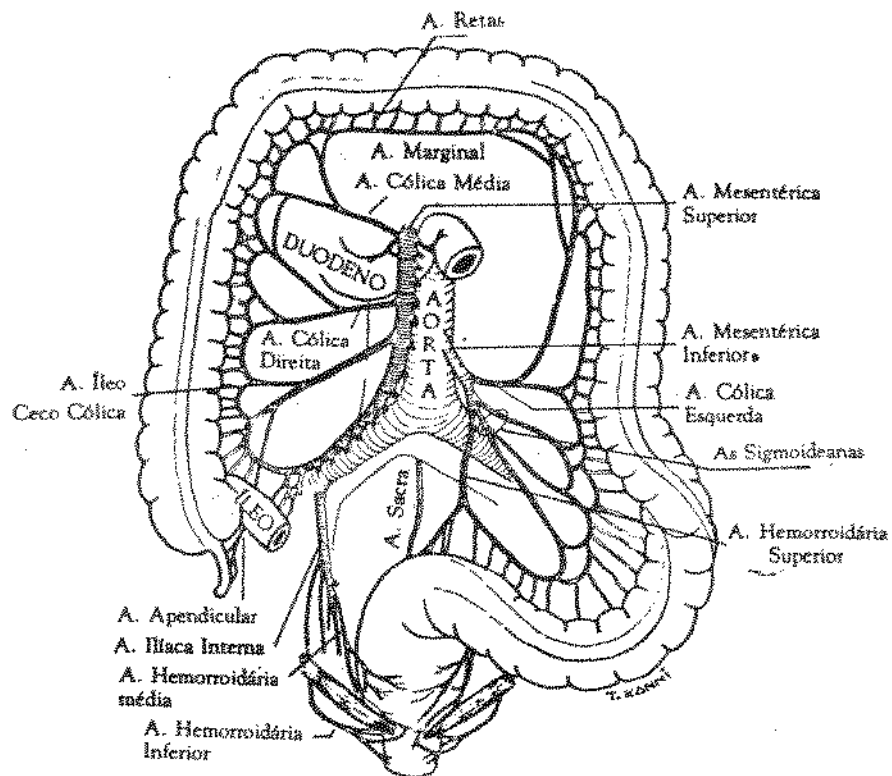


Fig.1.05 Distribuição arterial dos cólons: Artérias mesentéricas superior e inferior, Arcadas marginais e ramos retos.

Existe uma alternância entre partes fixas e móveis no intestino grosso dependendo da existência e dimensões do mesentério. O ceco é totalmente revestido por peritônio mas possui um meso curto que lhe dá uma mobilidade relativa. O cólon transversal e as porções pélvicas do cólon são totalmente revestidas e possuem um mesentério consideravelmente longo que confere grande mobilidade a estas regiões. Já os cólons ascendente e descendente, que são parcialmente revestidos pelo peritônio e podem apresentar um mesentério curto, e o reto, que não possui mesentério nem peritônio, são fixos.

1.1.2 - Vascularização

A observação clínica revela que o tracto digestivo é geralmente bem vascularizado (44). No intestino grosso as principais fontes de irrigação são as artérias mesentéricas superior e inferior. As duas originam-se na aorta e emitem um número variável de ramos em direcção ao cólon (Fig.1.05), com diversas apresentações anatômicas. De um modo simplista, podemos dizer que a metade direita do cólon recebe sangue através dos ramos da artéria mesentérica superior, e a metade esquerda até a parte superior do reto através dos ramos da artéria mesentérica inferior. A parte inferior do reto e o canal anal são nutridos por ramos das artérias hipogástrica (ilíaca interna) e pudenda interna (ramo da ilíaca).

A anastomose entre ramos adjacentes forma uma artéria contínua, paralela à borda mesentérica do cólon, estendendo-se da região ileo-cecal até o sigmóide. Esta artéria é denominada artéria marginal do cólon e dela saem os ramos terminais

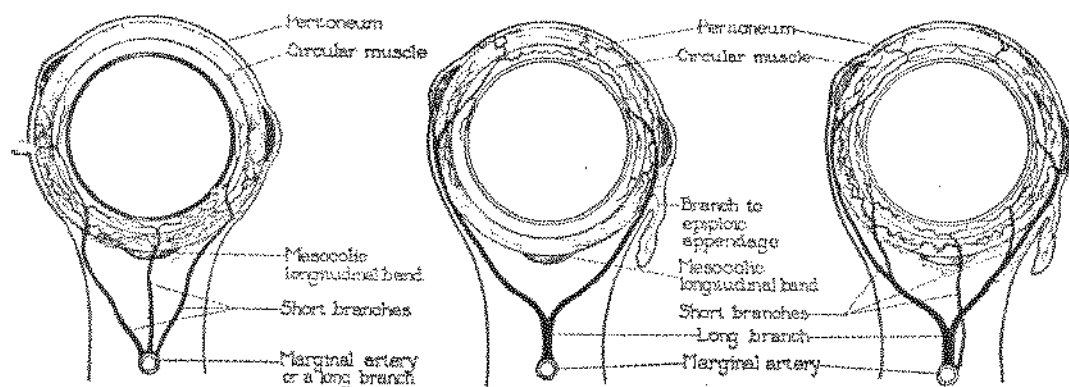


Fig.1.06 Ramos terminais do intestino grosso. Ramos curtos (esquerda), ramos longos (centro) e a vascularização completa (direita).

perpendiculares à parede do cólon. Devido a esta configuração vascular a circulação é contínua em toda a extensão do cólon (32).

Na junção do mesentério ao cólon, os ramos terminais se dividem em ramos curtos e longos. Os ramos curtos penetram a camada muscular circular e se espalham pelas outras camadas, nutrindo assim dois terços da circunferência do intestino na face mesocólica. Os ramos longos contornam a superfície do intestino correndo sob a serosa e ao chegarem nas tênias penetram sob estas, nutrindo as demais camadas do terço restante da alça, na face anti-mesocólica (43) (Fig.1.06). Dentro das paredes do intestino os vasos se anastomosam ricamente formando os plexos muscular, submucoso e mucoso, que são denominados genericamente de vasos intra-murais.

O retorno venoso no cólon é feito por veias homônimas e com trajetos semelhantes aos das artérias que lhe emprestam o nome. Resumidamente, a veia mesentérica superior drena a metade direita do cólon e desemboca na veia porta, a veia mesentérica inferior drena a metade esquerda do cólon desembocando na veia esplênica e o reto inferior e canal anal são drenados por uma rede venosa, os plexos hemorroidários interno e externo, que escoam para as veias ilíacas.

1.1.3 - Drenagem Linfática

As paredes do cólon são providas de densa rede de capilares linfáticos e abundantes folículos linfóides. Os canais linfáticos que se originam no ceco, em todo cólon e no reto proximal seguem

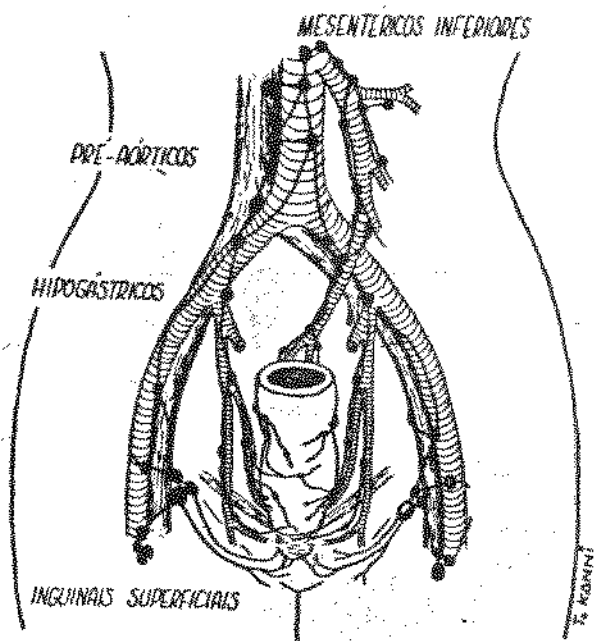
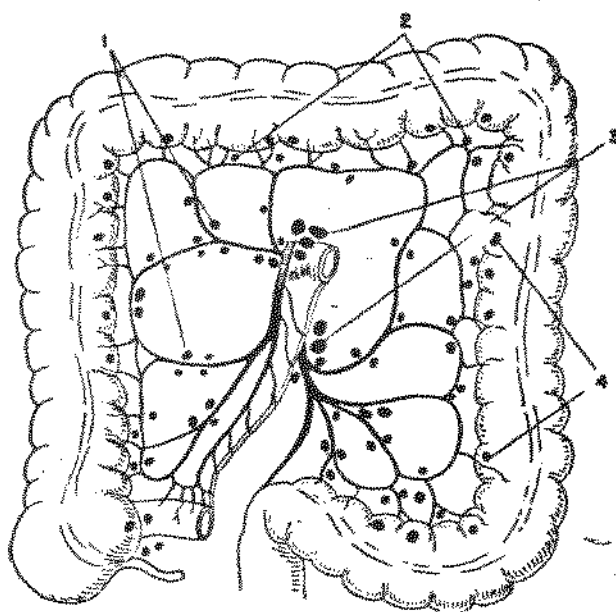


Fig.1.07 (Esquerda) Drenagem linfática dos cólons direito e esquerdo: 1. gânglios intermediários, 2. paracólicos, 3. principais, 4. epliplóicos. (Direita) Drenagem linfática do reto e cólon esquerdo.

os caminhos dos grandes vasos mesentéricos. Os gânglios que se intercalam ao longo do trajeto dos canais linfáticos são dispostos em quatro grupos: epiplóicos, junto ao próprio cólon; paracólicos, ao longo da artéria marginal; intermediários, junto aos vasos cólicos e seus ramos; e centrais, congregados nas raízes dos grandes vasos, próximo à aorta (Fig.1.07). Há muitas intercomunicações entre estes grupos de gânglios. Os linfáticos da porção média do reto drenam para gânglios ilíacos internos, e os da porção inferior e os do ânus, para gânglios inguinais ou para ilíacos internos. Toda a linfa do abdômen é recolhida na cisterna quilífera e, após transitar pelo ducto torácico, desemboca no ângulo júbulo-subclávio esquerdo (32).

1.1.4 - Inervação

O intestino grosso recebe inervação simpática e parassimpática, sendo que esta última apresenta um componente extrínseco e outro intrínseco.

Os corpos celulares das fibras simpáticas pré-ganglionares localizam-se no corno lateral da medula desde C7-T1 até L2-L3. Após passarem pela raiz ventral dos nervos espinhais e pelos ramos comunicantes brancos, as fibras simpáticas alcançam os gânglios da cadeia paravertebral, onde podem contrair sinapse com o neurônio pós-ganglionar, porém, em geral, vão diretamente compor os nervos esplênicos. Estes irão formar os plexos celíaco, mesentéricos superior e inferior e o plexo hipogástrico, onde ocorrem as sinapses com os neurônios pós-ganglionares que seguem as artérias até suas finas ramificações em todo o intestino (32).

A inervação parassimpática extrínseca é feita por fibras

cujos corpos celulares localizam-se no tronco cerebral e no corno anterior de S2 a S4. As que vêm do tronco cerebral são veiculadas pelo vago e, ao atingirem o plexo celiaco, misturam-se com as fibras simpáticas, dirigindo-se para a metade direita do cólon. As fibras procedentes do plexo sacral emergem na raiz anterior e destinam-se ao cólon esquerdo, reto e esfíncter anal interno (32). Todas essas fibras nervosas são pré-ganglionares, e as sinapses com as fibras pós-ganglionares ocorrem no interior das paredes do intestino, com os gânglios mioentéricos e submucosos que constituem o sistema nervoso intrínseco.

A inervação intrínseca é efetuada através de plexos entéricos do tubo digestivo, que são mais numerosos e maiores progressivamente em direção ao reto. Esses plexos consistem de grupos celulares unidos entre si por meio de fibras, sendo divididos em mioentéricos (Auerbach) e submucosos (Meissner). O plexo de Auerbach é relativamente grosseiro com malhas espessas, gânglios grandes, enquanto o de Meissner é composto por finas malhas e gânglios pequenos. O plexo mioentérico situa-se entre as camadas circular e longitudinal, penetrando algumas fibras dessa última camada no tecido subseroso, constituindo o plexo subseroso. Os nervos desses plexos comunicam-se entre si e com as terminações do sistema extrínseco.

O sistema nervoso intrínseco representa uma parte importante na inervação do intestino, sendo capaz de funcionar independentemente do componente extrínseco, exercendo funções de modulação e integração dos fenômenos motores. Sabe-se clinicamente que indivíduos em que foi feita a vagotomia ou esplanicnecotomia toracolombar usualmente mantém função

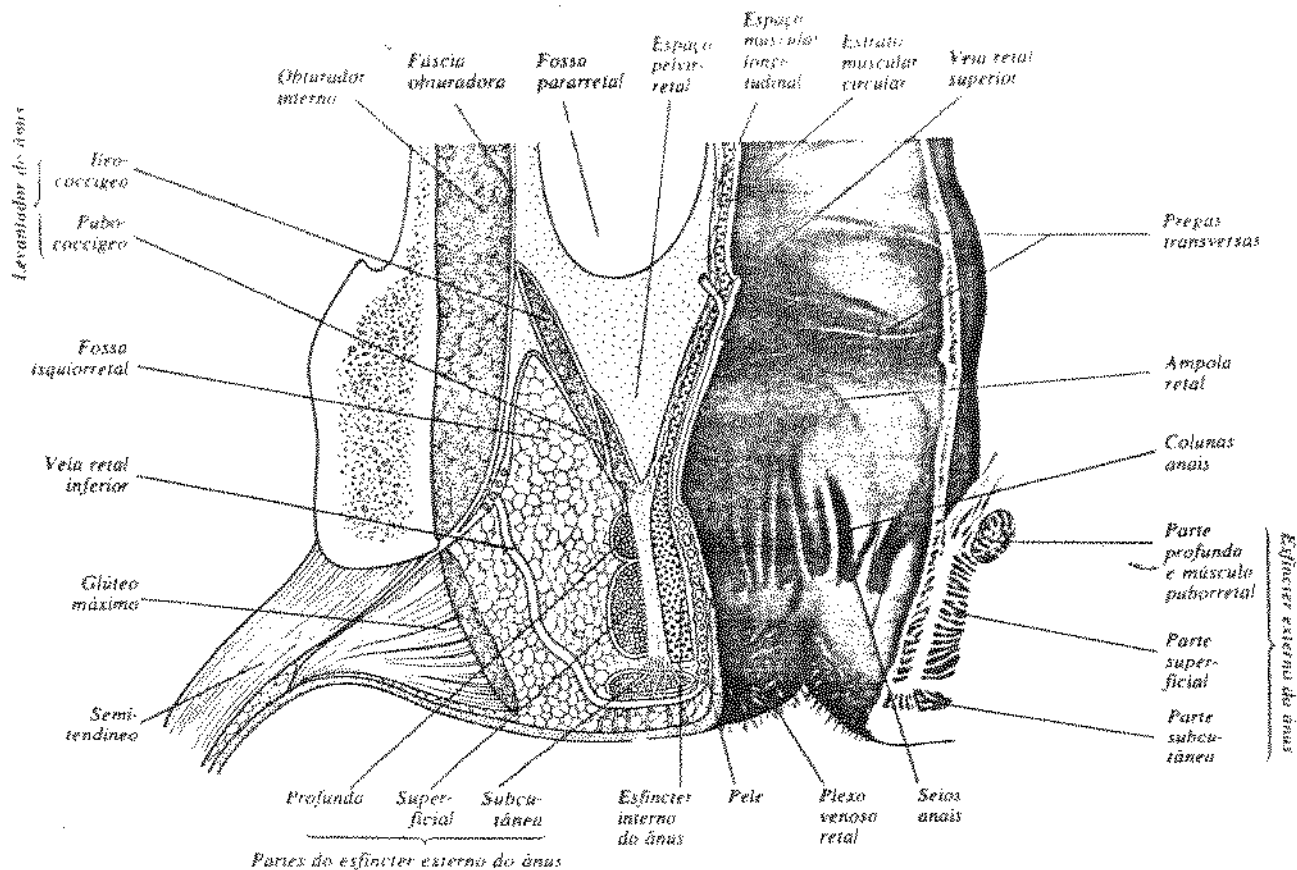


Fig.1.08 Diagrama de um corte frontal do reto e canal anal mostrando a localização dos esfíncteres anais e estruturas adjacentes.

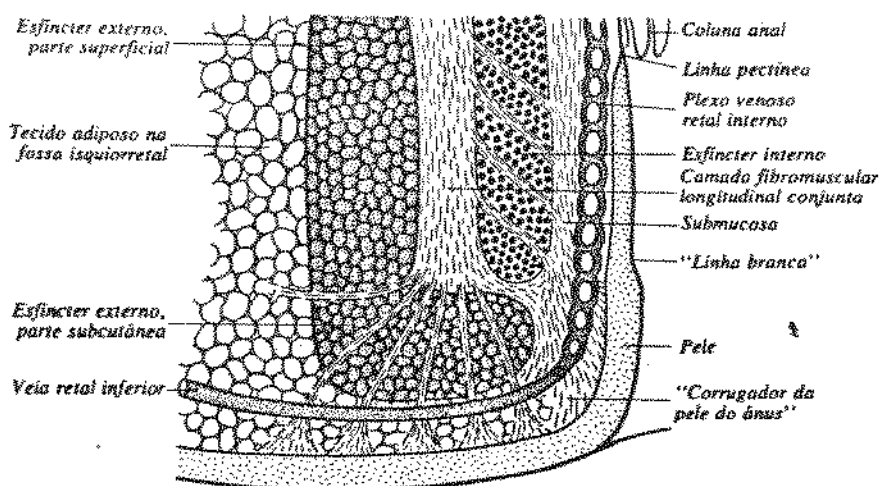


Fig.1.09 Parte da Fig.1.08 ampliada para mostrar maiores detalhes da região esfíncteriana.

intestinal normal. Contrariamente, doentes em que há diminuição ou ausência dos plexos nervosos submucosos e mioentéricos, como ocorre no megacólon adquirido ou chagásico, apresentam anormalidade acentuada na atividade motora (26).

Quanto à inervação sensitiva, o cólon e o reto, assim como as demais partes do trato digestivo, são insensíveis aos estímulos perceptíveis na pele. Os receptores nervosos da mucosa só respondem com sensação dolorosa à distensão ou à hipertonia muscular por espasmos.

1.2 - O ESFÍNCTER ANAL

1.2.1 - Anatomia Macroscópica

Em geral, a literatura anatomista descreve o esfíncter anal junto com o reto e o ânus em um módulo didaticamente separado. Mas, embora intimamente relacionado a estas estruturas, o esfíncter pode ser descrito como uma unidade anatômica isolada que apresenta estruturalmente dois componentes distintos, o esfíncter anal interno (musculatura lisa) e o externo (musculatura estriada) (Fig.1.08).

Ao nível da junção anorretal, a camada muscular circular do reto torna-se consideravelmente espessada (5 a 8 mm) (22) para formar o esfíncter interno do ânus, que envolve os três quartos superiores (30 mm) do canal anal e termina abaixo do nível da linha branca (Fig.1.09), totalizando 2,5 a 3 cm de comprimento (46).

O esfíncter externo circunda toda a extensão do canal anal

e pode ser dividido em três partes, todas constituídas por musculatura estriada. A parte subcutânea é uma fita achatada, com 15 mm de largura, disposta horizontalmente abaixo das bordas inferiores do esfíncter interno e envolve a porção inferior do canal anal. Ela é encontrada logo abaixo da pele perianal e na sua parte mais interna está sob a pele do canal anal, ao nível da linha branca, onde algumas fibras se unem anteriormente ao corpo perineal, e outras, posteriormente, ao ligamento anococcígeo. A parte superficial do esfíncter externo é elíptica e situa-se profundamente à parte subcutânea. Esta é a única parte do esfíncter externo que possui inserção óssea, fixando-se na face posterior da porção terminal do cóccix através de uma aponeurose fibrosa mediana, denominada anococcígea, e após contornar a parte inferior do esfíncter interno, sua porção anterior se insere principalmente no corpo perineal. A parte profunda do esfíncter externo é uma espessa fita anular que circunda a parte superior do esfíncter interno, e suas fibras mais profundas se fundem inseparavelmente às do músculo puborretal. Na face anterior do canal anal, muitas fibras da parte profunda cruzam o plano mediano e tornam-se contínuas com o músculo transverso superficial do períneo, sendo esta disposição mais acentuada na mulher; e na face posterior, algumas fibras podem se inserir no ligamento anococcígeo.

Na junção anorretal, fibras puborretais do levantador do ânus se unem às da camada muscular longitudinal e formam uma camada longitudinal única, ao redor do canal anal, passando entre os esfíncteres interno e externo. Distalmente, esta camada vai se tornando fibroelástica e, no nível da linha branca, divide-se em

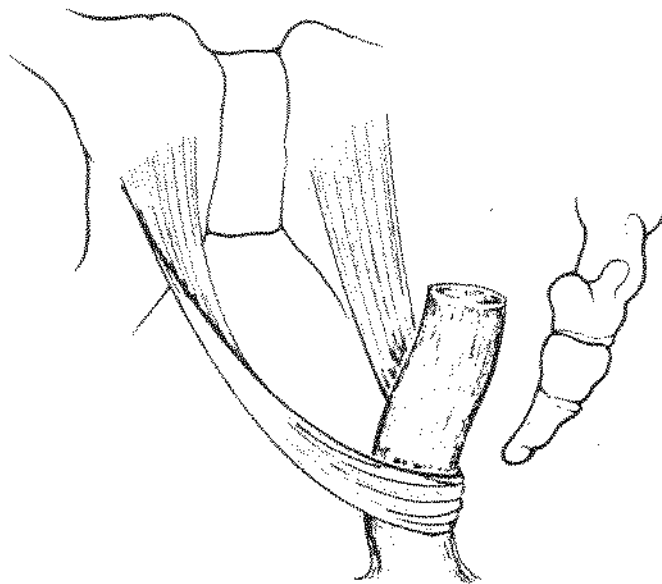


Fig.1.10 Representação da posição do músculo puborretal.

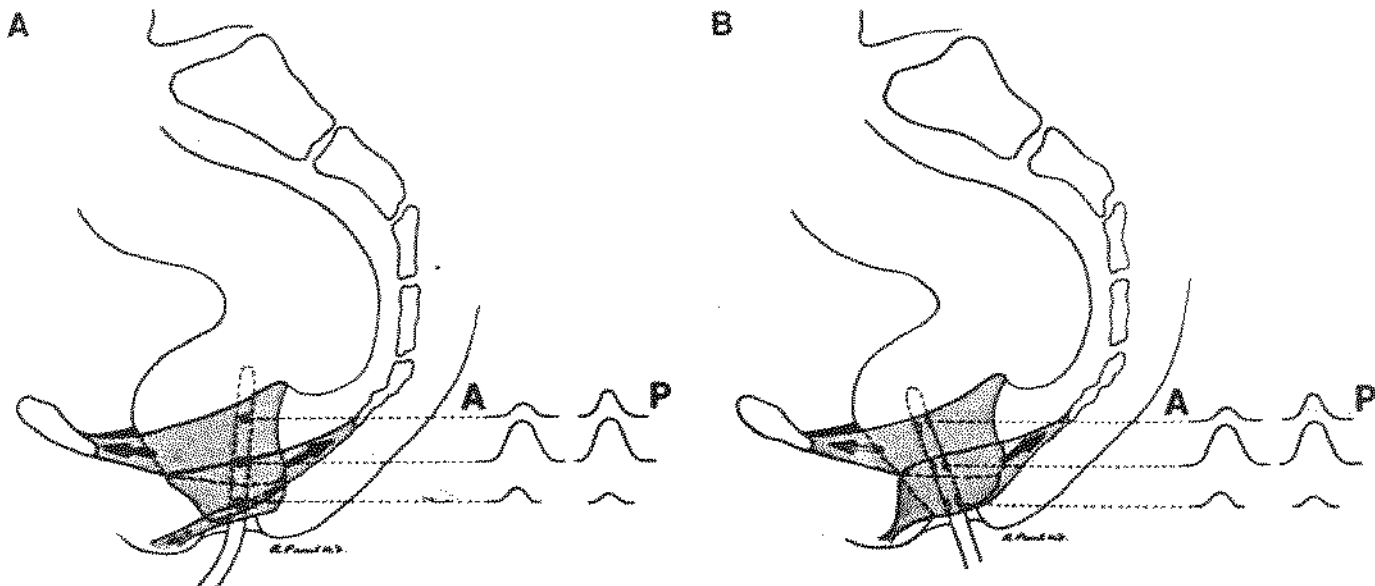


Fig.1.11 A. Modelo de três alças do esfíncter anal externo descrito por Shafik. B. Modelo de duas alças do esfíncter anal externo descrito por Oh e Klark. (P = posterior, A = anterior).

nove a doze septos fibroelásticos que se espalham como um leque através da parte subcutânea do esfíncter interno, para se inserirem, a seguir, no cório da pele ao redor do ânus. Estes septos possuem principalmente fibras elásticas, e o mais lateral passa entre as partes subcutânea e superficial do esfíncter externo e se perde na gordura da fossa isquiorretal.

Também ao nível da junção anorretal, os músculos puborretal, esfíncter externo profundo e esfíncter interno formam juntos o anel muscular anorretal ou diafragma pélvico, que pode ser percebido pela introdução de um dedo no canal anal. A parte anterior do anel não é tão evidente, porque relativamente poucas fibras do puborretal passam pela frente da junção anorretal. A maior parte deste músculo forma uma correia em forma de "U" passando pelas laterais e por trás do reto, tendo suas extremidades fixadas à pube (Fig.1.10). O músculo puborretal é o mais importante em relação ao reto. A contração deste laço puxa a junção anorretal para cima e para frente, produzindo um ângulo agudo entre o reto e o canal anal e exercendo uma forte ação esfíncteriana (46), sendo que a secção deste anel resulta certamente em incontinência retal (40). A parte superficial e a subcutânea do esfíncter externo, se consideradas juntas, formariam outra correia com orientação oposta a do anel esfíncteriano, sendo este o modelo anatômico com duas alças descrito por Oh e Klark (Fig.1.11-B). Por outro lado, se os dois grupos musculares forem considerados em separado, com o grupo subcutâneo em paralelo e com a mesma orientação do anel esfíncteriano, temos o modelo anatômico de três alças descrito por Shafik (Fig.1.11-A) (51).

1.2.2 - Vascularização e Drenagem Linfática

A vascularização e a drenagem linfática dos esfíncteres é basicamente a mesma do canal anal que foi descrita anteriormente.

1.2.3 - Inervação

O esfíncter interno recebe inervação simpática e parassimpática. A primeira é feita pelos nervos hipogástricos (L5) e tem ação motora; a segunda é mediada pelos nervos pélvicos (S1, S2, S3) e sua função é inibitória. A inervação do esfíncter anal externo é apenas somática e utiliza os ramos perineal e hemorroidal inferior do nervo pudendo (S2, S3, S4), assim como alguns ramos do plexo coccígeo (S4, S5). Um detalhe importante é que estas fibras também conduzem as sensações somatossensoriais da região anal.

CAPITULO 2

FISIOLOGIA

A grosso modo, o cólon não é um órgão fisiologicamente indispensável e um indivíduo de inteligência normal pode ter uma vida útil e plena sem ele (11). No homem e demais carnívoros os alimentos são absorvidos quase em sua totalidade antes de atingirem o ceco (27), portanto, a massa semilíquida que chega ao cólon pela válvula ileocecal deverá ser trabalhada até assumir uma forma adequada para sua eliminação. Cabe ao intestino grosso a preparação, transporte e armazenamento das fezes, sendo dotado para isto de atividade motora, absorptiva e secretora. A descrição sucinta destas três atividades, do metabolismo dos gases no cólon e da ação do esfíncter anal é o tema deste capítulo.

2.1 - O INTESTINO GROSSO

2.1.1 - Atividade Secretora (27)

A atividade secretora do intestino grosso é reduzida. O principal produto secretado é o muco, que atua como lubrificante das fezes e protetor da mucosa intestinal. Ele é produzido pelas células globosas da camada mucosa de todo o cólon, sendo estas mais numerosas em seu segmento terminal.

A estimulação do sistema nervoso parassimpático aumenta a quantidade de secreção mucosa, enquanto a inervação simpática pode ter ação inibidora. As células produtoras de muco também

podem ser estimuladas por agentes irritantes químicos, bacterianos, mecânicos ou psicológicos. Durante o ato da defecação há maior produção de muco, quantidade esta que se acentua após o uso de clisteres, laxantes fortes ou em presença de processos inflamatórios. A secreção mucosa normalmente é aquosa, fina, pouco perceptível nas fezes. Quando existem inflamações, ou estímulos psicogênicos, a secreção torna-se turva, espessa e abundante.

Outra secreção conhecida no cólon é a de íons de potássio, que parece ocorrer de várias formas: perda passiva seguindo o gradiente elétrico, perda pela liberação de muco rico em potássio pelas células globosas, perda provável pela descamação de células epiteliais e perda por secreção ativa, possivelmente através de mecanismo de troca sódio/potássio, pois a secreção ocorre com dieta de níveis altos de potássio em animais de experimentação, e está diminuída, até próxima de zero, quando há restrição total deste íon. No ser humano sadio a secreção diária de potássio varia de 6 a 20 mEq, sendo esta quantidade desprezível no balanço hidroeletrólítico normal. Em condições de alto fluxo de perfusão no íleo (10 a 20 ml/min), o cólon chega a secretar 30 mEq de potássio em 24 horas (32).

Quanto à excreção de outros elementos como cálcio, ferro, bismuto e mercúrio, ainda existem opiniões divergentes (43).

2.1.2 - Atividade Absortiva

Durante a travessia que faz pelo cólon, a massa fecal perde água, eletrólitos, substâncias orgânicas e inorgânicas. A absorção é praticamente efetuada pelo cólon direito, sobretudo

ceco e cólon ascendente, participando menos o descendente, o sigmóide e o reto. Uma demonstração disto é que a frequência de diarreia, após a ressecção do cólon direito, é seis vezes maior do que a do cólon esquerdo (32). A água é o principal elemento absorvido, sendo sua absorção efetuada de modo passivo, associada à absorção de eletrólitos (27). Observa-se que, em 24 horas, o intestino grosso absorve cerca de 1.400 ml de água, 200 mEq de sódio e 120 mEq de cloro. Quanto ao bicarbonato, as estimativas são difíceis de serem estabelecidas, porque a maior parte do que entra no cólon é convertida em dióxido de carbono ao reagir com ácidos orgânicos produzidos pela fermentação, por esta razão, o bicarbonato aparece em menor quantidade nas fezes do que no líquido ileal, apesar de ser secretado. Grande parte dos íons presentes no intestino grosso é proporcionada pela ação de sua microflora, produzindo amônia a partir da uréia, e ácidos graxos de cadeias curtas a partir de resíduos alimentares, principalmente carboidratos. Esses íons são intensamente absorvidos (32).

Em condições de alto fluxo de perfusão no íleo (10 a 20 ml/min), o cólon chega a absorver 3.000 ml de água, 400 mEq de sódio e 550 mEq de cloro em 24 horas. Outros estudo mostram que a capacidade do cólon é ainda maior, chegando a absorver 5.700 ml de água e 816 mEq de sódio por dia (32). Entretanto, somente 0,3% da água total do organismo em determinado momento está no cólon, e uma perda diária de 5 a 10 mEq de sódio é desprezível em relação ao balanço hidroeletrólítico normal (27).

Em relação à absorção de substâncias orgânicas, normalmente pequena quantidade destas atinge o cólon, não tendo sido

demonstrado nenhum mecanismo de transporte ativo para a glicose, gorduras ou aminoácidos. Aproximadamente 98% da gordura ingerida é absorvida no intestino delgado e, embora a quantidade de gordura nas fezes varie proporcionalmente à quantidade ingerida, a maior parte provém de células descamadas e da atividade bacteriana. Alguns ácidos graxos de cadeia média ou longa também podem difundir-se através da membrana colônica, provavelmente sob a forma não iônica.

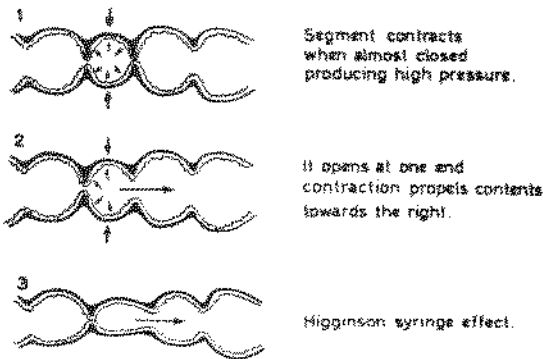
2.1.3 - Atividade Motora

A atividade motora do cólon se faz de forma adequada para que o material proveniente do íleo seja conduzido lentamente ao longo do órgão, dando condições para que o conteúdo sofra progressiva desidratação, compactação e outras modificações, de modo a transformar-se, ao nível do transversal distal, em matéria fecal tal como é eliminada. Armazenadas no descendente e no sigmóide, as fezes serão expelidas em momento oportuno pelo ato da defecação.

Os estudos do trânsito intestinal feitos com o uso de contrastes baritados mostram um tempo do ceco ao reto na ordem de 12 a 24 horas. Em geral considera-se que, em indivíduos normais, a progressão de uma refeição baritada atinge o ceco 4 horas após a ingestão, o ângulo hepático em 6, o esplênico em 9, o descendente em 11, o sigmóide em 12 e o reto em 18 horas.

Todo o trabalho de propulsão e retenção é feito por movimentos autonômicos do intestino grosso, ocorrendo participação voluntária apenas na evacuação. Funcionalmente estes movimentos podem ser divididos em não-propulsivos e propulsivos.

THE SEGMENTATION MECHANISM CAUSING TRANSPORT



THE SEGMENTATION MECHANISM STOPPING TRANSPORT

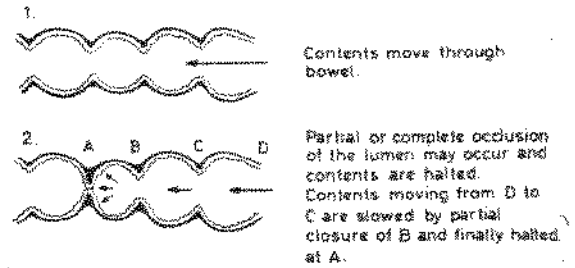


Fig.2.01 Movimento de segmentação deslocando (esquerda) e impedindo o deslocamento (direita) do conteúdo do cólon.

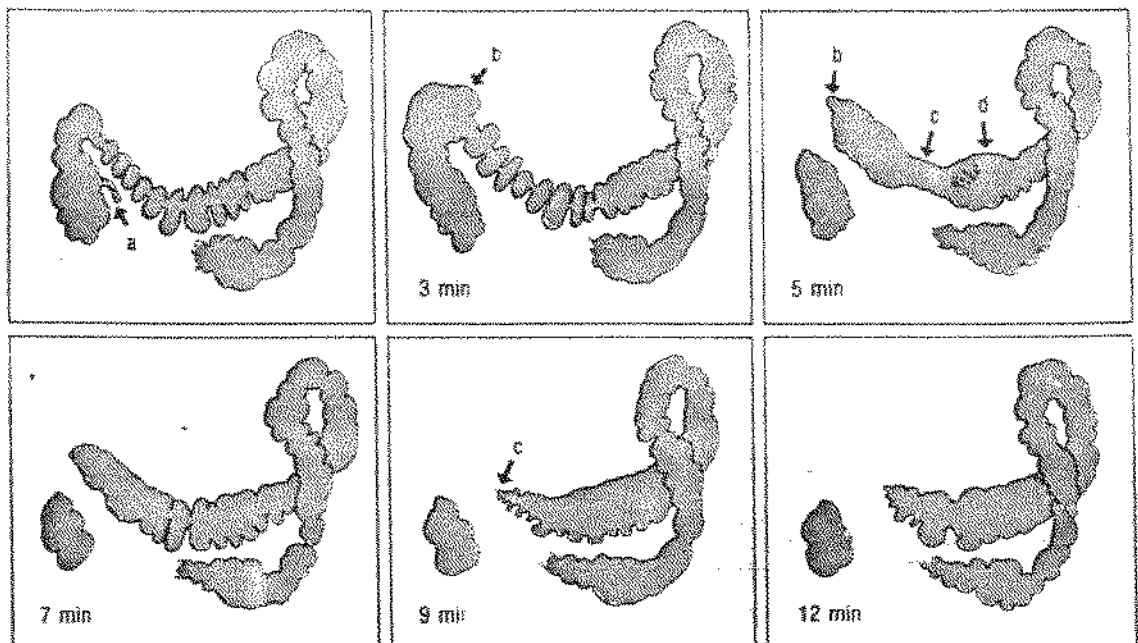


Fig.2.02 Desenhos feitos a partir de estudos cineradiográficos da propulsão multi-haustral, no cólon humano normal. No momento da primeira observação (acima à esquerda), o conteúdo ileal bário-impregnado (seta a) estava entrando no ceco. Três minutos mais tarde, a contração do ceco impulsiona uma grande parte de seu conteúdo para diante, distendendo a região do ângulo hepático (seta b). Após outros 2 minutos, este segmento também se contrai e seu conteúdo é distribuído à metade proximal do cólon transversa. As haustrações desaparecem da maior parte deste segmento e há algum estreitamento da massa, em 5-7,5 cm da porção média (seta c). O material expulso da porção estreitada foi acomodado por distensão das quatro haustrações seguintes (seta d). Quatro minutos depois, quando as haustrações já reapareciam, a maior parte da metade proximal do cólon transversa entre b e c também se contraiu. Todo o conteúdo expulso deste segmento alojou-se na metade distal do cólon transversa. O contorno côncavo em c, na quinta figura, é típico de contração multi-haustral. (Adaptado de Ritchie, J. A.: Gut 9:442-456, 1968.)

Os primeiros têm por finalidade homogeneizar e promover amplo e duradouro contato do conteúdo com a superfície da mucosa, e os segundos realizam o transporte do conteúdo a curtas e longas distâncias. Quatro tipos de movimentos colônicos são descritos na literatura: o pendular (12) ou haustral não-propulsivo, o de segmentação, a propulsão haustral ou multi-haustral, e o movimento ou peristalse de massa.

Os movimentos haustrais não-propulsivos ou pendulares são contrações ou ondulações de pequena amplitude e ocorrem em pequenas extensões da víscera, principalmente no cólon ascendente e distal. Esta é a forma mais comum de movimento detectado em um indivíduo em repouso. As contrações variam o tônus das paredes das haustrações sem deslocamento do conteúdo.

A segmentação tem a finalidade de misturar, realizando movimentos de vaivém do conteúdo por meio de contrações assíncronas que tendem a segmentar a luz do cólon dando origem às saculações (Fig.2.01). O conteúdo líquido ou semi-líquido é deslocado a pequenas distâncias em ambas as direções e por este motivo este movimento é considerado não-propulsivo, há pouco ou nenhum movimento total da massa fecal. No sigmóide este fenômeno é o responsável pela forma oval das fezes bem formadas.

A propulsão haustral é a atividade que faz o conteúdo movimentar-se a curtas distâncias, seja no sentido oral ou caudal. Este processo ocorre, principalmente no cólon transversal, quando certo número de segmentos adjacentes se contraem mais ou menos simultaneamente, fazendo o conteúdo de uma haustração isolada se deslocar para dentro do próximo segmento e deste para um mais além, sem retornar ao primeiro (Fig.2.02).

