

Universidade Estadual de Campinas - UNICAMP

Faculdade de Engenharia Elétrica
Departamento de Engenharia Biomédica

Tese de Doutorado

**Oclusor Ativo Implantável para Colostomias:
Protótipo**

Autor: Josué Bruginski de Paula

Orientador: Prof. Dr. Alberto Cliquet Jr.

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Alberto Cliquet Junior

Prof. Dr. Alberto Martins Jorge

Prof.^a Dra. Angelita Habr-Gama

Prof. Dr. João Maurício Rosário

Prof. Dr. Sérgio Santos Mühlen

CAMPINAS

FEVEREIRO 1997

Este exemplar corresponde a redação final da tese
defendida por _____
_____ e aprovada pela Comissão
fulgada em _____
_____ Orientador

UNIDADE	BC
Nº CHAMADA	
	TUNICAMP
	P2810
V	EX
TOMBO BC/	36815
PROC.	10/11/2004
C	<input type="checkbox"/>
D	<input checked="" type="checkbox"/>
PREÇO	11,000
DATA	19/10/2004
Nº CPD	

CM00193246-0

Bi Bid. 309730

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

P2810 Paula, Josué Bruginski de
Oclisor ativo implantável para colostomias: protótipo /
Josué Bruginski de Paula.--Campinas, SP: [s.n.], 1997.

Orientador: Alberto Cliquet Jr..
Tese (doutorado) - Universidade Estadual de
Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de
Computação.

1. Órgãos artificiais. 2. Colostomia. 3. Fezes -
Incontinência. 4. Bioengenharia. I. Cliquet Jr., Alberto.
II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de
Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

“Um quadro só vive graças àquele que o olha”

Pablo Picasso

UNICAMP
BIBLIOTECA CENTRAL
SEÇÃO CIRCULANTE

Dedicatória

Dedico este trabalho aos meus pais Odolar e Zuleika, e às minhas sobrinhas

Táis, Naomi e Gabriela, que acabou de chegar ...

Agradecimentos

Meus sinceros agradecimentos a: Alberto Cliquet Junior (orientador e incentivador), André e Ximena (ex-alunos de iniciação científica), José Antonio (Mikrofer), João Vicente (Hospital Erasto Gaertner), Eng^a. Helena (Incor), funcionários do DEB e do CEB, professores e colegas de pós-graduação.

ÍNDICE

Índice de Figuras.....	i
Índice de Quadros	ii
Resumo	iii
Abstract.....	iv
Introdução.....	1
Capítulo 1 - O Motor de Passo	
Por que um motor elétrico?.....	7
O Motor de Passo	9
Características Particulares de um Motor de Passo	10
Tipos de Motores de Passo	13
Vantagens e Desvantagens dos Motores de Passo	16
A Escolha do Motor de Passo	18
O Motor Tamagawa TS3118.....	20
Capítulo 2 - O Circuito de Controle	
O Controlador Universal para Motores de Passo	22
As Funções de Comando.....	24
As Chaves de Comando	26
Geração das Funções Lógicas	27
Os Contadores Hexadecimais	31
Frequência de Operação (“Clock”).....	33
O CI Controlador de Motor de Passo (SGS L297).....	35
O CI Controlador de Potência (L298N).....	38
Indicadores Luminosos (“LED’s”).....	39
Alimentação e Conexões do Circuito de Controle.....	39
Capítulo 3 - O Conjunto Mecânico	
A Evolução de Uma Idéia	41
A Rosca Sem-fim “T”	44
O Carro de Tração	46
O Conjunto Coroa (Engr. “C”) e Rosca Sem-fim “IP”.....	47
As Engrenagens Cilíndricas “A” e “B”.....	49
Cálculos das Transmissões de Força.....	52
Capítulo 4 - A Fita Constritora	
A Escolha da Fita Constritora.....	55
O Implante Vascular Gore-Tex (PTFE).....	57
As Fixações da Fita Constritora.....	58

Capítulo 5 - A Carcaça de Proteção	
O Material.....	60
Os Critérios de Dimensionamento	61
As Correções Após a Usinagem	62
O Revestimento com Silicone.....	64
Capítulo 6 - Testes do Circuito de Controle	
O Primeiro Teste.....	67
O Segundo Teste	70
O Terceiro Teste.....	74
Capítulo 7 - Teste do Conjunto Mecânico	
Teste do Conjunto Mecânico.....	77
Capítulo 8 - Teste <i>in vitro</i> do Protótipo	
O Cólon Canino	79
A Cuba de Ensaios	80
O Registro da Pressão Intraluminal.....	80
A Metodologia.....	81
Os Resultados.....	84
Capítulo 9 - Conclusões	
Conclusões.....	87
Bibliografia	89

Índice das Figuras

Figura 1 - Curva da função passo.....	11
Figura 2 - Curvas de torque “pull-in” e “pull-out”	13
Figura 3 - Motores tipo VR.....	14
Figura 4 - Motor tipo PM.....	15
Figura 5 - Motor tipo HB.....	15
Figura 6 - Motor Tamagawa TS3118.....	20
Figura 7 - Curvas de torque TS3118.....	21
Figura 8 - Foto do Circuito de Controle.....	23
Figura 9 - Diagrama de blocos do Circuito de Controle.....	23
Figura 10 - Microchaves.....	27
Figura 11 - Portas OR e NOR.....	28
Figura 12 - Foto dos Contadores Hexadecimais.....	31
Figura 13 - Clock com CMOS 4069.....	33
Figura 14 - Diagrama de blocos do CI L297.....	36
Figura 15 - Acionamento em onda.....	37
Figura 16 - Acionamento normal.....	37
Figura 17 - Acionamento em meio passo.....	38
Figura 18 - Diagrama de blocos do CI L298N.....	39
Figura 19 - Desenho técnico da Rosca Sem-fim “T”.....	45
Figura 20 - Foto da Rosca Sem-fim “T”.....	45
Figura 21 - Desenho técnico do Carro de Tração.....	46
Figura 22 - Foto do Carro de Tração.....	46
Figura 23 - Desenho técnico da Sem-fim “II”.....	48
Figura 24 - Desenho técnico da Engrenagem “C”.....	48
Figura 25 - Foto da Sem-fim “II” e Engrenagem “C”.....	49
Figura 26 - Desenho técnico da Engrenagem “A”.....	50
Figura 27 - Desenho técnico da Engrenagem “B”.....	51
Figura 28 - Foto das Engrenagens “A” e “B”.....	51
Figura 29 - Silicone com Dacron e a malha de Teflon.....	56
Figura 30 - Fixações da Fita Constritora.....	59
Figura 31 - Fita aberta e fechada.....	59
Figura 32 - Foto da posição de usinagem.....	62
Figura 33 - Base e tampa da Carcaça de Proteção.....	62
Figura 34 - Suportes do eixo da Sem-fim “T”.....	63
Figura 35 - Tampa da Carcaça revestida com silicone.....	65
Figura 36 - Parte ativa aberta e fechada.....	66
Figura 37 - Foto do Oclisor	66
Figura 38 - Radiografia do Oclisor na posição aberto.....	75
Figura 39 - Radiografia do Oclisor na posição fechado.....	75
Figura 40 - Cuba de ensaios.....	80
Figura 41 - Foto do sensor de pressão.....	81
Figura 42 - Foto do experimento na fase inicial.....	82
Figura 43 - Foto do experimento na fase de continência.....	83
Figura 44 - Gráfico Pressão X Perímetro dos testes <i>in vitro</i>	85
Figura 43 - Gráfico comparativo das médias das pressões (M/D).....	85

Índice dos Quadros

Quadro 1 - Especificações dos motores avaliados.....	19
Quadro 2 - Especificações do motor Tamagawa TS3118.....	20
Quadro 3 - Correlação de valores Contadores Hexadecimais.....	32
Quadro 4 - Especificações Rosca Sem-fim “I”.....	44
Quadro 5 - Especificações Rosca Sem-fim “II” e Engrenagem “C”.....	47
Quadro 6 - Especificações das Engrenagens “A” e “B”.....	50
Quadro 7 - Teste dos comandos <i>Abre</i> e <i>Ajuste de Fechamento</i>	68
Quadro 8 - Teste do comando <i>Fecha</i>	69
Quadro 9 - Teste dos comandos <i>Ajuste de Abertura</i> e <i>de Fechamento</i>	69
Quadro 10 - Teste do comando <i>Pára</i>	70
Quadro 11 - Teste dos comandos <i>Abre</i> e <i>Ajuste de Fechamento (2)</i>	71
Quadro 12 - Teste do comando <i>Fecha (2)</i>	72
Quadro 13 - Teste dos comandos <i>Ajuste de Abertura</i> e <i>de Fechamento (2)</i>	72
Quadro 14 - Teste do comando <i>Pára (2)</i>	72
Quadro 15 - Teste do comando <i>Limite de Abertura</i>	73
Quadro 16 - Teste do comando <i>Limite de Fechamento</i>	73
Quadro 17 - Teste do Conjunto Mecânico.....	78
Quadro 18 - Peso dos animais e medidas dos cólons.....	84
Quadro 19 - Resultados dos experimentos de continência.....	84