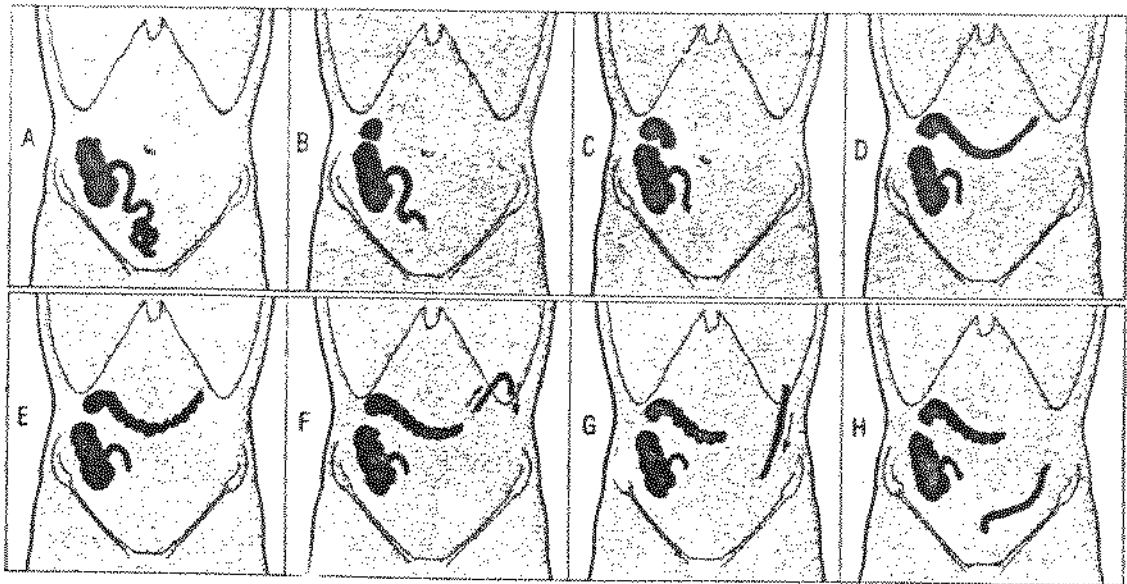


Fig. 2.03 A descrição original de um movimento de massa provocado intencionalmente diz: "Um homem normal tomou um dexjeum habitual com 56,7 g de sulfato de bário, às 7 horas. Às 12 horas, a sombra do íleo terminal, do ceco e do cólon ascendente era visível (A). Ele, então, almoçou como de hábito, comendo carne, vegetais e pudim. Durante a refeição, o ceco e o cólon ascendente tornaram-se mais cheios, devido ao rápido esvaziamento do íleo terminal, e, próximo ao seu final, uma grande massa redonda, no ângulo hepático, foi separada do resto do cólon ascendente (B). Imediatamente após o término da refeição, alguns fragmentos desta foram vistos se movendo lentamente através do ângulo hepático (C); o diâmetro da porção separada tornou-se então bruscamente muito menor, sendo a grande imagem circular substituída por uma longa constrição, que se estende do ângulo hepático até quase o ângulo esplênico (D). A imagem era primeiramente uniforme, mas em poucas segundos as segmentações haustrais apareceram (E). Uns 5 minutos depois, a imagem subitamente se tornou ainda mais prolongada e passa pelo ângulo esplênico (F), descendo pelo cólon descendente (G) até o começo do cólon pélvico (H)."

(Adaptado de Hertz, A. F. e Newton A.: J. Physiol. 47:57-65, 1913.)

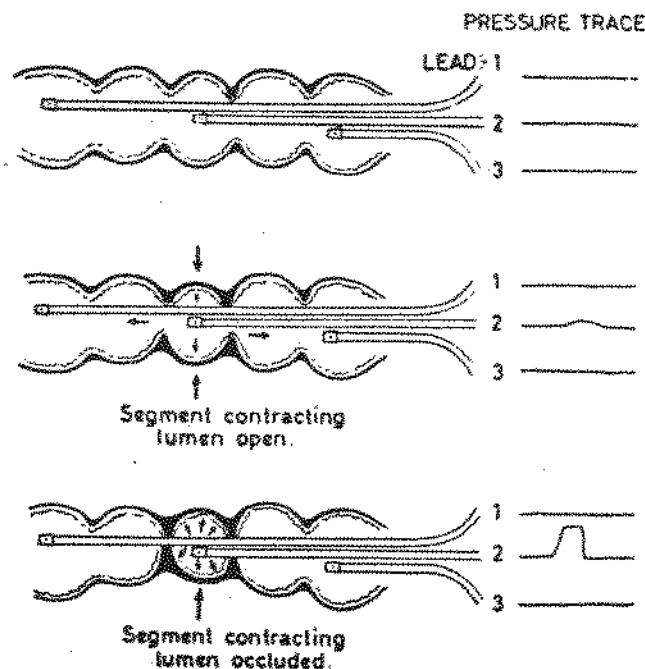


Fig. 2.04 Representação do registro de uma contração segmentar causando um aumento da pressão dentro do cólon.

O movimento ou peristalse de massa promove rápido deslocamento do conteúdo por grandes distâncias no intestino grosso. É um movimento com ondas de pressão de elevada amplitude, infrequente, e precedido por amplo relaxamento das porções distais do cólon. Ocorre duas a quatro vezes ao dia e conduz rapidamente o conteúdo do transverso ou descendente até o cólon pélvico (Fig.2.03), podendo ser desencadeado pela ingestão de alimentos e pelo ato de levantar-se após um período de sono.

Todos estes movimentos produzem alterações pressóricas na luz do intestino grosso, sendo os registros desta pressão a principal fonte de informações sobre a motilidade do cólon no ser humano (11). A pressão basal que se registra no cólon e reto normais de um indivíduo deitado é de 6 a 8 mmHg, e corresponde mais à pressão exercida pelo conjunto de vísceras acima do ponto de registro do que ao tono do órgão. Para que uma elevação de pressão seja captada por um sensor colocado na luz intestinal, há necessidade de que a força da musculatura da víscera atue contra alguma resistência. Assim, uma onda que se eleva a partir da linha de base representa uma contração segmentar do intestino, ou seja, a subdivisão da luz em compartimentos (Fig.2.04). Quando a força muscular atua sobre o conteúdo, provoca elevação da pressão até o momento em que determina o seu deslocamento.

Há grande variabilidade na atividade motora do intestino grosso normal quando se usa o método manométrico em sua avaliação. Podem ser obtidos traçados com amplas e frequentes ondas de pressão até traçados completamente quiescentes. A amplitude das ondas é muito variável, sendo de 9 mmHg em média, poucas vezes excedendo 50 mmHg, mas podendo chegar a mais de 100

mmHg, e nas ondas do movimento de massa, que são as mais intensas, podem superar os 200 mmHg. O espectro de frequência é também variável. Para se ter uma idéia, a frequência no cólon sigmóide normal varia de 0,1 a 1,8 movimentos/minuto e 0,0 a 1,4 no reto, mas pode chegar a 2 ou 3 movimentos/minuto. A classificação das ondas de pressão em diferentes tipos é destituída de significado (32). A avaliação quantitativa da motilidade registrada pelo método manométrico é dada pelo índice de motilidade obtido do produto da amplitude média pelo percentual da duração das ondas em um período de tempo determinado.

Existem também fatores que reconhecidamente alteram a motilidade do intestino grosso. A ingestão de alimentos, a atividade física e a distensão do cólon aumentam sua atividade, enquanto o sono a deprime a níveis mínimos. As emoções afetam o cólon de modo variável, sendo que sentimentos de raiva, agressão e ressentimento levam à hipermotilidade e a ansiedade e o medo causam hipomotilidade (27).

2.1.4 - Atividade Elétrica

Embora a atividade elétrica do cólon tenha sido registrada pela primeira vez há mais de vinte anos, ainda não se tem delineado o perfil eletromiográfico do intestino grosso normal (32), e não existe uma correlação exata entre a atividade elétrica e a mecânica, de maneira que podem aparecer potenciais de ação sem aumentos da pressão (36).

2.1.5 - Gases Colônicos

O volume de gases existentes no intestino em um dado momento, seja em jejum ou após uma refeição, é em média de 90 a 100 ml. Estima-se que o indivíduo normal expele pelo reto 200 a 2.000 ml de gases por dia, com a média de 600 ml. Cinco gases, em proporções muito variáveis, compõem 99% do que é eliminado pelo reto: nitrogênio 11 a 92%, oxigênio 0 a 11%, dióxido de carbono 3 a 54%, hidrogênio 0 a 69%, metano 0 a 56%. Outros gases (sulfídrico, aminas voláteis, ácidos orgânicos voláteis, mercaptanas, indol) coletivamente somam 1% do total eliminado. Esses gases, embora em pequenas concentração, podem ser reconhecidos pelo seu odor, como acontece com o gás sulfídrico, presente em mínimas quantidades no gás existente no cólon (0,001%) (32).

Os gases presentes no intestino grosso provêm de três fontes: ar atmosférico deglutido, gases produzidos pela ação das bactérias e gases difundidos do sangue. O nitrogênio não é produzido por ação bacteriana (apenas em quantidades mínimas) e admite-se que provenha do ar deglutido e, em consideráveis proporções, do sangue, por difusão através da mucosa. Como a pressão parcial do oxigênio no intestino grosso é baixa, o oxigênio difunde-se constantemente do sangue para a luz, onde é em grande parte utilizado pelo metabolismo bacteriano. Esta atividade metabólica das bactérias é a principal responsável pela baixa concentração deste gás no cólon. O dióxido de carbono, que pode ser encontrado em altas concentrações no intestino grosso, é produto da ação fermentativa das bactérias sobre resíduos alimentares, ou resulta da reação do bicarbonato com ácidos

orgânicos formados por ação bacteriana. Sendo a pressão parcial do dióxido de carbono intestinal maior do que a sanguínea, este gás movimenta-se intensamente da luz para o sangue. Todo o hidrogênio do organismo, sobretudo no intestino grosso, provém da ação bacteriana sobre carboidratos que chegam no cólon como amido, lactose ou celulose. Este gás é utilizado parcialmente pelas próprias bactérias do cólon, e o restante é absorvido e exalado nos pulmões. O metano é produzido no organismo exclusivamente pela flora bacteriana anaeróbica, parece não depender dos resíduos alimentares, e, como o hidrogênio, invariavelmente difunde-se da luz para o sangue.

2.2 - O ESFINCTER ANAL

A atuação da musculatura anal apresenta algumas peculiaridades que não são encontradas em outras partes do corpo, como por exemplo, a propriedade de permanecer reativa a estímulos elétricos artificiais mesmo depois de denervada, sem mostrar alterações microscópicas até vários meses após o suprimento nervoso ter sido interrompido (40). Outro fato interessante é que os músculos lisos e estriados estão em permanente estado de contração (46), seja durante o sono ou em estado de repouso, motivo pelo qual, o tonus basal do músculo estriado anal é maior do que o de qualquer similar seu em outra parte do corpo.

O controle da ação muscular pode ocorrer de duas maneiras, através de arcos reflexos ou por contração voluntária, sendo esta última exclusividade da musculatura estriada. Os arcos reflexos localizam-se abaixo de S2, pois permanecem intactos em pacientes

com lesão medular acima deste nível. A ação reflexa responde pela manutenção do tonus basal e pelas contrações inconscientes que ajustam o tonus às necessidades momentâneas, como tossir, espirrar, mudança postural ou esforço físico, que cursam com aumento da pressão intra-abdominal.

Estudos manométricos da região anal mostram que a área ativa do esfíncter tem um comprimento médio de 3,4 cm (3,75 cm no homem e 3,24 cm na mulher) e que esta não varia com a postura (29). O esfíncter anal é um sistema anátomo-fisiológico assimétrico e apresenta variações pressóricas axial e radialmente, atingindo os maiores valores no meio da zona de maior pressão, em uma região composta, provavelmente na área em que ocorre a sobreposição dos componentes profundo e superficial do esfíncter externo (51). A pressão basal, que corresponde ao estado de repouso da musculatura anal, medida em indivíduos normais em decúbito lateral esquerdo, varia de 24 a 37 mmHg na região proximal, 55 a 66 mmHg na medial e 62 a 66 mmHg na distal (29), e tende a diminuir com o avanço da idade (31). Se a pessoa estiver sentada ou em pé, estes valores sofrerão acréscimos sem percepção a nível consciente. A pressão basal na porção média do canal anal, que está em torno de 58 mmHg no decúbito lateral esquerdo, quando se utiliza um catéter com transdutores embutidos, atinge 81 mmHg na posição sentada e 86 mmHg quando se está em pé (29).

Radialmente, observa-se que na região proximal do canal anal a pressão do quadrante posterior é maior do que a dos laterais e anterior; na zona de maior pressão os valores são quase iguais; e na parte distal o quadrante anterior tem registros superiores aos do posterior (29,51), dados estes que falam a favor do modelo

anatômico de duas alças (51).

As pressões máximas obtidas no canal anal ocorrem durante a contração voluntária, quando verificam-se pressões de 66 a 100 mmHg no proximal, 94 a 157 mmHg no medial e 95 a 161 mmHg no distal. Para um mesmo indivíduo estes valores não mudam com a variação da posição corporal, assim como não se desfaz a distribuição assimétrica por quadrantes (29).

Em condições normais o reto pode permanecer vazio, colapsado, e sua distensão produz a sensação de defecação eminente, o que pode ser demonstrado pela insuflação de balões colocados na ampola retal. Muitos indivíduos, entretanto, apresentam fezes na ampola retal sem que isto desperte qualquer desejo de evacuação. É provável que nessas circunstâncias haja um mecanismo inibitório central que suprime as sensações originadas a nível retal, a não ser que elas sejam muito intensas ou que ocorram em horários em que o indivíduo está acostumado a evacuar. A distensão do reto determina relaxamento do esfíncter interno do ânus e contração do externo (reflexo retoesfincteriano inibitório e excitatório respectivamente). A contração adicional que o esfíncter externo sofre durante o reflexo indica o seu papel mais proeminente na preservação da continência (32). O reflexo inibitório do esfíncter interno ocorre tanto em indivíduos normais como naqueles com transecção da medula ou da raiz nervosa sacral, indicando a existência de um reflexo intramural do reto para o esfíncter interno através do plexo mioentérico. O grau de relaxamento é proporcional ao volume da distensão, se faz de modo igual quando comparados os quadrantes de um mesmo nível, mas diminui de intensidade gradativamente em

direção distal (51). Este relaxamento longitudinal assimétrico permite que a pressão no canal anal superior se aproxime da retal, expondo o conteúdo retal às terminações nervosas do canal anal, que, sendo sensível à dor, tato e temperatura, irá transmitir informações de que matérias fecais estão prestes a serem expelidas, bem como do estado físico (sólido, líquido ou gasoso) em que se encontram. Deste modo o esfíncter interno, que é de controle puramente automático, impede a saída de pequenas quantidades de material, principalmente líquido e gasoso, pois a pressão na parte distal do canal anal permanece constante, mantendo o indivíduo continente enquanto a parte superior relaxa para colher informações do conteúdo retal.

Quando a sensação de evacuação atinge o nível cortical, o indivíduo decide o que fazer em face das circunstâncias: reter ou exonerar o conteúdo retal. A contração voluntária do esfíncter externo proporciona breve período de continência, entrando em fadiga após um minuto, mas este tempo é suficiente para que ocorra a inibição das contrações retais. Em seguida, o limiar para o reflexo retoesfincteriano tende a aumentar e o órgão acomoda-se para receber mais material fecal. A capacidade de elevar o limiar do reflexo e a complacência para volumes adicionais representam a importante participação do reto na manutenção da continência, este mecanismo, entretanto, não é muito eficiente sem a participação dos esfíncteres (32).

Em um trabalho recente realizado na Holanda (30), demonstrou-se que pressões de contração voluntária inferiores à 31 mmHg estavam presentes em 6% de um total de 127 pacientes normais, contra 86% entre 152 pacientes com algum grau de

incontinência. Estas porcentagens aumentavam para 10% e 94%, respectivamente, se o limite era elevado para 39 mmHg; e para 19% contra 99% se o limite inferior fosse de 46 mmHg.

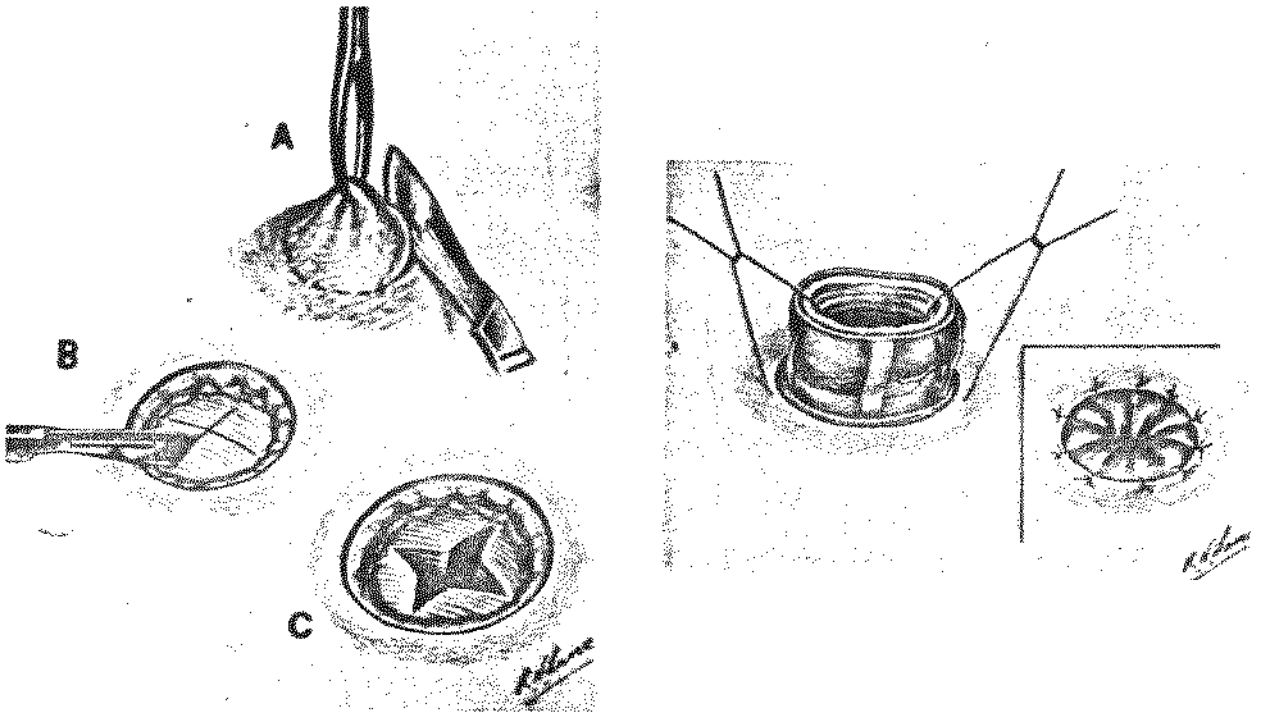


Fig.3.01 (Esquerda) A - Incisão da pele. B e C - Abertura da camada muscular do abdômem. (Direita) Passagem do cólon através da abertura e fixação com pontos à pele.

CAPÍTULO 3

O PACIENTE COLOSTOMIZADO

Com uma noção geral da anátomo-fisiologia do cólon e do esfíncter anal em indivíduos sadios, podemos falar agora do paciente colostomizado e das alterações bio-psico-sociais que a colostomia traz consigo. Não entraremos em detalhes das técnicas cirúrgicas utilizadas, nem das patologias que levam à realização de uma colostomia; interessa aqui a condição de colostomizado, independente de como e porque o paciente chegou a este estado.

3.1 - O que é um colostomizado?

A palavra estoma é usada para designar uma abertura na superfície de um corpo. Quando aparece como sufixo em uma palavra cuja raiz é o nome de um órgão, ou parte dele, significa que este órgão foi aberto cirurgicamente, e que seu interior está em comunicação direta com o meio externo através de um orifício na pele. Assim temos colostomias (cólon), gastrostomias (estômago), vesicostomias (bexiga urinária), ileostomias (íleo/intestino delgado), etc; e portanto, cecostomias, ascendentostomias, transversostomias, descendentostomias e sigmoidostomias são denominações de colostomias onde a parte indicada do cólon está fixada, por meio de pontos de sutura entre a pele e a mucosa, à uma abertura na parede abdominal (Fig.3.01).

Entre as causas mais comuns que levam a uma colostomia podemos citar as neoplasias do cólon, reto e canal anal, as lesões traumáticas, as colites e retocolites ulcerativas, as

obstruções, as doenças diverticulares e as anomalias congênitas.

Existem colostomias temporárias e definitivas, mas a duração nem sempre é previsível. Em determinadas circunstâncias o caráter definitivo é patente, como na amputação abdomino-perineal do reto com câncer, a causa mais comum de colostomias permanentes (6). Já o caráter temporário é algumas vezes difícil de se predeterminar, pois várias colostomias realizadas como temporárias tornam-se definitivas devido à impossibilidade de fechamento e/ou à evolução da doença de base (18).

Desviado da ação do esfíncter anal, o conteúdo do cólon encontrará pouca ou nenhuma resistência quando chegar à abertura colostômica. Deste modo todo material fecal ou gás, impelido pelos movimentos propulsivos do cólon até a colostomia, será exteriorizado e como veremos mais adiante, advém deste fato a maioria dos problemas enfrentados pelos pacientes colostomizados. Opondo menor resistência à progressão do seu conteúdo o cólon também perde parcialmente sua função reservatória, que permanece latente nas partes restantes do órgão pois depende exclusivamente das suas propriedades biomecânicas. A extensão da amputação do cólon irá determinar o prejuízo da função absorptiva, e embora esta tenha pouco significado metabólico, dá-se preferência às colostomias mais distais, preservando o máximo de cólon funcionante e obtendo assim fezes mais firmes (18).

Existem colostomizados de todas as idades mas a maior incidência ocorre na sexta década de vida. Isto explica o fato de 80% dos colostomizados terem, no mínimo, uma segunda doença crônica sendo a artrite reumatóide e o reumatismo as mais comuns (14). Outro dado relevante é que aproximadamente um sexto desta

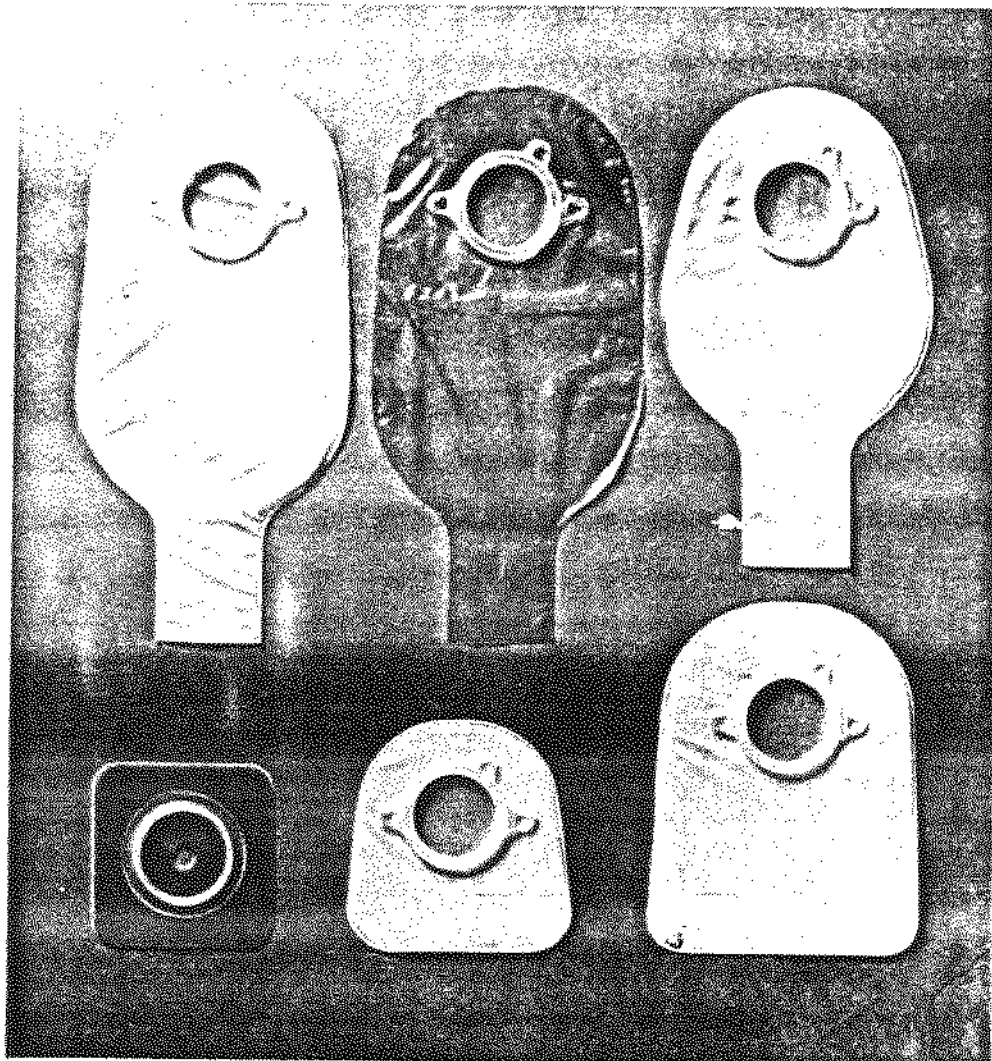


Fig.3.02 Bolsas coletoras. (Convatec, E. R. Squibb & Sons, Inc.)

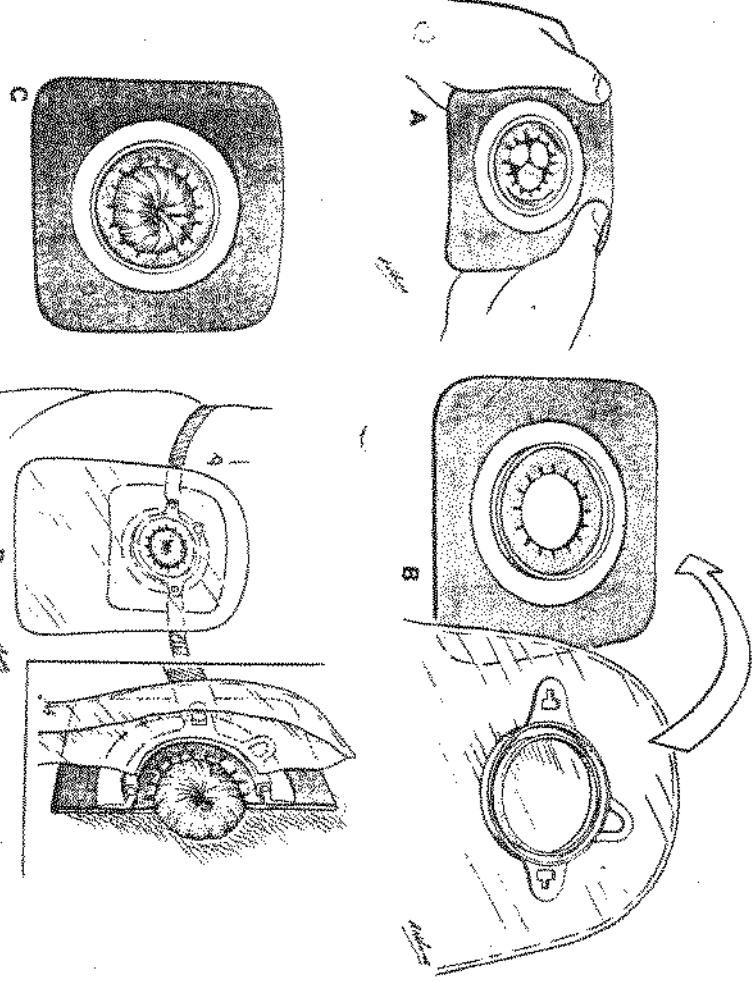
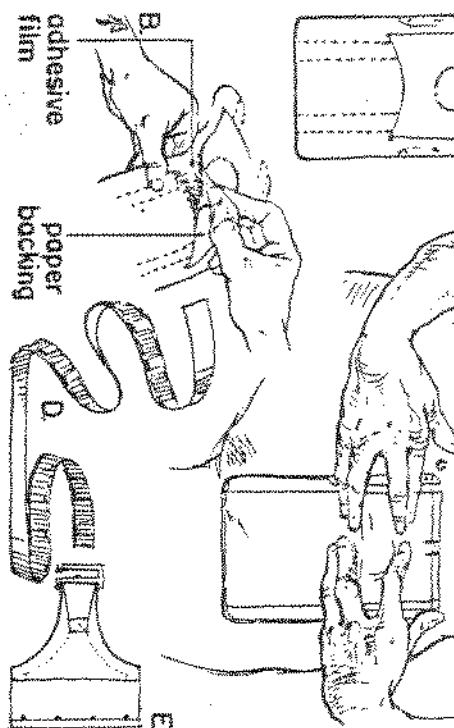
população é composto por inválidos incapazes de cuidarem do próprio estoma (39).

Nos EUA, em meados da década de setenta, eram feitas aproximadamente 50.000 colostomias permanentes por ano (2). Com o surgimento da sutura mecânica no fim dos anos setenta muitas colostomias foram evitadas, mas seu uso não é irrestrito. Em 1987 havia aproximadamente 100.000 pacientes com colostomia no Reino Unido, sendo que, somente em 1980, 5.000 novas colostomias permanentes foram feitas (39). Na Nova Zelândia, em 1991, a associação de ostomizados contava com 4.000 sócios (37) e a de Hong Kong tinha mais de 800 inscritos. Aqui no Brasil não encontramos uma publicação com o número total de colostomizados em nosso país, mas tomando por base os números apresentados em congressos e palestras, e a troca de informações com cirurgiões da área, existem milhares.

3.2 - Os cuidados com a colostomia

Um estudo realizado para quantificar os problemas relacionados às colostomias mostrou que 90% dos pacientes enfrentam uma ou mais dificuldades nos cuidados com seu estoma (39). A existência de problemas está mais para a regra do que para a exceção (39). Impossibilitados de reter as próprias fezes os pacientes colostomizados dispõe basicamente de duas opções para controlar seu estoma: as evacuações naturais ou o uso da irrigação, em ambos os casos, necessitando bolsas coletoras.

As bolsas plásticas são apresentadas em diversos tamanhos e modelos, descartáveis ou não (Fig.3.02). Para mantê-las aderidas à pele o paciente usa uma cinta apropriada ou bolsas com adesivos



10.3.03 (Alto) Esquema de colocação de uma bolsa com adesivo. (Acima) Esquema de colocação de uma bolsa com bolsa adesiva de Karaya.

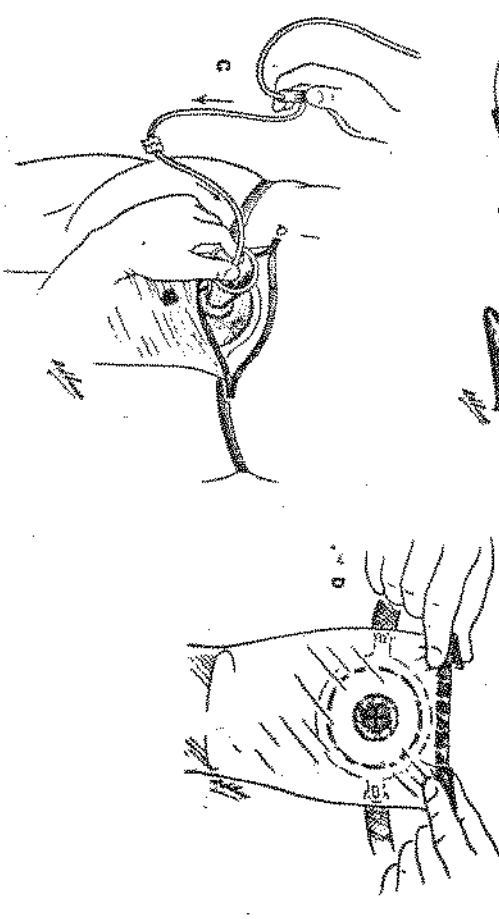
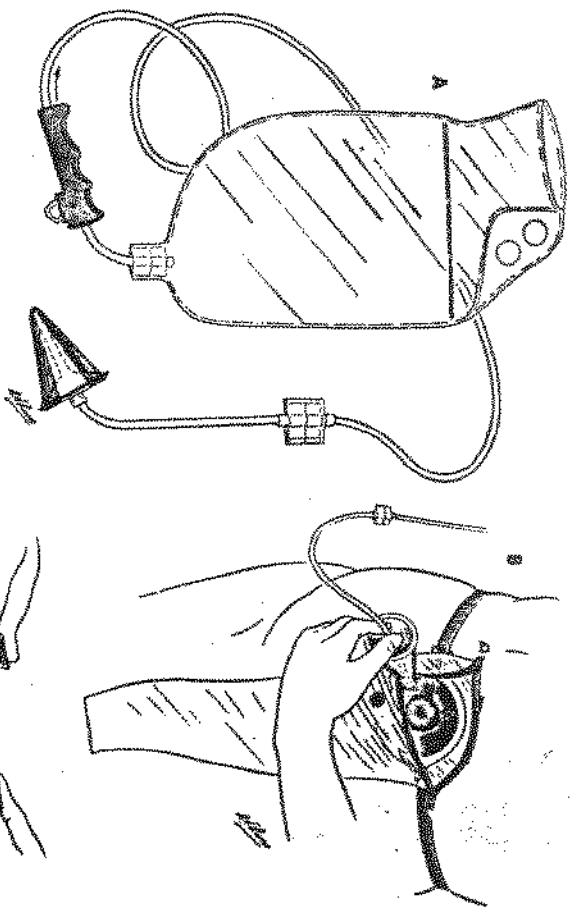


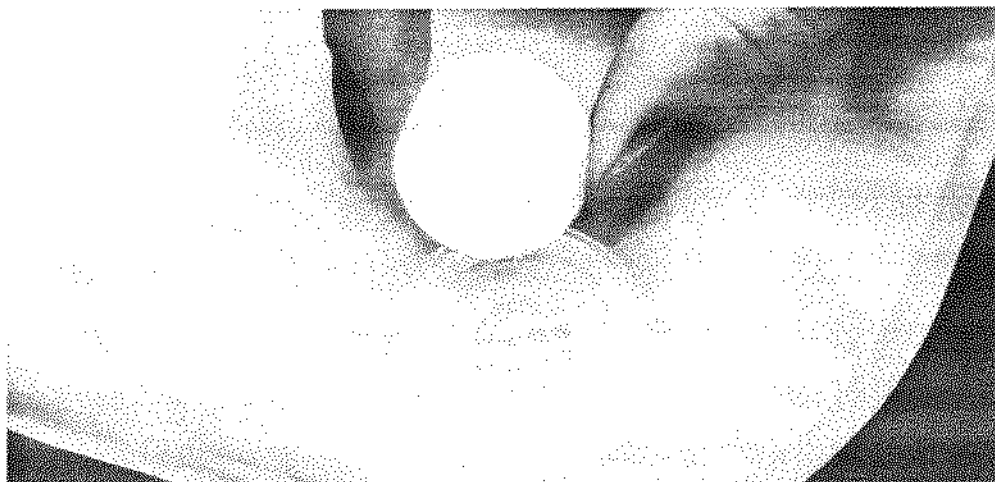
Fig. 3.04 Esquema representando o equipamento de irrigação e sua utilização.

(Fig.3.03). Como há a necessidade de troca ou esvaziamento da bolsa, duas a quatro vezes por dia, a pele periestomal pode ser bastante danificada pela ação química e mecânica do adesivo, e pelo contato prolongado com as fezes. Este problema foi parcialmente reduzido com o uso das bolachas adesivas de Karaya, um tipo de resina vegetal que fica interposta entre a pele do paciente e o adesivo da bolsa, e que só precisam ser trocadas, em média, a cada quinze dias.

Para utilizar o método de irrigação alguns critérios devem ser observados (6): 1) O paciente precisa ter um comprimento restante de intestino grosso suficiente para produzir fezes bem formadas; 2) O ritmo evacuatório pré-operatório precisa ser mais ou menos regular; 3) O paciente não pode estar recebendo rádio, químico ou imunoterapia, que em geral cursam com disfunções gastrointestinais, ou sofrendo de efeitos residuais da terapia anti-tumoral; 4) O paciente tem que estar disposto a aderir a uma rotina que consome parte de seu tempo, deve ter inteligência suficiente e ser fisicamente capaz de realizar o procedimento; 5) Dispor de instalações sanitárias com água corrente, privacidade, e que o paciente possa utilizar sem causar incômodo aos demais usuários. A irrigação consiste essencialmente em instilar um litro de água morna através do estoma, o que deve ser feito lentamente para evitar cólicas e contrações precoces do cólon, e utiliza-se para isto um equipamento apropriado (Fig.3.04). Com o intestino cheio, o paciente aguarda e estimula contrações evacuatórias eliminando as fezes fluidificadas. Uma irrigação que esvazie o cólon por completo garante ao paciente um período de até dois ou três dias sem a apresentação de fezes no estoma, e o

THE HOLLISTER* PREMIUM ONE-PIECE

Drainable Pouch with Replaceable Filter.



- Drainable bag with replaceable flatus filter.
- Effective in the presence of fluid faecal discharge.
- Karaya 5* seal.
- Microporous II Adhesive square.
- Quiet film.
- Waterproof plugs available for use while swimming, showering or bathing.
- Filter vents continually - prevents ballooning.



If you require information on other Hollister Products

Send us this coupon

☐

Colostomy

☐

Ileostomy

☐

Urostomy

Name.....

My stoma size is..... m.m. or inches

Address.....



HOLLISTER

PHARMACO (N.Z.) LTD. P.O. Box 4079 AUCKLAND.

Fig.3.05 Detalhe de uma bolsa coletora com filtro para flatos.

procedimento todo leva de trinta a sessenta minutos.

Embora o uso da irrigação tenha aumentado depois que mostrou-se um método seguro, ele não libera o paciente do uso das bolsas coletoras. A maioria dos colostomizados continua a utilizá-las, sendo muito poucos aqueles que podem usar suas vestes sem uma proteção de segurança sobre o estoma (39).

Modificações da dieta, algumas vezes severas, são usadas por 50% dos ostomizados na tentativa de auxiliar o controle do estoma. A restrição de certos alimentos visa, unicamente, evitar o efeito destes sobre a consistência e cheiro das fezes, assim como na produção de flatos. Entretanto poucos alimentos, sabidamente as verduras e cebolas, produzem sintomas em uma parcela significativa dos pacientes. Aconselha-se que antes de cortar um item da dieta ele seja experimentado no mínimo em três ocasiões diferentes (39). Outro hábito comum entre colostomizados é o de evitar conversas durante as refeições para diminuir a quantidade de ar deglutido. Um quarto dos pacientes também utiliza medicamentos para regular as evacuações, embora existam trabalhos em que demonstrou-se pouca relação entre a função estomal e o uso tanto de dietas como de medicações (39).

Os acessórios modernos usam barreiras hipoalergizantes de proteção da pele (Karaya), algumas bolsas à prova-de-cheiros contêm filtros desodorizadores para flatos (Fig.3.05) e o paciente dispõe de aromatizadores e desodorantes. Mas, apesar de inegáveis os avanços feitos nestes acessórios durante os últimos anos, acidentes ocorrem, metade dos colostomizados têm problemas na pele periestomal e 20% se queixam de vazamentos (6,39).

3.3 - Os problemas psico-sociais

A criação de um estoma muitas vezes ocorre na vida de um indivíduo em meio a uma situação de grave crise, onde a dualidade vida/morte está nitidamente presente. A mudança se faz de modo súbito, como em um acidente, ou no curto período de tempo entre a percepção/diagnóstico da doença e a cirurgia. Por vezes o diagnóstico da doença é tão arrasador que outras informações são rejeitadas ou não assimiladas (6). Assim, a adaptação à colostomia se processa em plena situação de resposta do ego ao desequilíbrio ocasionado pelo ato cirúrgico. Em meio à tensão causada pela doença, o indivíduo defronta-se também com as consequências do seu tratamento (48). O preparo psicológico deste paciente para a cirurgia é delicado e deve levar em conta o tempo disponível, a idade, o grau de instrução, a condição sócio-econômica e sua bagagem religiosa e cultural (6).

O tempo não desfaz os significados inconscientes ligados às fezes e os tabus associados a certos orifícios do corpo (6). A mitologia e simbologia cultural em torno dos excrementos é grande e determina, desde muito cedo, importantes características sociais e sexuais do homem. O comando do esfíncter anal é um dos primeiros controles sociais internalizados na criança e motivo de recompensa na cultura ocidental. Eliminação e retenção são fontes de prazer pré-genital no desenvolvimento sexual infantil. Quando a criança desenvolve seu controle sobre a evacuação sua personalidade desenvolve e amadurece. Desta época em diante, o que é anal persiste como símbolo de tudo que deve ser repudiado e excluído da vida. Sendo assim, as fezes que o paciente não controla, e que apesar de expelidas continuam junto a ele,

assumem também um significado simbólico de sujo e vergonhoso. Entre todos os colostomizados as manifestações psicológicas são similares, independente da idade ou da patologia que levou à cirurgia (39).

No pós-operatório estes pacientes estão muito deprimidos, colaboram pouco com os exercícios respiratórios, ficam passivos no leito e são mais queixosos, necessitando analgésicos em maior quantidade. Não é incomum que os familiares também se mostrem angustiados, criando uma atmosfera de pena e luto (16). Pacientes que são informados do caráter temporário de sua colostomia mostram maior resistência em aprender os cuidados básicos relativos ao seu estoma (6). Esta recusa pode assumir dimensões catastróficas se o fechamento da colostomia se tornar inviável no decorrer do tratamento.

Para a maioria dos pacientes o corpo perde sua função social, isolam-se de reuniões ou festas familiares temendo incomodar com o odor (48). Em levantamento feito num hospital britânico em 1968 verificou-se que um terço dos pacientes nunca saía de casa, um terço sofria de diarreia colostômica contínua, e outro terço era patologicamente depressivo, necessitando auxílio psiquiátrico (14). Nestes pacientes, mesmo com a doença base considerada clinicamente curada, existe um risco maior de suicídio e alcoolismo. Um trabalho feito na USP (48), em 1986, mostrou que menos de um quarto dos pacientes voltou ao emprego, o que parece se repetir em outros países (6,14), seja pelo auto-isolamento, pela falta de instalações sanitárias adequadas nos locais de trabalho ou pela descriminação. Outro agravante, principalmente em um país como o nosso, é o custo de manutenção

de um estoma que é avaliado entre 300 e 700 dólares/ano nos EUA (45), dependendo do tipo do estoma. Problemas sexuais também são frequentes e podem resultar de lesão neurológica durante a cirurgia, trauma psicológico ou aversão do companheiro. Caso o paciente não tenha um relacionamento forte e estável antes da cirurgia, esta pode significar o fim de uma vida sexualmente ativa (14).

Atualmente, para que uma colostomia seja compatível com qualquer tipo de vida, é preciso um estoma bem localizado, uma construção bem feita, uma escolha acertada dos acessórios, um nível básico de bem-estar social e educação, e principalmente, que o paciente e seus familiares tenham estrutura suficiente para superar o trauma, e ao assimilar o fato, consigam retornar a um convívio sadio.

3.4 - Enfermagem Especializada

O primeiro serviço especializado no cuidado de estomas foi criado em 1958 na Cleveland Clinic. A idéia evoluiu, tornou-se disciplina em algumas escolas de enfermagem, e a partir de 1972, em quatro hospitais ingleses, era possível fazer um curso de treinamento em estoma-terapia, surgindo assim a especialidade de estoma-terapeuta. A função deste profissional mescla as funções de enfermeiro, conselheiro e educador. Em alguns hospitais europeus, também compete a ele a tarefa de marcar no abdome do paciente a melhor localização para a abertura do estoma, quando há mais uma oportunidade de explicar ao enfermo a aparência e função do cólon exteriorizado. Atualmente existem cerca de 200 enfermeiras estoma-terapeutas no Reino Unido, e mini-cursos sobre

cuidados com estomas são ministrados para agentes de saúde e enfermeiras das comunidades. Entretanto, em 1985, apenas 15% dos colostomizados ingleses recebeu orientação especializada (39). Aqui no Brasil a USP oferece um curso nos moldes do existente em Cleveland e já existem estoma-terapeutas atuando em hospitais públicos e privados. Como o número destes profissionais tem aumentado e a demanda ainda é grande, fica em aberto a discussão do impacto deste serviço na melhoria da qualidade de vida dos colostomizados.

3.5 - Grupos de Apoio

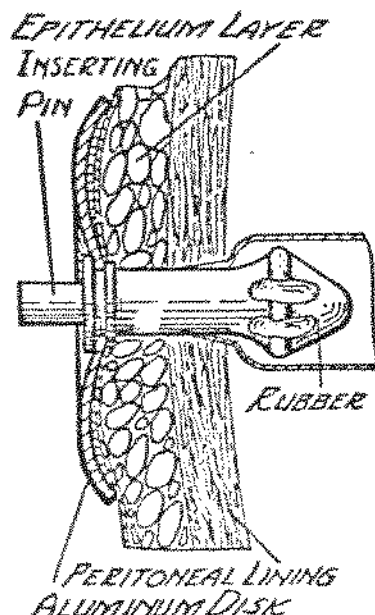
As associações de ostomizados existem em quase todo o mundo. A maioria surgiu nos últimos quinze anos, sendo a mais antiga a dinamarquesa, que em 1991 completou quarenta anos. Todas são filiadas à Associação Internacional de Ostomizados (IOA) e, com o intuito de auxiliar a reabilitação dos pacientes ostomizados através da experiência bem sucedida de outros pacientes, desempenham um papel inquestionável. O contato com alguém que superou um problema similar e retornou a sua vida normal é extremamente encorajador, como mostra um estudo, no qual 84% dos pacientes visitados por voluntários da associação, no pré-operatório, se sentiam melhor após a visita (39).

Estes grupos também realizam encontros, promovem pesquisas e publicam informativos, sempre visando a troca de experiências e conselhos entre pacientes, familiares e profissionais de saúde, além de divulgar as inovações nos acessórios e técnicas de higienização.

Embora os benefícios sejam muitos, o alcance destas associações é limitado. Em 1985 apenas 13% dos colostomizados britânicos teve contato com a associação. A maioria dos médicos desconhece sua existência. Aqui no Brasil, apesar do sétimo Congresso Mundial da IOA ter sido realizado no Rio de Janeiro em 1991, não conseguimos nos comunicar com a representação brasileira, e foi mais fácil a troca de correspondência com o exterior.

THE SURFACE COLOSTOMY CONTROL BUTTON

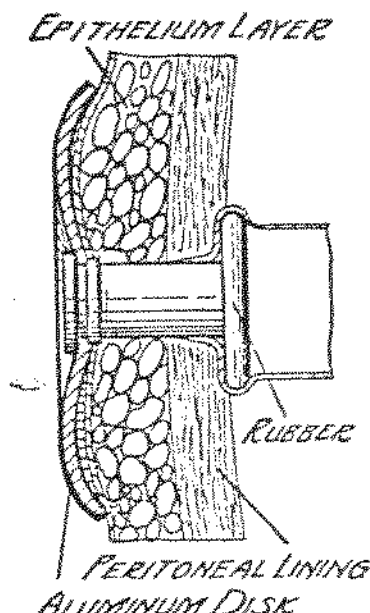
Insertion Method



The rubber button is **HOLLOW**.

The above drawing illustrates the ease with which the button may be inserted by use of the plastic inserting pin. The pin extends the button, reducing its diameter and permitting it to pass readily through the opening. The pin, which is also used to remove the button, is small and can be carried in vest pocket or purse.

Insertion Completed



The above drawing shows how the button flattens automatically to close the opening when the inserting pin is withdrawn.

The rubber-stem which passes through the abdominal wall is available in various lengths to conform to the thickness of the user's abdominal wall. This thickness should be specified in ordering the **SURFACE COLOSTOMY CONTROL BUTTON**, to assure accurate fit.

Fig. 4.01 Botão de controle para colostomias (U.S. Patent 2.510.766, C. F. Surface).

A INCONTINÊNCIA E AS OPÇÕES DE TRATAMENTO

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Uma das características do ser humano é a capacidade de continência, definida como a habilidade de perceber, reter e exonerar seus excrementos em momento e local apropriados (30). Isto permite que as pessoas convivam independentemente e com dignidade e a perda desta função, como já vimos, leva à deterioração da personalidade e ao isolamento social. Neste capítulo você encontrará uma avaliação das tentativas, algumas ainda em uso e outras que não passaram da fase experimental, para restaurar a continência. O enfoque é sobre as colostomias, mas também foram revistos métodos usados em ileostomias, incontinência vesical e anal, para se ter uma noção abrangente dos princípios utilizados. Para ficar mais didático usaremos uma classificação (50) que divide os métodos em quatro grupos: métodos que usam somente dispositivos externos, métodos que usam apenas técnica cirúrgica, métodos que usam cirurgia e implantes passivos e métodos que usam cirurgia e implantes ativos.

4.1 - Métodos apenas com dispositivos externos

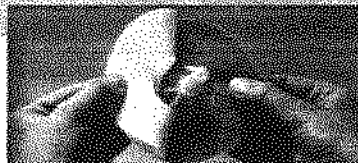
4.1.1 - Botão de Controle para Colostomia (Colostomy Control Button) (49,50) - Este foi o método mais antigo para ocluir colostomias encontrado na literatura, data de 1950 quando C. F. Surface registrou sua patente (Fig.4.01). A primeira publicação a



REAL CONTROL. REAL CONFIDENCE. WITHOUT A BAG.

The new Conseal Colostomy System from Coloplast represents the most exciting advance in colostomy care. This new concept is a real alternative to the bag. How often, since your operation, have you felt frustrated and angry about no longer having control over your bodily functions? And how often have worries about noise, smell and leakage prevented you from leading a full and active life?

The new Conseal System offers you a new kind of freedom. Because now you can actually achieve control of your bowel functions for up to 24 hours. With no worries about leakage, noise and smell and without wearing a bag.



What makes the new Conseal System different from other systems is the special soft foam plug, which is gently inserted into the stoma and expands to block faeces and filter

flatus. So you can achieve long periods of control and choose when you want to evacuate.

The new Conseal System is not the answer for everyone. But it could give you the extra confidence you need to enjoy a more fulfilling life.

With over 30 years' experience in ostomy care, Coloplast understand your needs.

CONSEAL
ONE-PIECE COLICATHETER PLUG



Coloplast

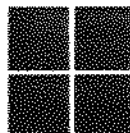
CONTACT:

MARY McKEGG
Product Manager

60-66 France St. South, Newton, Auckland
P.O. Box 88-332

Telephone (09) 795-540

Head Office: 304 Cashell Street,
P.O. Box 411, Christchurch, New Zealand.
Telephone 662-189. Telex: NZ 4777.
Telegraphic Address: "WIZARD".
Fax: 0064-3783248



EBOS
GROUP LIMITED

Distributed by:

Fig.4.02 Anúncio de venda do Conseal em revista editada por uma associação de ostomizados.

seu respeito veio em 1953 e o dispositivo consistia basicamente de um plugue de borracha, cuja extremidade podia ser mecanicamente dilatada, e uma lâmina de alumínio. Com o plugue introduzido na colostomia, a dilatação ocluía o estoma comprimindo-o contra a lâmina de alumínio colocada no lado externo. Existe o relato de um paciente que usou este dispositivo com sucesso por vinte e dois anos, mas parece ter sido um caso isolado, visto que não surgiram outras publicações a respeito deste método.

4.1.2 - Conseal (Marca Reg. Coloplast) - O principal componente deste sistema é uma tampa plástica descartável que apresenta no centro um plugue de espuma compactado em gelatina hidrossolúvel (Fig.4.02). Quando o plugue é introduzido no estoma, devido à umidade local, a gelatina se dissolve e libera o cilindro de espuma que se expande ocluindo a luz do órgão. A tampa é presa por meio de encaixes vedantes do tipo sulco/filete a um disco plástico, que por sua vez, está fixo a uma bolacha de Karaya que é grudada na pele periestomal do paciente. O sistema, que tem certa semelhança com o botão oclisor de C. F. Surface e com o Maclet System (veja métodos com cirurgia e implante passivo), promete segurança total sem escape de fezes ou flatos, substituindo totalmente a bolsa coletora. A nosso ver, este produto terá grande aplicação em pacientes que utilizam a irrigação, em substituição da bolsa de segurança. Outra vantagem real é que o mesmo disco plástico, existente na bolacha de resina, pode ser usado para fixação de bolsas coletoras, dando a opção ao paciente. Como é um produto novo no mercado, será

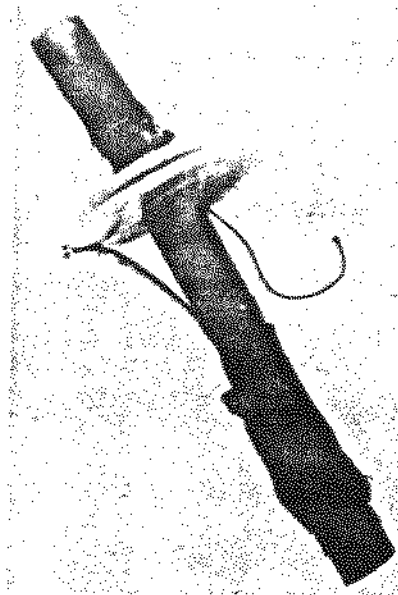


Fig.4.03 Tubo endotraqueal com balão inflável usado como oclisor de estomas.

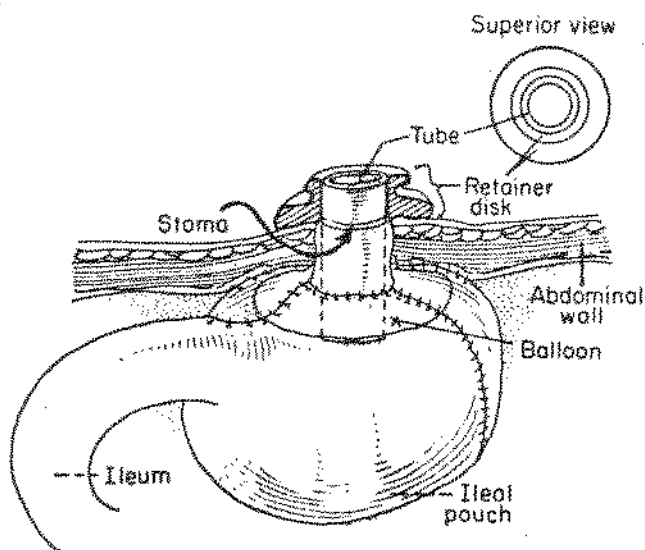


Fig.4.04 Representação do dispositivo oclisor de estomas usado em associação com a construção de um reservatório pré-estomal.

preciso esperar pelos relatos de usuários e pesquisadores para avaliar sua eficácia, sendo disponível no momento somente as informações do fabricante. Nos EUA e Europa pode ser comprado pelo reembolso postal, no Brasil ainda não é comercializado.

4.1.3 - Dispositivo Oclutor de Estomas (Stomal Occlusive Device) (3,38,50) - Este método desenvolvido na Clínica Mayo (Rochester/Minnessota) foi inicialmente testado utilizando a porção com o balão inflável de um tubo de traqueostomia (Fig.4.03). O balão era inflado dentro da colostomia e tracionado contra a parede abdominal, onde era fixado com fitas adesivas. O tubo que passa através do balão era ocluído com um grampo e esperava-se assim conseguir continência. Os primeiros experimentos com cães não obtiveram sucesso mas notou-se que as fezes apresentavam uma consistência mais firme. Posteriormente o dispositivo foi novamente testado em quatro cães, agora submetidos à ileostomia com construção de um reservatório pré-estomal (Fig.4.04). Desta vez os resultados foram melhores, conseguindo oclusão por até 8 horas, e levaram a uma primeira tentativa no ser humano que foi considerada bem sucedida, gerando continência por períodos de 4 a 6 horas. Depois o dispositivo recebeu melhorias, mas com a evolução da técnica cirúrgica de Rock (veja métodos apenas com técnica cirúrgica) que consegue continência em um grande número de ileostomizados, seu uso foi sugerido nos pacientes em que a cirurgia falhava. Com esta filosofia realizaram um trabalho envolvendo quinze pacientes onde a continência das ileostomias não foi considerada satisfatoriamente funcionante, mas para catorze dos pacientes era

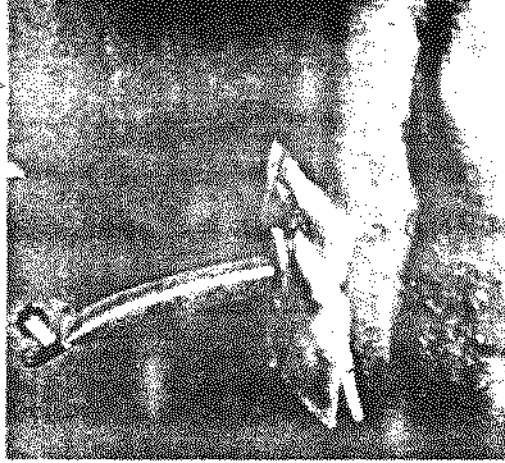


Fig.4.05 Aparência do dispositivo oclutor de estomas em posição de uso.

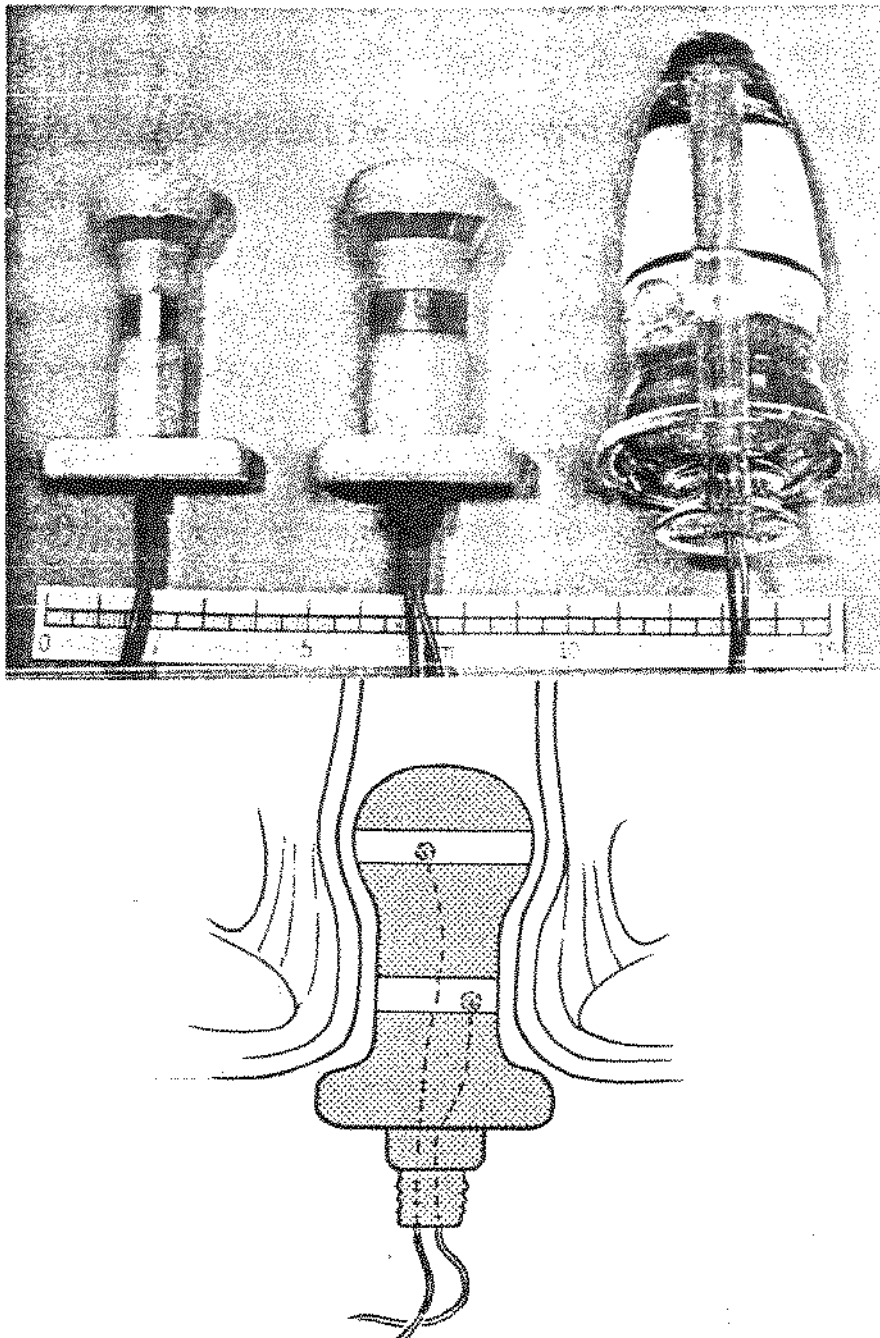


Fig.4.06 (Alto) Variedade de eletrodos anais. (Acima) Esquema do eletrodo em posição para realização de uma sessão de eletro-estimulação.

preferível a submeter-se a nova cirurgia. Todos precisavam usar uma gaze ao redor do estoma devido ao vazamento de material mucoso, alguns encontraram dificuldade em manipular o dispositivo, um apresentou perfuração intraperitoneal sendo conduzido a cirurgia e dois consideraram o sistema cosmeticamente inaceitável (Fig.4.05), pois o tubo de drenagem projeta-se perpendicularmente da parede abdominal, apesar dos autores informarem que o tubo é flexível e pode ser usado sob as roupas.

4.1.4 - Terapia de Estimulação Elétrica (40) - Este método não constitui um tratamento propriamente dito, mas está sendo pesquisado como coadjuvante na fisioterapia de pacientes com incontinência anal. Um eletrodo (Fig.4.06) é introduzido no canal anal do paciente e através de pulsos elétricos consegue-se a contração do esfíncter anal. Com sessões de estimulação intermitente produz-se uma hipertrofia da musculatura ajudando a restabelecer a continência. Para tanto, é necessário que o paciente possua a musculatura anal e que o canal anal continue a ser usado como via excretora. A utilização deste método para estomas parece inviável, uma vez que não temos no corpo outros músculos, transplantáveis ou "in situ", com as características da musculatura anal.

4.2 - Métodos apenas com técnica cirúrgica

4.2.1 - Técnica de Ceulemans e Van Baden (50) - Esta técnica cirúrgica, desenvolvida e divulgada na década de setenta, preconizava a construção de um estoma pequeno, aproximadamente

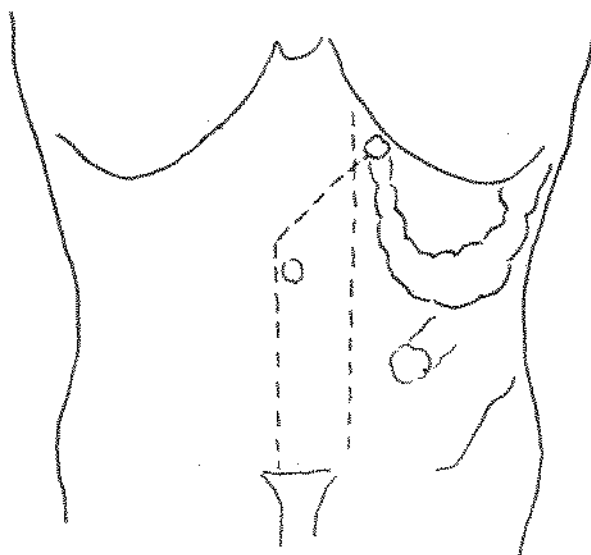


Fig.4.07 Esquema mostrando a localização do estoma preconizada por Celeumans e Van Baden.

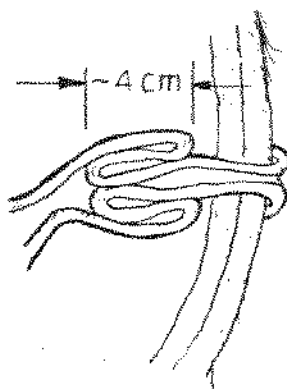


Fig.4.08 Representação esquemática da válvula construída por plicatura da alça intestinal na técnica de Kock.

1,5 cm de diâmetro, o mais alto possível ao longo do rebordo costal esquerdo e através da bainha da porção esquerda do músculo reto do abdômem (Fig.4.07). Esta localização alta foi usada em 67 casos sem grandes complicações. As vantagens defendidas pelos autores incluíam: a função de reservatório da porção inferior devido ao efeito de coluna líquida; a impossibilidade de ocorrer prolapso do estoma; a inexistência de vazamentos de muco ao redor do estoma, uma vez que todo o muco produzido tenderia a descer pela ação da gravidade e se misturaria com as fezes na porção inferior; evacuações por irrigação a cada 48 horas sem necessidade de usar bolsa coletora; e a possibilidade de uso em pacientes obesos que poderiam visualizar seu estoma. Apesar de todas estas vantagens esta abordagem cirúrgica não se tornou popular por várias razões. Para citar apenas duas: o efeito de coluna líquida só existe se o paciente permanecer em pé ou sentado; o efeito coluna não impede a progressão das fezes, haja visto o que ocorre no cólon ascendente.

4.2.2 - Ileostomia Continente/Técnica de Kock (3,35,45,50) -

A ileostomia continente utilizando um reservatório ileal foi inicialmente apresentada por Kock em 1969. Seu objetivo era eliminar o estoma protuso das ileostomias convencionais e o uso da bolsa coletora. Gradualmente o mecanismo de continência foi modificado e a técnica ganhou aceitação internacional durante a década de setenta. Atualmente o método básico para prevenir o escape de líquidos e gases é baseado na construção de um reservatório e de uma válvula pré-estomal por plicatura da alça (Fig.4.08). A triagem correta dos pacientes para esta técnica

cirúrgica tem garantido resultados satisfatórios em 95% dos pacientes, alguns casos com acompanhamento por mais de vinte anos. Os pacientes precisam esvaziar o reservatório duas a quatro vezes por dia e para isto introduzem uma sonda através da válvula, não necessitando da bolsa coletora. Complicações existem e a mais frequente e exclusiva desta técnica é a reversão da válvula. Isto ocorre em 40 a 50% dos pacientes, geralmente até um ano após a operação, e necessita nova cirurgia para reconstrução da válvula e retorno à continência. As demais complicações são comuns às outras técnicas e incluem o surgimento de hérnias, estenoses, obstrução do intestino delgado e fístulas, não envolvendo 10% dos pacientes. Kock também tentou adaptar esta técnica para colostomias fazendo experimentos em dez cães. Os resultados foram satisfatórios e estudos posteriores concluíram que o comprimento mínimo da válvula deveria ser de 2,5 cm. Entretanto a técnica para colostomias não teve a mesma evolução que a de ileostomias, provavelmente devido às diferenças anatômicas entre os dois órgãos.

4.2.3 - Transposição do Músculo Grácil (5) - A transposição do músculo grácil (músculo longo e estreito na face medial da coxa) mantém sua inserção superior e o suprimento neurovascular intactos, enquanto a porção inferior é fixada ao redor da junção anorretal. Os resultados são pobres no tratamento da incontinência. Esporadicamente praticada durante anos, não obteve sucesso suficiente para tornar-se popular. O maior problema da transplantação é que estando fora do seu leito neurovascular normal o músculo sofre necrose avascular, e após algum tempo o

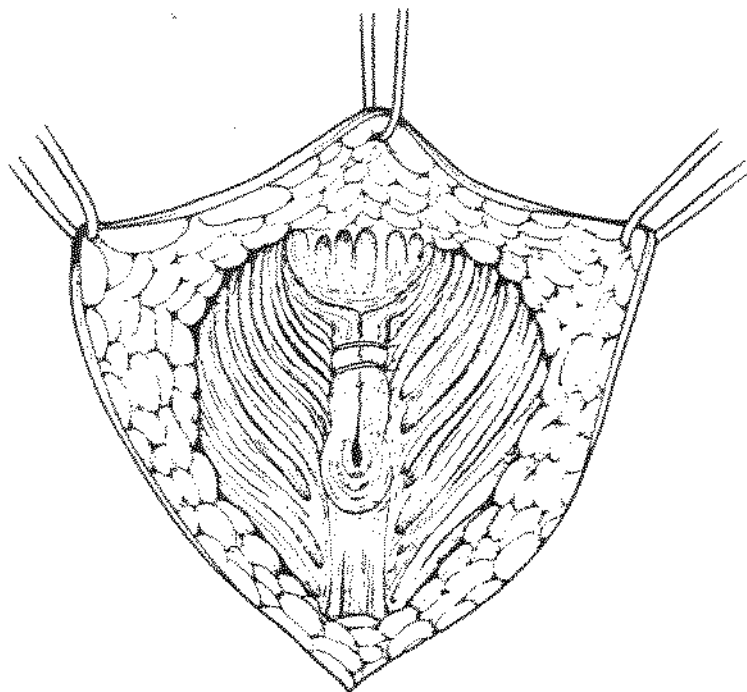


Fig.4.09 Cirurgia de reparo anal posterior.

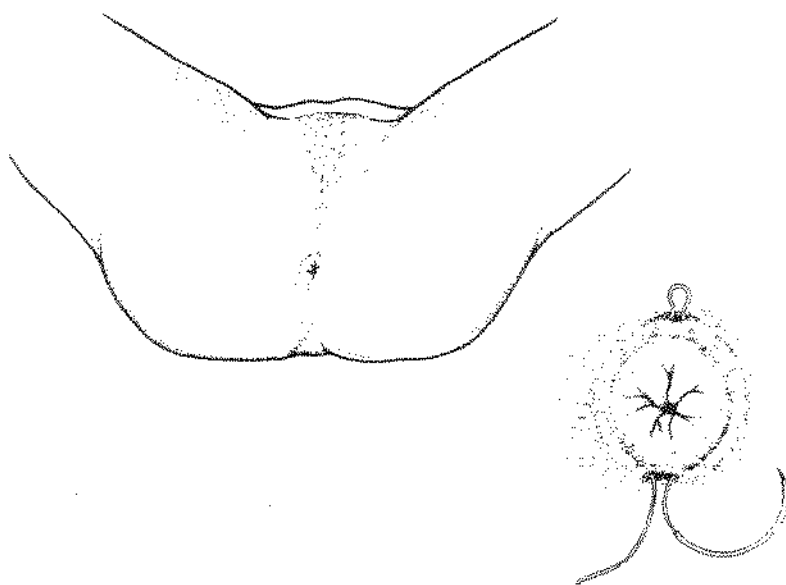


Fig.4.10 Esquema mostrando a colocação de um Fio de Thiersch na região anal.

que se tem ao redor do cólon é um tendão fibroso. A tentativa de melhorar o desempenho deste músculo com o uso seletivo de estimulação elétrica está em curso, mas os pesquisadores advertem que a musculatura esquelética fadiga e exerce pouca força quando estimulada por várias horas, mesmo que tenha sido preparada anteriormente com longas sessões de estimulações de baixa frequência. O uso de técnica semelhante em uma colostomia é anatomicamente inviável.

4.2.4 - Reparo Anal Posterior (40) - Esta cirurgia é para correção da incontinência anal e precisa que canal anal e esfíncter anal existam. O princípio é simples e utiliza pontos na musculatura pélvica para ajustar o esfíncter (Fig.4.09). Durante a cirurgia é necessário atenção para que a sutura não fique firme demais, impedindo a abertura anal. A experiência de várias cirurgias revela que os resultados desta cirurgia não são duradouros, e que a reoperação na área é bastante dificultada devido à formação de fibrose. A utilização de técnica semelhante na musculatura abdominal, ao redor de uma colostomia, é desprovida de interesse.

4.3 - Métodos com cirurgia e implante passivo

4.3.1 - Fio de Thiersch (40) - A cirurgia de Thiersch foi descrita por volta de 1870 e tem sido usada regularmente ao longo dos anos com várias modificações. A idéia de colocar um fio metálico ao redor da musculatura esfíncteriana reduzindo a abertura do ânus pareceu simples e atrativa (Fig.4.10), mas na

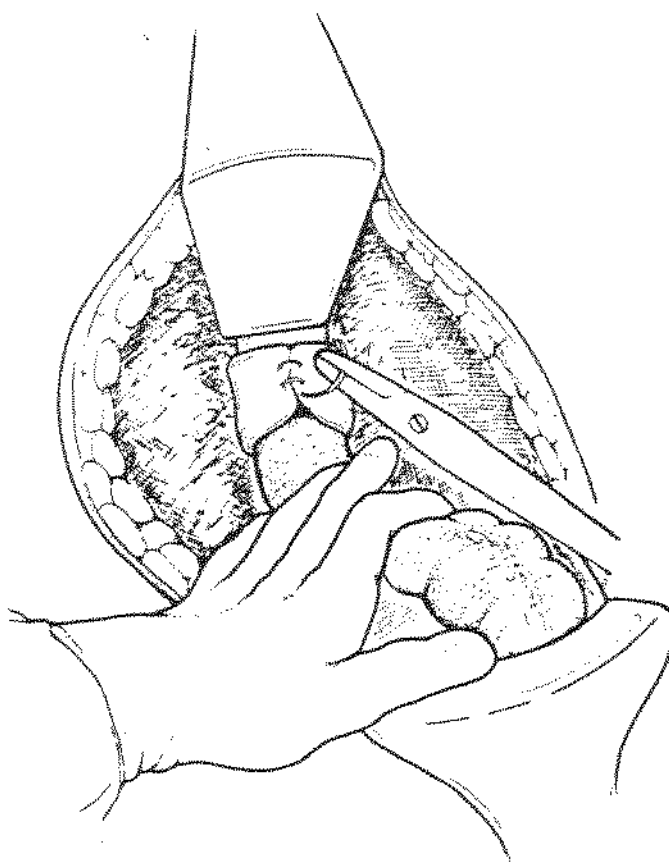


Fig.4.11 Uso da espuma de Ivalon na cirurgia de retopexia.

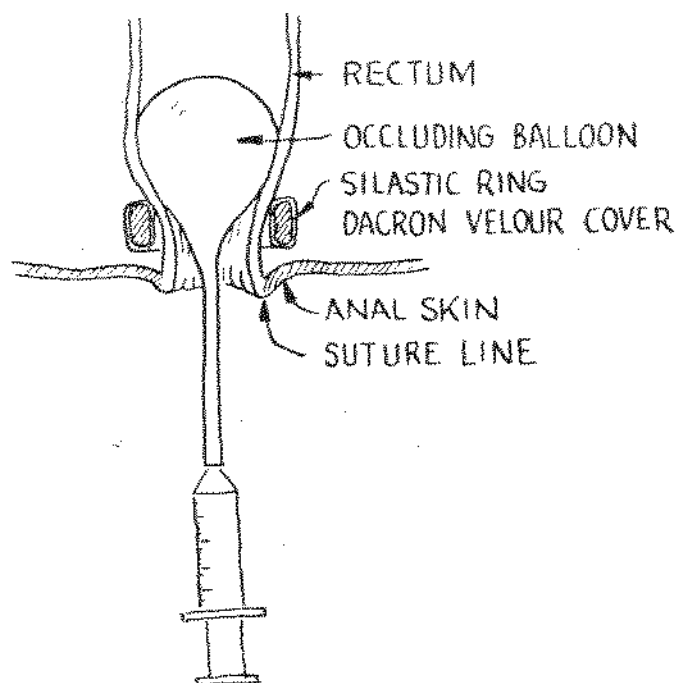


Fig.4.12 Anel e balão oclutor.

prática não foi o que aconteceu. O fio às vezes parte com o uso, pode causar erosão dos tecidos com posterior expulsão pela pele ou para dentro do cólon, e se a tensão de sutura não for suficiente, não se obtêm resultados. A posterior substituição por fio de nylon monofilamentado no lugar do metálico ajudou a reduzir as complicações. Em colostomias esta técnica ainda é usada, mas serve para correção de prolapso e recebe o nome de cerclagem do estoma, tendo pouquíssimo efeito sobre a incontinência.

4.3.2 - Retopexia (40) - A retopexia utilizando um pedaço de espuma de Ivalon ao redor do cólon foi apresentada por Wells em 1959, e servia para fixar o reto dentro da cavidade sacral (Fig.4.11). O método mostrou-se de grande utilidade no tratamento do prolapso anal e passou por modificações utilizando telas de Mersilene, Teflon ou polipropileno, tornando-se popular na Inglaterra e EUA. Com a correção do prolapso consegue-se melhora da incontinência fecal dos pacientes, mas a mesma abordagem em uma colostomia não tem sentido.

4.3.3 - Anel e Balão Oclutor (50) - No início dos anos 70, Stanley e colaboradores conseguiram ocluir o cólon de ovelhas usando um anel de silástico e um balão inflável. Neste estudo não foram utilizadas colostomias, a musculatura anal era removida e feito um abaixamento do reto através do anel até a margem anal. Com o anel bem ancorado, a oclusão era conseguida com a inflação do balão dentro do cólon, conseguindo um efeito do tipo válvula com esfera (Fig.4.12). Os autores relataram sucesso nas dezoito ovelhas operadas, com continência para sólidos e líquidos e

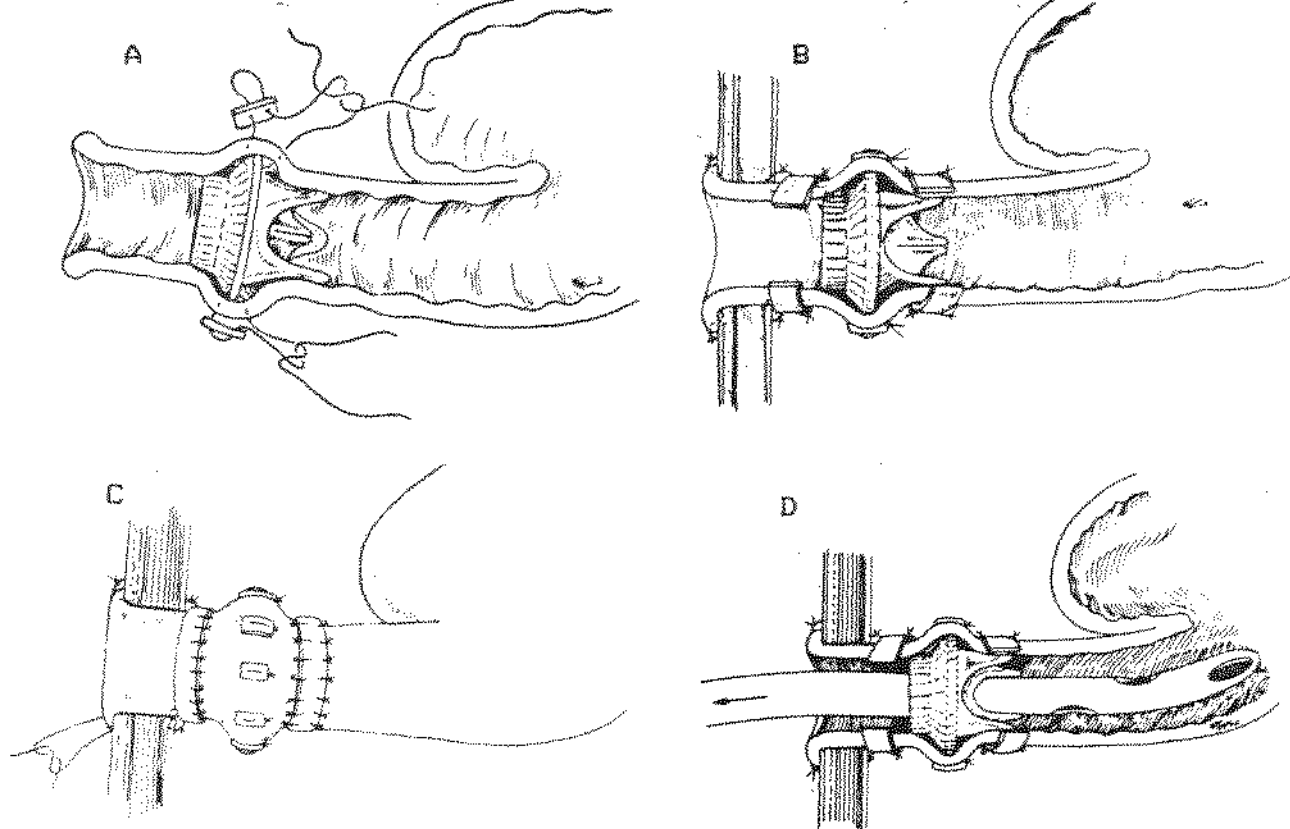


Fig.4.13 A. Fixação da válvula aórtica porcina com pontos transmuralis. B. Esquema da válvula na posição final. C. Visão externa do íleo com a válvula implantada. D. Representação da técnica de intubação para esvaziar o intestino.