RESUMO

Visando melhorar a qualidade de vida de pacientes portadores de colostomia, foi desenvolvido o protótipo de um Ocluser Ativo Implantável para Colostomias. O princípio básico de funcionamento é a substituição da ação natural do músculo esfíncteriano anal pela ação de uma fita constritora colocada ao redor do estoma e tracionada por um motor de passo. O elemento ativo do protótipo é um motor de passo cujo torque é ampliado por três reduções mecânicas. A primeira é constituída de duas engrenagens denteadas em Nylon, com redução de 1:1,28. A engrenagem menor é fixada ao eixo do motor e a maior movimenta uma rosca sem-fim na segunda redução. Esta é composta pela sem-fim em aço inox e por uma coroa denteada em bronze, com uma redução de 1:6,5. A última redução é exercida por outra rosca sem-fim em aço inox, fixada ao eixo da engrenagem em bronze, e que produz uma redução de 1:14. Esta segunda sem-fim movimenta um carro de tração ao qual está fixada uma fita constritora em PTFE com 80 mm de comprimento e 12 mm de largura. Todos estes elementos ficam inseridos em uma carcaça de proteção de duas partes feita em polietileno de ultra-alto peso molecular e todo o ocluser é revestido com silicone grau médico. Para operar o motor foi desenvolvido um circuito de controle com componentes de tecnologia CMOS, um CI-SGS L297 controlador de motor de passo e um CI-SGS L298N controlador de potência. O protótipo foi submetido a testes de bancada e a um ensaio *in vitro* com cólons isolados de 5 cães. Os resultados obtidos mostraram o mesmo padrão observado em trabalho anterior e todos os 5 cólons tornaram-se continentes para pressões intraluminais acima de 80 mmHg, sem necessidade de atingir perímetros inferiores a 40 mm e sem causar lesões macroscópicas na superfície dos cólons. Este trabalho comprova que é possível reproduzir a ação do esfíncter natural com a utilização de uma fita constritora movimentada por um motor de passo, abrindo uma nova abordagem na tentativa de solucionar o problema da incontinência fecal em pacientes colostomizados.

ABSTRACT

Aiming to improve the quality of life of colostomates, the prototype of an Active Implantable Colostomy Occluder was built. The fundamental idea is to reproduce the natural sphincter's action by using a constriction band placed around the stoma and pulled by a step motor. The active element of the prototype is a step motor and its torque is powered by three mechanical gear reductions. The first one consists of two Nylon toothed wheels giving a 1:1,28 reduction ratio. The smaller one is fixed to the motor's shaft and the other moves an endless screw of the next gear couple. This second reduction is composed of an endless screw and a toothed wheel, both in bronze and with a 1:6,5 reduction. The last reduction is effected by another endless screw, built in stainless-steel, which is moved by the bronze toothed wheel and gives a 1:14 reduction. This second screw moves a nut to which is fixed an 80 mm long, 12 mm wide polytetrafluoroethylene vascular implant, used as the constriction band. All these mechanical components were placed inside a two-piece case of ultrahigh molecular weight polyethylene, and the whole prototype was covered with medical grade silicon rubber. To operate the prototype, we built a control unit with the suitable logical commands using CMOS technology, a SGS L297 stepper motor controller IC and a SGS L298N dual full-bridge driver IC. The Occluder was tested *in vitro* with 5 isolated colons of mongrel dogs, and the results showed that the prototype produces the same behaviour observed in the previous experimental work. All the 5 colons became continent for an intraluminal gas pressure over 80 mmHg; it was not necessary to reach perimeters below 40 mm; and no macroscopic lesions were noted on the gut's surface beneath the Occluder's active part. This work confirms that it is possible to reproduce the natural sphincter's action by using an electric step motor that pulls a band placed around the stoma, and opens a new approach in the search of a solution for the faecal incontinence of patients with colostomies.

Introdução

O ser humano possui várias habilidades que o diferem dos outros animais, entre elas, a capacidade de reter voluntariamente a eliminação das próprias fezes até encontrar momento e lugar adequados para a evacuação [1]. Esta atitude, que a princípio parece simples e raramente chama a atenção, é uma das primeiras que a criança aprende como merecedora de recompensa ou punição: quando ela deixa de sujar as fraldas, ou a cama, recebe elogios, mimos e é admitida no convívio social, mas se ela não reter seus excrementos, ou não solicitar em tempo a ajuda de um adulto para ir ao banheiro, será repreendida, receberá demonstrações de desagrado e será retirada do convívio social por estar “suja”.

Este aprendizado deixa raízes profundas em nosso subconsciente e a perda do controle voluntário sobre a eliminação das fezes traz conseqüências catastróficas para a vida de um indivíduo. Este é o drama em que se encontram os pacientes colostomizados.

A colostomia é uma cirurgia em que o cólon (intestino grosso) é desviado do seu trajeto natural para uma abertura (estoma) na parede abdominal do paciente, geralmente no quadrante inferior esquerdo do abdome. Sem a ação do esfíncter anal, o conteúdo do cólon encontrará pouca ou nenhuma resistência quando chegar ao estoma e todo material fecal, ou gás, impelido pelos movimentos propulsivos do cólon será exteriorizado.

São vários os motivos (neoplasias, doenças inflamatórias e degenerativas, traumatismos abdominais) que podem levar a uma cirurgia deste tipo e a mudança de

um estado de continência para incontinência é muitas vezes abrupta e resultante de uma intervenção de emergência onde a vida do paciente esteve em jogo. Mesmo nas cirurgias programadas, quando é possível oferecer uma assistência psicológica antes da realização deste procedimento, o contato do paciente com sua nova realidade tem efeitos devastadores. São comuns os estados de depressão crônica e de auto-isolamento social destes indivíduos, não sendo raro os pacientes relatarem pensamentos suicidas. Para um indivíduo cuja vida conjugal não é estável a cirurgia pode significar o fim do relacionamento, e, em muitos casos, o fim de uma vida sexualmente ativa [2, 3, 4, 5, 6, 7, 8].

Ao contrário do que se pensa, esta cirurgia é realizada com bastante frequência. O desconhecimento desta situação pelo público em geral provavelmente se deve à discrição e reserva com que o tema é tratado, tanto pelos familiares como pela classe médica. Nos EUA, durante a década de 70, eram feitas aproximadamente 50.000 colostomias permanentes por ano [9]. Em 1987 havia cerca de 100.000 pacientes com colostomia no Reino Unido, sendo que, somente em 1980 foram feitas 5.000 novas colostomias permanentes [3]. Em um estudo realizado na França, entre Fevereiro e Maio de 1992, sobre as conseqüências médico-sociais em portadores de estomas definitivos, o número de amostragem foi de 1.082 indivíduos, dos quais 978 eram colostomizados [5]. Aqui no Brasil não encontramos publicações que indiquem o número total de colostomizados em nosso país, mas tomando por base a incidência mundial, os números apresentados em congressos e a troca de informações com cirurgiões da área, são milhares.

Existem colostomizados de todas as idades com uma maior incidência após a quinta década de vida, mas parece que este dado está sofrendo modificações preocupantes: um estudo feito nos EUA mostra que em uma amostra de 44 pacientes ostomizados em centros de atendimento de urgência, 26 eram jovens saudáveis vítimas de violência urbana [10]; na Iugoslávia, entre Novembro de 1991 e Novembro de 1994, foram realizadas 116 colostomias definitivas em pacientes feridos em combate e a média de idade era de 33,77 anos [11].