Fig.4.14 Peças do oclisor magnético de Erlangen.

nenhuma rejeição ao implante. Cogitaram a realização de testes clínicos, mas não encontramos outras publicações a respeito.

4.3.4 - Ileostomia Contínente Usando Válvula Aórtica Porcina (15) - Frente ao problema da reversão da válvula pré-estomal da técnica de Rock, uma equipe da Cleveland Clinic Foundation tentou substituí-la por uma válvula aórtica porcina. O experimento foi feito com apenas um cão, no qual inicialmente construiu-se um reservatório ileal e com uma segunda cirurgia colocou-se a válvula (Fig.4.13). Durante as oito semanas de acompanhamento o cão permaneceu continente, evacuando duas vezes por dia com a utilização de uma sonda. Os autores consideram, que com o passar do tempo, a manobra de intubação do estoma e a exposição prolongada da estrutura de Dacron às fezes podem danificar a válvula. Outro detalhe delicado é que são usados pontos de sutura transmuralis para fixar a prótese, além de dois anéis externos para impedir sua migração. Este tipo de sutura no tracto intestinal está muito sujeito à infecção e formação de fístulas, e por isso, como os próprios autores advertem, não é segura.

4.3.5 - Maclet System/ Ocluser Magnético de Erlangen (2,3,25,42,50) - Em 1975, Feustel e Henning da Universidade de Erlangen, Alemanha, descreveram o uso de um dispositivo magnético para contenção de colostomias em dezessete pacientes, eliminando o uso da bolsa coletora e facilitando a higiene do estoma. O sistema era composto por duas peças (Fig.4.14): um anel metálico (samário-cobalto) magnetizado revestido em metil-metacrilato e uma tampa plástica tipo plugue provida de anel e núcleo magnéticos. O anel metálico era implantado na parede abdominal ao

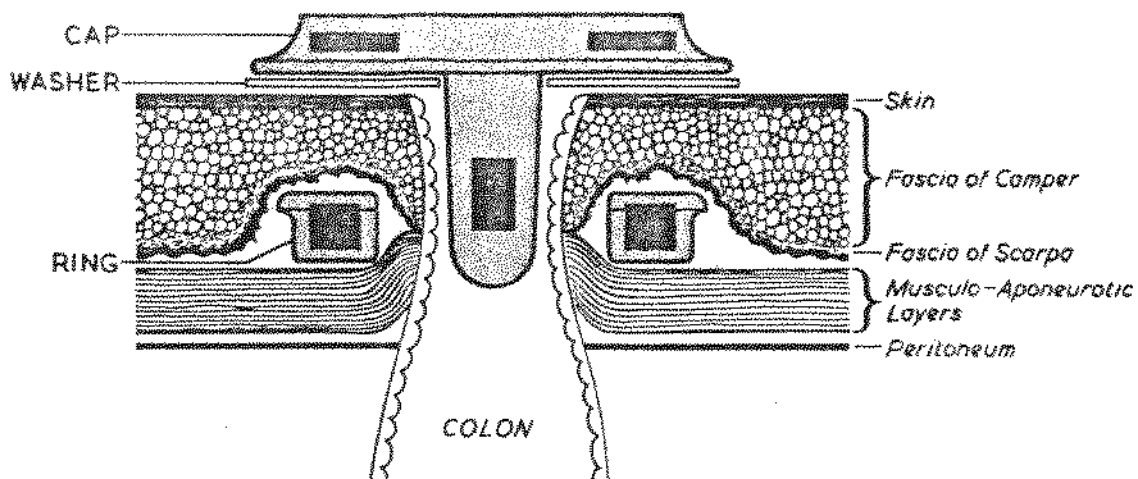


Fig.4.15 (Alto) Esquema do oclussor implantado. (Acima) Aspecto do oclussor em uso.

redor do estoma e a tampa plástica colocada externamente com o plugue introduzido na abertura estomal (Fig.4.15). A atração entre as duas peças gerava uma força constante de 4 a 5 N para um distanciamento entre 10 e 30 mm, e um disco impregnado com carbono ativado era usado entre a pele e a tampa para absorver o odor. A expectativa dos autores era de que não ocorressem complicações a longo prazo. Em 1977, um estudo europeu que acompanhou 230 pacientes, por períodos de seis meses a dois anos e meio, revelava que aproximadamente 50 a 55% dos estomas eram continentes para gás, fezes líquidas e sólidas. Os problemas identificados foram os seguintes: camadas subcutâneas maiores que 3 cm impediam uma atração suficiente entre o anel e a tampa, enquanto subcutâneos com espessura inferior a 1,5 cm podiam causar desconforto e necrose dos tecidos devido à pressão constante; o índice de infecções era elevado e variava entre 20 e 50%; a existência de irregularidades na superfície onde estava localizado o estoma dificultava o acoplamento entre a pele e a tampa, resultando em vazamento de gases e fezes líquidas devido às falhas de vedação; e pacientes senis ou com artrite severa nas mãos eram incapazes de manipular o oclusor. Com estas restrições a seleção dos pacientes passou a ser mais rigorosa e o sucesso do sistema em relatos posteriores ficou entre 50 e 85%. Tentativas de usar este sistema em ileostomias também apresentaram falhas e devido à imprevisibilidade do resultado, mesmo no paciente selecionado, o sistema começou a ficar desacreditado. Em 1980, um trabalho publicado pela Faculdade de Medicina da USP informava que a Coloplast Internacional, fabricante do Maclet System, retirava o produto do mercado até

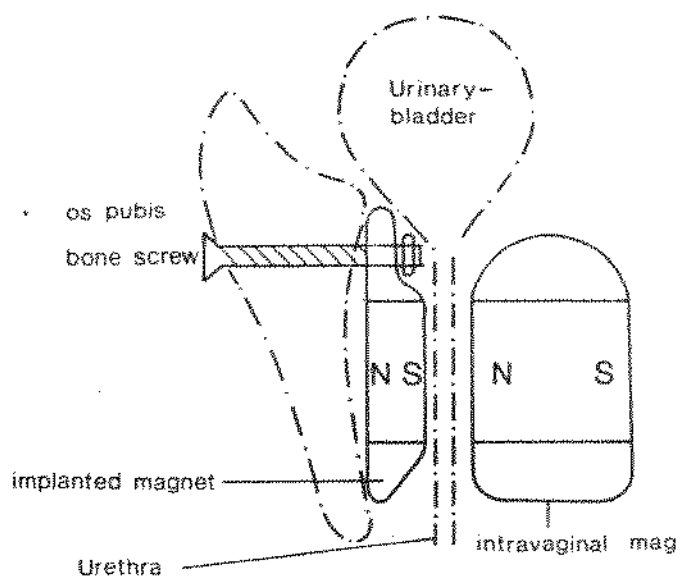
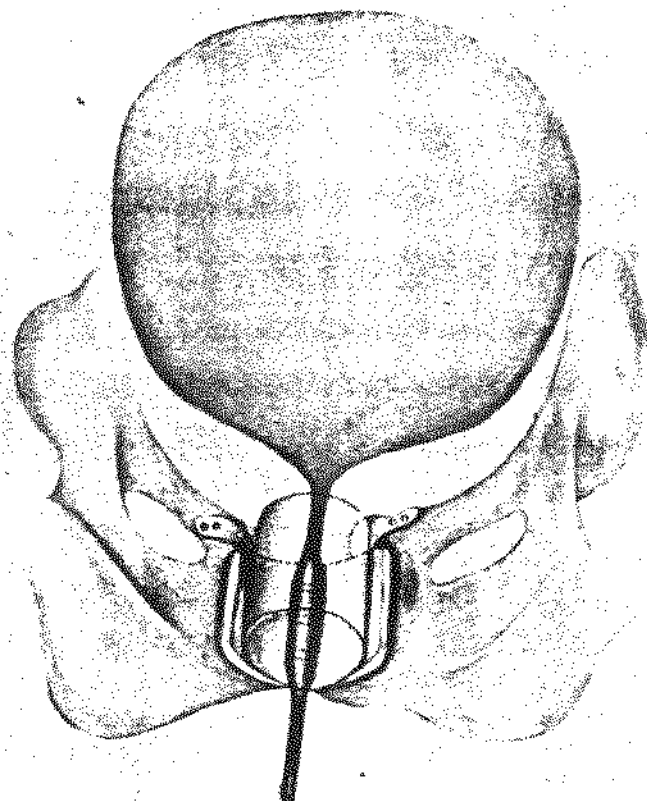


Fig.4.16 (Esquerda) Ocluser magnético uretral "in situ" comprimindo a uretra. (Direita) Esquema de implantação do ocluser magnético uretral.

que os problemas com seu uso fossem solucionados. Este método acabou sendo um estágio intermediário entre o Colostomy Control Button e o Conseal, que aliás, é marca registrada da Coloplast (ver métodos apenas com dispositivos externos).

4.3.6 - Oclutor Magnético Uretral (24) - Este trabalho publicado em 1983 relata o uso experimental de um oclutor magnético em dezesseis ovelhas, conseguindo continência urinária em quinze delas. Embora também utilize a atração magnética entre dois componentes para promover a continência, a ação mecânica deste método difere do anterior. Aqui a força resultante foi usada para comprimir a uretra e não como um oclutor terminal. Para conseguir este efeito um magneto côncavo de samário-cobalto revestido em metil-metacrilato era fixado com parafusos ortopédicos à púbis óssea, e um cilindro móvel feito dos mesmos materiais introduzido na vagina (Fig.4.16). Foram construídos seis cilindros intra-vaginais com dimensões idênticas, mas que geravam campos magnéticos de diferentes magnitudes. Assim era possível, com um único magneto implantado, variar a pressão sobre a uretra trocando o magneto móvel. Com uma distância de 5 mm entre as duas peças as forças máxima e mínima eram de aproximadamente 8 e 4 N, e para uma separação de 9 mm, 4,5 e 2 N. Os resultados finais foram considerados positivos apesar de três animais terem apresentado necrose da parede anterior da vagina. Como é evidente, o sistema foi idealizado para uso exclusivo na incontinência urinária feminina e sua adaptação para o sexo masculino ou para o trato digestivo é anatomicamente impossível.

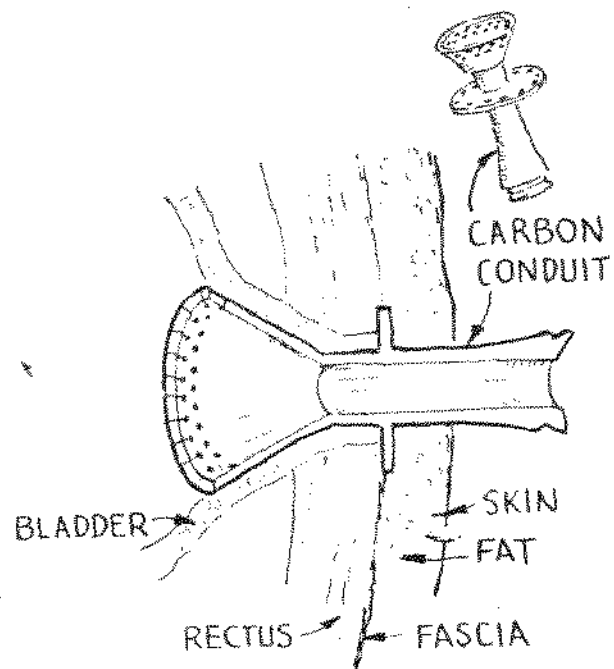


Fig.4.17 Conduto de carbono em vesicostomia.

4.3.7 - Conduitos de Carbono (50) - Vários trabalhos têm demonstrado que implantes feitos de carbono vítreo puro podem ser considerados biologicamente inertes. Este fato, que agora está sendo pesquisado pela engenharia biomédica em várias áreas da medicina (válvulas cardíacas, válvulas para hipertensão intracraniana, catéteres permanentes, etc.), teve sua aplicação em estomas inicialmente explorada por Kobashi, que no fim dos anos setenta criou um dreno urinário feito de carbono e implantado com sucesso em catorze cães vesicostomizados. O dispositivo consistia de um dreno em forma de funil com uma lâmina fenestrada posicionada transversalmente, tudo em carbono vítreo. A parte afunilada era fixada à bexiga urinária e a lâmina fenestrada ficava alojada na parede abdominal, permitindo o crescimento de tecido através das aberturas e garantindo uma boa ancoragem (Fig. 4.17). Como a extremidade oposta ficava projetada para fora da pele, facilitando o uso de uma tampa ou a colocação de uma sonda, os autores sugeriram sua utilização em ureterostomias, pielostomias e ileostomias, estando em andamento alguns destes estudos. O uso em colostomias não foi sugerido e permanece não investigado, mas é importante lembrar que o carbono vítreo é um material rígido e quebradiço.

4.4 - Métodos com cirurgia e implante ativo

4.4.1 - Modelo de Buuck/Esfínter Urinário Artificial da American Medical Systems (AMS721/791/792/800) (7,8,9,13,17,34,47,50) - O modelo de Buuck foi a base para o desenvolvimento do esfínter urinário artificial implantável,

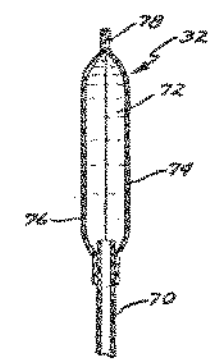
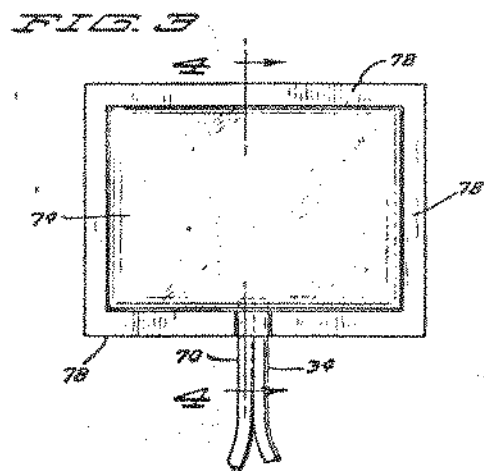
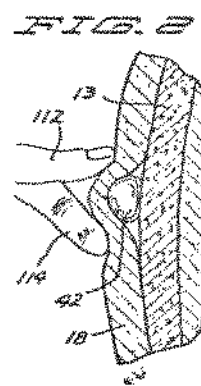
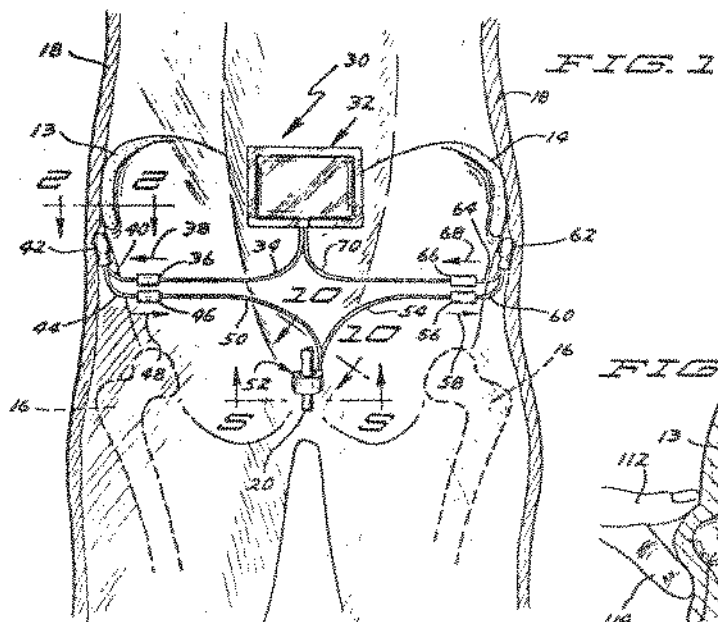
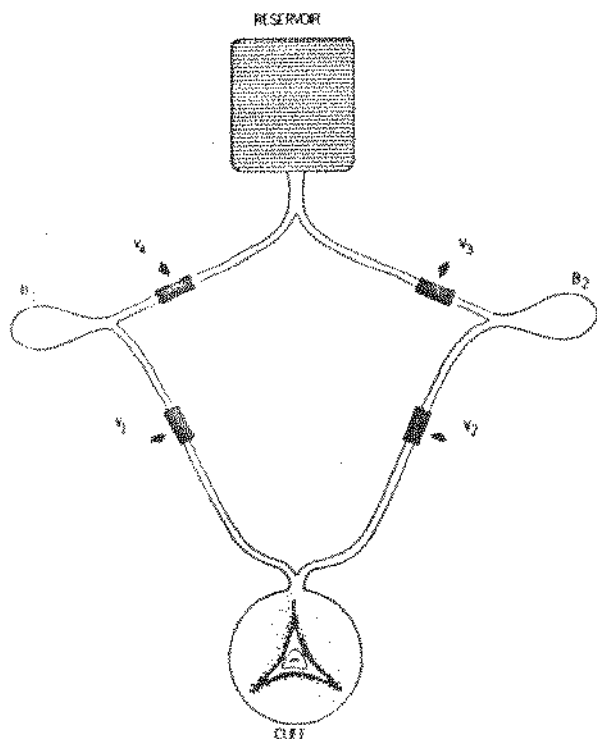


Fig.4.18 Modelo de Buuck (U.S. Patent 3.863.622, R. E. Buuck).

comercialmente denominado AMS, que mudou radicalmente a qualidade de vida dos pacientes portadores de incontinência urinária a partir de 1972. O protótipo consistia de um manguito oclutor, uma série de tubulações, um reservatório, quatro válvulas unidirecionais e duas bombas de compressão manual (Fig. 4.18). O manguito era preso ao redor da base vesical e a sua parede externa tinha um reforço permitindo que só a parte interna dilatasse. Uma bomba conduzia o líquido do reservatório para o manguito, distendendo-o e obstruindo a uretra. A outra fazia o líquido ir do manguito ao reservatório e era usada quando o paciente desejava urinar, liberando a uretra. Com poucas modificações este protótipo recebeu o nome de AMS721 e passou a ser comercializado em 1973. Posteriormente ocorreram modificações até chegar aos modelos AMS791/792 que possuíam um manguito inflável, um balão-reservatório controlador de pressão, uma bomba manual e uma unidade controladora. Esta unidade continha uma válvula unidirecional e um controle de reenchimento, assim o paciente acionava a bomba somente para esvaziar o manguito e quando desejava enchê-lo novamente usava o controle de reenchimento, que abria uma comunicação entre o balão-reservatório e o manguito permitindo o deslocamento do líquido até haver um equilíbrio de pressão entre os dois compartimentos. Por este motivo o balão-reservatório foi também denominado controlador de pressão, pois determinava a pressão final dentro do sistema. Com estas modificações eliminaram-se várias tubulações e conexões e diminuiu-se o número de componentes. Atualmente o modelo disponível comercialmente é o da série AMS800, todo feito em borracha de silicone, com manguitos de 6 a

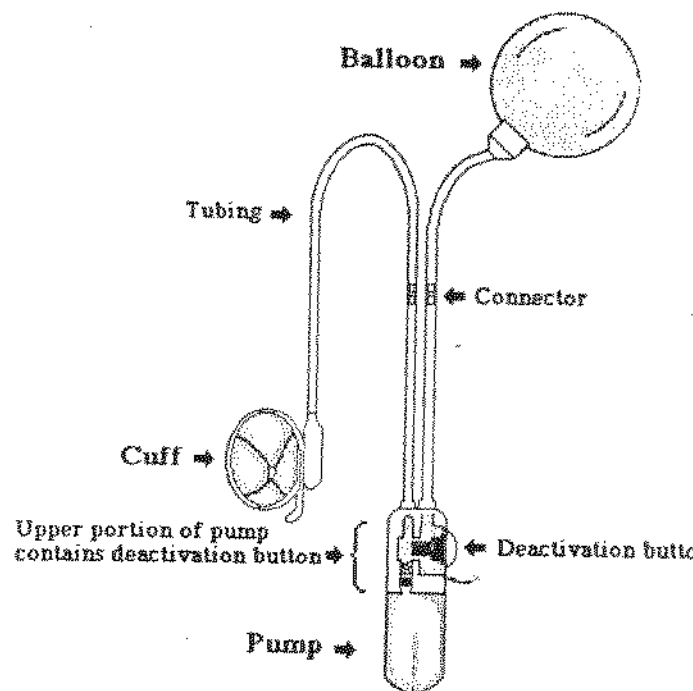
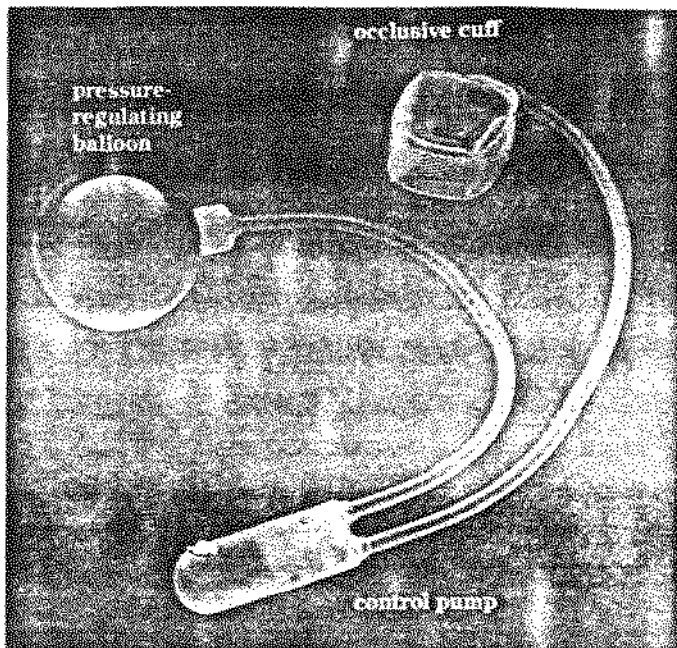


Fig.4.19 AMS 800 - Esfíncter urinário artificial com seus três componentes: balão reservatório, bomba controladora e ocluser inflável.

11 cm de comprimento, pressão interna máxima de 66 a 80 mmHg e que reuniu a bomba e a unidade controladora em uma única peça (Fig.4.19). Neste modelo o balão-reservatório fica situado ao lado da bexiga, extraperitonealmente, e a bomba controladora pode ser colocada na bolsa escrotal dos homens ou no subcutâneo das mulheres. Desde o primeiro modelo comercial estima-se que 2.500 esfínteres são implantados anualmente, a maioria em pacientes masculinos, e os últimos resultados mostram sucesso em 90% dos indivíduos tratados. Já em 1973 a possibilidade de usar esta tecnologia no trato digestivo despertou interesse e foi meticulosamente avaliada. Uma pesquisa utilizando o modelo então disponível (AMS721) aplicado ao intestino delgado de dezoito cães, em cinco séries de experimentos "in vivo" e "in vitro", chegou às seguintes conclusões: 1) pressões dentro do oclisor entre 37 e 51 mmHg eram suficientes para reter a passagem do conteúdo intestinal; 2) a pressão intraluminal é inferior à do oclisor, para 15 mmHg na luz têm-se 37 mmHg no oclisor, e para 18 a 22 mmHg na luz o oclisor precisa 51 a 55 mmHg; 3) com uma pressão no oclisor acima da necessária o fluxo sanguíneo nas camadas muscular e submucosa sofreu pouca alteração e reduziu 50% na mucosa, o que é compatível com a vida, baseado na inexistência de lesões em intestinos submetidos à oclusão com 92 mmHg durante 18 horas; 4) os estudos "in vivo" de longa duração confirmaram a ausência de lesões nos tecidos submetidos às pressões suficientes para continência; 5) os principais problemas a longo prazo foram a infecção ao redor do oclisor, formação de fibrose e adesões envolvendo o reservatório intraperitoneal e causando obstrução intestinal, estenose na passagem do intestino pela parede

abdominal e erosão da pele com expulsão da prótese. A expectativa dos autores era de que algumas modificações permitiriam um teste clínico. Em 1975, usando suínos como animal experimental, tentou-se a primeira utilização do dispositivo em colostomias. Em cinco animais o esfíncter funcionou perfeitamente, mas as complicações variaram de migração da bomba com erosão da pele até septicemia. Nenhum animal apresentou sinais de isquemia ou necrose da mucosa e observou-se a formação de uma cápsula fibrosa ao redor do ocluser. Um dos animais sobreviveu mais de sessenta dias sem apresentar complicações. Novo estudo verificando o uso do AMS no tubo digestivo só seria publicado dez anos depois, utilizando a prótese em dezoito cães ileostomizados. Os resultados acrescentaram pouca coisa ao que já se conhecia, reforçaram a constatação de que não ocorrem danos aos tecidos do tubo alimentar sob o ocluser inflável, e mostraram com maior precisão que a pressão intraluminal sob o manguito é aproximadamente 50% menor do que a existente dentro do sistema. Dos dezoito animais testados, doze morreram antes do estudo ser completado, metade deles com volvo do intestino delgado devido a aderências com a prótese. Em 1987, na Dinamarca, fez-se o primeiro implante perianal de um AMS800 no ser humano. O manguito tinha 11 cm de comprimento e pressão máxima interna de 66 a 74 mmHg. O resultado foi considerado um sucesso e o dado mais importante, não valorizado na publicação, era que todos os componentes estavam colocados extraperitonealmente, como na utilização em incontinência urinária. Em 1988, um trabalho experimental colocou o AMS800 como esfíncter anal em quinze cães. Como novamente os componentes estavam fora da cavidade peritoneal os resultados

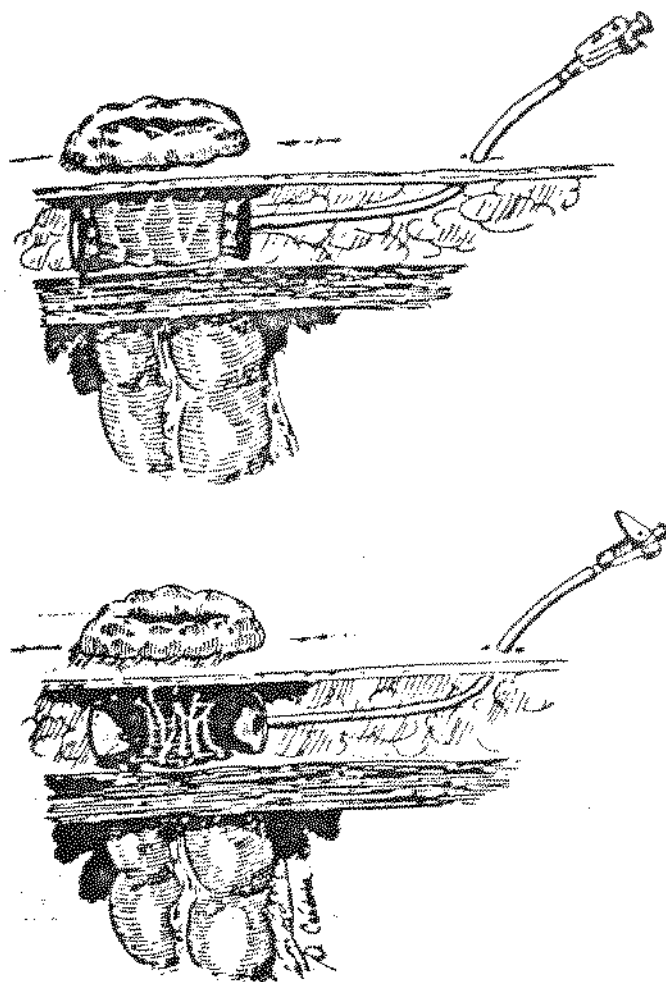
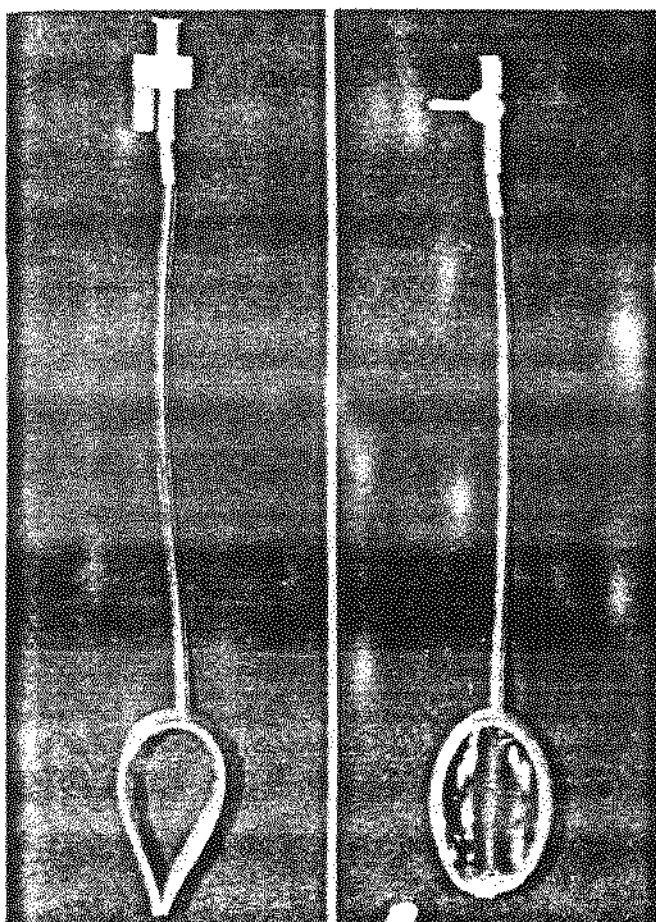


Fig.4.20 Esfíncter inflável e representação esquemática da sua posição ao redor do cólon.

foram positivos: continência para fezes sólidas por períodos médios de 4 a 8 horas em catorze dos quinze animais, e complicações do tipo extrusão ou infecção em apenas quatro. Em 1989 o grupo dinamarquês acumulava cinco casos de sucesso com implante perianal do AMS800 em seres humanos, mas sugeriam que a pressão gerada pelo sistema no canal anal deveria ser maior, para realmente garantir a continência das fezes líquidas. Devido ao material elástico de que é feito, às dimensões usadas e às mudanças das propriedades mecânicas dos tecidos cicatriciais ao redor da prótese, as perdas mecânicas no sistema são grandes, e como ele trabalha com o equilíbrio pressórico entre o reservatório e o ocluser, a pressão máxima final dentro do canal anal é imprevisível, podendo ser insuficiente. Além deste fato, sua utilização em estomas será sempre dificultada pelo número de componentes e pela localização inadequada dos mesmos.

4.4.2 - Esfincter Artificial - Estudo preliminar (28) - Este estudo publicado em 1978 também utiliza um componente inflável mas foi construído especialmente para teste em seis pacientes colostomizados. A prótese apresenta uma porção inflável muito semelhante à do AMS, feita em silicone, com 1,5 x 11 cm e tendo um lado reforçado com uma tela de Dacron. Um tubo plástico com diâmetro de 3 mm tem uma extremidade fixa à parte inflável e a outra ligada a uma pequena torneira de via única (Fig.4.20). A porção inflável era colocada ao redor do estoma e o tubo plástico conduzido pelo subcutâneo até uma abertura na pele a 5 cm do estoma, onde era exteriorizado e ligado à torneira. Nesta conectava-se uma seringa de injeção e pela introdução de 20 ml de

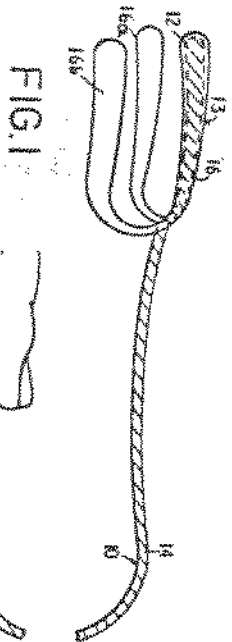


FIG. 1

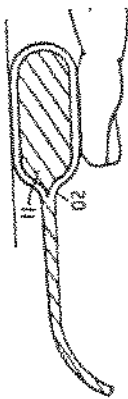


FIG. 2

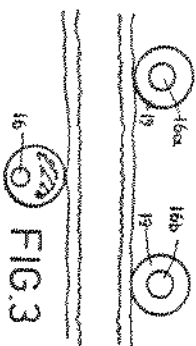


FIG. 3

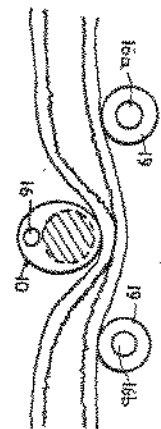


FIG. 4

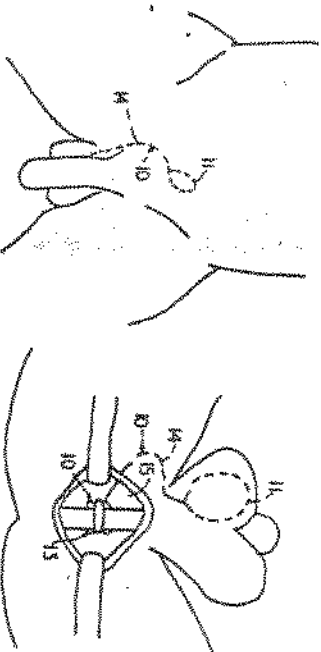


FIG. 5

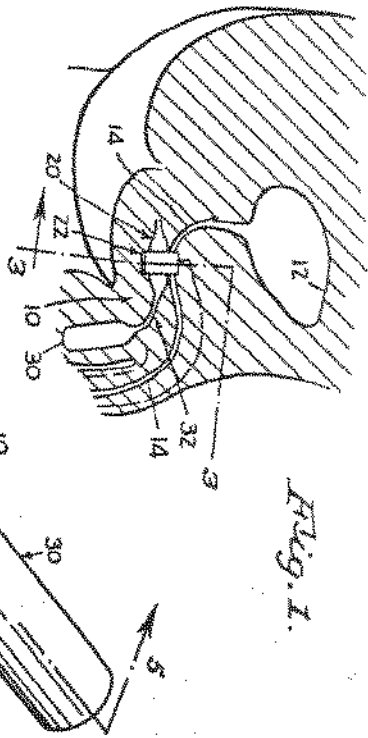


Fig. 1.

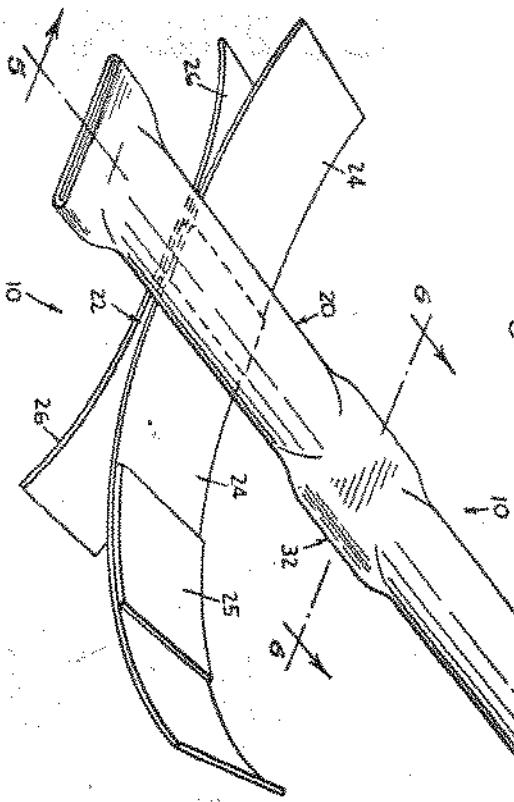


Fig. 2.

Fig. 4. 22 Modelo de Giori (U.S. Patent 3,854,469, F. A. Giori et al.).

ar a prótese era inflada, eliminando o uso do reservatório e da bomba controladora. Nos seis casos obteve-se continência para fezes e gases, sendo que duas colostomias eram temporárias. Em três pacientes ocorreu infecção, dois foram tratados com drenagem e antibióticos sem complicações, e o terceiro evoluiu para erosão da pele e conseqüente retirada da prótese. Nenhum dos pacientes se queixou de desconforto durante a distensão e permanência da prótese inflada, e não foi observada nenhuma manifestação isquêmica no estoma apesar da pressão final sobre o intestino ser desconhecida. A prótese é de fácil colocação mas o posicionamento do tubo plástico favorece o surgimento de infecção. A continuidade deste estudo certamente foi obscurecida pelo sucesso e sofisticação do seu contemporâneo, o AMS.

4.4.3 - Modelo de Rosen (50) - Este sistema utiliza um cilindro inflável em oposição a duas hastes fixas (Fig.4.21). Com o cilindro cheio, a uretra é ocluída pela compressão contra as duas hastes. Usado inicialmente em vinte pacientes, obteve sucesso em catorze, melhoria em um e falha em cinco. Em outro estudo com treze pacientes, oito resultados foram positivos, dois foram insatisfatórios, dois foram negativos e um teve o dispositivo danificado durante a cirurgia. O uso deste princípio em estomas é dificultado pela sua estrutura espacial e por apresentar as limitações dos métodos infláveis, entretanto poderia ser investigado na incontinência anal.

4.4.4 - Modelo de Giori (50) - É um sistema com dois compartimentos separados por uma válvula plana (Fig.4.22). Um compartimento funciona como reservatório e o outro, fixado ao

FIG. 1

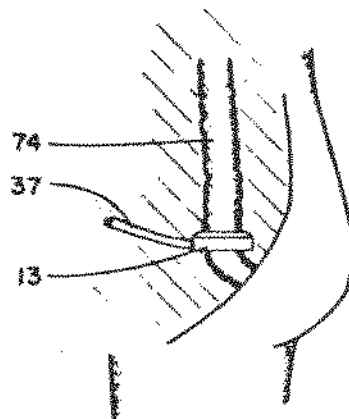
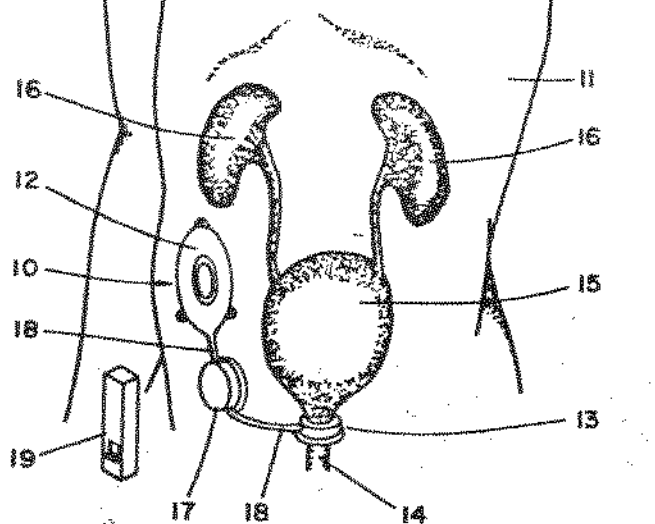


FIG. 8

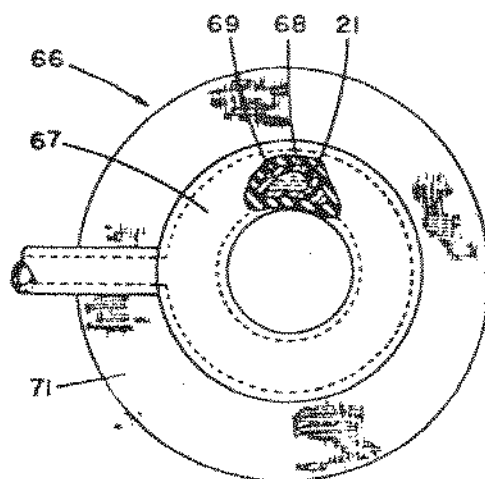


FIG. 7

Fig. 4.23 Modelo de Summers (U.S. Patent 3.750.194, G. D. Summers).

redor da uretra, como oclusor. A pressão digital sobre um compartimento faz encher o outro, conseguindo assim a oclusão ou abertura da uretra. Um limitado número de testes clínicos não publicados foi realizado, e apesar dos resultados considerados satisfatórios o método foi abandonado. A utilização em estomas precisaria uma série de adaptações e à primeira vista não conseguiria bons resultados.

4.4.5 - Método de Summers (50) - Muito semelhante ao sistema de Buuck (AMS), não há evidências de que tenha sido testado experimental ou clinicamente. A sua existência foi conhecida apenas através da publicação no catálogo de patentes norte-americanas de 1973 (Fig.4.23).

4.4.6 - Estimulador Eletro-neuronal das Raízes Sacrais Anteriores (5) - Este aparelho permite a estimulação elétrica independente de três ou quatro raízes nervosas, pares ou grupos destas raízes. A energia elétrica para estimulação é transmitida através da pele por meio de três a quatro conexões indutivas por rádio-frequência. Em geral três eletrodos são fixados intratecalmente ao nível da quinta vértebra lombar, sendo um para as duas raízes anteriores de S2, outro para as de S3, e o terceiro para as de S4, ou S4 e S5. No mesmo ato cirúrgico são seccionadas as raízes posteriores correspondentes. Este tratamento já foi usado em centenas de pacientes e é direcionado para pacientes com lesão medular que têm uma incontinência urinária problemática, infecção urinária recorrente ou persistente, ou uma baixa complacência vesical pondo em risco as estruturas urinárias superiores. A maioria dos pacientes

tratados até o momento tinham transecção medular completa, mas lesões incompletas também podem ser tratadas. Tanto homens como mulheres são beneficiados com o método, e embora sua aplicação principal seja a incontinência urinária, ocorre frequentemente o surgimento de efeitos colaterais benéficos para o controle da defecação e ereção peniana. A limitação maior do uso em pacientes sem lesão medular é que a estimulação das raízes sacrais anteriores pode ser dolorosa, e seu uso em estomas está descartado pela inexistência de uma musculatura adequada ao redor.

4.4.7 - Estimulador Implantável Condicionador do Nervo Pudendo (5)- Este método experimental havia sido testado em apenas três pacientes até 1990. Seu objetivo é estimular seletivamente o nervo pudendo, conseguindo a contração da musculatura pélvica de modo similar ao que ocorre na terapia com eletro-estimulação por eletrodo anal ou vaginal (ver métodos apenas com dispositivo externo). Com este implante espera-se obter contração esfíncteriana anal e vesical, e relaxamento do músculo detrusor da bexiga, aumentando a capacidade reservatória deste órgão. Aparentemente estes efeitos podem ser alcançados sem estimulação contínua, com o estimulador disparando somente quando ocorre aumento da pressão vesical. Com a estimulação pode ocorrer discreta sensação dolorosa e a técnica cirúrgica ainda é trabalhosa. Sua utilização em estomas é impossível, pois necessita uma musculatura pélvica ou esfíncteriana responsiva.

CAPITULO 5

PROPOSTA DE UM NOVO MODELO DE OCLUSOR PARA COLOSTOMIAS

Com as informações acumuladas até agora, reunindo o conhecimento anatômico e fisiológico do cólon, a situação do paciente colostomizado e os aspectos positivos das abordagens tentadas para solucionar os problemas de incontinência, podemos elaborar teoricamente aquilo que chamaremos de "oclusor implantável ideal". Acreditamos que quanto mais próximo estivermos deste "ideal", mais perto estaremos de uma solução. Tentando esta aproximação apresentaremos o modelo por nós idealizado e os objetivos deste trabalho experimental na investigação da viabilidade de construção de um protótipo.

5.1 - O Oclisor Implantável Ideal

Partindo do princípio que o esfíncter anal é o oclisor do trato intestinal desenvolvido e aperfeiçoado pela natureza através dos tempos, um oclisor artificial ideal deve imitar ao máximo a anátomo-fisiologia desta estrutura neuro-muscular. Um indício de que esta análise é correta são os melhores resultados obtidos com oclusores que envolvem comprimindo a alça intestinal comparados àqueles que têm um componente intraluminal orientado no maior eixo do tubo intestinal. Portanto a ação mecânica do oclisor ideal combina constrição e tração lateral do intestino, criando um ângulo entre o eixo principal da alça e a região ocluída, à semelhança do que ocorre com o anel esfíncteriano.

Para garantir a continência o ocluser ideal mantém as paredes do intestino colabadas fazendo surgir entre elas uma pressão de 40 a 60 mmHg. Cumpre esta tarefa sem comprometer a vascularização local e responde com um aumento momentâneo da pressão se for necessário. É continente para gases, líquidos e sólidos, dispensando o uso de bolsas coletoras e vestimentas de proteção. Proporciona um período de continência de até 8 horas, permitindo com isso a participação em atividades sociais ou a possibilidade de desfrutar do mesmo espaço de tempo para um sono tranquilo. Como permanece ativo (continente) a maior parte do tempo, o consumo energético neste estado é muito baixo ou nulo, evitando preocupações com transporte e substituição de acessórios ou baterias. Dotado de um sistema de realimentação, permite ao usuário o recebimento de informações sobre o material retido dentro da alça e a necessidade de esvaziá-la.

Por ser implantável todos os seus componentes estão reunidos em uma única peça construída com material biocompatível, totalmente vedada e com acabamento superficial livre de cantos vivos. Suas dimensões estão reduzidas ao mínimo permissível e seu desenho permite uma fixação segura. A técnica cirúrgica para implante é simples, podendo ser realizada durante a construção do estoma ou em estomas já estabelecidos, sem apresentar riscos adicionais para o paciente. Logo após sua implantação e até a cicatrização dos tecidos o dispositivo permanece inativo, sendo depois ativado por períodos progressivamente maiores para permitir a adaptação das estruturas orgânicas envolvidas.

Sua aparência é esteticamente aceitável, não requer instalações sanitárias especiais e em nenhuma hipótese causa

desconforto ao usuário. A operação do dispositivo é de fácil assimilação e execução, e sua configuração permite ajustes individuais. Pode ser usado por qualquer paciente capaz de um aprendizado mínimo, independente da idade, sexo ou estado nutricional.

5.2 - Proposta de um novo modelo

Ao finalizar a revisão bibliográfica dos métodos tentados no tratamento das incontinências e tendo em mente o modelo ideal aqui descrito, verificamos que a utilização da força eletromagnética/mecânica (EMM) em um dispositivo oclutor ainda não havia sido explorada e nos pareceu bastante promissora.

A idéia básica é substituir a força muscular pela força EMM e conseguir por meio de uma fita flexível, colocada ao redor do cólon, imitar a ação do músculo esfíncteriano. Deste modo, obtém-se a constrição e tração lateral do intestino utilizando um único elemento implantável, composto pela fita e pelo componente eletromagnético/mecânico. Em um estágio inicial, a fonte de alimentação elétrica e os controles ficariam em um módulo externo conectado ao oclutor através de eletrodos percutâneos. Se comprovar sua eficácia e dependendo da tensão e corrente necessárias, existe a alternativa de eliminar os eletrodos com o uso de um sistema de indução eletromagnética. Outra vantagem em potencial é que saberíamos de antemão a força e a redução impostas ao intestino, diminuindo a possibilidade de implantar um oclutor ineficiente.

Para este fim, foram sugeridos dois componentes que poderiam

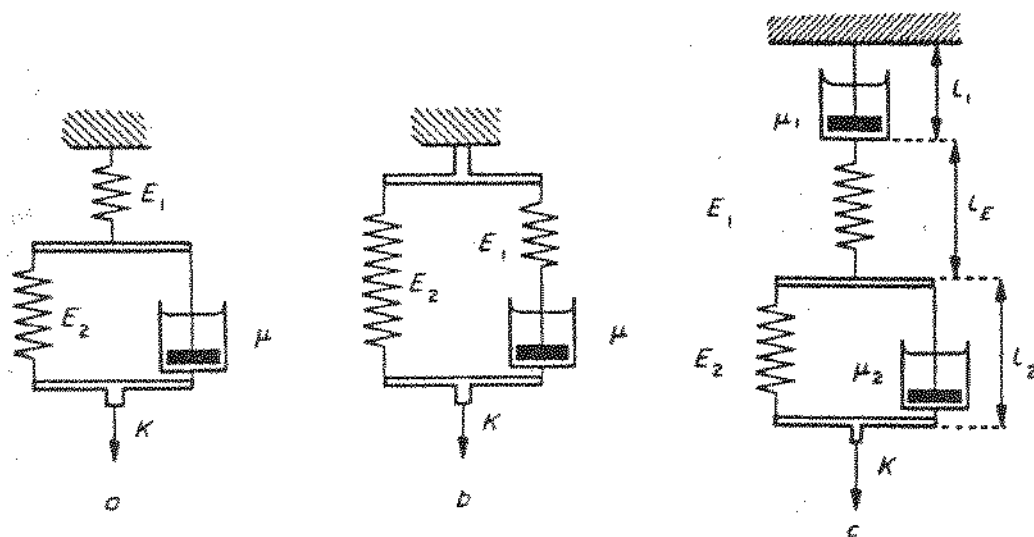


Fig.5.01 Modelos de comportamento viscoelástico e plástico do músculo liso intestinal: a. Modelo de Voigt com mola adicional em série; b. Modelo de Maxwell com uma mola adicional em paralelo; c. Modelo de Winton. (K = força, E = rigidez, μ = coeficiente de atrito).

ser averiguados: os solenóides e os motores elétricos. Ambos são disponíveis em pequenas dimensões e possuem características eletromecânicas bem estudadas e estabelecidas.

Por outro lado, o estudo e modelamento das propriedades mecânicas do músculo liso intestinal permanecem como desafios para os cientistas biomédicos (1,4,20,21,23). O comportamento mecânico das fibras e sua autonomia contrátil dificultam muito o uso dos métodos convencionais de investigação. Nenhum dos modelos para comportamento viscoelástico e plástico existentes (modelos de Voigt, Maxwell e Winton) (Fig.5.01) corresponde satisfatoriamente ao que é observado no músculo liso intestinal (23); e o modelo matemático que encontramos na literatura (4) limita-se a simular a forma do movimento intestinal, apresentando várias restrições.

Por este motivo, decidimos iniciar a investigação da viabilidade de construção do ocluser proposto procurando quais as características necessárias aos seus componentes. Na comparação teórica entre solenóide e motor elétrico, tendo como referência o ocluser ideal, nossa preferência foi pelo motor elétrico. O solenóide possui basicamente duas posições: a de repouso, quando o núcleo está exposto empurrado pela mola interna, e a ativa, quando o núcleo é recolhido pela força eletromagnética comprimindo a mola interna; uma transição suave entre elas nem sempre é possível. Outro ponto negativo dos solenóides é que seu estado ativo requer energia: se for usado para manter o ocluser fechado o consumo será alto; se invertermos sua configuração, utilizando o estado ativo para deixar o ocluser aberto, ele deverá passar ligado durante todo o período de cicatrização e a

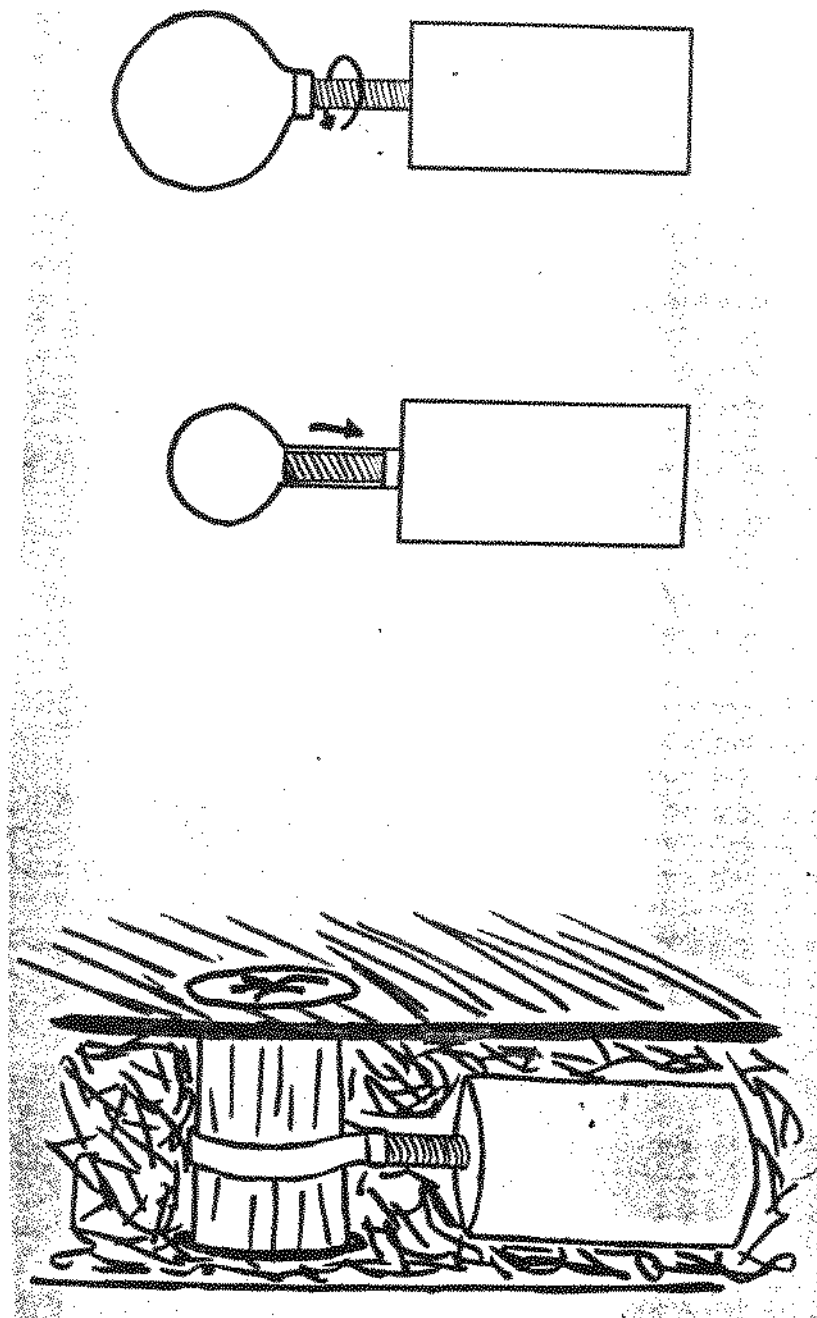


Fig.5.02 Esboço do Ocluser Ativo Implantável para Colostomias utilizando um motor elétrico.

maior parte do tempo durante a fase de adaptação, acrescentando mais incômodos à recuperação do paciente. Por sua vez, o motor elétrico só consumirá energia na transição entre as posições aberto e fechado, que pode ser feita suavemente, permanecendo inativo o resto do tempo. Ele também permite parar em posições intermediárias, o que facilita a fase de adaptação e os ajustes individuais. Um esboço do oclisor a ser construído com um motor elétrico pode ser visto na página ao lado (Fig.5.02).

Para poder determinar as propriedades do motor a ser usado e dar continuidade ao estudo da viabilidade de construção do nosso oclisor, tornou-se imperativo responder a duas perguntas: qual o deslocamento necessário para uma fita ao redor do cólon torná-lo continente a gases nas pressões consideradas ideais? Qual a força de tração que deve ser aplicada à fita para conseguir este deslocamento?

Para encontrar as respostas destas perguntas, realizamos o trabalho experimental que será descrito a seguir.

CAPÍTULO 6

MATERIAIS E MÉTODOS

Foram realizados 26 experimentos divididos em dois grupos, A e B. Os materiais e métodos serão descritos separadamente para cada grupo. No grupo A foram usados 16 animais e procuramos estabelecer uma relação entre a redução da luz do cólon e o grau de continência obtido. No grupo B usamos 10 animais, e além do procedimento realizado em A, determinamos a força de tração usada em nosso sistema para ocluir o cólon.

6.1 - GRUPO A

6.1.1 - Materiais

6.1.1.1 - Cólon - Embora possua diferenças anatômicas em relação ao intestino humano, o intestino do cão é aceito como modelo experimental para técnicas cirúrgicas e estudos de motilidade. Por este motivo e pela disponibilidade, usamos como peça de experimentação os cólons retirados de dezesseis cães mestiços, adultos e pesando mais de doze quilos. Os animais eram sacrificados e através de laparotomia mediana, usando o apêndice cecal e o assoalho pélvico como pontos de referência, o cólon era ressecado por inteiro, mantendo a artéria marginal e parte do meso. O conteúdo do cólon era esvaziado por ordenha e a seguir a peça era lavada em água corrente para eliminar todos os resquícios de material fecal. As preparações isoladas apresentam atividades elétricas e mecânicas similares às do animal intacto

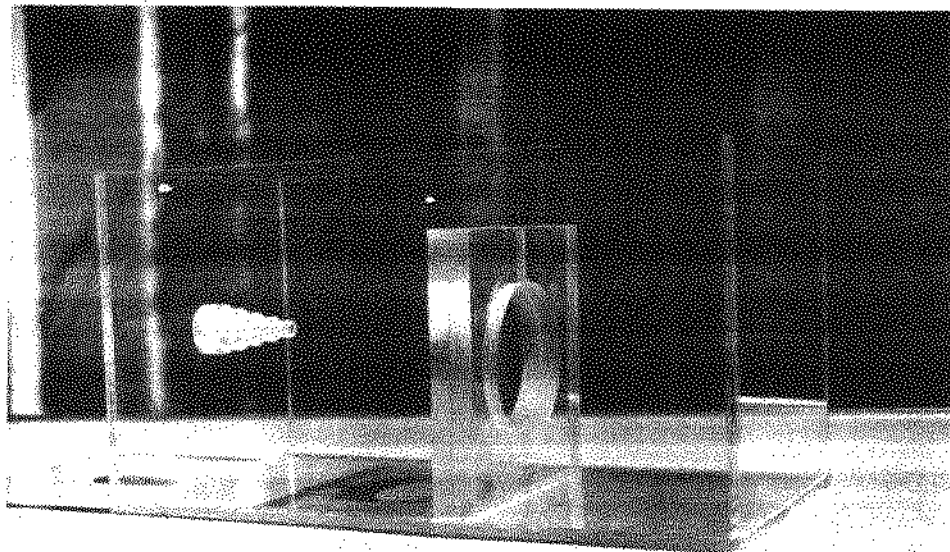


Fig.6.01 Cuba acrílica / Cuba de ensaios.

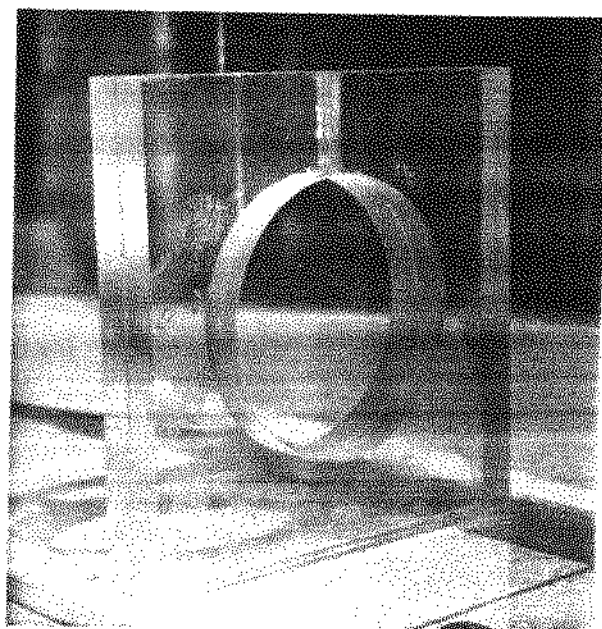


Fig.6.02 Cuba acrílica /
Estrutura interna.

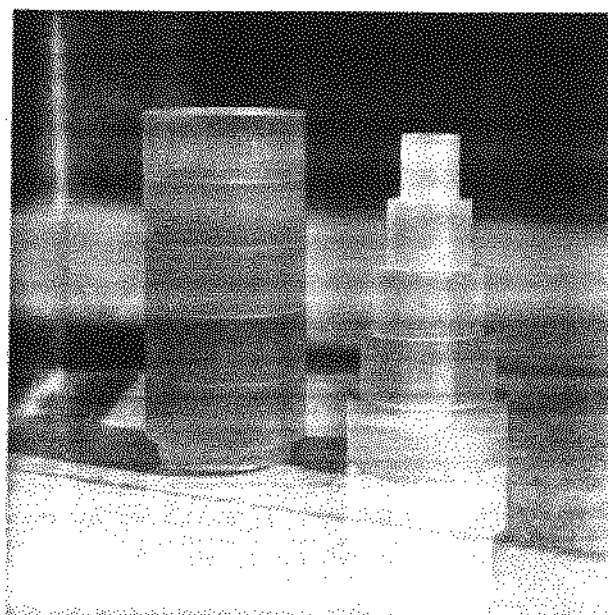


Fig.6.03 Cuba acrílica / Cilindros
de fixação para o cólon.

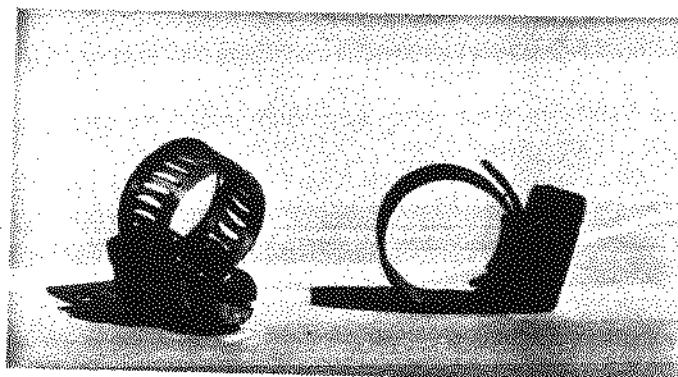


Fig.6.04 Braçadeira metálica usada para fixação e vedação.

devido à autonomia das fibras musculares lisas como unidade contrátil (32), por isso a peça era imersa em soro fisiológico e mantida a 10 °C até o momento da experimentação. Ao atingir temperaturas abaixo de 15 °C, cessa toda atividade elétrica e motora do cólon (1) que assume um estado que chamaremos de repouso.

6.1.1.2 - Cuba de Ensaio - Uma cuba em acrílico foi especialmente desenhada e construída para a realização dos experimentos (Fig.6.01). Ela possui 30 x 15 x 15 cm e no seu interior foi fixada uma estrutura com uma abertura circular e uma fenda comunicando a parte superior da peça com a abertura central (Fig.6.02). Por esta abertura é passada uma extremidade do cólon e a fenda é ocupada pela fita constrictora. Na parede da extremidade mais próxima à estrutura interna foi aberto um orifício, e através deste era introduzido o catéter para registro de pressão e injeção de oxigênio. Pelo lado interno desta mesma parede, em continuidade com o orifício, foi colocada uma peça para fixação dos intestinos. Esta peça tinha inicialmente uma forma cilíndrica que se mostrou inadequada à variabilidade de diâmetro apresentada pelos cólons, sendo então substituída por uma peça com diâmetros crescentes (Fig.6.03). Para fixar o cólon a ela, foi usada uma pequena braçadeira de metal que garantiu uma vedação completa (Fig.6.04).

6.1.1.3 - Fita Constrictora - Era preciso uma fita flexível ao dobramento e rígida à tração, e a mais apropriada que dispusemos no momento foi uma fita plástica fabricada para prender fiações elétricas (Hellermann Lok 350). A fita tem 0,9 cm

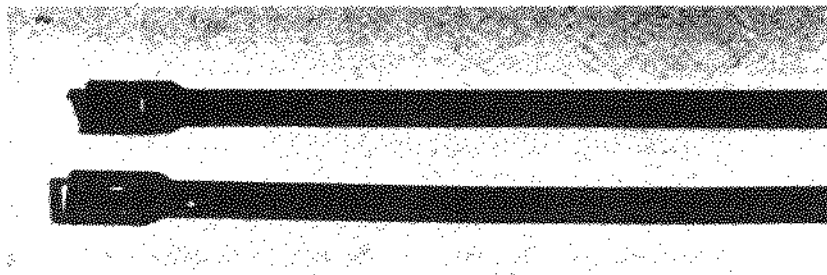


Fig.6.05 Fita plástica mostrando a face denteada (superior) e a face lisa (inferior).

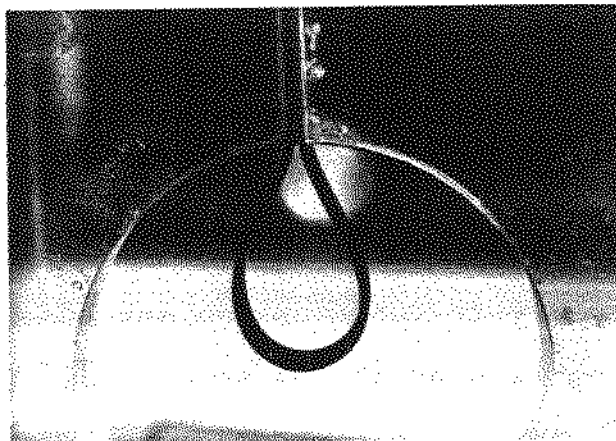


Fig.6.06 Forma elipsóide assumida pela fita plástica quando dobrada.

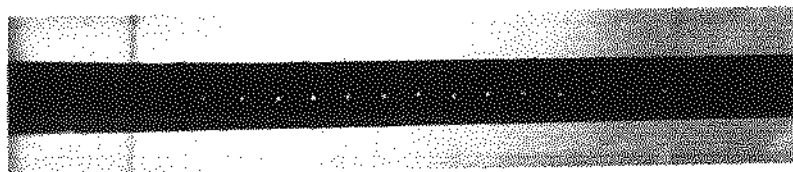


Fig.6.07 Detalhe das perfurações usadas como referências métricas na fita plástica.

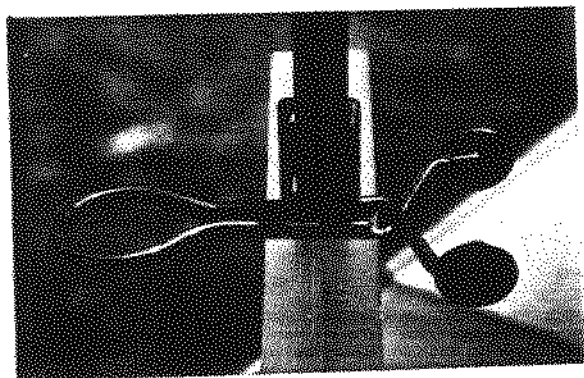


Fig.6.08 Detalhe do clipe de fixação.

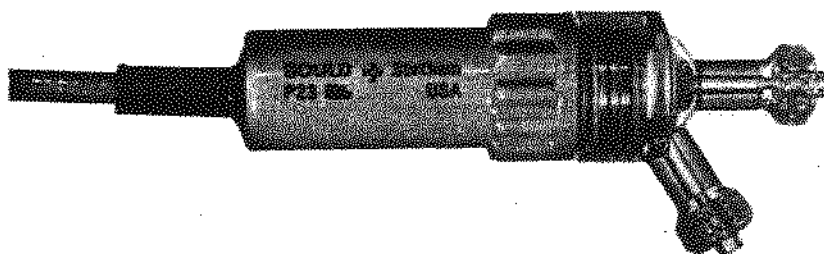


Fig.6.09 Transdutor de pressão.

de largura, 0,15 cm de espessura e 35,5 cm de comprimento (Fig.6.05). A face lisa ficava voltada para o intestino e a face denteada, que foi lixada manualmente, virada para a estrutura acrílica dentro da cuba de ensaios. Uma extremidade da fita era ancorada na abertura da fenda e a outra ficava livre para ser tracionada. Por assumir uma forma elipsóide quando dobrada (Fig.6.06), ao invés de usar o raio ou o diâmetro como é habitual, faremos sempre menção ao perímetro da fita e do intestino, pois este valor podíamos medir com maior segurança. Justamente para saber o deslocamento efetuado e conseqüentemente o perímetro ao redor do cólon, a extremidade livre da fita foi preparada com perfurações equidistantes que serviam de orientação métrica (Fig.6.07). A fita era tracionada manualmente e freitada com um grampo de pressão, que a impedia de sair da posição desejada quando colocado logo acima da fenda na estrutura acrílica (Fig.6.08).

6.1.1.4 - Registro da Pressão Intraluminal - Nossa opção para registro foi a utilização da técnica com catéter de ponta aberta, que segundo a literatura (11), registra a pressão real dentro do intestino, mas apresenta o risco de entupir mascarando a leitura. Nós usamos um catéter de hemodinâmica do tipo Swan-Ganz (1,5 cc CAP. 93A-931H-7,5F); o balão distal foi destruído e sua via usada para injetar oxigênio; a via com abertura distal era preenchida com soro fisiológico e conectada a um transdutor de pressão Statham Gould P23Db (Fig.6.09), colocado no mesmo nível da ponta do catéter. O transdutor foi ligado ao módulo amplificador de um polígrafo Beckman R511A, e o sinal gráfico

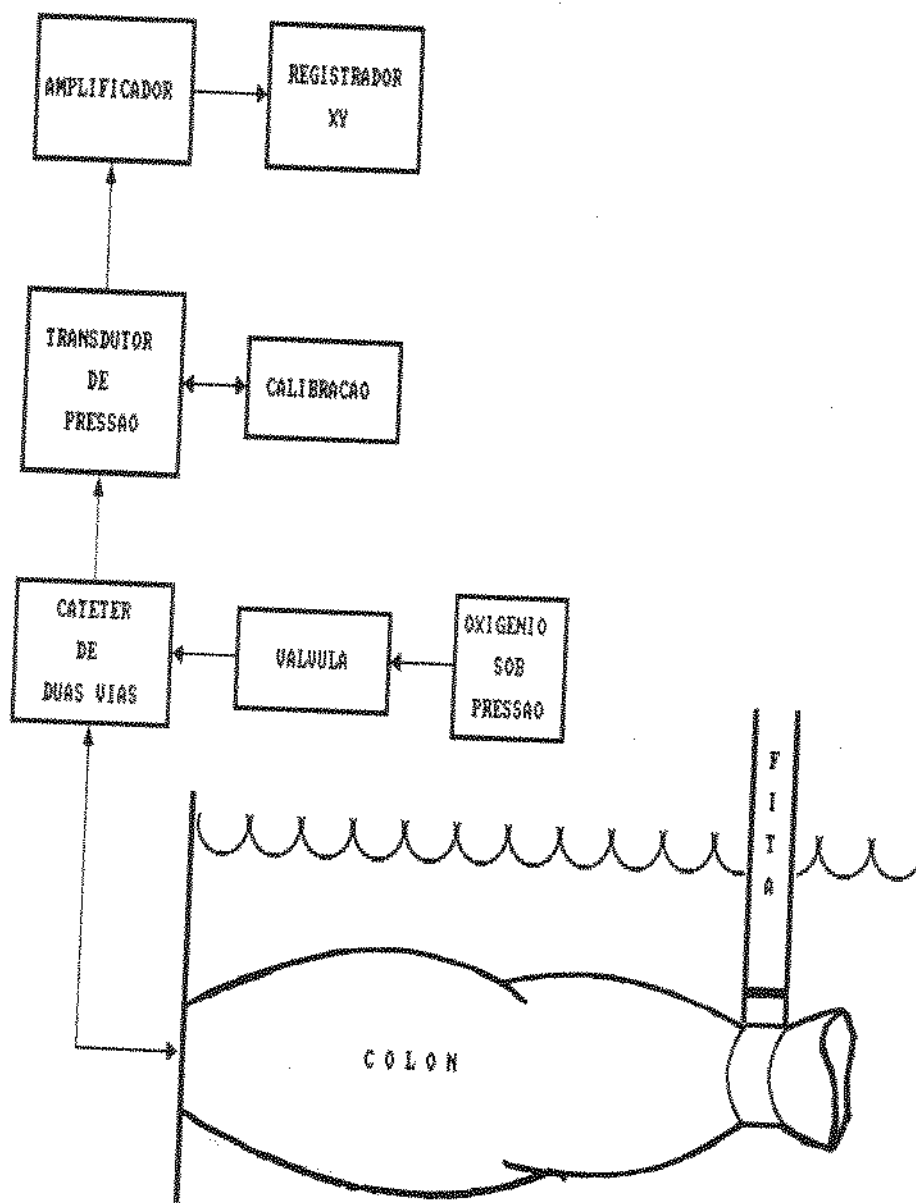


Fig.6.10 Diagrama de blocos do método A.

colhido em um Registrador X-Y 7015B da Hewlett-Packard. No registrador o eixo X foi usado para o registro das pressões e o Y para os perímetros da fita.

6.1.2 - Método A (Fig. 6.10)

Com a fita posicionada na estrutura da cuba de ensaio, o transdutor calibrado em 0 mmHg para a pressão atmosférica e todas as conexões do catéter e dos aparelhos feitas, iniciávamos a preparação do cólon para a experimentação. A peça era retirada do soro fisiológico e colocada sobre uma mesa inox. Estando no estado definido como repouso, a peça era alinhada paralela a uma régua e com uma leve tração, suficiente apenas para torná-la retilínea, medíamos seu comprimento total. A seguir era seccionado um anel com 1 cm de largura de cada extremidade do cólon. Abrindo os anéis na face antimesocólica, eles também eram colocados paralelos à uma régua sendo levemente tracionados, e media-se assim o perímetro proximal (anel da extremidade proximal) e o perímetro distal inicial (anel da extremidade distal). Encerrada esta coleta de dados, a peça era novamente alinhada à régua e retirávamos o corpo de prova que seria usado na experimentação, representado pelos 17 cm distais do cólon.

Caso existissem gânglios linfáticos epíplóicos na região que ficaria sob a fita plástica, estes eram retirados, mas a artéria marginal e a faixa de meso eram mantidas. O próximo passo era fixar o corpo de prova à cuba de ensaios. Para evitar que durante este procedimento o catéter entupisse, tomávamos as seguintes medidas: sem alterar a calibração do transdutor de pressão, a via com abertura distal era infundida continuamente com soro

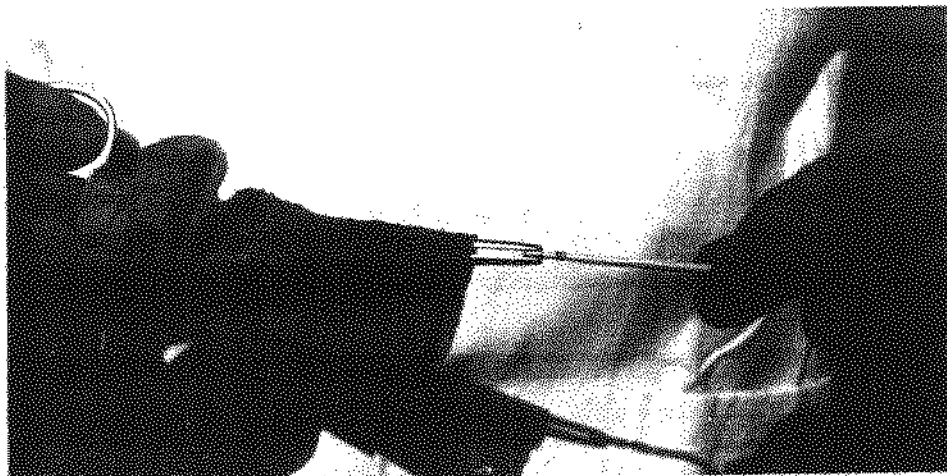


Fig.6.11 Método de colocação do catéter dentro do cólon.

fisiológico; uma pinça hemostática curva era introduzida de uma extremidade à outra do corpo de prova, e em sua ponta era preso o catéter tendo a abertura distal protegida pelas garras da pinça, desde modo o intestino era deslizado sobre o catéter sem obstruir a abertura distal (Fig. 6.11). Usando a braçadeira metálica, a extremidade proximal do corpo de prova era acoplada firmemente à peça de fixação, impedindo vazamentos e a soltura durante o ensaio. A outra extremidade era passada por dentro do anel formado pela fita plástica, e para evitar que o meso entrasse na fenda quando a fita fosse tracionada, o corpo de prova era fixado com a face mesocólica voltada para o fundo da cuba.

Estando o corpo de prova corretamente posicionado, a cuba era enchida com 4,5 litros de soro fisiológico a 10 C. Depois a fita era tracionada até atingir o perímetro mais próximo ao distal inicial, e a válvula de oxigênio era aberta gerando um fluxo inferior a 100 ml/min. Maior precisão sobre o valor do fluxo foi impossível porque utilizamos um fluxometro de esfera e oxigênio da rede hospitalar. Com a extremidade distal do cólon submersa era possível verificar o estado de continência para gases pela presença ou não da emissão de bolhas.

A fita então era tracionada a passos de 0,25 cm até conseguir um primeiro estágio de continência. Quando as bolhas voltavam a escapar da extremidade distal, a válvula de oxigênio era fechada e a pressão máxima registrada e o perímetro em que se encontrava a fita eram anotados. Aguardávamos cinco minutos para que o corpo de prova acomodasse seu novo volume e a seguir reduzíamos mais 0,25 cm do perímetro, para depois abrir novamente a válvula de oxigênio até que outro escape de bolhas ocorresse.