Impossibilitados de reter as próprias fezes, a maioria dos pacientes colostomizados recorrem ao uso de bolsas coletoras que ficam aderidas à pele ao redor do estoma, mas, por melhor que sejam os dispositivos e os cuidados pessoais, ocorrem vazamentos, eliminação de odores e a produção de sons inconvenientes. Mesmo com o uso da técnica de auto-irrigação (método de lavagem interna do intestino) apenas 37,5 % dos pacientes apresentam ausência de vazamentos de material fecal e este número cai para 27,5 % quando se avalia a ausência de emissão de gases [12]. Esta é provavelmente a razão pela qual, em média, apenas um quarto dos pacientes continue usando esta técnica após o treinamento, mesmo em países mais desenvolvidos [5, 6, 8].

Com o intuito de melhorar a qualidade de vida dos pacientes colostomizados, iniciamos em 1990 o projeto de construção de um esfíncter artificial para colostomias. Para orientar os rumos desta pesquisa utilizamos uma publicação do MIT [13] em que são apresentadas três etapas a serem cumpridas no desenvolvimento de um “órgão artificial”:

“Stage 1: Generation and evaluation of concepts...” (Geração e avaliação de conceitos) 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 a análise teórica das idéias existentes ou que surgirem, e serão determinados e apurados os parâmetros necessários para a elaboração de um desenho preliminar. É nesta etapa que devem ser feitas as verificações experimentais buscando quantificações que forem consideradas críticas.

“Stage 2: Pilot model...” (Modelo piloto) 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: Replication models...” (Reprodução de protótipos) 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.

Assim iniciamos nossa investigação com uma revisão de toda a anatomia e fisiologia do cólon e do esfíncter anal. Paralelamente, analisamos todos os métodos já tentados que encontramos na literatura.

A primeira tentativa de tornar uma colostomia continente através do uso de um dispositivo ocorreu 1950, com o “Colostomy Control Button” [14], um plugue de borracha cuja extremidade podia ser mecanicamente dilatada e que comprimia os tecidos ao redor do estoma contra uma lâmina de alumínio colocada no lado externo. Desde então, vários dispositivos foram criados e testados sem obter resultados satisfatórios, sendo que basicamente três princípios de funcionamento foram colocados em prática sob diversas apresentações: a) oclusores tipo “rolha”, onde a colostomia é ocluída com um plugue e este é mantido no lugar através do uso de força magnética, adesivos ou compressão; b) oclusores tipo “válvula”, com várias apresentações mas sempre com péssimos resultados, pois as pressões internas do intestino grosso são insuficientes para manter a válvula permanentemente fechada; c) oclusores tipo “inflável” que ocluem a colostomia por compressão das paredes do cólon através de uso de um anel inflável colocado ao redor do estoma. Este último método foi desenvolvido para o tratamento de incontinência urinária e tem obtido excelentes resultados nesta aplicação, mas seu uso como esfíncter artificial em colostomias deixou a desejar devido à efemeridade dos bons resultados, pois a fibrose ao redor do dispositivo diminui progressivamente sua eficiência [15].

Até 1992, tínhamos catalogados 22 métodos e dispositivos criados na tentativa de amenizar os problemas de incontinência fecal dos colostomizados, mas nenhum deles ofereceu resultado satisfatório [15]. Nestes últimos quatro anos praticamente nada mudou. Um dispositivo criativo, que encontramos em nossa atualização bibliográfica sobre o tema, foi o “sistema de alarme para excreção fecal” [16] criado por dois pesquisadores chineses: consiste em um sensor de pressão que fica introduzido no estoma e é usado para detectar a aproximação de fezes, avisando o paciente. As tentativas com o AMS800 (esfíncter artificial inflável para incontinência

urinária) foram abandonadas [17], embora seu uso na Urologia tenha ganhado muita força. Uma técnica considerada promissora [18] é a da utilização de estimulação elétrica no condicionamento de um músculo do membro inferior, que posteriormente é deslocado para a região anal, substituindo o esfíncter; mas as limitações anatômicas tornam praticamente impossível o seu uso ao redor de uma colostomia. Portanto, o problema de incontinência dos colostomizados persiste.

Partindo do princípio que o esfíncter anal é o oclisor do tracto intestinal desenvolvido e aperfeiçoado pela natureza através dos tempos, um oclisor artificial deve imitar ao máximo a anátomo-fisiologia desta estrutura neuro-muscular. Portanto a ação mecânica do oclisor deve combinar constrição e tração lateral do intestino, criando um ângulo entre o eixo principal da alça e a região ocluída, o que não acontecia em nenhum dos métodos já tentados. Verificamos, também, que o uso de componentes eletromecânicos em um dispositivo oclisor não havia sido explorada e nos pareceu uma abordagem bastante promissora.

Nossa idéia básica é substituir a força muscular pela força eletromagnética/mecânica e conseguir por meio de uma fita flexível, colocada ao redor do cólon, imitar a ação do músculo esfíncteriano. A pressão a ser contida no interior do cólon não poderia ficar abaixo de 60 mmHg, pressão média de repouso do esfíncter anal, ou acima de 80 mmHg, onde já existe a possibilidade de causarmos uma necrose isquêmica nos tecidos comprimidos pelo oclisor. Mas qual o deslocamento e a força de tração necessários para que a fita plástica produza este grau de continência? Para obter estas informações realizamos um ensaio experimental com 26 cólons isolados de cães mestiços com mais de 10 quilos [15].

Em 16 experimentos verificamos a relação entre o perímetro de uma fita de 9 mm de largura colocada ao redor do cólon e a pressão contida no interior do mesmo. Os cólons eram submersos em solução salina isotônica e distendidos com ar comprimido através de um cateter de duas vias, sendo a outra via utilizada para monitorar a pressão interna. Com o cólon submerso era possível detectar o estado de continência pela emissão ou não de bolhas. Nestes experimentos pudemos verificar que, independente do perímetro inicial dos cólons, todos tornavam-se continent

dentro da faixa desejada (60 a 80 mmHg) quando a fita atingia perímetros entre 3,75 cm e 4,75 cm. Nos outros 10 experimentos, além de repetirmos os procedimentos que acabamos de descrever, medimos a força de tração necessária para produzir os deslocamentos da fita, utilizando uma máquina de tração e uma célula de carga especialmente construídas para este fim. A força máxima registrada foi de 41,7 N e a faixa dos perímetros finais para obtenção de continência permaneceu a mesma. Com estes experimentos concluímos a primeira etapa do projeto de criação de um “Ocluser Ativo Implantável para Colostomia”, que em 1992 foi apresentada como tese de mestrado sob o título “Estudo preliminar para construção de um ocluser ativo implantável para colostomias”, finalizávamos a primeira das três fases de desenvolvimento de um órgão artificial segundo o processo definido pelos pesquisadores do MIT [13].

Com este trabalho, que agora apresentamos, concluímos a segunda fase deste processo, ou seja, a confecção e teste de um protótipo baseado nos conhecimentos acumulados na primeira fase de desenvolvimento. O protótipo é composto basicamente por cinco estruturas que didaticamente foram separadas em capítulos, onde, além da descrição de cada uma delas, são apresentados e discutidos os argumentos considerados relevantes nos processos de escolha e confecção. Como foram envolvidas diversas áreas do conhecimento na construção do protótipo, tentamos a utilização de uma linguagem multidisciplinar em sua descrição, permitindo que qualquer uma delas tenha acesso às informações.

Capítulo 1

O Motor de Passo

Por que um motor elétrico?

Na tese de mestrado “Estudo preliminar para construção de um Ocluser Ativo Implantável”[15], que antecedeu este trabalho, formulamos a idéia do que seria um “Ocluser Implantável Ideal”. Este deveria imitar ao máximo a anátomo-fisiologia do esfíncter natural, combinando as ações de constrição e deslocamento lateral do tubo intestinal. Entre outras características, o Ocluser deveria permanecer ativo (continente) a maior parte do tempo e o consumo energético neste estado deveria ser muito baixo ou nulo; suas dimensões seriam as menores possíveis e, do momento da sua implantação até a cicatrização dos tecidos adjacentes, o dispositivo permaneceria inativo, podendo depois ser ativado por períodos e com deslocamentos progressivamente maiores, para estimular a neo-vascularização da região e permitir a adaptação das estruturas orgânicas envolvidas.