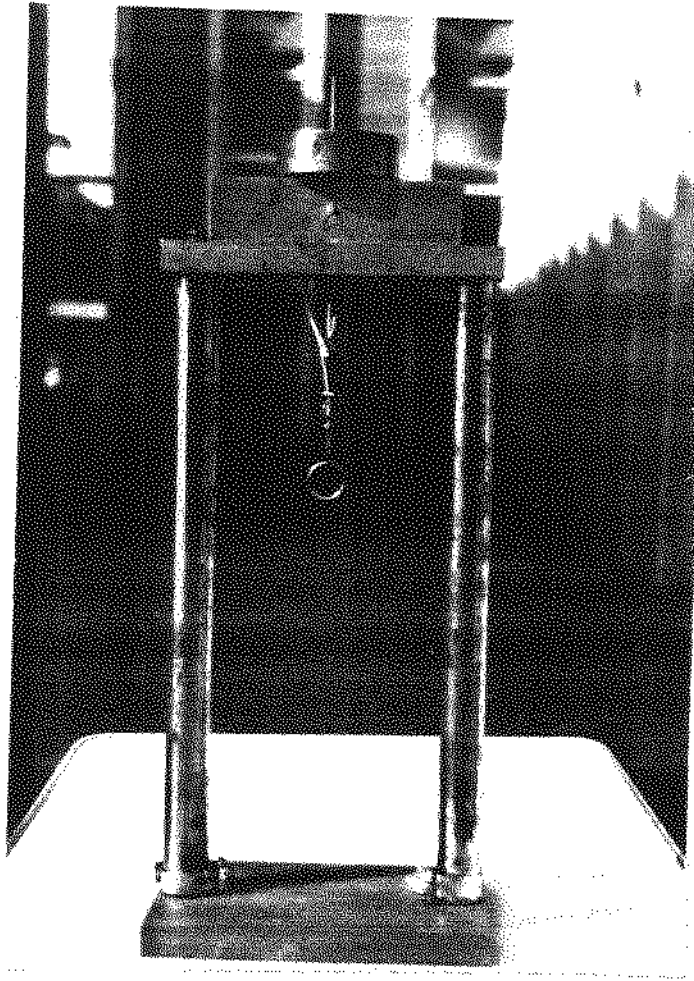


Fig.6.12 Máquina de tração.

Este procedimento era repetido até conseguir uma continência superior a 150 mmHg.

6.2 - GRUPO B

6.2.1 - Materiais

6.2.1.1 - Cólon - Neste grupo foram utilizados os cólons de dez cães mestiços, adultos e pesando mais de doze quilos. Os métodos de dissecação e condicionamento das peças foram idênticos aos do grupo A.

6.2.1.2 - Cuba de Ensaíos - Idem ao grupo A.

6.2.1.3 - Fita Constrictora - Utilizamos o mesmo tipo de fita plástica do grupo A, sendo que a extremidade livre precisou ser encurtada para poder prendê-la à célula de carga da máquina de tração. Os três primeiros experimentos desta série foram realizados com a mesma fita do grupo A (Fita 1), mas esta foi danificada durante um transporte do material e tivemos que confeccionar uma nova fita (Fita 2) para os sete experimentos restantes.

6.2.1.4 - Registro da Pressão Intraluminal - O método usado foi idêntico ao do grupo A. Mudamos apenas a forma de registro gráfico que passou a ser feito em um dos canais do polígrafo Beckman, tendo os valores de pressão no eixo Y e tempo no eixo X.

6.2.1.5 - Máquina de Tração - Uma máquina para ensaio de tração foi especialmente desenhada e construída em aço para esta série de experimentos (Fig. 6.12). A base possui 21,5 x 14,2 x 2

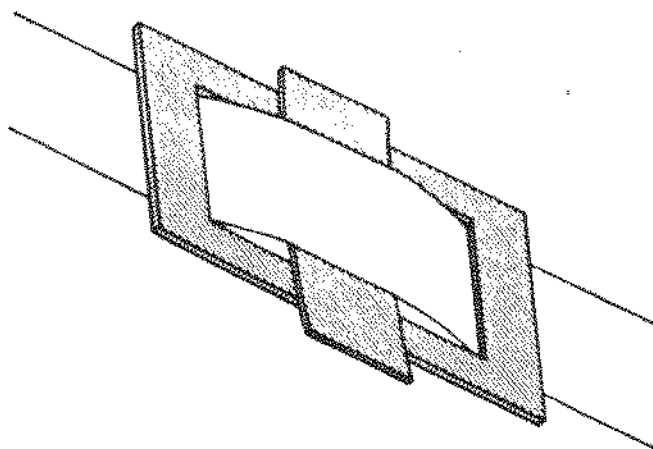


Fig.6.13 Esquema do transdutor de Salmons.

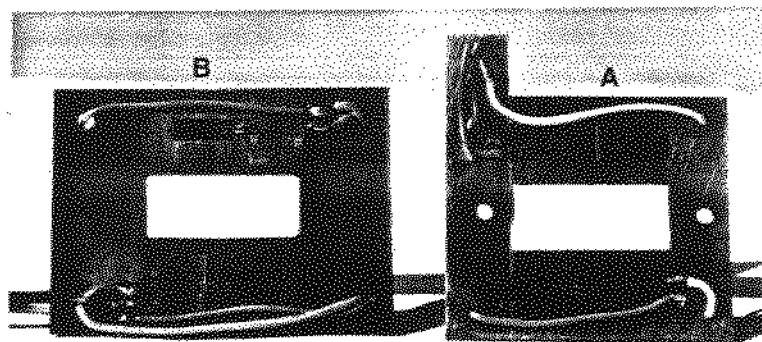


Fig.6.14 A. Primeira célula de carga. B. Segunda célula de carga.

cm; as colunas tem 40 cm de comprimento e 3 cm de diâmetro; o suporte do mecanismo de tração tem 21,5 x 6 x 2 cm; a base do mecanismo de tração tem 16 x 5 x 4 cm; o disco com a rosca de tração tem 8 cm de diâmetro por 2,5 cm de espessura e a rosca tem filetes de 0,1 cm com passo de 0,1 cm; entre o disco e a base do mecanismo de tração existe um rolamento com esferas para apoio axial; e o pino de tração tem 21 cm de comprimento, sendo 14 cm com rosca, diâmetro de 1,5 cm e uma extremidade adaptada para a fixação da célula de carga. Girando o disco de tração duas voltas e meia obtém-se o deslocamento de 0,25 cm da fita.

6.2.1.6 - Célula de Carga - Não dispondo de nenhum transdutor de força que atuasse na faixa de 0 a 50 N, tivemos de criar o nosso próprio. Procurando na literatura (10) encontramos referência ao sistema desenvolvido por Salmons (Fig.6.13), que utiliza um dispositivo em forma de fivela e uma barra transversal. Uma fita é passada comprimindo a barra transversal à fivela, e a deformação verificada nesta última é função da força axial aplicada à fita. Interessados neste sistema, encontramos uma descrição mais detalhada do transdutor de força de Salmons (41) e à primeira vista o método nos pareceu ideal. Assim construímos uma célula de carga nos mesmos princípios usando aço-mola com 0,6 mm de espessura, dimensões de 4,5 x 4 cm com uma abertura central de 2,5 x 1 cm e dois strain-gages Kyowa KFC-6-C1-11 formando meia ponte de Wheatstone (Fig.6.14-A). Para testá-la usamos pesos padronizados, uma Ponte Condicionadora e Amplificadora de Sinais Philips PR9307 e um multímetro para leitura do sinal de saída. No primeiro teste de calibração o



Fig.6.15 Terceira célula de carga.

comportamento não foi linear e a célula apresentou deformação. Usando uma lâmina de aço-mola com 1,3 mm de espessura construímos outra célula com 5,5 x 4 cm, abertura central de 2,5 x 1 cm e a mesma disposição dos strain-gages (Fig.6.14-B). Esta segunda célula não deformou, sempre retornava a zero quando descarregada mas o seu comportamento não era linear. Abandonando o sistema de fivela tentamos várias configurações entre esta célula de carga e a fita, mas a não-linearidade permaneceu. Concluimos que devido ao formato da célula sua deformação não era previsível, pois ela também foi testada sem a fita e presa a corpos mais rígidos. Passamos então à terceira tentativa e construímos, com o mesmo aço-mola de 1,3 mm de espessura, uma célula tipo lâmina com 5,1 x 1,1 cm e sistema de meia ponte com dois strain-gages Kyowa KFC-1-C1-11 colocados em lados opostos (Fig.6.15). Nesta célula a fita plástica foi fixada inicialmente com uma porca, um parafuso e dois encaixes de alumínio que a comprimiam contra o transdutor. Nos testes de calibração a célula não deformou, voltava a zero quando descarregada, e os resultados foram lineares, mas não eram reprodutíveis devido a um comportamento elástico da fita. A solução definitiva para esta mesma célula surgiu com a colocação de um anel metálico entre a fita e a célula de carga. Deste modo, toda a tração aplicada à fita era transferida para um único ponto da célula de carga e os resultados conseguidos foram excelentes, como pode ser observado na tabela e gráfico de calibração existentes no Apêndice deste trabalho. Durante os experimentos do grupo B o sinal do transdutor era levado à Ponte Condicionadora e Amplificadora de Sinais Philips PR9307 e o sinal de saída era traçado em um Registrador X-t Philips PM8202, tendo força no eixo

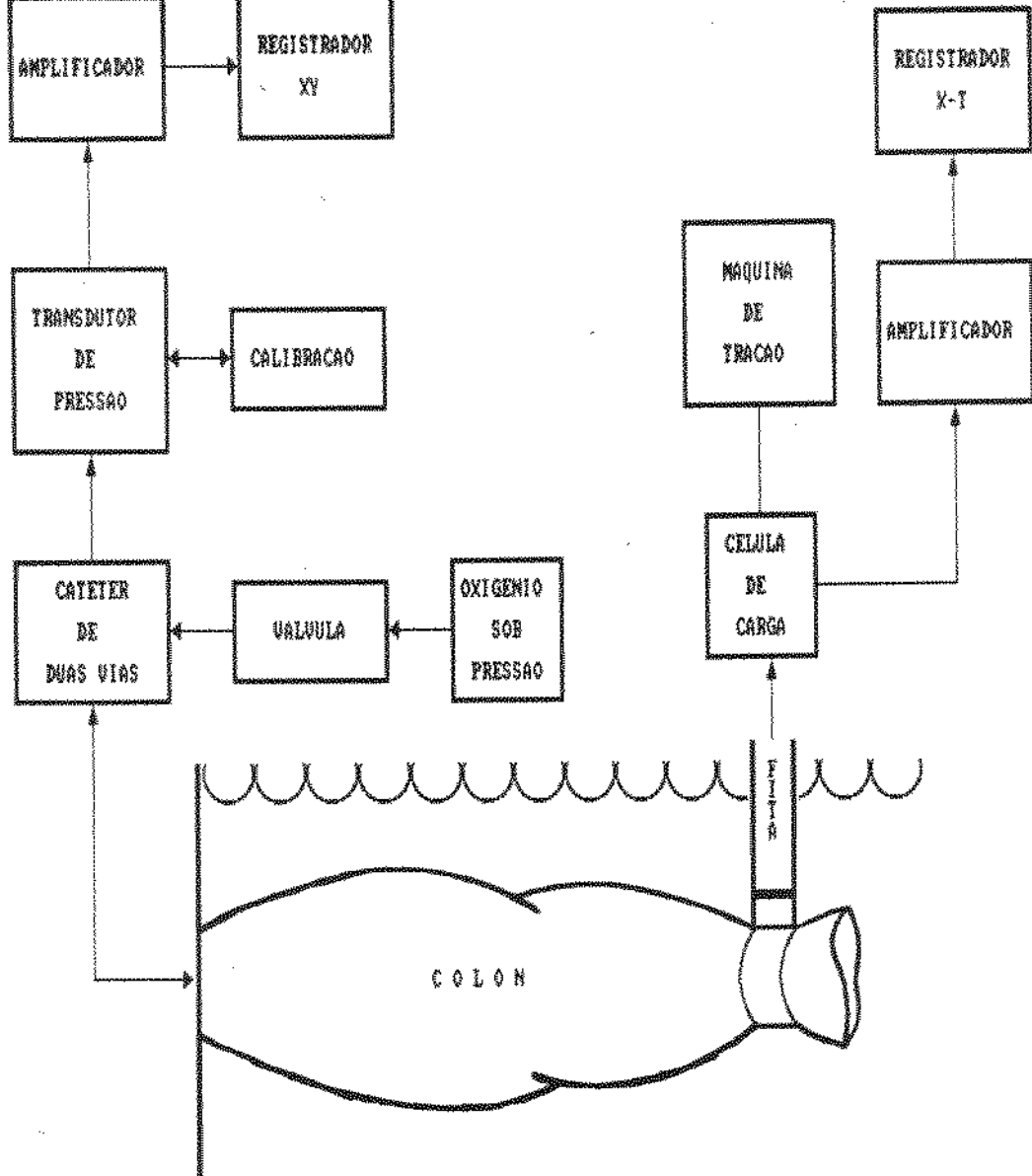


Fig.6.16 Diagrama de blocos do método B.

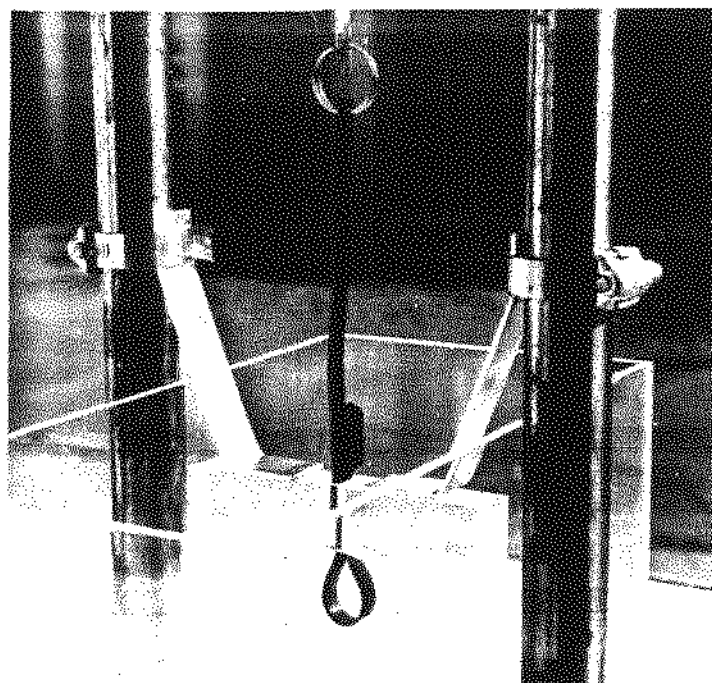


Fig.6.17 Detalhe da máquina de tração com os retentores para fixar a cuba de ensaios.

Y e tempo no eixo X.

6.2.2 - Método B (Fig.6.16)

Antes de cada experimento a calibração da célula de carga era conferida para três pesos distintos. Só então a fita era instalada na cuba de ensaios, e esta fixada à máquina de tração com o uso de dois retentores (Fig.6.17).

A preparação do corpo de prova, sua montagem dentro da cuba de ensaios e a sequência de procedimentos para cada redução do perímetro eram idênticas às do grupo A. As únicas diferenças eram: no grupo B a tração na extremidade livre da fita era feita através da máquina de tração; a cada redução, além do registro do perímetro e da pressão intraluminal, tinha-se também o registro da força exercida axialmente na fita; a última sequência de procedimentos era feita quando a pressão intraluminal atingia 150 mmHg.

Uma vez encerrado o experimento, a bancada era desmontada e a calibração de célula de carga conferida novamente.

CAPITULO 7

RESULTADOS E DISCUSSÕES

7.1 - Comprimento e perímetros

No Quadro A estão colocados os dados sobre o comprimento total, os perímetros inicial e final da extremidade distal dos intestinos usados no grupo A. Os mesmos dados sobre o grupo B estão no Quadro B. Nestes quadros também constam a variação entre os perímetros inicial e final, e a média e desvio padrão (DP) para os dados de cada grupo.

No Quadro C estão as médias e DPs para os dados dos dois grupos reunidos.

Como podemos observar, foi grande a variação de comprimento dos cólons amostrados, entretanto, o mesmo não aconteceu com os perímetros finais e a variação na redução do perímetro, ambos com DP inferior a 1. Apesar da diversidade de apresentações biológicas, os perímetros finais foram próximos.

O maior deslocamento da fita necessário para atingir o perímetro final foi de 4,2 cm, o que não é incompatível com um mecanismo que utilize motor elétrico e fique implantado.

QUADROS A, B e C

QUADRO A

EXP N	Per ini	Per fin	Var	Per	Compr
1	6.50	4.00	2.50	23.50	
2	6.30	3.30	2.80	19.60	
3	8.50	4.50	4.00	26.00	
4	6.80	3.75	3.05	28.60	
5	6.50	4.00	2.50	29.00	
6	6.80	3.75	3.05	40.60	
7	7.50	4.25	3.25	34.00	
8	5.50	3.50	2.00	37.00	
9	6.00	4.00	2.00	21.00	
10	5.00	3.75	1.25	17.00	
11	6.50	4.00	2.50	20.00	
12	7.00	4.25	2.75	27.00	
13	6.50	4.50	2.00	28.50	
14	8.20	4.00	4.20	33.00	
15	6.30	4.00	2.30	18.50	
16	8.00	4.25	3.75	33.50	
media media media media media					
6.74 4.00 2.74 26.94					
desvio desvio desvio desvio desvio					
0.91 0.29 0.77 6.81					

Quadro A Valores do perímetro distal inicial (Per ini), perímetro distal final (Per fin), variação entre os perímetros inicial e final (Var Per) e comprimento (Compr) dos colons do grupo A. Média e desvio padrão de cada grupo de dados.

QUADRO B

EXP N	Per ini	Per fin	Var	Per	Compr
1	7.00	4.50	2.50	57.00	
2	7.00	4.00	3.00	37.00	
3	6.20	4.50	1.70	23.00	
4	5.40	3.50	1.90	21.00	
5	5.50	4.00	1.50	24.00	
6	5.50	4.00	1.50	32.50	
7	6.50	3.50	3.00	26.00	
8	7.00	4.25	2.75	30.50	
9	7.50	4.50	3.00	31.00	
10	6.50	4.00	2.50	34.00	
media media media media media					
6.41 4.08 2.34 31.60					
desvio desvio desvio desvio desvio					
0.70 0.35 0.60 9.79					

Quadro B Valores do perímetro distal inicial (Per ini), perímetro distal final (Per fin), variação entre os perímetros inicial e final (Var Per) e comprimento (Compr) dos colons do grupo B. Média e desvio padrão de cada grupo de dados.

QUADRO C

Per ini	Per fin	Var	Per	Compr
media	media	media	media	media
6.62	4.03	2.59	28.73	
desvio	desvio	desvio	desvio	desvio
0.85	0.32	0.73	8.40	

Quadro C Média e desvio padrão de cada grupo de dados para os grupos A e B reunidos.

7.2 - Pressão x Perímetro - Grupo A

No Quadro D estão os resultados dos experimentos do grupo A com a média e DP das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora.

No Gráfico 1 as curvas representam a média e o DP das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora no grupo A.

No Quadro D é possível ver que para um único valor de perímetro podemos ter os mais variados valores de pressão continente intraluminal, e que uma redução de 0,25 cm no perímetro pode determinar uma drástica mudança no nível de continência. Este segundo aspecto fica mais evidente com as curvas de comportamento exponencial do Gráfico 1. Neste gráfico novamente observamos que apesar da variação dos perímetros iniciais, existe uma concentração dos dados dentro de uma faixa.

[illegible]

Grafico 1

Pressao x Perimetro (Grupo A)

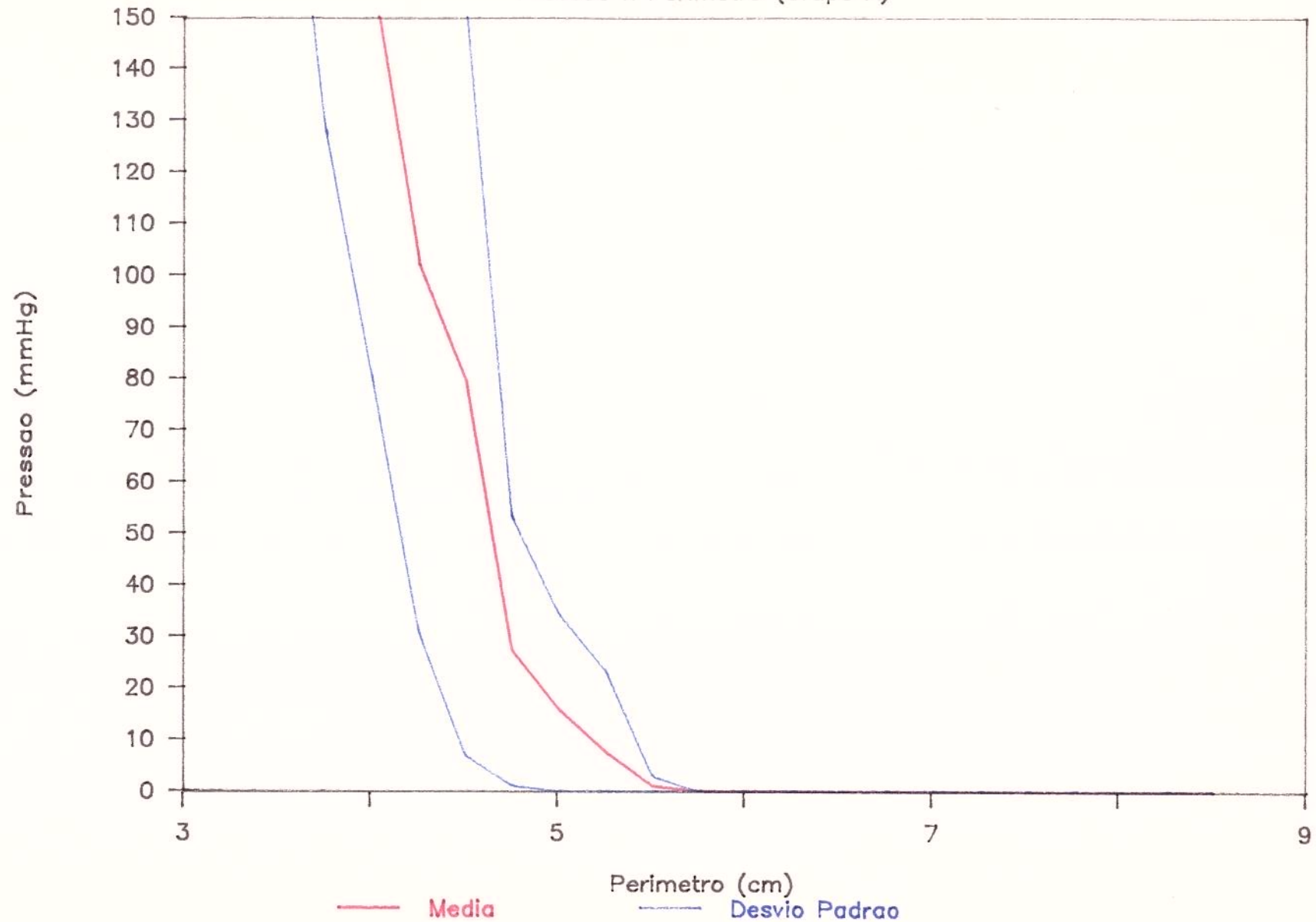


GRAFICO 1

Gráfico 1 Curvas representando a média de desvio padrão das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora no grupo A.

7.3 - Pressão x Perímetro - Grupo B

No Quadro E estão os resultados dos experimentos do grupo B com a média e o DP das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora.

No Gráfico 2 as curvas representam a média e o DP das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora no grupo B.

As observações sobre os dados do Quadro E são idênticas às do quadro anterior. No Gráfico 2 existe uma queda da curva média e uma brusca diminuição do DP após o perímetro de 4 cm porque apenas dois experimentos atingiram perímetros finais inferiores a 4 cm. Novamente temos o comportamento exponencial e a concentração dentro de uma faixa.

QUADRO E

Perim	QUADRO E										media	desvio
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10		
2.00												
2.25												
2.50												
2.75												
3.00												
3.25												
3.50												
3.75												
4.00												
4.25												
4.50												
4.75												
5.00												
5.25												
5.50												
5.75												
6.00												
6.25												
6.50												
6.75												
7.00												
7.25												
7.50												
7.75												
8.00												
8.25												
8.50												
8.75												
9.00												

Quadro E Valores da pressão registrada dentro da peça de ensaio para cada perímetro da fita plástica no grupo B. Média e desvio padrão das pressões a cada perímetro da fita.

Grafico 2

Pressao x Perimetro (Grupo B)

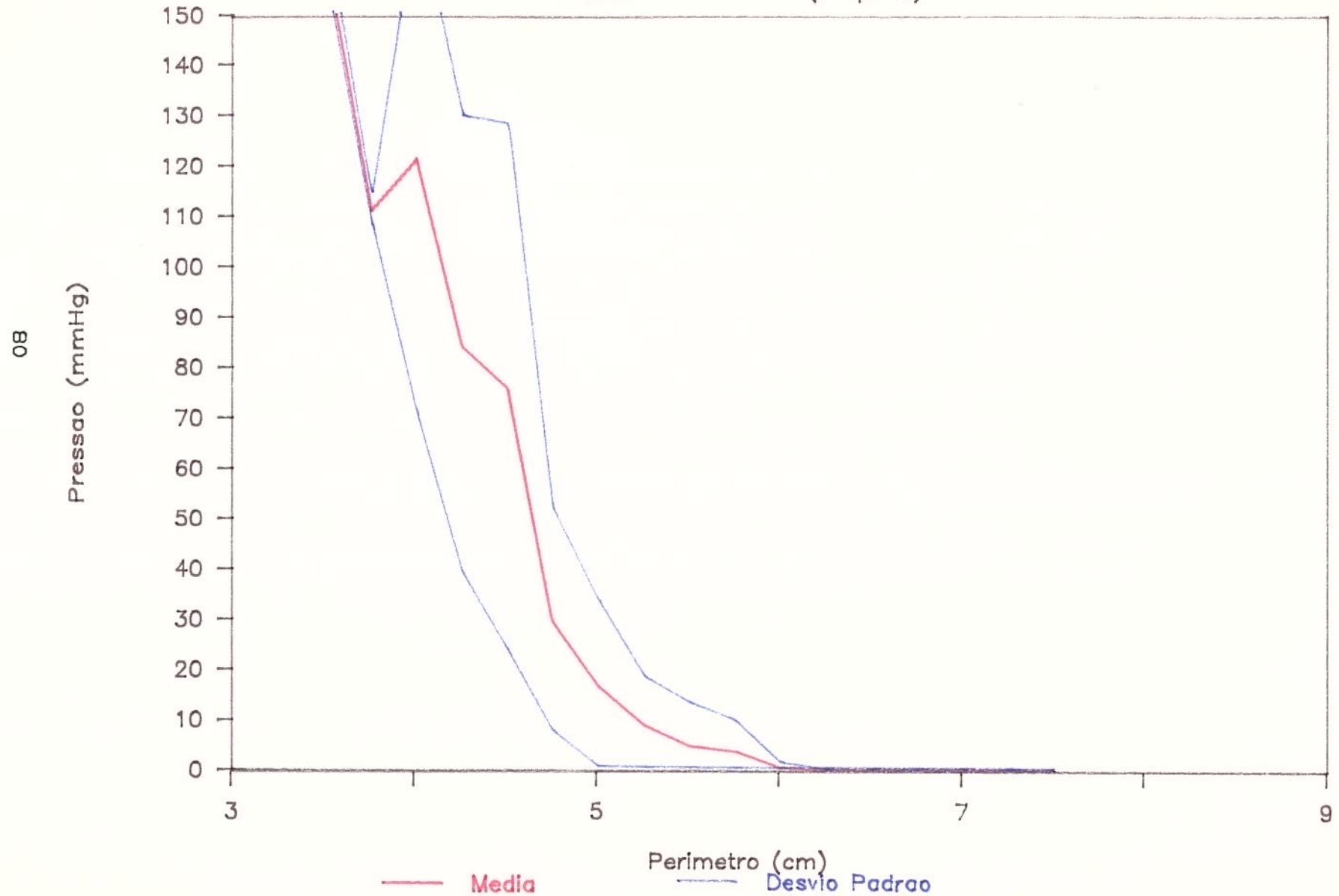


Gráfico 2 Curvas representando a média de desvio padrão das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora no grupo B.

7.4 - Pressão x Perímetro - Grupo A + B

No Gráfico 3 estão representadas as curvas da média e do DP das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita com os dois grupos reunidos.

Comparando este gráfico e os dois anteriores notamos que praticamente não houve mudança nos limites da faixa compreendida entre as curvas do DP; principalmente entre 40 e 80 mmHg que corresponde a perímetros entre 4 e 5 cm. Como a menor pressão continente aceitável é de 40 mmHg e raramente a pressão intra-colônica ultrapassa 50 mmHg (embora possa chegar a 100 mmHg), trabalhar entre 40 e 80 mmHg e 4 e 5 cm de perímetro é bastante favorável, pois consideramos que o movimento de massa, que é raro e gera as maiores pressões dentro do cólon, deve ser usado como movimento evacuatório. Assumindo o limite de 80 mmHg como máximo ideal, pois está abaixo da pressão sistólica e próximo aos valores inferiores de uma contração voluntária do esfíncter anal, poderemos trabalhar com perímetros finais entre 3,75 e 4,75 cm.

Grafico 3

Pressao x Perimetro (Grupo A + B)

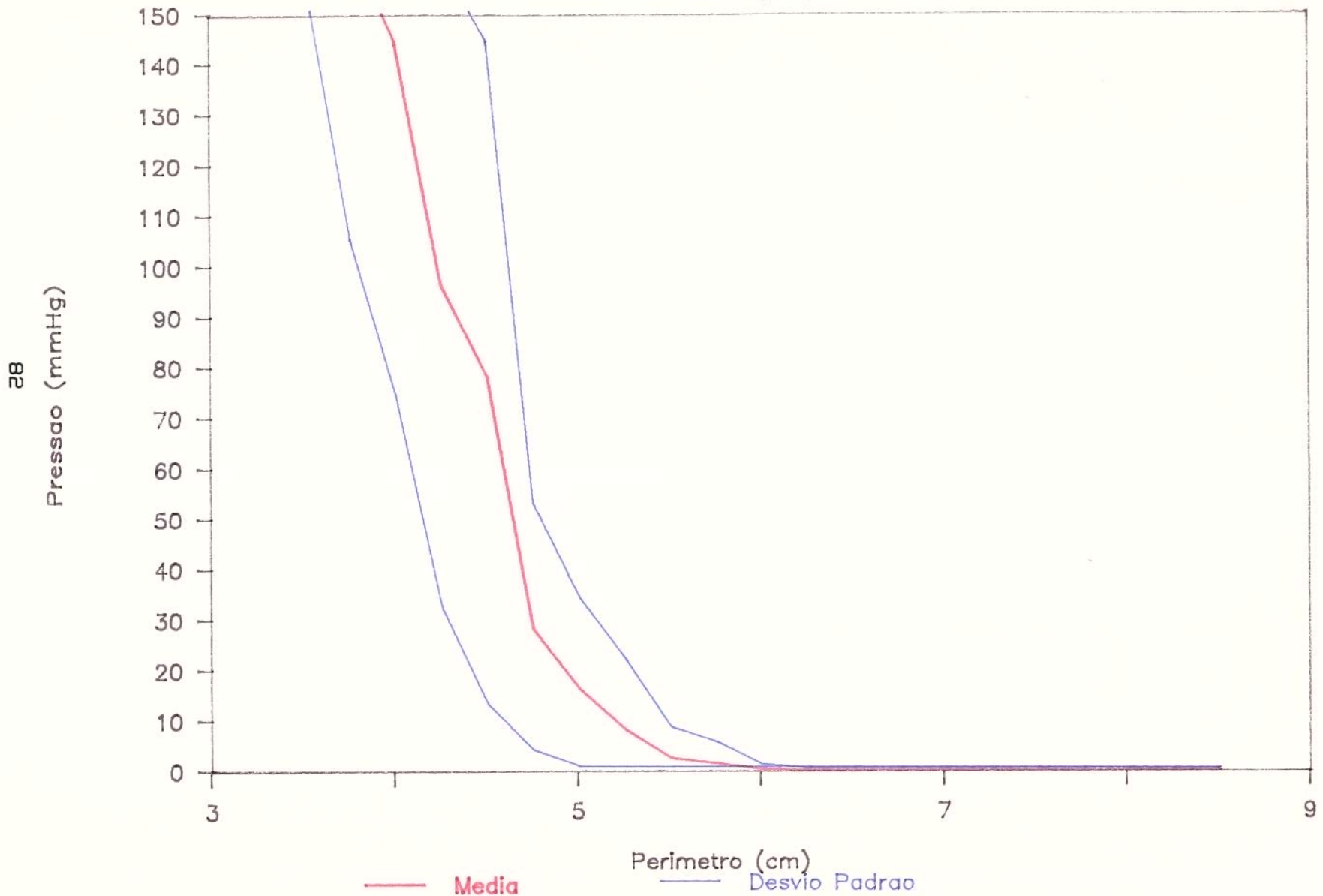


GRÁFICO 3

Gráfico 3 Curvas representando a média e o desvio padrão das pressões continentais intraluminais para cada perímetro da fita constritora nos grupos A e B juntos.

7.5 - Força Tração x Perímetro - Grupo B

No Quadro F estão os resultados da monitorização da força máxima de tração necessária para cada redução do perímetro nos experimentos com a Fita 1 do grupo B, assim como a média e DP destes valores para cada perímetro da fita constrictora. No Quadro G temos estes mesmos dados referentes aos experimentos com a Fita 2 do grupo B.

No Gráfico 4 as curvas representam a média das forças máximas de tração dos três primeiros experimentos quando se usou a Fita 1, e a média das forças máximas de tração dos demais experimentos usando a Fita 2.

No Gráfico 5 estão representadas a média e o DP das forças máximas de tração para cada perímetro de todos os experimentos do Grupo B.

Nos Quadros F e E observamos que a força máxima de tração necessária para uma redução do perímetro da fita constrictora foi de 41,67 N, que pode ser facilmente conseguida com pequenos motores elétricos. É importante lembrar que no sistema utilizado para medir estes valores, uma das extremidades da fita estava engastada (fixa), e portanto, se o motor tiver que tracionar as duas extremidades o valor da força deverá ser multiplicado por 2.

No Gráfico 4 temos a demonstração clara de como um melhor acabamento superficial da fita poderá reduzir a força de tração exigida do motor elétrico.

QUADRO F

QUADRO F (FITA 1)					
PERIM	EXP 1	EXP 2	EXP 3	MEDIA	DP
3.00					
3.25					
3.50					
3.75					
4.00		20.718		20.718	0.000
4.25		15.879		15.879	0.000
4.50	23.944	11.523	21.605	19.024	5.389
4.75	18.863	12.007	16.685	15.852	2.860
5.00	12.168	12.168	16.443	13.593	2.015
5.25	16.363	11.200	12.733	13.432	2.165
5.50	12.491	8.619	11.200	10.770	1.610
5.75	13.217	7.813	9.345	10.125	2.274
6.00	9.587	7.490	8.861	8.646	0.870
6.25	8.942	7.006	7.813	7.920	0.794
6.50	7.651	4.425	7.732	6.603	1.540
6.75	10.152	5.796		5.316	4.158
7.00	7.490	4.586	6.442	6.173	1.201
7.25	7.006	4.586		3.864	2.905
7.50	5.393	3.530	4.264	4.398	0.763
7.75	4.909	2.932		2.614	2.017
8.00	0.392	0.000	1.602	0.665	0.682
8.25					
8.50					
8.75					
9.00					

Quadro F Valores da força máxima de tração para cada redução do perímetro utilizando a Fita 1. Média e desvio padrão dos valores para cada perímetro da fita.

QUADRO 6

QUADRO 6 (FITA 2)									
PERIM	EXP 4	EXP 5	EXP 6	EXP 7	EXP 8	EXP 9	EXP 10	MEDIA	DP
3.00									
3.25									
3.50	41.367			37.018				39.592	1.774
3.75	41.689			28.703				35.196	6.493
4.00	35.720	28.461	34.914	21.525			28.784	29.801	5.147
4.25	40.237	27.897	25.235	17.653	31.526		22.331	27.480	7.158
4.50	37.898	26.122	19.589	18.782	30.236	31.688	21.363	26.525	6.597
4.75	32.232	22.251	22.896	19.670	23.218	24.428	19.589	23.472	3.954
5.00	33.462	25.558	23.783	19.105	23.702	27.574	21.202	24.912	4.323
5.25	32.575	27.413	21.325	18.218	26.848	28.945	21.444	25.281	4.665
5.50	38.463	23.864	19.911	15.556	26.525	27.977	18.056	24.336	7.111
5.75				16.201	26.042	29.510	18.460	22.553	5.424
6.00	38.140	22.170	19.589	15.798	24.751	25.638	17.250	23.334	6.925
6.25				15.879	23.622	22.896	16.324	19.730	3.545
6.50	34.188	18.702	17.653	15.475	21.847	20.637	15.637	20.591	5.969
6.75					20.637	20.395		20.516	0.121
7.00	26.058	15.717	15.153	13.217	19.830	16.766	13.136	17.411	4.832
7.25						15.395		15.395	0.000
7.50	26.122	14.507	13.781	12.168	18.621	14.185	12.007	15.913	4.634
7.75									
8.00	23.702	14.023	12.894	11.523	17.088	12.572	12.007	14.830	4.004
8.25									
8.50	14.669	9.749	8.700	7.732	12.330	8.619	8.053	9.979	2.385
8.75									
9.00	1.763	0.000	0.000	0.000	2.328	0.312	0.000	0.629	0.915

Quadro 6 Valores da força máxima de tração para cada redução do perímetro utilizando a Fita 2. Média e desvio padrão dos valores para cada perímetro da fita.