Como a idéia básica era substituir a presença do músculo por uma fita plástica e a força muscular pela força eletromagnética/mecânica, foram sugeridos dois componentes que poderiam ser utilizados: os solenóides e os motores elétricos. De um modo simplificado, podemos dizer que os dois convertem energia elétrica em energia mecânica, os solenóides traduzindo aquela em um movimento linear do seu núcleo e os motores elétricos convertendo-a em um deslocamento rotacional do seu eixo. Ambos são disponíveis em pequenas dimensões e possuem características

eletromecânicas bem estudadas e estabelecidas. Na comparação teórica entre solenóide e motor elétrico, tendo como referência o Oclisor 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 do solenóide é que seu estado ativo requer energia e, se fosse usado para manter o Oclisor fechado, o consumo seria alto; se invertêssemos sua configuração, utilizando o estado ativo para deixar o Oclisor aberto, ele deveria passar ligado durante todo o período de cicatrização e a maior parte do tempo durante a fase de adaptação, acrescentando mais incômodos à recuperação do paciente. Por sua vez, o motor elétrico só consumiria energia na transição entre as posições aberto e fechado e permaneceria inativo o resto do tempo. Outra vantagem seria a possibilidade de realizar uma transição suave entre as posições aberto e fechado através do uso de reduções mecânicas, além de podermos controlar a velocidade e termos a opção de parar em posições intermediárias, o que facilitaria muito a fase de adaptação e os ajustes individuais.

Feita a opção por um motor elétrico, tornou-se imperativo dimensionar a tarefa que o mesmo deveria executar e coube ao ensaio realizado na tese citada anteriormente a obtenção desta informação.

Foi assim que chegamos à conclusão de que o motor elétrico a ser usado na construção de um Oclisor Ativo Implantável deveria ser capaz de deslocar uma carga inferior a 50 Newtons (a maior força de tração registrada foi de 41,689 N) por uma distância, em média, menor do que 4 centímetros. Mas qual tipo de motor elétrico usar?

De um modo geral, todos os motores elétricos funcionam baseados em um mesmo princípio: a tendência de alinhamento entre campos magnéticos. Como existe uma parte fixa (o estator) e outra móvel (o rotor), quando é gerado um campo eletromagnético entre elas os pólos opostos tendem a se aproximar para atingirem uma posição mais estável. Este campo eletromagnético pode ser gerado tanto no estator como no rotor, e até mesmo em ambos, através da passagem de corrente

elétrica contínua (DC) ou alternada (AC) em bobinas ou enrolamentos (eletroímãs) presentes em suas estruturas. O campo eletromagnético criado em uma das partes irá atuar sobre a outra, que também pode ser construída com um ímã permanente ou com material magneto-condutor, e resultará um movimento na direção em que uma posição de equilíbrio esteja mais próxima. Porém, quando esta posição de equilíbrio está para ser atingida, ocorre uma mudança da região energizada, seja pela inversão da corrente elétrica ou pela energização de outro eletroímã ou conjunto destes, criando-se assim uma nova condição de desequilíbrio. Isto acontece porque os eletroímãs do estator estão ligados a uma fonte de corrente que varia no tempo (motores indutivos), ou porque a transmissão de corrente elétrica para os eletroímãs do rotor e/ou estator é feita através de escovas e comutadores colocados em desalinhamento com a bobina ou enrolamento que alimentam (motores síncronos, motores dc) [19]. De um modo figurado, para esclarecer ao leitor que não tem muita intimidade com a eletromecânica, pode-se dizer que o rotor fica correndo atrás do campo magnético gerado entre ele e o estator sem jamais alcançá-lo.

Assim, a velocidade e o torque de um motor elétrico dependem do campo eletromagnético gerado e da velocidade com que este é deslocado, o que, por sua vez, será determinado pelas características físicas de construção do motor (número de enrolamentos, quantidade, tamanho e forma dos eletroímãs, tipo de alimentação, limites de corrente e tensão que o motor suporta).

Entre os motores elétricos existe um grupo denominado motores de passo, cujas características nos pareceram muito úteis para a construção do Oclusor. O que é um motor de passo e quais são estas características de interesse é o que veremos a seguir.

O Motor de Passo

Os motores de passo não são novidade e existem há pelo menos 50 anos, mas os primeiros modelos foram considerados de baixo desempenho e ineficientes. Isto não

deixou de ser verdade: quando comparados aos motores elétricos convencionais (motores AC e DC) os motores de passo apresentam baixa eficiência de conversão da energia eletromagnética, porém os avanços da tecnologia digital e o uso de microcomputadores revolucionaram o controle destes motores. Atualmente eles são encontrados em inúmeros sistemas de controle usados na indústria e outra vasta gama é usada nos equipamentos periféricos dos computadores (impressoras, “drives”, discos rígidos, etc). O comando digital do motor ainda permitiu sua utilização em sistemas de controle numérico, controle de ferramentas de máquinas, sistemas de controle de processos e vários sistemas na indústria aeroespacial [20].

Como dissemos anteriormente, os motores elétricos são dispositivos eletromecânicos que convertem energia elétrica em energia mecânica, manifesta por um movimento rotacional do seu eixo. Os motores de passo não fogem desta definição, mas apresentam a peculiaridade de usar a energia elétrica na forma de pulsos e de transformá-los em deslocamentos angulares precisos e simétricos do seu eixo, ao que chamamos de passo do motor. Assim, a cada troca no sentido da corrente (pulso) nos enrolamentos de um motor de passo corresponde um movimento angular elementar ou passo, e a cada passo executado o rotor se posiciona em uma nova posição estável, guardando entre um passo e outro a mesma precisão de posicionamento [21]. A maioria dos motores pode operar bi-direcionalmente e, quando devidamente controlados, a frequência e o número de passos executados pelo motor serão sempre equivalentes à frequência e ao número de pulsos de comando recebidos.

Características Particulares de um Motor de Passo

Antes de discutirmos os tipos, vantagens e desvantagens destes motores, vejamos algumas características de comportamento que lhes são particulares e comuns. Para isto existe uma terminologia específica cujo conhecimento é essencial para a compreensão das especificações de um motor de passo.

a) *Resolução* - A resolução de um motor de passo pode ser expressa em passos por revolução, ângulo de passo ou incremento do passo em graus. Para a grande maioria dos motores a resolução é inalterável, sendo uma característica de construção do motor, entretanto recursos eletrônicos utilizados no sistema de controle permitem dividir um passo ao meio.

b) *Função Passo* (“*Single-Step Response*”) - Quando uma fase do motor está energizada, dizemos que o motor está na posição de travamento (“*detent position*”). Se esta fase é desenergizada e a seguinte é ligada, o motor executará um único passo nesta direção. A resposta do rotor em função do tempo a esta mudança é denominada função passo. Esta é uma característica importante e fornece noções de quão rápida é a movimentação de um passo, quão oscilatória é a resposta do eixo e qual é a precisão do passo. A Figura 1 mostra uma curva típica da função passo onde percebemos que, ao mudar de posição, o rotor oscila ligeiramente em torno da nova posição até parar definitivamente. O tempo necessário até a estabilização depende do tipo de “drive” (comando) e das cargas inercial e de atrito. A ordem de grandeza deste tempo é de alguns milissegundos para motores pequenos até várias dezenas para os motores maiores.

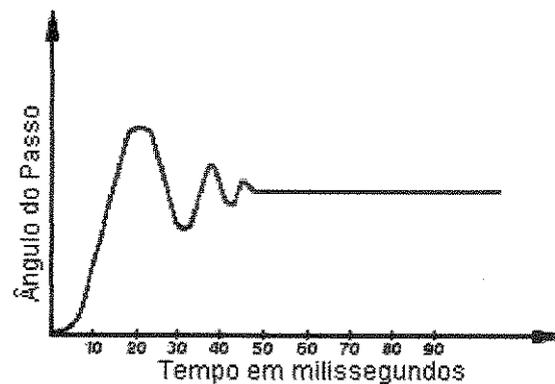


Figura 1 - Curva típica de representação da função passo.

c) *Precisão* - As posições de passo de um motor são determinadas pelas dimensões de várias partes e conjuntos escolhidos e utilizados na sua construção. Da tolerância nestas dimensões resultará a tolerância na posição de passo do motor em relação à sua posição nominal. Assim, a precisão de um motor de passo pode ser

expressa por uma percentagem em relação ao ângulo nominal do passo ou por uma dimensão angular, indicando o erro angular máximo que pode ocorrer para uma determinada posição. Vejamos um exemplo: se um motor possui precisão de $\pm 1,67\%$ e o seu passo angular é de 15° , quando o motor tiver executado um passo sua nova posição será de $15^\circ \pm 0,25^\circ$ em relação à posição anterior, o que equivale dizer que sua precisão é de $\pm 0,25^\circ$. A precisão dos motores disponíveis no mercado varia de $\pm 1\%$ a $\pm 10\%$. Este erro de posicionamento não é acumulativo e ocorre com ou sem carga.

d) Torque Estático (“Holding Torque”) - O torque estático é a mais fundamental das características de torque de um motor de passo, pois todas as demais, estáticas ou dinâmicas, se originam desta. Ele representa o torque necessário para deslocar o rotor de uma posição “zero”, quando o motor está parado e energizado, para uma nova posição de equilíbrio. Simplificando, podemos dizer que este torque atua como um poderoso freio segurando o rotor na posição de equilíbrio, sendo por isso também chamado de torque de travamento.

e) Torque Residual - Este torque ocorre nos motores que possuem um ímã permanente e resulta do fluxo magnético gerado por este ímã quando o motor não está energizado. À semelhança do torque estático, ele também representa a força necessária para tirar o rotor de uma posição de equilíbrio, mas seu valor é de aproximadamente 10% do torque estático.

f) Torque Dinâmico de Corrida (“Pull-Out Torque”) - O “pull-out torque”, em geral conhecido pela curva Torque Dinâmico/Velocidade de um motor de passo, indica qual o torque máximo que pode ser aplicado como carga ao motor para uma determinada velocidade ou frequência de passos sem que o rotor perca o sincronismo com o trem de pulsos, o que faria o motor parar ou operar inadequadamente. A curva de “pull-out torque” de um motor de passo não define pontos específicos de operação ou uma relação de função de transferência como em outros tipos de motores. Ela simplesmente define uma região de combinações torque/velocidade dentro da qual o motor funcionará satisfatoriamente. Fora desta região o motor não atuará. Geralmente um motor de passo apresenta o maior valor do torque de corrida quando sai da

posição parada. À medida que a frequência dos pulsos aumenta, a indutância gerada nos enrolamentos impede que a corrente nas fases retorne aos valores iniciais cada vez que a fase é ligada e desligada e isto faz com que o torque diminua. Uma limitação destas curvas é que elas assumem que a velocidade seja constante, o que é admissível para velocidades de várias centenas de passos/segundo ou maiores. Em baixas frequências, na verdade, o motor move e pára a cada passo.

g) *Torque Dinâmico de Partida ("Pull-In Torque")* - Este torque traduz a carga inercial e/ou de atrito que o motor é capaz de vencer iniciando sua movimentação a uma determinada velocidade, sem que ocorra perda de passos. Seus valores são geralmente inferiores aos de "pull-out torque". Na Figura 2 podemos ver a relação típica entre as duas curvas e a área compreendida entre elas, que representa uma região instável de operação, denominada "slew range" (área de instabilidade). Dentro desta região o motor tende a perder passos e pára.

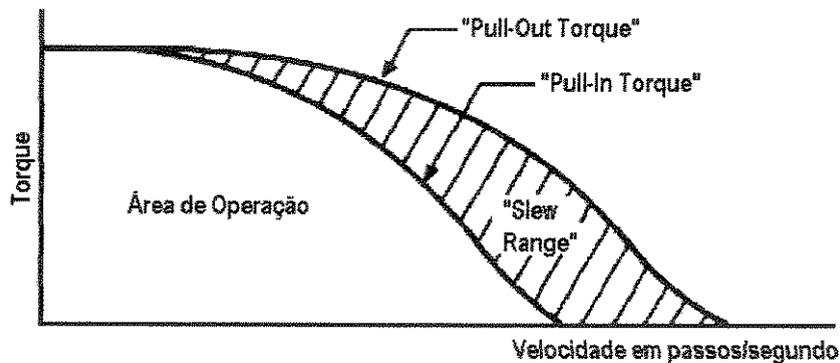


Figura 2 - Relação entre as curvas de "pull-in" e "pull-out" torque, delimitando as áreas de operação e de instabilidade ("slew range").

Tipos de Motores de Passo

Embora existam vários tipos de motores de passo, descreveremos de modo sucinto somente os princípios de funcionamento dos três mais usados: tipo relutância variável (VR), tipo ímã permanente (PM) e o tipo híbrido (HB).

seções de estatores. A combinação dos campos magnéticos gerados nos estatores fará o rotor girar assumindo uma posição de equilíbrio, como mostrado na Figura 4.

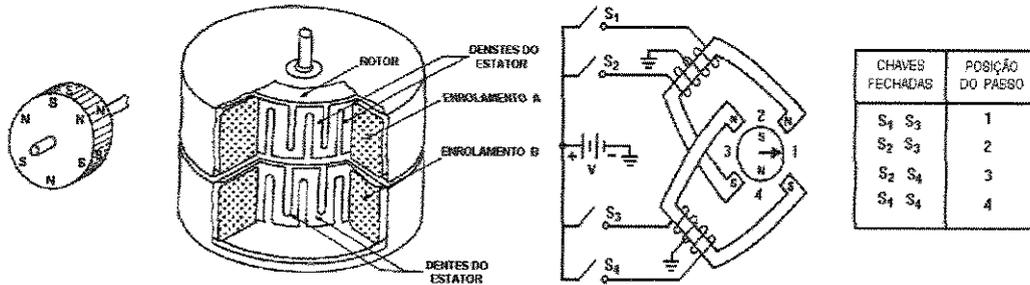


Figura 4 - Motor PM com duas seções de estatores. À esquerda: rotor magnetizado radialmente; centro: corte das duas seções de estatores; à direita: seqüência de acionamento das fases para obtenção dos passos.

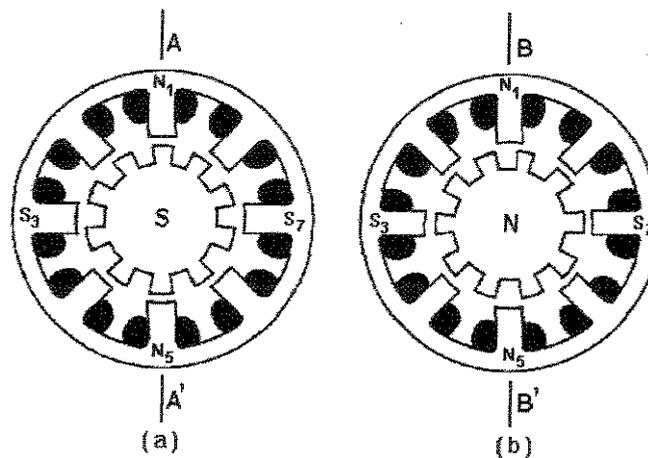


Figura 5 - Cortes transversais de um motor de passo tipo HB, mostrando a polarização axial do rotor e a diferença de alinhamento entre rotor e estator na parte superior (a) e inferior (b).

Motores de Passo Tipo Híbrido - O termo híbrido deve-se ao fato de o motor operar utilizando uma combinação dos dois princípios anteriores. Este tipo de motor foi originalmente desenhado como um motor AC síncrono de duas fases para aplicações com baixa velocidade, mas descobriu-se que também podia operar se os enrolamentos das fases fossem excitados com pulsos de corrente DC. Neste motor o rotor possui um ímã permanente colocado axialmente e que produz um campo magnético unidirecional. Deste modo o rotor apresenta duas seções, uma norte e outra

sul, cujos dentes estão em desalinho, fazendo com que a posição de um dente numa corresponda a um vão na outra. Assim, quando é gerado um campo magnético no estator, o rotor, assumindo a posição de menor relutância, deixará em equilíbrio as duas seções do rotor, como mostrado na Figura 5.

Vantagens e Desvantagens dos Motores de Passo

Em geral, os motores de passo são escolhidos por permitirem controles de velocidade e posição precisos, sem necessidade de realimentação, dispensando assim o uso de transdutores para estes parâmetros, o que pode significar uma grande economia no sistema. A esta vantagem adicionam-se as características de robustez, vida longa e ausência de manutenção regular (por não possuírem escovas). Estas características aliadas à ampla faixa de velocidades, que pode ultrapassar 20.000 passos/segundo em alguns modelos, tornam o motor de passo uma solução simples e econômica, ideal para uma vasta gama de aplicações [21].