Grafico 4

Força de Tração x Perimetro (Grupo B)

98

Força (N)

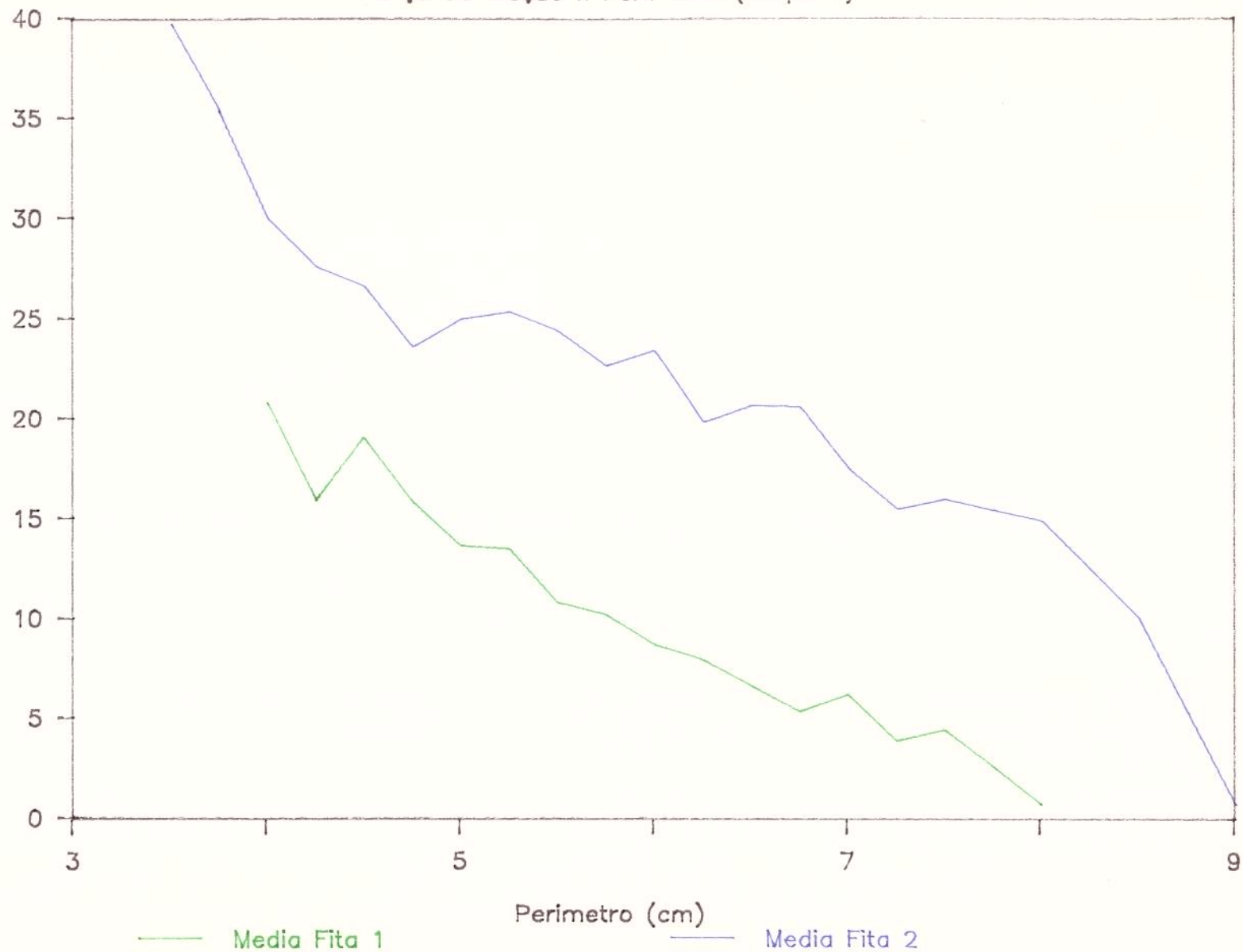


GRÁFICO 4

Gráfico 4 Curvas representando a média das forças máximas de tração para as Fitas 1 e 2.

Grafico 5

Força de Tração x Perimetro (Grupo B)

87
Força (N)

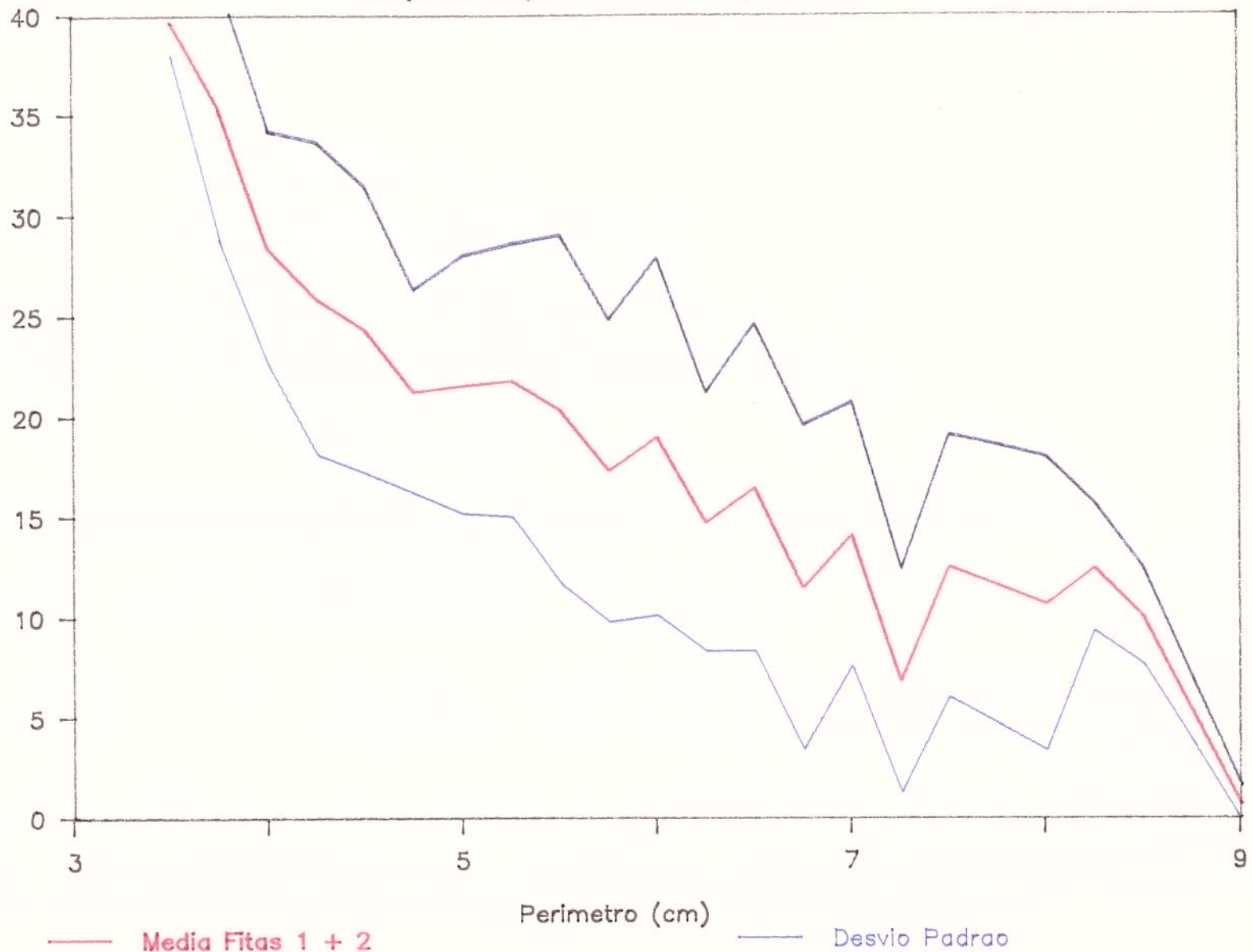


GRAFICO 5

Gráfico 5 Curvas representando a média e desvio padrão das forças máximas de tração nos experimentos do grupo B.

7.6 - Força de Tração/Perímetro/Pressão x Tempo - Grupo B

Nos Gráficos 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14 e 15 estão representados os comportamentos temporais da pressão intraluminal, da força de tração e do perímetro da fita constrictora nos experimentos do grupo B.

Nestes gráficos é interessante observar nas curvas de pressão a grande capacidade de adaptação do cólon, que em curto espaço de tempo aumenta sua complacência reduzindo a pressão interna. Isto comprova sua função de reservatório, e se a pressão de escape não for atingida ele novamente se acomodará.

Nas curvas da força de tração também se percebe uma acomodação rápida logo após uma espícula de redução de perímetro, e outra mais lenta até a próxima espícula. Porém, não podemos afirmar qual a participação das propriedades mecânicas da fita ou do cólon neste traçado, pois existem erros embutidos no sistema, como a existência de cantos vivos, acabamento irregular da fita e muito atrito. Isto fica mais evidente nos Gráficos 9, 10, 11 e 14, onde podemos ver quedas súbitas do nível de força durante fases de acomodação.

Gráfico 6

Grupo B – Experimento 1

GRÁFICO 6

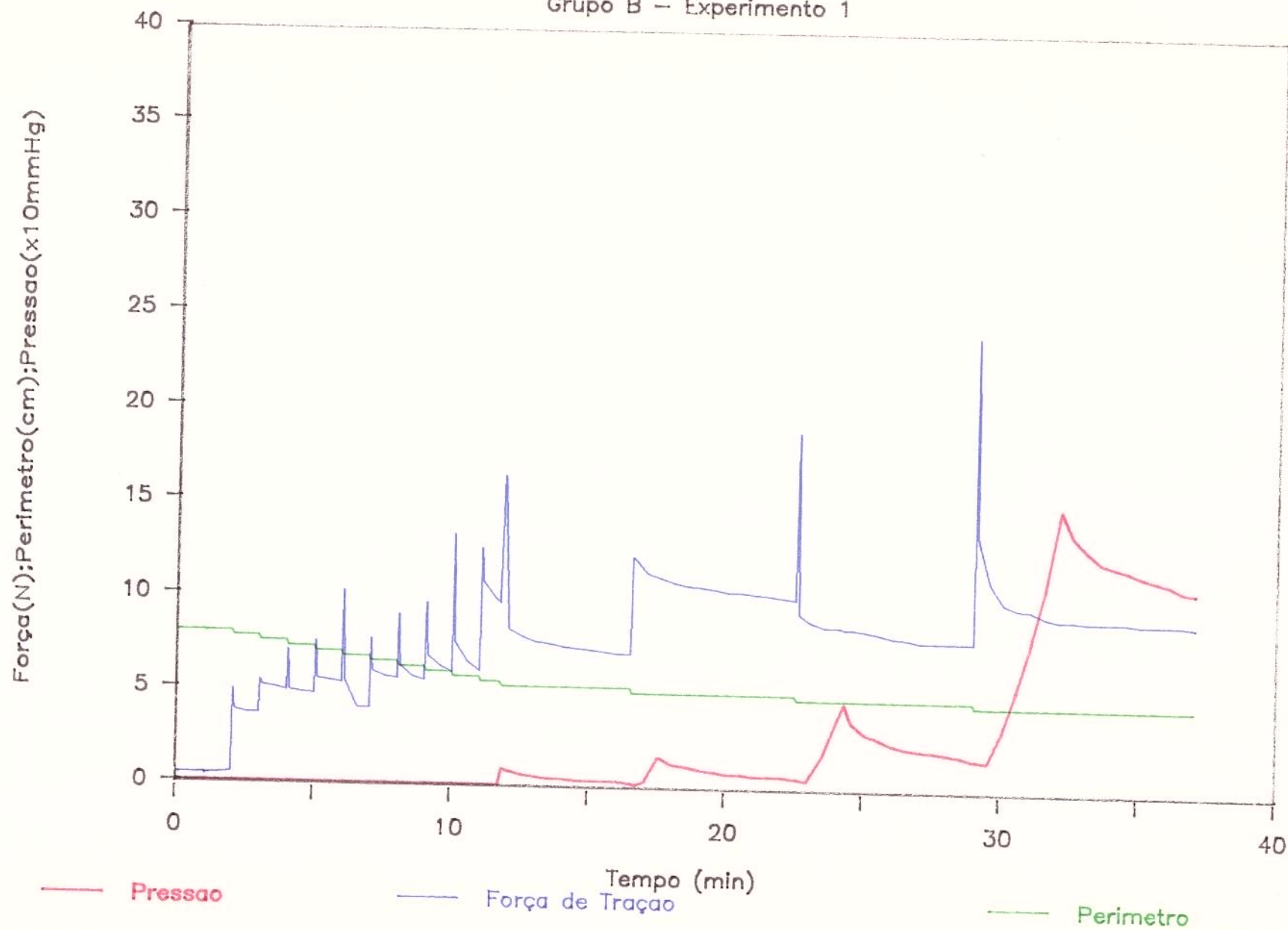


Gráfico 6 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 1 do grupo B.

Grafico 7

Grupo B — Experimento 2

06

Força(N);Perímetro(cm);Pressao(x10mmHg)

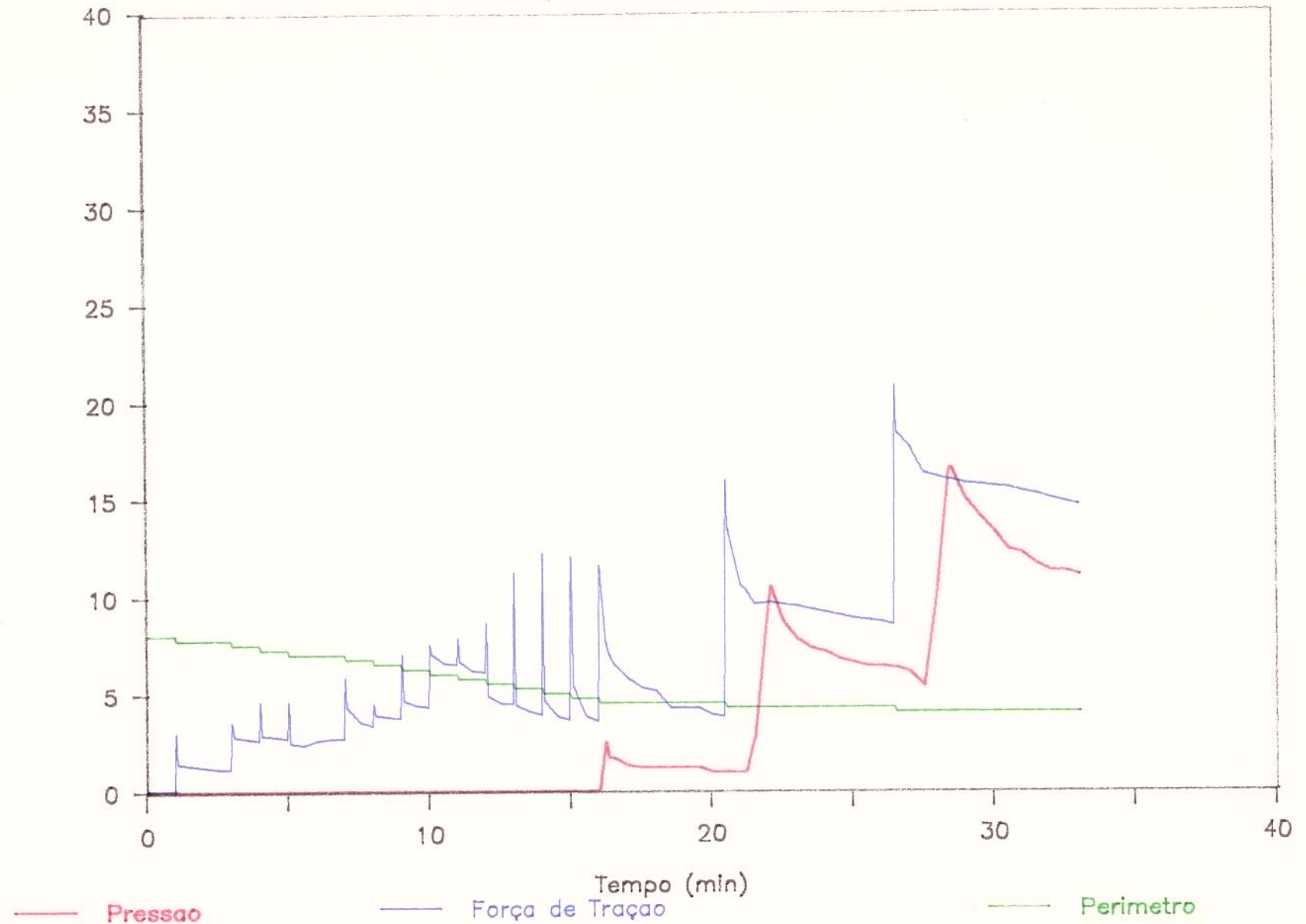


GRAFICO 7

Gráfico 7 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 2 do grupo B.

Grafico 8

Grupo B - Experimento 3

16

Força(N);Perímetro(cm);Pressão(x10mmHg)

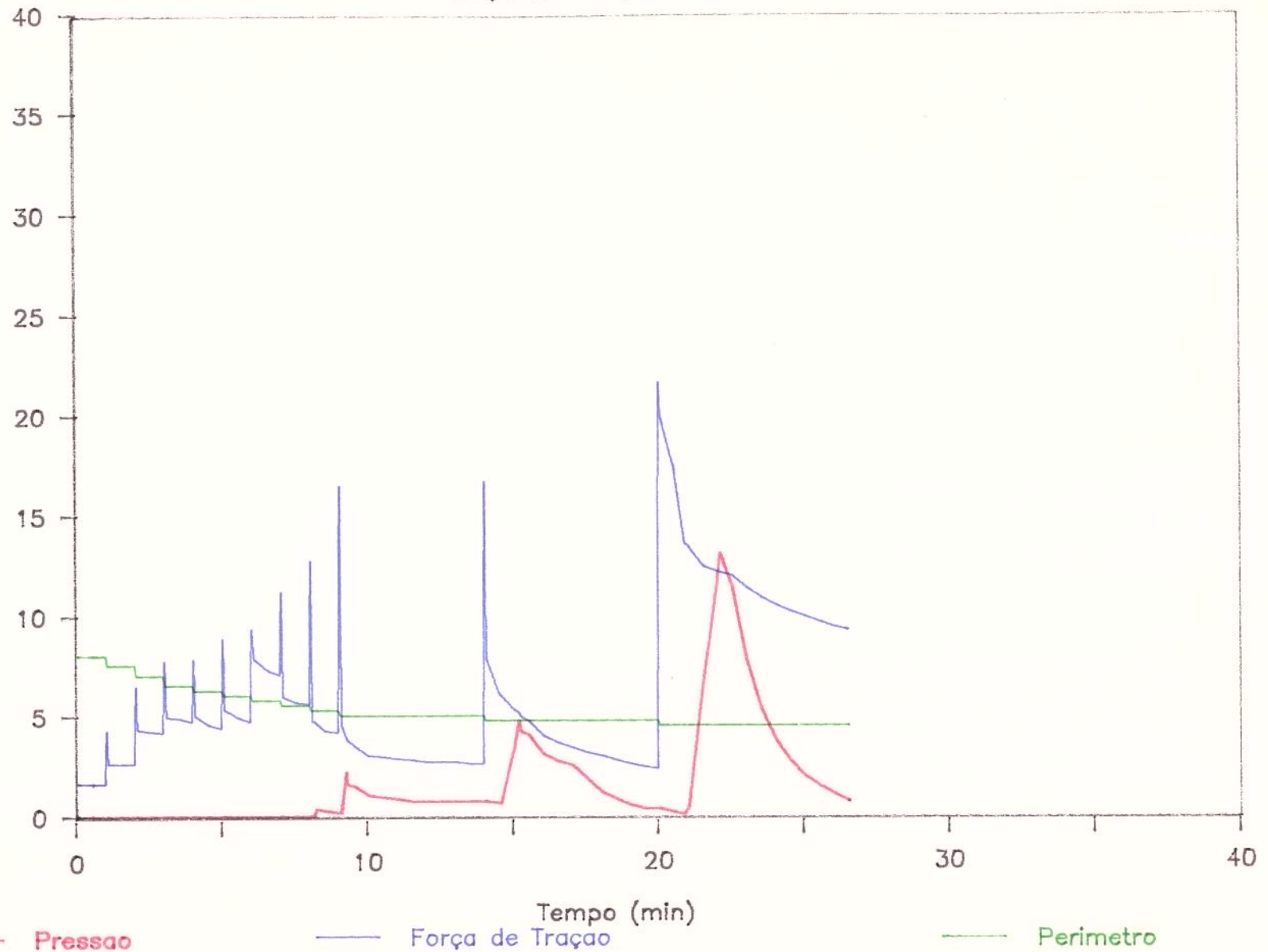


GRÁFICO 8

Gráfico 8 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 3 do grupo B.

Grafico 9

Grupo B - Experimento 4

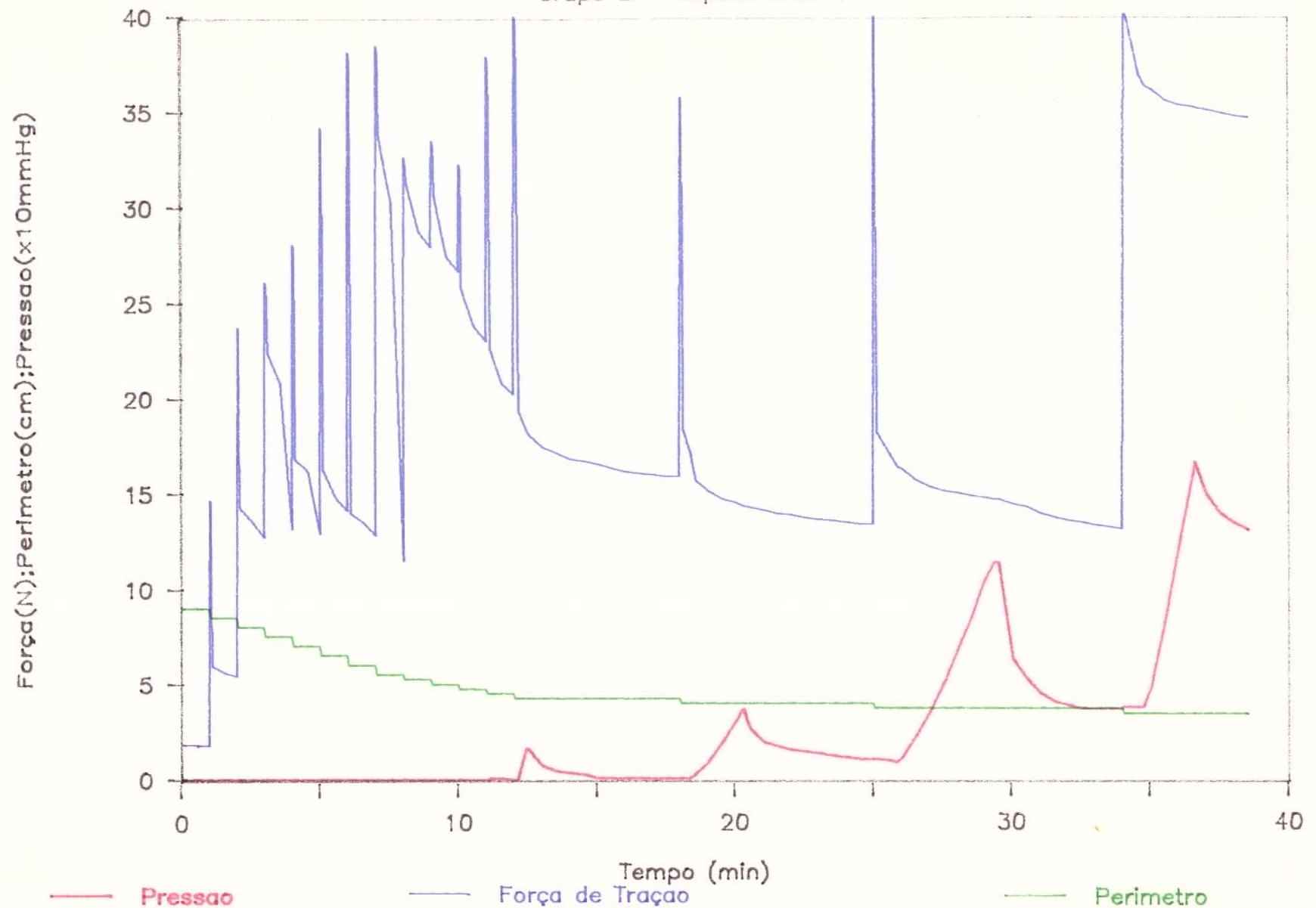


Gráfico 9 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 4 do grupo B.

Gráfico 10

Grupo B – Experimento 5

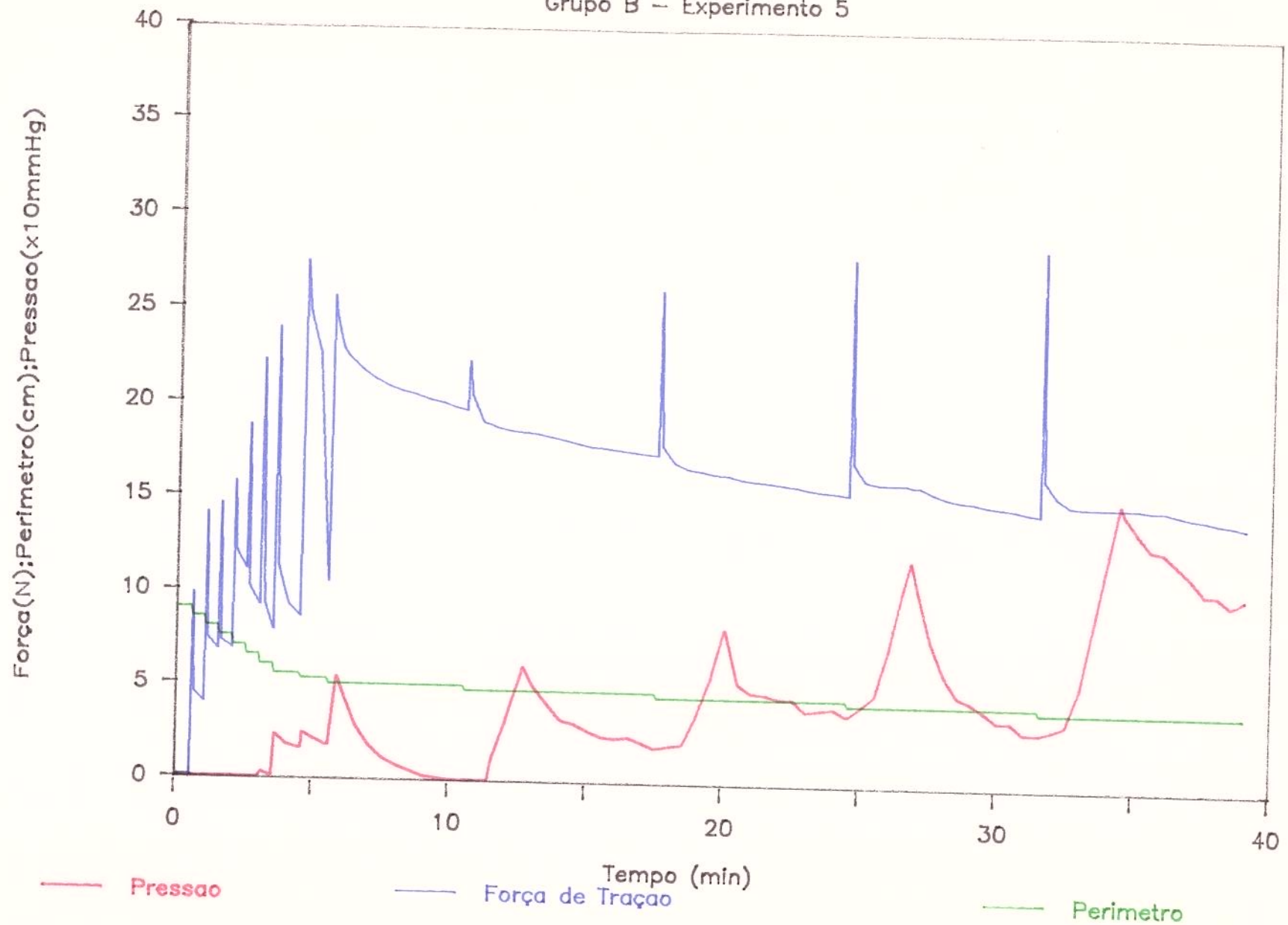


Gráfico 10 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 5 do grupo B.

Grafico 11

Grupo B – Experimento 6

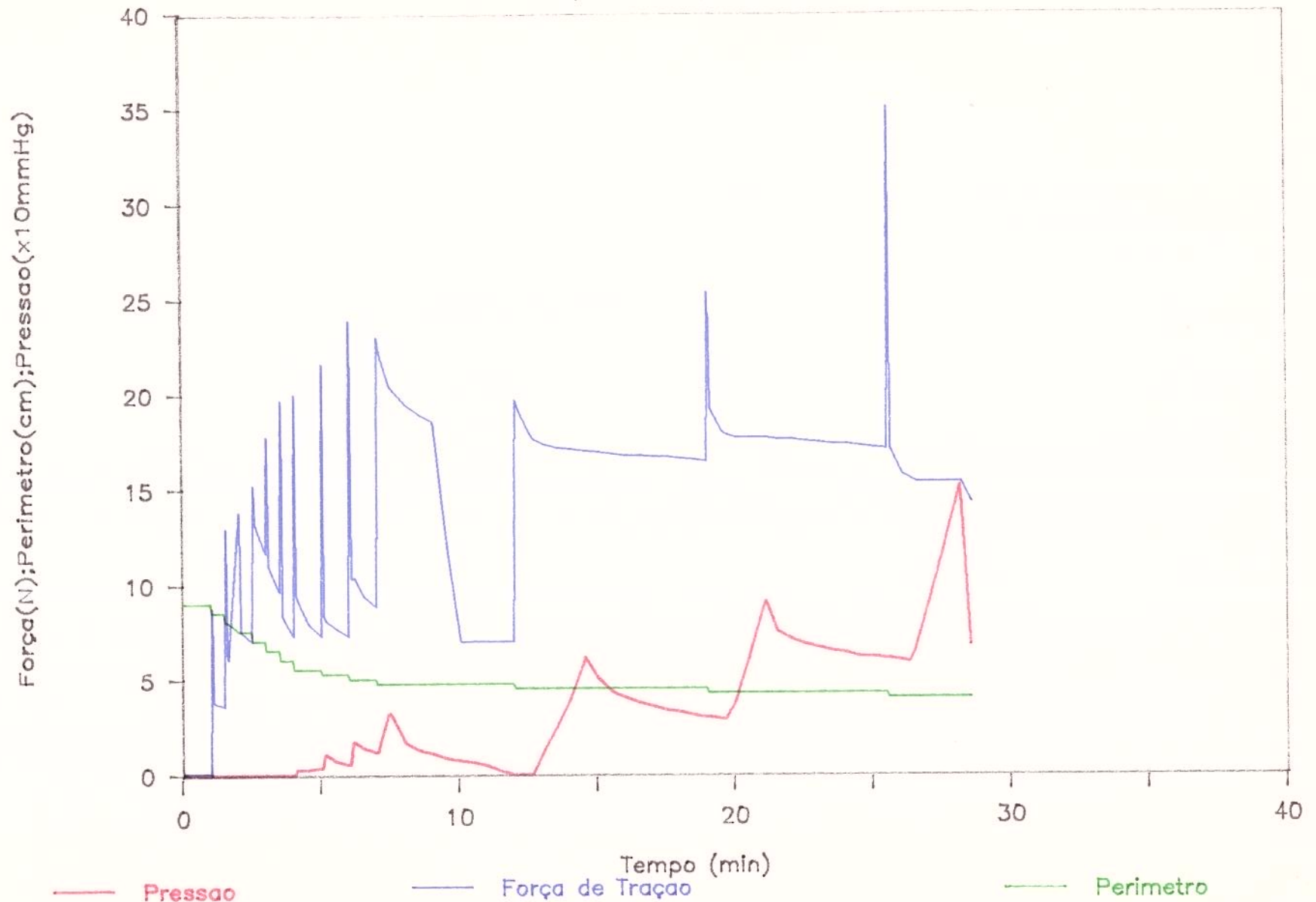


Gráfico 11 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 6 do grupo B.

Gráfico 12

Grupo B – Experimento 7

GRAFICO 12

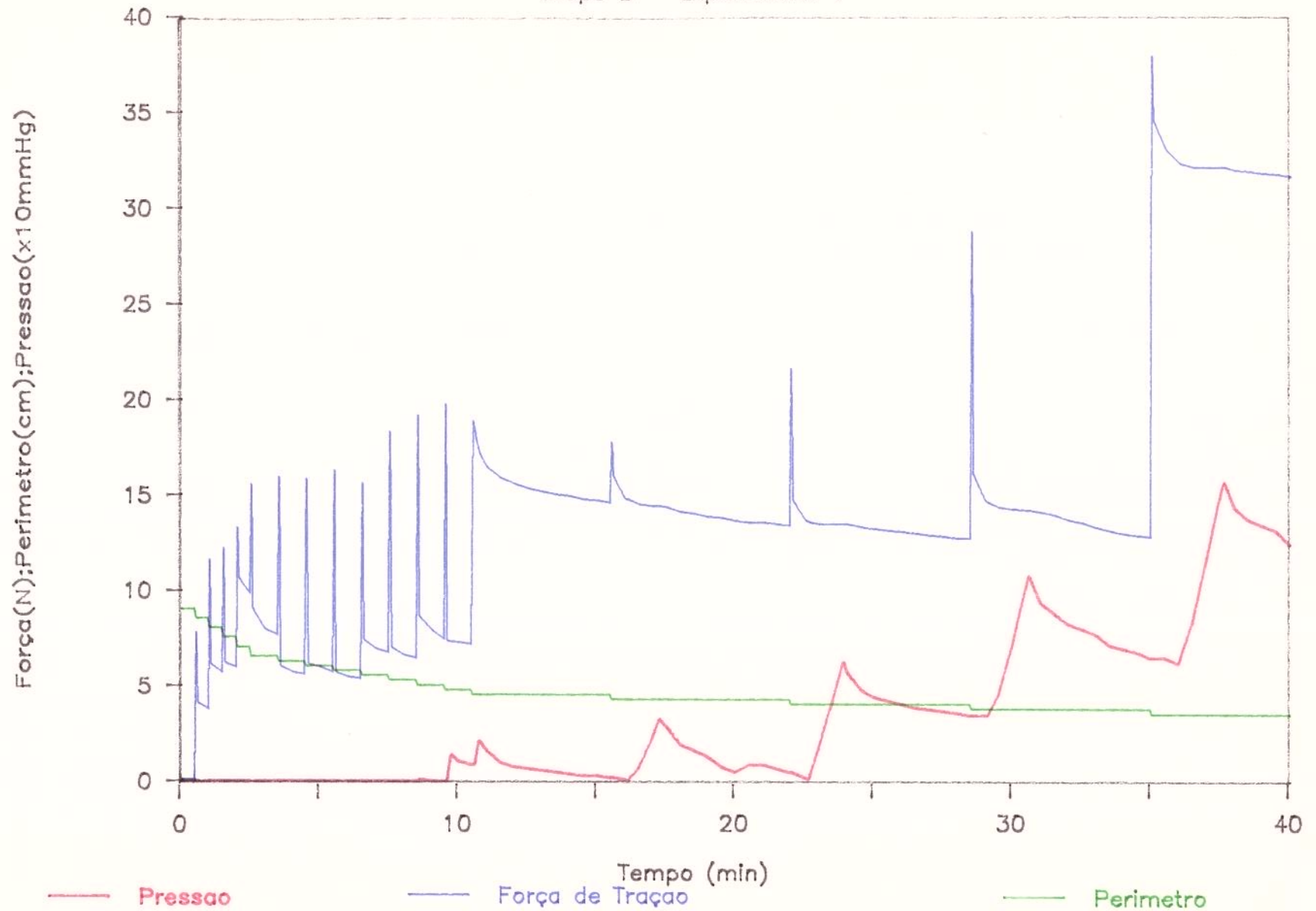


Gráfico 12 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 7 do grupo B.

Grafico 13

Grupo B — Experimento 8

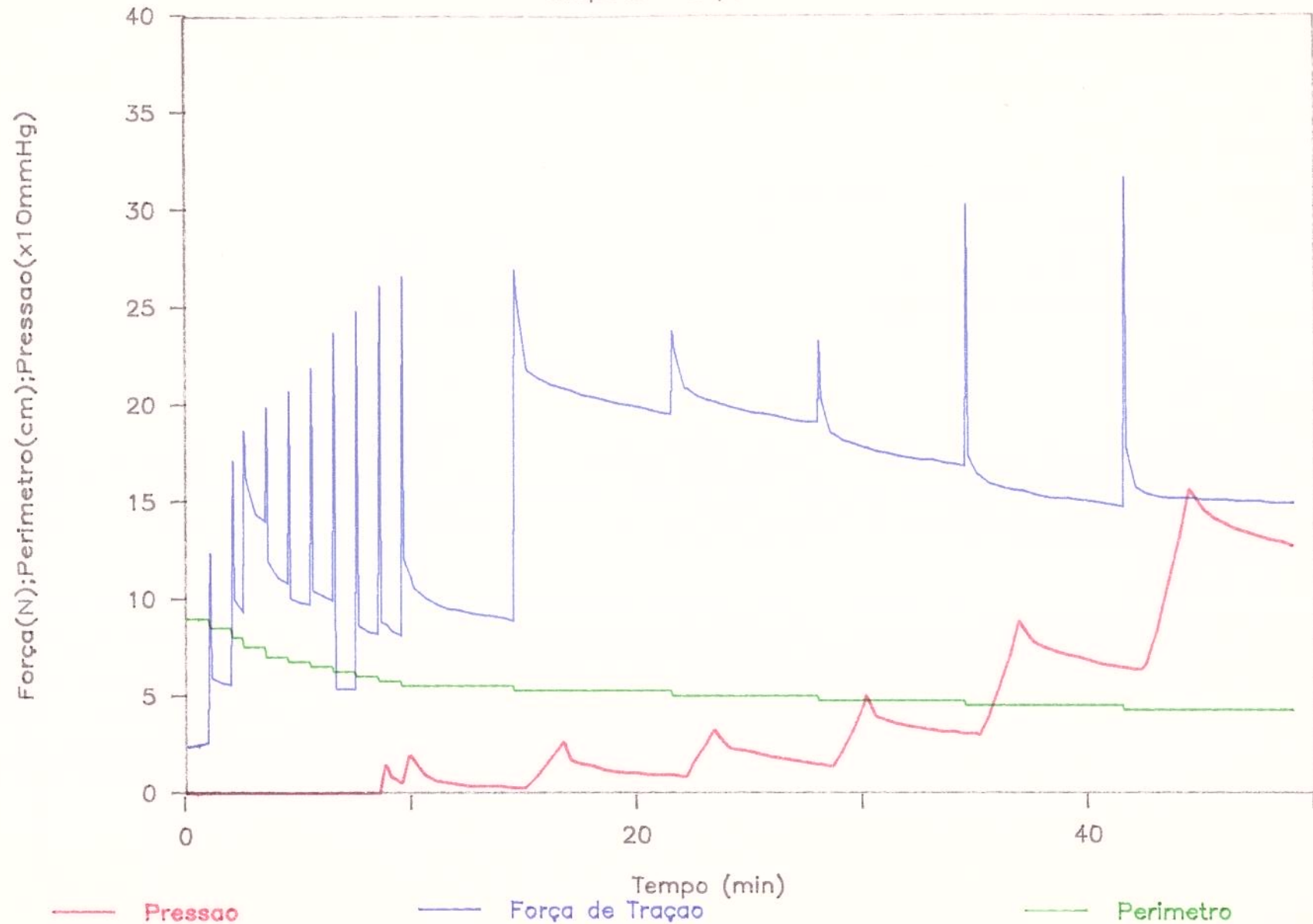


GRÁFICO 13

Gráfico 13 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 8 do grupo B.