Tendo em vista a construção do Ocluser Implantável, decidimos avaliar com maior profundidade os prós e contras dos motores de passo, e para isto utilizamos uma relação das vantagens (↑) e desvantagens (↓) destes motores encontrada na literatura [20]:

- ↑ Pode ser controlado em malha aberta (“open loop”) sem realimentação (“feedback”), não apresentando problemas de estabilidade → a construção do Circuito de Controle (Capítulo 2) fica mais simples e o número de componentes da prótese é menor sem um sistema de realimentação;
- ↑ Erro de posição não acumulativo → o erro de posição é de pouca importância neste caso devido ao sistema de redução mecânica utilizado (Capítulo 3);
- ↑ Responde a um sinal de entrada digital permitindo o uso de controle digital computadorizado → embora tenhamos usado circuitos lógicos integrados, existe a possibilidade de futuramente usar um microprocessador no Circuito de Controle;

- ↑ Mecanicamente simples, requer pouca ou nenhuma manutenção → vantagem fundamental, já que, uma vez implantado, o Ocluser estará inacessível e deverá apresentar, preferencialmente, nenhuma possibilidade de falha mecânica;
- ↑ Livre de contaminantes → devido às suas características, o motor de passo pode ser blindado e instalado em um ambiente hostil sem alteração de suas propriedades, o que é ideal para o nosso uso, sendo também menos susceptível a interferências de origem elétrica;
- ↑ Fácil de resfriar, se necessário → o motor não deverá permanecer ativo por períodos longos, eliminando esta preocupação;
- ↑ Pode ter a alimentação interrompida repetidamente sem sofrer danos → traz mais segurança e permite que uma operação do sistema seja interrompida sem conseqüências danosas ao conjunto;
- ↑ Relativamente robusto e durável → a vida útil do Ocluser deverá ser a maior possível, pois um paciente pode depender dele por alguns meses ou pelo resto de sua vida;
- ↑ Bidirecional → ideal para o Ocluser, cujo movimento também é bidirecional (abre/fecha), evitando a necessidade de mecanismos de reversão;
- ↑ Torque residual nos modelos com ímã permanente → pode ser utilizado como um freio no sistema mecânico, impedindo deslocamentos indesejáveis quando o motor está inativo;
- ↑ Rotores com ímã permanente requerem menos energia para operar → é necessário lembrar que a fonte de alimentação do Circuito de Controle e do motor deve ser portátil e durável, e toda possibilidade de redução do consumo energético ou de tamanho deve ser considerada;
- ↓ Ângulo de passo fixo sem flexibilidade de resolução → não haverá necessidade de flexibilidade de resolução devido ao sistema de redução mecânica utilizado;
- ↓ Baixa eficiência com sistema de comando simples → esta desvantagem é muito reduzida e até mesmo eliminada com o uso de circuitos integrados específicos para o controle de motores de passo;

- ⇓ Oscilação e adiantamento relativamente altos na resposta do passo → outra desvantagem eliminada pelo sistema de redução mecânica;
- ⇓ Habilidade limitada para operar com grandes cargas inerciais → esta limitação pode assumir proporções importantes, pois a carga será grande ou não, dependendo da capacidade do motor escolhido;
- ⇓ As cargas de atrito aumentam o erro de posição em sistemas sem re-alimentação, embora o erro não seja acumulativo → como já dissemos o erro de posição não é uma preocupação, mas as cargas de atrito podem prejudicar a eficiência do conjunto e devem ser reduzidas ao mínimo possível;
- ⇓ Grande variedade de esquemas de controle disponíveis → é uma desvantagem desde que não se encontre um esquema de controle que satisfaça as necessidades;
- ⇓ Disponibilidade de tamanhos e potências limitada → também só constitui desvantagem se não existir um motor de tamanho e potência adequados ao projeto.

De posse destas informações, prosseguimos com a pesquisa e escolha de um motor de passo disponível no mercado e que atendesse às nossas necessidades.

A Escolha do Motor de Passo

Dentro do processo de escolha fizemos contato com vários fabricantes e inúmeros catálogos foram consultados. Uma dificuldade inicial que se apresentou foi a diferença entre o que nós e os fabricantes considerávamos um motor de passo “pequeno”. Assim, sempre que um novo contato era feito, nossa primeira pergunta passava a ser “Quais as dimensões do menor motor de passo que vocês fabricam?” e determinamos empiricamente um limite de espessura de 3 centímetros, já que o motor faria parte de um conjunto a ser implantado sob a pele de um indivíduo.

Eliminados aqueles motores de proporções inadequadas, restaram apenas dez, que foram analisados quanto à possibilidade de serem utilizados na construção do Oclusor Implantável: Singer® S.P.-18; Digmotor® modelos DM27 e DM27-A; Alkon® modelos PM-572648-120-36U e 150-13,5U, PM-432348-52-50U e 60-

12,5U; Tamagawa® modelos HB11-TS3211N1, HB18-TS3118 e TS3218. Os dados destes motores encontram-se resumidos no Quadro 1.

Como precisamos desenvolver uma força de tração de 50 N e há a necessidade de converter o movimento rotatório do eixo em um deslocamento linear, obrigatoriamente usaremos uma rosca sem-fim, sendo que este elemento de máquina é capaz de fornecer, isoladamente, ganhos superiores a 10 vezes. Assim, partindo do pressuposto de que todos estes motores possuem torque suficiente para desenvolver a força de tração necessária, desde que seja usado um conjunto de reduções apropriado, decidimos priorizar como critério de escolha as características físicas dos motores.

Quadro 1 – Especificações dos motores avaliados

Modelo	Tipo	Dimensões* (mm)	Volume (cm ³)	Resolução	Torque** (g.cm)	Massa (g)	Alimentação (V)
S.P.-18	PM	∅35x21,5	41,37	18°	240	90	6
DM27	-	∅55x27	128,29	7,5°	1200	280	12
DM27-A	-	∅55x27	128,29	7,5°	1540	280	12
120-36U	PM	∅57x26,8	136,77	7,5°	1225	290	12
150-13,5U	PM	∅57x26,8	136,77	7,5°	1530	290	12
52-50U	PM	□43x23	42,53	7,5°	530	155	12
60-12,5U	PM	□43x23	42,53	7,5°	612	155	12
TS3211N1	HB	□27x25,5	18,59	15°	200	70	7,25
TS3118	HB	∅46x10,8	34,24	1,8°	250	90	12
TS3218	HB	∅46x13	43,21	0,9°	500	100	5

* Dimensões do corpo do motor não incluindo o eixo.

**Torque Estático (Holding Torque)

Deste modo eliminamos, inicialmente, os motores com massa superior a 200 gramas, coincidentemente os de maior volume. A seguir, separamos os três modelos de menor volume (S.P.-18, TS3211N1 e TS3118) e entre estes fizemos a nossa escolha.

O Motor Tamagawa® TS3118

O motor escolhido foi o Tamagawa® tamanho 18, tipo híbrido, modelo TS3118, que, apesar de não ser o menos volumoso nem o mais leve, possui o maior torque entre os três e a menor espessura entre todos os motores analisados.

Esta segunda característica foi bastante sedutora, pois a espessura total do motor com o eixo é de apenas 23,3 milímetros, como pode ser visto na Figura 6, onde temos a foto e o desenho com as dimensões externas do motor. As demais especificações técnicas encontram-se no Quadro 2.

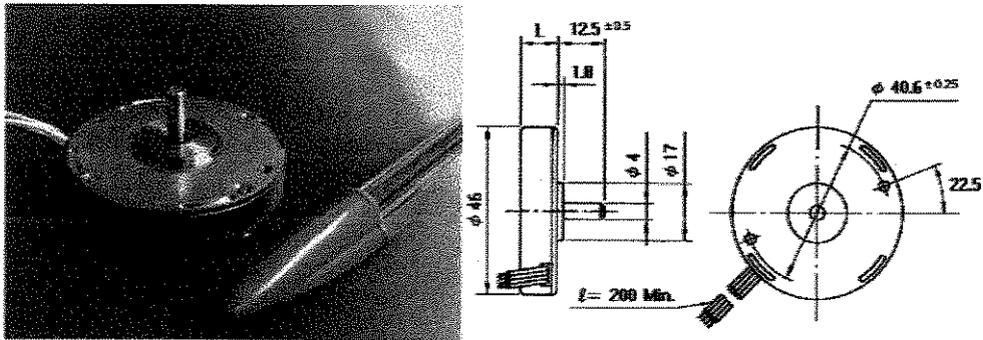


Figura 6 - Foto e desenho técnico com as dimensões do motor TS3118.