Grafico 14

Grupo B - Experimento 9

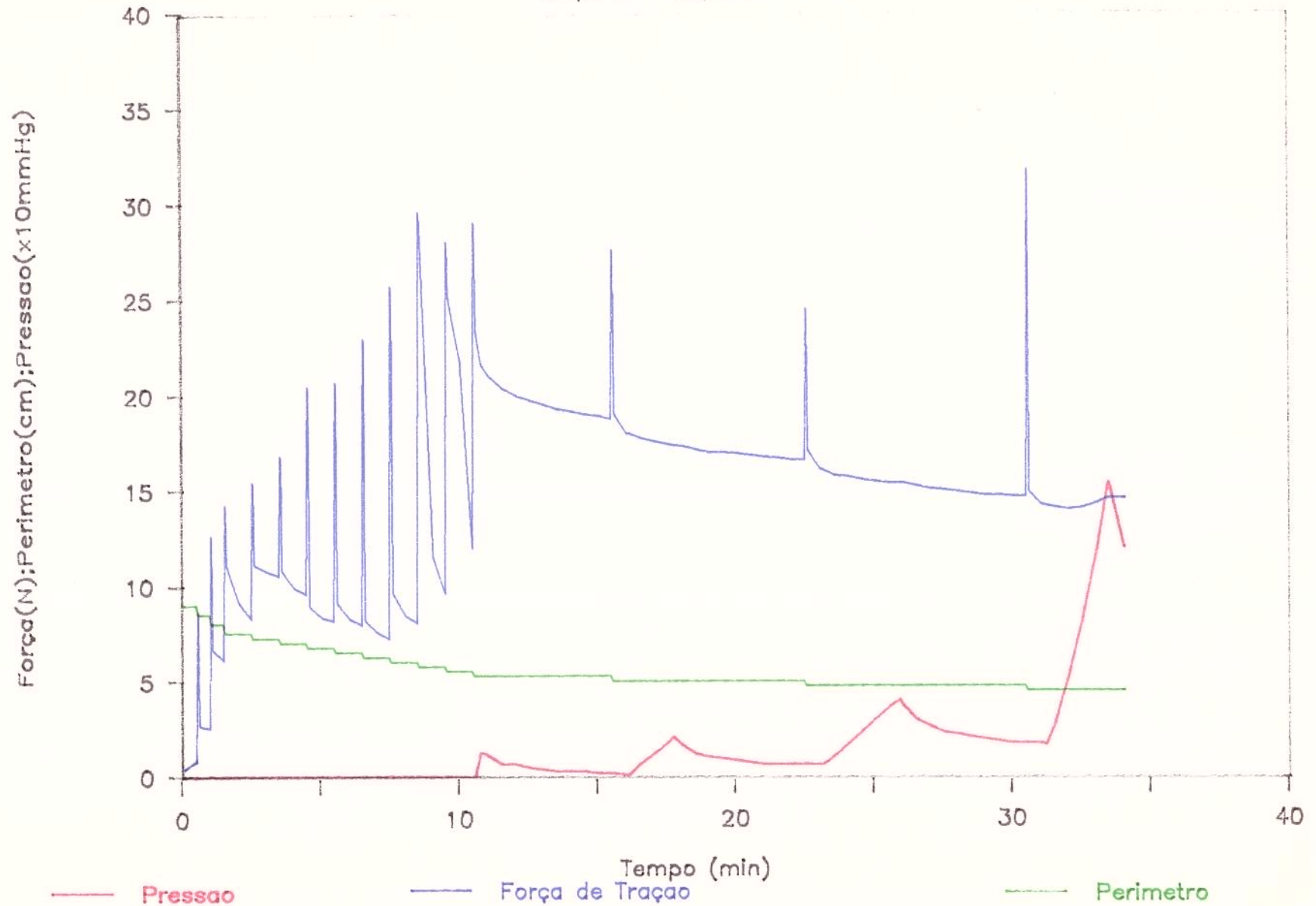


Gráfico 14 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 9 do grupo B.

Grafico 15

Grupo B - Experimento 10

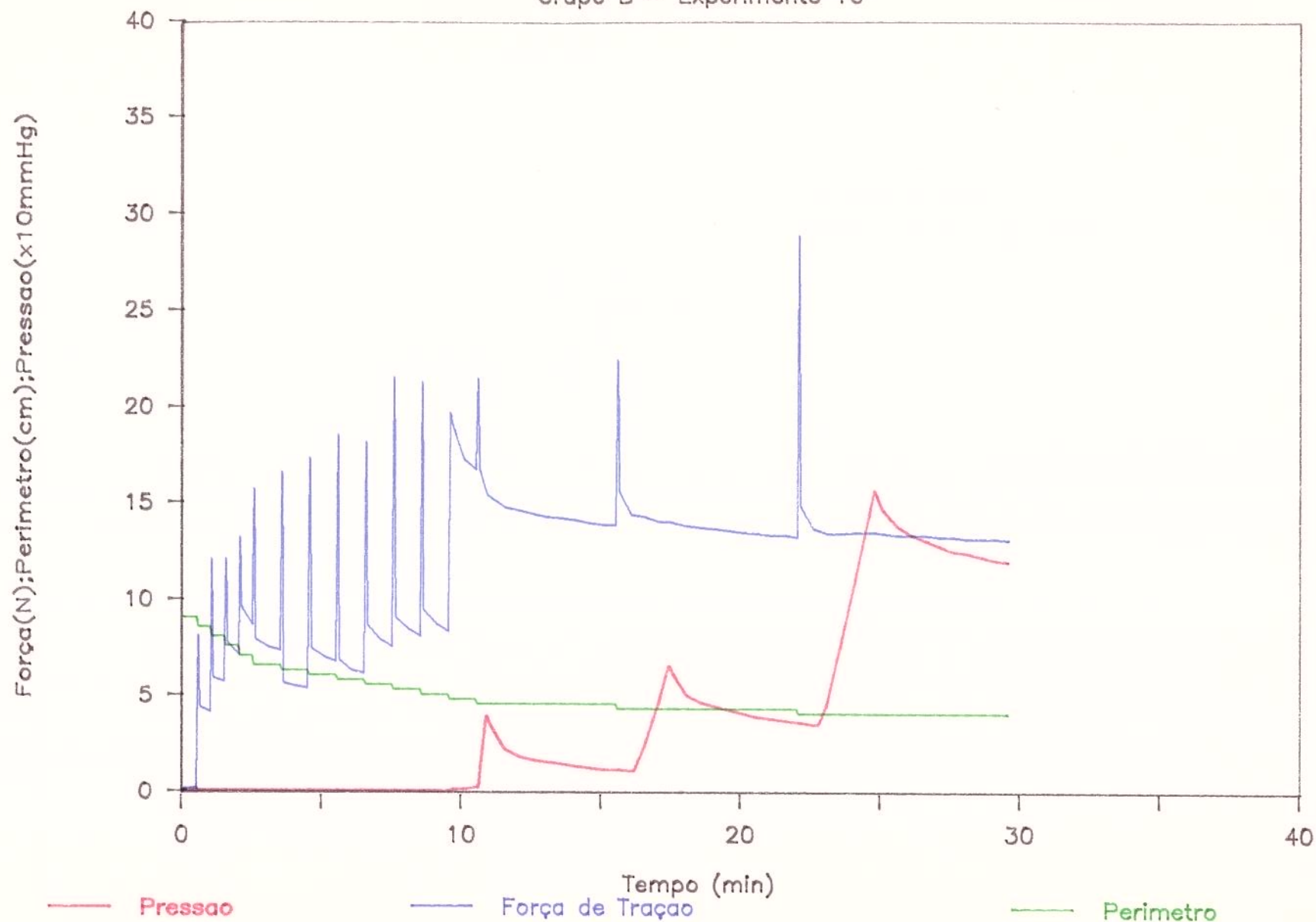


Gráfico 15 Curvas representando o comportamento temporal da força de tração, do perímetro da fita e da pressão intraluminal da peça de ensaio do experimento 10 do grupo B.

7.7 - Porcentagem de Cólores Continentes x Perímetro - Grupo A + B

No Gráfico 16 temos uma representação da porcentagem de cólores continentos para as pressões de 40, 60 e 80 mmHg a cada redução do perímetro da fita constritora .

Neste gráfico fica mais evidente a existência de uma faixa ótima de continência entre 4,75 e 3,75 cm de perímetro, pois em 4,75 aparecem os primeiros cólores continentos acima de 80 mmHg, e em 3,75 todos estão continentos acima deste valor pressórico. Construindo um oclutor que permita pequenos passos dentro destes limites será possível a realização de ajustes individuais.

No caso do cólon humano, por ter dimensões maiores, talvez a faixa se desloque um pouco para a direita e o deslocamento da fita seja maior, mas nossa expectativa é de que ocorra o mesmo comportamento.

Grafico 16

% Colons Continentes x Perímetro

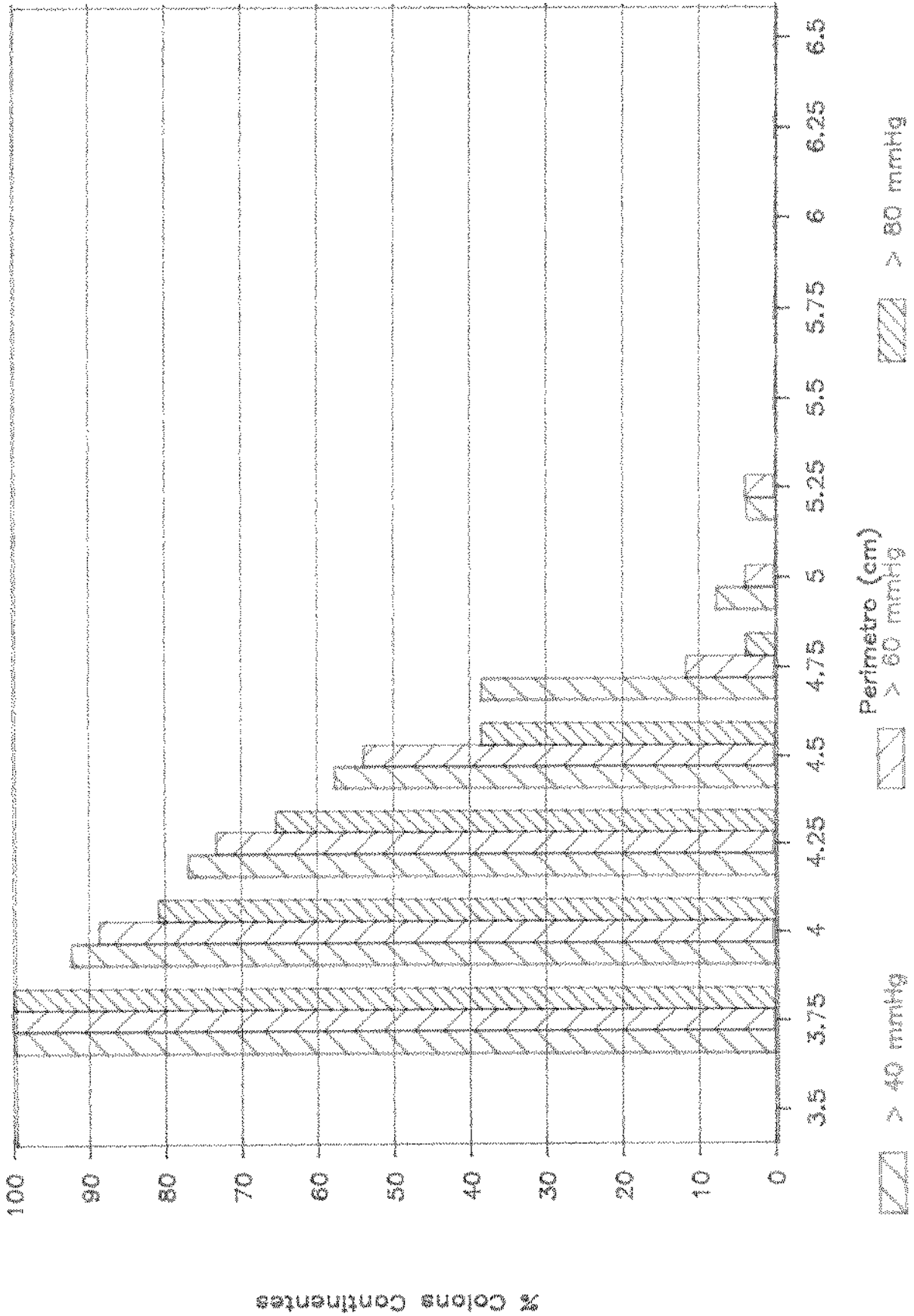


Gráfico 16 Representação da porcentagem de colons continentos para as pressões de 40, 60 e 80 mmHg para perímetros da fita constritoria entre 3,5 e 6,5 cm.

7.8 - Considerações Gerais

Ocorreram cinco lacerações da camada muscular em experimentos do grupo A e nenhuma no grupo B. Quando tal fato ocorria escutávia-se um som semelhante ao rasgar de um pano, e era possível observar o afastamento dos feixes musculares longitudinais deixando exposta a camada submucosa. Nos cinco casos a pressão intraluminal era superior a 240 mmHg.

Não foi registrada nenhuma explosão por ruptura de todas as camadas da parede dos corpos de prova.

No local da parede intestinal sobre o qual a fita plástica era colocada não foram encontradas lesões macroscópicas.

Quando a fita era afrouxada no final dos experimentos, todos os cólons apresentavam uma contração lenta, voltando praticamente ao tamanho inicial após alguns minutos.

7.9 - Perspectivas Futuras

Estes resultados mostram novas ramificações a serem investigadas dentro deste projeto.

Um estudo mais detalhado das influências do acabamento da fita plástica, do seu perfil e dimensões no desempenho de um protótipo será fundamental, assim como a pesquisa de outros materiais que possam ser utilizados para substituí-la.

Modificações no sistema de ensaio, eliminando ou amenizando os erros citados, permitirão quantificar a participação do tecido vivo e da fita plástica na solicitação de força.

Embora os níveis de pressão para continência estejam dentro dos limites em que não ocorre isquemia (13), será valioso estudar o comportamento da circulação local sob a fita constritora.

Adaptações da metodologia desenvolvida podem permitir a realização do mesmo tipo de estudo com outros órgãos, como o intestino delgado, a uretra e a bexiga urinária, ou o estudo da pressão de ruptura de vísceras ocas.

CAPÍTULO 8

CONCLUSÕES

- 1 - A Revisão Bibliográfica sobre o órgão objeto de estudo neste trabalho e a avaliação dos métodos já tentados foram amplas e suficientes para a realização desta etapa do projeto de construção de um Ocluser para Colostomias, confirmando a inexistência de investigações sobre o uso da força EMM em um esfíncter artificial, como no modelo por nós idealizado.
- 2 - A metodologia desenvolvida mostrou-se eficiente na busca de respostas para as questões formuladas.
- 3 - Para construir um ocluser ativo implantável para colostomias, continente para gases a 80 mmHg e usado em cólons cujo perímetro distal varia entre 5,4 e 8,5 cm:
 - a) pode-se utilizar uma fita plástica de 0,9 cm de largura colocada ao redor do cólon e que tracionada reduza o perímetro do órgão;
 - b) é preciso atingir um perímetro final ao redor do cólon entre 3,75 e 4,75 cm;
 - c) para conseguir um perímetro final dentro dos limites citados acima não é necessário um deslocamento linear superior a 4 cm;
 - d) para obter o deslocamento necessário a fita pode ser tracionada com força inferior a 50 N;
- 4 - Consideramos cumpridas as metas determinadas dentro dos objetivos deste trabalho e nos julgamos aptos para iniciar a segunda etapa no desenvolvimento de um órgão artificial, a construção de um protótipo.

APÊNDICE

Tabelas e Gráficos Referentes à Célula de Carga

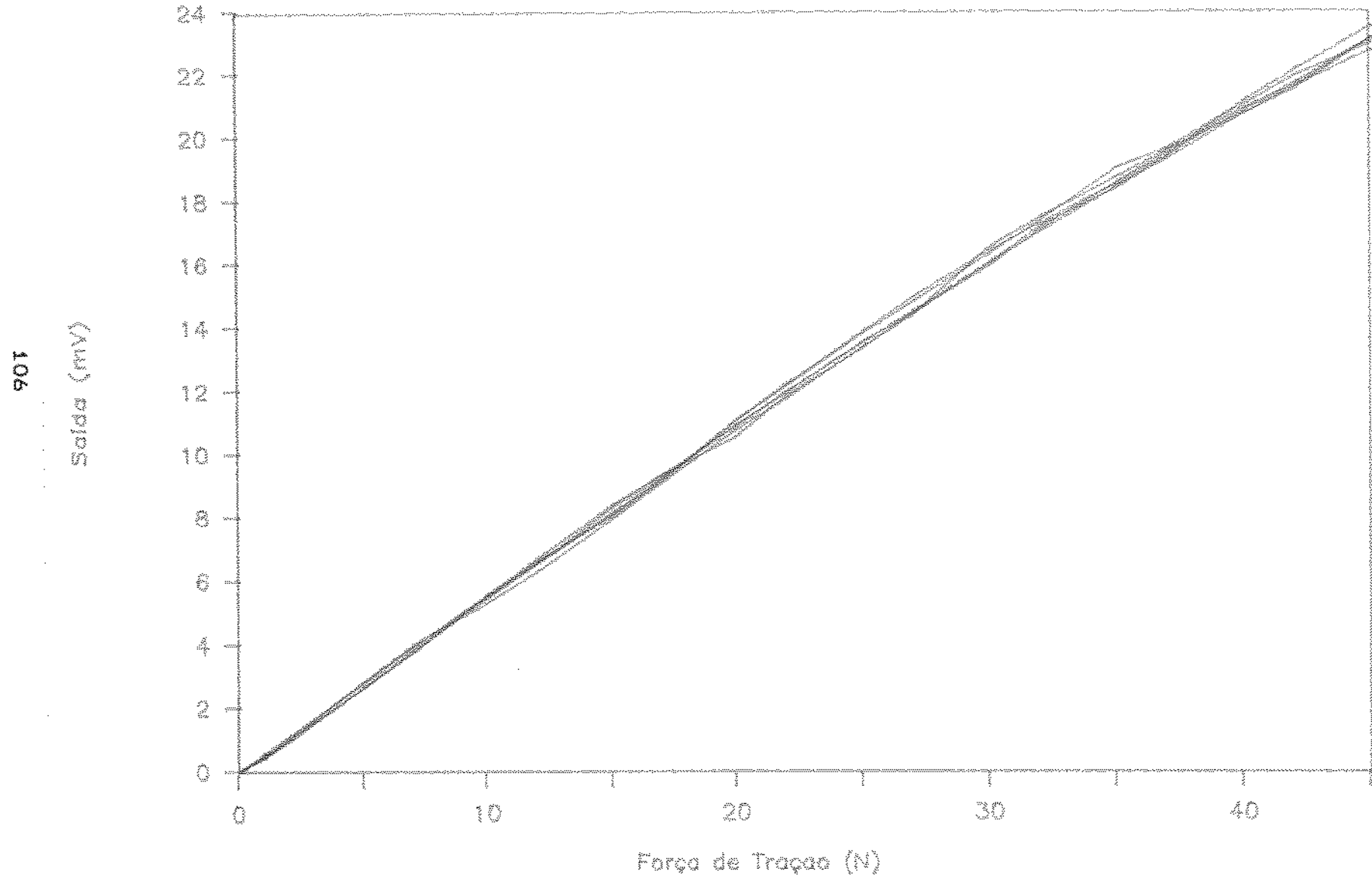
CALIBRAÇÃO DA CÉLULA DE CARGA

Newton	#1 mV	#2 mV	#3 mV	#4 mV	#5 mV	#6 mV	#7 mV	PREV	MEDIA	DESVIO
0	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.2645	0.0000	0.0000
1	0.45	0.50	0.45	0.50	0.55	0.45	0.55	0.7852	0.4829	0.0416
2	0.95	1.00	1.00	1.00	1.10	1.07	1.12	1.3059	1.0343	0.0580
5	2.65	2.65	2.65	2.65	2.61	2.82	2.66	2.8600	2.7557	0.0929
7	3.75	3.80	3.80	4.00	3.93	3.93	4.01	3.9094	3.8804	0.0987
10	5.55	5.45	5.50	5.30	5.52	5.53	5.75	5.4715	5.5143	0.1238
12	6.65	6.55	6.60	6.30	6.73	6.57	6.86	6.5129	6.6026	0.1663
15	8.65	8.10	8.15	7.95	8.38	8.32	8.40	8.0750	8.1929	0.1621
17	9.15	9.20	9.25	9.10	9.34	9.33	9.52	9.1164	9.2700	0.1307
20	11.05	11.05	10.90	10.75	10.53	10.87	11.10	10.8785	10.8929	0.1871
22	12.15	12.20	11.95	11.75	11.83	11.95	12.20	11.7199	12.0043	0.1683
25	13.60	13.85	13.50	13.35	13.33	13.57	13.60	13.2820	13.5643	0.1872
27	14.80	14.95	14.50	14.40	14.41	14.46	14.63	14.3234	14.5929	0.1959
30	16.30	16.40	16.00	16.50	16.02	15.91	16.20	15.6855	16.1900	0.2056
32	17.35	17.25	17.00	17.45	17.18	17.08	17.20	16.9269	17.2157	0.1417
35	19.00	18.50	18.40	18.70	18.35	18.52	18.97	18.4890	18.6343	0.2442
37	19.60	19.40	19.30	19.55	19.37	19.51	19.84	19.5304	19.5100	0.1666
40	21.60	20.80	20.70	20.70	21.10	20.88	21.24	21.0925	20.9171	0.1905
42	21.90	21.70	21.60	21.50	22.09	21.60	22.23	22.1339	21.8029	0.2561
45	22.95	23.10	23.10	23.10	23.47	22.70	23.72	23.6960	23.1629	0.3108

Apêndice - Tabela 1 Valores obtidos durante a calibração da célula de carga usada nos experimentos do grupo B. Valores obtidos pela equação de regressão linear ($Y = 0.0052x + 0.2$) (PREV), média e desvio padrão dos valores obtidos na calibração.

Celula de Carga

Curvas de Calibração

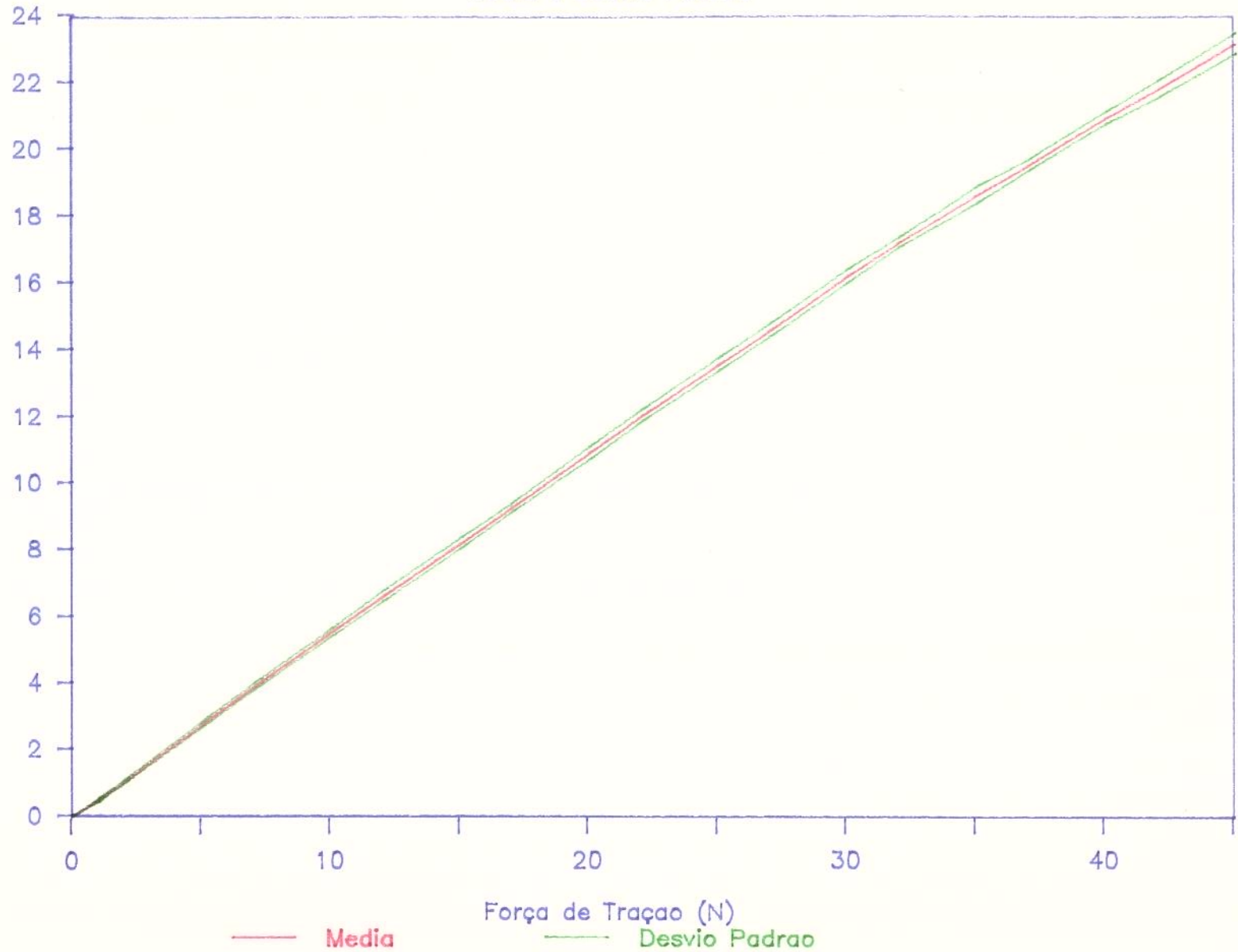


Celula de Carga

Media e Desvio Padrao

107

Saída (mV)

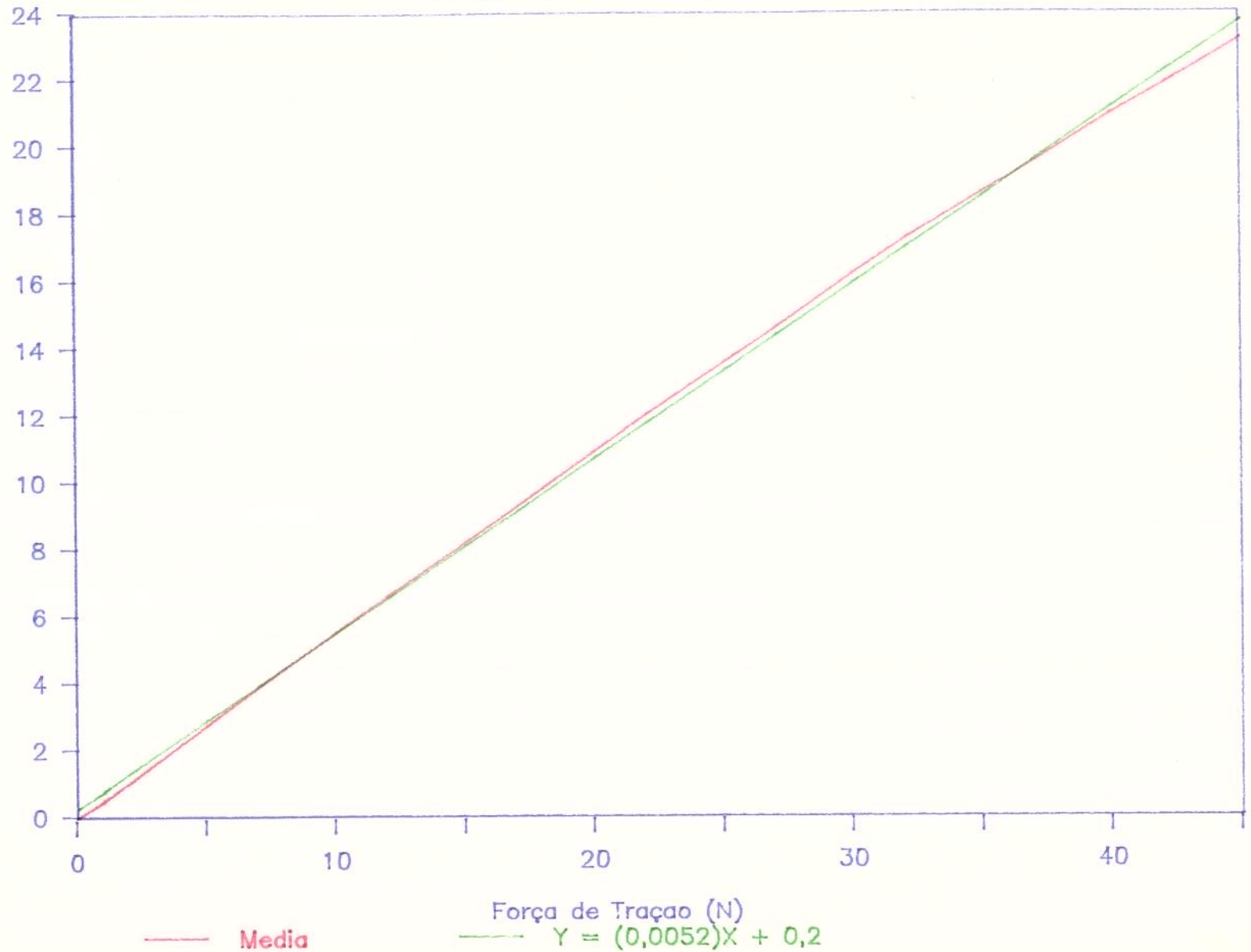


Apêndice - Gráfico 2 Curvas representando a média e desvio padrão dos valores obtidos na calibração.

Celula de Carga

Media e Curva de Regressao

108
Saída (mV)



Apêndice - Gráfico 3 Comparação entre a curva da média dos valores obtidos na calibração e os valores obtidos pela equação de regressão linear.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - ABERG, A. K. G. e Axelsson, J.; "Some mechanical aspects of an intestinal smooth muscle", Acta Physiol. Scand., vol. 64, pag. 15-27, 1965.
- 2 - BAUER, J. J., Wertkin, M. G., Gelernt, I. M., Kreel, I.; "A continent colostomy: the magnetic stoma cap", The Am. J. Surgery, vol. 134, Set., pag. 334-337, 1977.
- 3 - BEAHRS, D. H., Bess, M. A., Beart, R. W., Pemberton, J. H.; "Indwelling ileostomy valve device", The Am. J. Surgery, vol. 141, Jan., pag. 111-115, 1981.
- 4 - BERTUZZI, A., Mancinelli, R., Ronzoni, G., Salinari, S.; "A mathematical model of intestinal motor activity", J. Biomechanics, vol. 11, pag. 41-47, 1978.
- 5 - BRINDLEY, G. S.; "Treatment of urinary and faecal incontinence by surgically implanted devices", Neurobiology of Incontinence, Wiley, Chichester, Ciba Foundation Symposium 151, pag. 267-282, 1990.
- 6 - BROOKE, B. N. e Jeter, K. F.; "Chapter 130: Stomal function and care", em Gastroenterology, Henry L. Bockus, vol. 4, Ed. W. B. Saunders Company, 4a. Edição, pag. 2371-2385, 1985.
- 7 - CHANDLER, J. G., Adams, R. B., Friedman, C. J., Marcella, K. L., Guerrant, R. L.; "Assessment of an implantable ileostomy sphincter", Surgery, vol. 98 (7), pag. 72-80, 1985.

- 8 - CHRISTIANSEN, J. e Lorentzen, M.; "Implantation of artificial sphincter for anal incontinence", The Lancet, Ago., pag. 244-245, 1987.
- 9 - CHRISTIANSEN, J. e Lorentzen, M.; "Implantation of artificial sphincter for anal incontinence / report of five cases", Dis. Colon Rectum, vol. 32 (5), pag. 432-436, 1989.
- 10 - COBBOLD, R. S. C.; "Chapter 6: Displacement, motion and force transducers", em Transducers for Biomedical Measurements: Principles and Applications, Richard S. C. Cobbold, Wiley-Interscience Publication, pag. 115-189, 1974.
- 11 - CONNELL, A. M.; "Chapter 101: Motor action of the large bowel", em Handbook of Physiology, Sec. 6, Alimentary Canal, vol. IV, American Physiological Society, Washington D. C., pag. 2075-2090, 1968.
- 12 - DAVENPORT, H. W.; "Capítulo 5: Movimentos do cólon", em Fisiologia do Trato Digestivo, Horace W. Davenport, Ed. Guanabara Koogan, 3a. Edição, pag. 67-76, 1978.
- 13 - DELANEY, J., Broadie, T., Timm, G., Bradley, W.; "A prosthetic sphincter for the gastrointestinal tract", Jour. Sur. Res., vol. 16 (3), pag. 204-209, 1974.
- 14 - DEVLIN, H. B.; "Colostomy: past and present", Annals Royal College Surg. Engl., vol. 72 (3), pag. 175-176, 1990.
- 15 - FENDEL, E. H. e Fazio, V. W.; "Construction of a continent ileostomy using a porcine aortic valve", Dis. Colon Rectum,

- 16 - FERREIRA, S., "Reações psicológicas do paciente colostomizado", Rev. Col. Bras. Cirurgiões, Março/Abril, pag. 57-59, 1976.
- 17 - FISHMAN, I. J., Shabsigh, R., Scott, F. B., "Experience with the artificial urinary sphincter model AS800 in 148 patients", The Journal of Urology, vol. 141, Fev., pag. 307-310, 1989.
- 18 - FONTES, B., Poggetti, R. S., Birolini, D., "Colostomias - uma classificação baseada em aspectos anatômicos e cirúrgicos", Rev. Col. Bras. Cirurgiões, vol. XIV (5/6), pag. 156-161, 1987.
- 19 - GALVÃO, L., "Cirurgia do Aparelho Digestivo", Ed. Guanabara Koogan, pag. 28-33, 1978.
- 20 - GORDON, A. R. e Siegman, M. J., "Mechanical properties of smooth muscle./I. Length-tension and force-velocity relations", Am. J. Physiology, vol. 221 (5), pag. 1243-1249, 1971.
- 21 - GORDON, A. R. e Siegman, M. J., "Mechanical properties of smooth muscle./II. Active state", Am. J. Physiology, vol. 221 (5), pag. 1250-1254, 1971.
- 22 - GRAY, H., "Capítulo B: Esplancnologia - Intestino Grosso", em Gray Anatomia, Tomo II, Henry Gray, Ed. Guanabara Koogan, 35a. Edição, pag. 1213-1223, 1984.

- 23 - GREVEN, K.; "Viscoelastic and plastic properties of visceral smooth muscles in vertebrates", J. Biomechanics, vol. 11, pag. 49-53, 1978.
- 24 - GRUNENBERGER, A. D. e Henning, G. R.; "A magnetic urethral closure device: preliminary report of an experimental study", The Journal of Urology, vol. 130, Out., pag. 798-801, 1983.
- 25 - HABR-GAMA, A., Alves, P. R. A., Teixeira, M. G., Albuquerque, L. A. C., Rodrigues, J. J. G., Souza Jr., A. H. S., Bresciani, C. J.; "Utilização do oclisor magnético para colostomia continente", Rev. Ass. Med. Bras., vol. 26 (12), pag. 397-400, 1980.
- 26 - HABR-GAMA, A. e Souza Jr., A. H. S.; "Capítulo 45: Embriologia e anatomia cirúrgica do intestino grosso", em Clínica Cirúrgica, Alípio Correia Neto, vol. 4, Ed. Sarvier, 4a. Edição, pag. 453-463, 1988.
- 27 - HABR-GAMA, A. e Souza Jr., A. H. S.; "Capítulo 46: Fisiologia do intestino grosso", em Clínica Cirúrgica, Alípio Correia Neto, vol. 4, Ed. Sarvier, 4a. Edição, pag. 464-473, 1988.
- 28 - HEIBLUM, M. e Cordoba, A.; "An artificial sphincter: a preliminary report", Dis. Colon Rectum, vol. 21 (8), pag. 562-566, 1978.
- 29 - JOHNSON, G. P., Pemberton, J. H., Ness, J., Samson, M., Zinsmeister, A. R.; "Transducer manometry and the effect of

- body position on anal canal pressures", Dis. Colon Rectum, vol. 33 (6), pag. 469-475, 1990.
- 30 - KUIJPERS, H. C. e Scheuer, M.; "Disorders of impaired fecal control / a clinical and manometric study", Dis. Colon Rectum, vol. 33 (3), pag. 207-211, 1990.
- 31 - LINDQUIST, K.; "Anal manometry with microtransducer technique before and after restorative proctocolectomy / sphincter function and clinical correlations", Dis. Colon Rectum, vol. 33 (2), pag. 91-98, 1990.
- 32 - MENEGBELLI, U. G.; "Capítulo 61: Anatomia e fisiologia", em Gastroenterologia Clínica, Renato Dani e Luiz de Paula Castro, vol. 2, Ed. Guanabara, 2a. Edição, pag. 763-780, 1988.
- 33 - MERRIL, E. W.; Austen, W. G.; Folkman, J. M.; Merrill, J. P.; Salzman, E. W.; "Artificial Internal Organs", em Engineering and Living Systems / Interfaces and Opportunities, David D. Rustein e Murray Eden, The MIT Press, pag. 75-79, 1970.
- 34 - NIELSEN, K. T., Goldrath, D. E., Bruskewitz, R. C.; "Artificial urinary sphincter implantation after pubectomy for bone tumor", The Journal of Urology, vol. 141, Fev., pag. 372-373, 1989.
- 35 - OJERSKOG, B., Kock, N. G., Nilsson, L. O., Philipson, B. M., Ahren, C.; "Long-term follow-up of patients with continent ileostomies", Dis. Colon Rectum, vol. 33 (3), pag. 184-189, 1990.

- 36 - OLMO, D. G., Villaplana, G. H., Morales, B. M., López, A. H., Franco, E. P., Cuenca, G. M., Paricio, P. P.; "Motilidad del colon: descripción eléctrica y manométrica del movimiento de massa", Rev. Esp. Enf. Digest., vol. 77 (2), pag. 113-119, 1990.
- 37 - O'NEIL, J.; Correspondência pessoal, Federation of New Zealand Ostomy Societies, Setembro de 1991.
- 38 - PEMBERTON, J. H., Kelly, K. A., Beart, R. W.; "Achieving ileostomy continence with a prestomal ileal pouch and a stomal occlusive device", Surgery, vol. 94 (1), pag. 72-77, 1983.
- 39 - RUBIN, G. P. e Devlin, H. B.; "The quality of life with a stoma", Br. J. Hosp. Med., vol. 38, pag. 300-306, 1987.
- 40 - SACKIER, J. M. e Wood, C. B.; "Chapter 29: The anal sphincter", em Neuromuscular Stimulation: Basic Concepts And Clinical Implications, Comprehensive Neurologic Rehabilitation Volume 3, Rose, Jones e Vrbova, Ed. Denos, N.Y. EUA, pag. 331-349, 1989.
- 41 - SALMONS, S.; "Letter to the editors / In vivo tendon tension and bone strain measurements and correlation", J. Biomechanics, vol. 8, pag. 87-89, 1975.
- 42 - SANDEI, F., Terranova, D., Rebuffat, C., Settembrini, P. G., Fiore, D., Bortolozzi, E.; "Continent ileostomy: a new technique in the dog", Dis. Colon Rectum, Mar., pag. 87-92, 1979.

- 43 - SCHACKELFORD/Bickham-Callander; "Chapter 9: The colon", em Surgery of the Alimentary Tract, vol. II, W.B. Sanders Company, pag. 1333-1351, 1955.
- 44 - SCHOFIELD, G. C.; "Chapter 80: Anatomy of muscular and neural tissues", em Handbook of Physiology, Sec. 6, Alimentary Canal, vol. IV, American Physiological Society, Washington D. C., pag. 1589-1619, 1968.
- 45 - SCHROCK, T. R.; "Complications of continent ileostomy", The Am. J. Surgery, vol. 138, Jul., pag. 162-169, 1979.
- 46 - SCHUSTER, M. M.; "Chapter 103: Motor action of rectum and anal sphincters in continence and defecation", em Handbook of Physiology, Sec. 6, Alimentary Canal, vol. IV, American Physiological Society, Washington D. C., pag. 2121-2143, 1968.
- 47 - SOFIA, C. A., Rush, B. F., Koziol, J., Rocko, J., Seebode, J. J.; "Experiences with an artificial sphincter to establish anal continence in dogs", The Am. Surgeon, vol. 54, Jun., pag. 390-394, 1988.
- 48 - SOUZA, M. C., Cerezetti, C. R. N., Souza Jr., A. H. S., Nahas, P., Habr-Gama, A., Neder, M., Pinotti, H. W.; "Mudanças na imagem corporal e alterações psicológicas em pacientes colostomizados e ileostomizados", Rev. Col. Bras. Cirurgiões, vol. XIII (4), pag. 159-163, 1986.
- 49 - SURFACE, C. F.; "Colostomy control button", JAMA, vol. 151, pag. 559, 1953.