Quadro 2 – Especificações do motor Tamagawa TS3118

Ângulo de Passo	1,8°
Alimentação por fase	12 V
Corrente por fase	0,15 A
Resistência por fase	80 Ω
Indutância por fase	34 mH
Torque estático (Holding Torque)	250 g.cm
Torque residual	40 g.cm
Inércia do rotor	4,5 g.cm
Faixa de temperatura para operação	-20° C a +50° C
Resistência de isolamento	50 MΩ min. em 500 V DC
Rigidez dielétrica	500 V AC a 1 minuto
Espessura do motor (L)	10,8 mm
Massa	90 g

Na Figura 7 são apresentados dois gráficos com curvas de Torque Dinâmico de Corrida (“Pull-Out”). O gráfico da esquerda consta do primeiro catálogo que obtivemos, uma edição mais antiga, e que na verdade traz informações do modelo TS3218, e não do TS3118. Este fato gerou algumas inconveniências na escolha da frequência de operação do motor, o que só foi completamente resolvido com o recebimento de um catálogo atualizado e que traz o gráfico correto do TS3118, mostrado à direita da Figura 7. Este assunto será apresentado com mais detalhes no próximo capítulo, mas o leitor já pode observar a grande diferença de informações existente entre os dois gráficos.

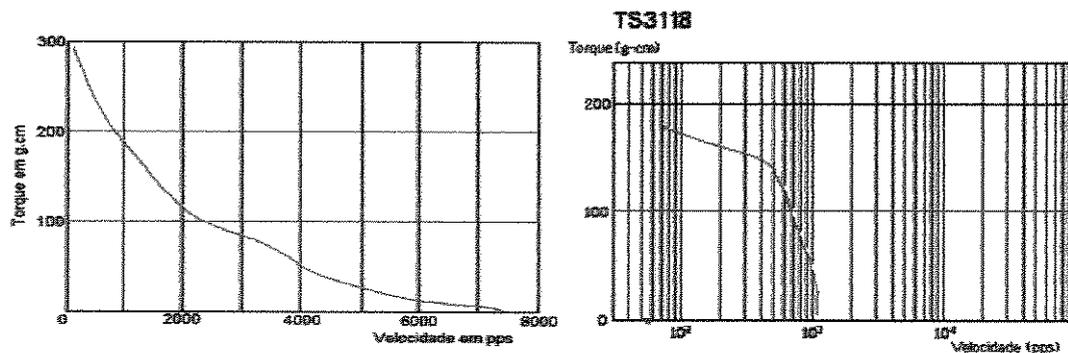


Figura 7 - Curvas de Torque Pull-Out dos modelos TS3218 (à esquerda) e TS3118 (à direita).

Como este motor não está disponível em lojas especializadas aqui no Brasil, a aquisição foi feita através da Meikoh-KMG Comércio, Importação, Exportação e Representação Limitada, que é a representante oficial da Tamagawa para o Brasil.

⊕ ⊕ ⊕

Capítulo 2

O Circuito de Controle

“O Controlador Universal para Motores de Passo”

Após decidirmos que o elemento ativo do Oclusor seria um motor de passo, definimos quais seriam os comandos necessários para operá-lo e iniciamos a construção de um circuito de controle, ao qual chamamos “controlador universal para motores de passo”.

Isto fez-se necessário, porque naquele momento ainda não havia sido escolhido o motor de passo que seria usado e, portanto, o circuito deveria ter uma configuração maleável que permitisse ajustes de frequência, do número de passos por função de comando e da tensão de alimentação do motor, obtendo do Oclusor uma resposta adequada, não importando o motor utilizado.

O Circuito foi montado em uma placa de “wire-wrap” (placa para construção de circuitos, onde as conexões são feitas com fios enrolados aos pinos e terminais dos componentes) (Figura 8) e os seus elementos básicos, que serão explicados mais detalhadamente nos próximos itens deste capítulo, podem ser vistos no diagrama de blocos da Figura 9.

Para verificar se as funções e comandos do Circuito estavam operando adequadamente, realizamos três testes que serão apresentados no Capítulo 6.

Depois da escolha do motor e da elaboração do Conjunto Mecânico, alguns dos ajustes possíveis do Circuito tiveram seus valores fixados àqueles mais adequados

ao desempenho do Oclisor, evitando, assim, que ocorressem alterações não desejadas dos parâmetros de comando durante a utilização do Circuito.

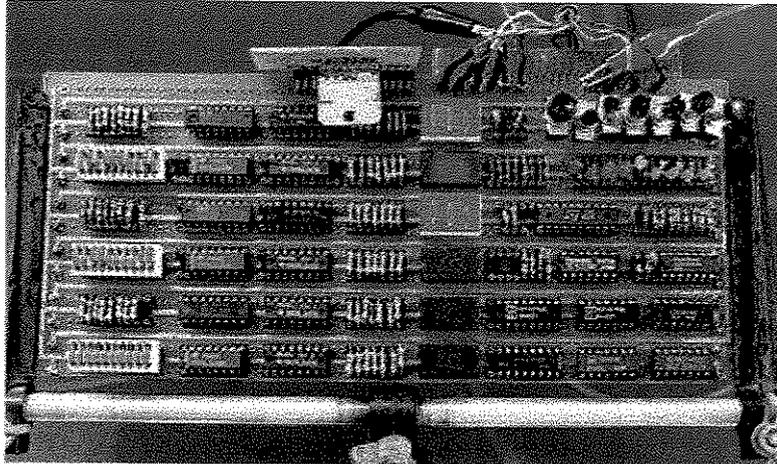


Figura 8 - Foto do Circuito de Controle montado em uma placa de "wire-wrap".

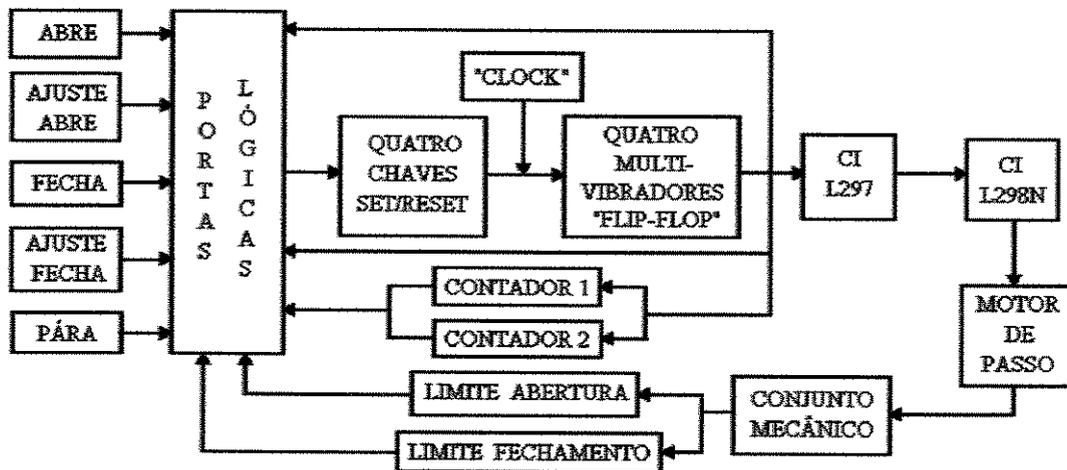


Figura 9 - Diagrama de blocos do Oclisor Ativo Implantável para Colostomias, onde podemos ver os principais componentes do Circuito de Controle e suas correlações com o Motor de Passo e o Conjunto Mecânico. O circuito integrado (CI) L297 é um controlador de motor de passo, e o L298N, um controlador de potência.

As Funções de Comando

Visando construir um aparelho de fácil operação para o usuário e que permitisse a execução de todas as funções necessárias, definimos como essenciais os seguintes comandos: ajuste de fechamento, fecha, ajuste de abertura, abre e pára.

☉ *Ajuste de Fechamento* - Durante o pós-operatório, enquanto acontece a cicatrização da ferida cirúrgica e dos tecidos adjacentes, o Oclisor deverá permanecer inativo. A seguir ocorrerá uma fase de adaptação do paciente ao Oclisor, na qual este comando é fundamental, pois o fechamento deverá ser gradual e por períodos de tempo crescentes, permitindo e estimulando a neovascularização e o aumento da complacência mecânica da região, até que a Fita possa atingir uma posição adequada ao paciente, sem causar a rotura dos tecidos ou uma necrose isquêmica. Este comando também permitirá ao paciente um ajuste individualizado, conforme suas necessidades, durante o período de uso normal do Oclisor. Sendo assim, a cada acionamento desta chave o motor deverá executar um número de passos “ k ”, necessários para que a Fita Constrictora seja deslocada em 2,5 milímetros no sentido de fechamento ($x_n + k$). Este valor para o deslocamento da Fita é o mesmo utilizado no ensaio realizado durante a tese de mestrado [15] e sua origem é empírica. Com a escolha do motor de passo e a definição das relações entre as engrenagens do Conjunto Mecânico, o valor de “ k ” pode ser calculado e corresponde a 2.620 passos.

$$k = \frac{2,5\text{mm}}{\text{passo do fuso}} \times 1^{\text{a}} \text{ redução} \times 2^{\text{a}} \text{ redução} \times \text{resol. do motor}$$

$$k = \frac{2,5\text{mm}}{1,5875\text{mm}} \times 6,5 \times 1,28 \times 200 \text{ passos/volta}$$

$$k = 2.620,47 \text{ passos}$$

◀ *Fecha* - Como verificamos que, antes de atingir um perímetro de 47,5 milímetros, a Fita Constrictora não promovia uma continência satisfatória, definimos a

posição anterior, 50 milímetros de perímetro, como ponto de partida para os ajustes individuais. Assim, quando o paciente já estiver na fase de uso normal do Ocluser, ele poderá, com um único comando, deslocar a Fita Constrictora até a posição que antecede àquela em que ocorre uma continência eficiente, e a partir daí fazer o seu ajuste individualizado. Logo, com este comando, o Circuito fornecerá ao motor um número “ P ” de passos, adequado para levar a Fita da posição *aberto* (x_0) até a posição que corresponde a um perímetro de 50 milímetros ($x_{ni} = x_0 + I$). Durante os ensaios feitos na tese de mestrado, a média dos perímetros iniciais dos intestinos foi de 66,2 milímetros, com desvio padrão de 8,5 milímetros; escolhemos, então, o valor de 75 milímetros ($66,2 + 8,5 = 74,7$) para x_0 . Logo, é preciso um deslocamento de 25 milímetros para levarmos a Fita de x_0 (75 milímetros) até x_{ni} (50 milímetros), o que equivale a dez vezes o valor de “ k ”, assim, o valor de “ P ” é de 26.205 passos.

➔ *Ajuste de Abertura* - Este comando também promove um deslocamento de 25 milímetros da Fita Constrictora, só que no sentido inverso ao de *Ajuste de Fechamento*. Portanto, o número de passos “ k ” fornecidos pelo Circuito ao motor será o mesmo, mas com sinal negativo ($x_n - k$). Sua principal finalidade será a de permitir um ajuste individual para maior conforto do paciente, possibilitando, ainda, operar o Ocluser na faixa compreendida entre as posições x_0 e x_{ni} .

➤ *Abre* - Com o acionamento deste comando, o Ocluser deverá retornar à posição *aberto* (x_0), não importando qual seja a sua posição inicial (x_n). Como não existe um número fixo de passos para esta função, há a necessidade de um sensor de fim de curso que informe ao Circuito o retorno do Ocluser à posição x_0 e interrompa o fornecimento de pulsos.

■ *Pára* - Este comando é de uso emergencial e deverá anular qualquer comando anterior, permitindo uma parada instantânea do sistema. Situações onde este comando pode ser útil incluem: desconforto durante a execução de algum dos comandos; ajuste menor do que o programado para os comandos de *Ajuste de Abertura* e *Fechamento*; ou o acionamento acidental de um dos comandos - por exemplo, um paciente deseja fazer um *Ajuste de Abertura* e aciona por descuido a chave *Abre*; ao perceber o erro, ele poderá interromper a operação antes que o

Oclusor seja totalmente aberto. A idéia deste comando partiu dos alunos de iniciação científica [22] e acabou chamando nossa atenção para outros possíveis erros de operação que poderiam ocorrer. Desta reflexão surgiram medidas de proteção que foram incorporadas às funções lógicas do Circuito e que serão apresentadas com mais detalhes em outro item deste capítulo.

☞ *Limite de Fechamento* - Consiste em um sensor de fim de curso, que informará ao Circuito de Controle que o limite de fechamento da Fita Constrictora foi atingido. Isto acontece quando a Fita chegar a um perímetro de 37,5 milímetros, situação em que, segundo os resultados dos nossos trabalhos anteriores [15, 23], 100% dos intestinos é continente para pressões acima de 80 mmHg e é grande o risco de causarmos isquemia. O usuário não tem acesso a este comando, que só poderá ser acionado pelo Conjunto Mecânico do Oclusor, e a informação fornecida por esta chave será utilizada na parte lógica do Circuito para limitar a ação de alguns comandos, servindo como medida de proteção, como citado anteriormente.

☞ *Limite de Abertura* - Conforme comentamos no item *Abre*, houve necessidade de colocarmos um sensor de fim de curso para informar ao Circuito que o Oclusor retornou à posição x_0 . Este comando também não está à disposição do usuário e, como no item anterior, só pode ser acionado pelo Conjunto Mecânico do Oclusor. De modo similar, a informação proveniente deste sensor também limitará a ação de algumas chaves de comando.

As Chaves de Comando

Na construção do Circuito optamos por chaves do tipo “push-on button” (botão de apertar), que foram usadas na posição “normalmente aberta” (NA) para as chaves de comando e na posição “normalmente fechada” (NF) para simular os sensores de fim de curso.

Como estes sensores deveriam ser colocados dentro do protótipo, junto ao Conjunto Mecânico, procuramos uma chave com as menores dimensões possíveis e

encontramos a “Microswitch Ultra-Miniature PCB Mount” (Figura 10). Esta microchave, com acionamento por alavanca, tem um corpo de 8,2 x 6,2 x 2,7 milímetros, permite utilização NA ou NF, possui vida útil superior a 5.000 operações, opera entre -25°C e 65°C, aceita correntes de até 500 mA DC e apresenta resistência de isolamento superior à 100 MΩ para 500 V DC. A sua pinagem em forma de “L” foi retificada e cortada para uma melhor adequação ao espaço disponível e, para garantir uma fixação segura dos sensores na Carcaça de polietileno, foram abertos dois espaços que permitissem um encaixe justo sob pressão dos corpos das microchaves (Figura 10). Além disto, o espaço na Carcaça, destinado à pinagem do sensor de abertura, foi preenchido com cola tipo Loctite após a soldagem dos fios, enquanto o sensor de fechamento foi parcialmente fixado sobre o motor, com o mesmo tipo de cola, já que parte do seu corpo não se apoiava sobre a Carcaça de Proteção.

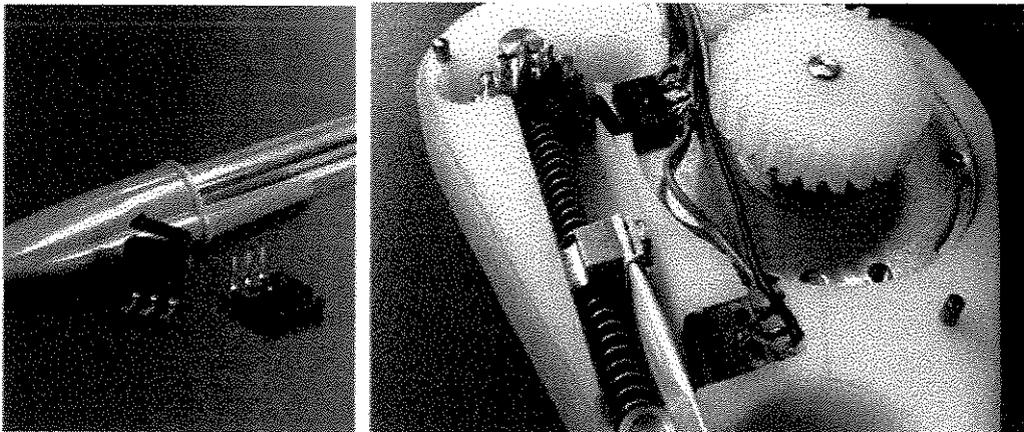


Figura 10 - À esquerda: microchaves "Microswitch Ultra-Miniature PCB Mount"; à direita: utilização das microchaves como sensores de fim de curso e suas posições dentro do protótipo.

Geração das Funções Lógicas

Para gerar as funções de comando, utilizamos portas lógicas de circuitos integrados (CI's) tipo CMOS 4000, 4025, 4075 e 4071. Foram usados dois tipos básicos de portas lógicas, denominadas OR e NOR (Figura 11). Em uma porta OR, se

alguma das entradas for “1 lógico”, a saída também será “1” e, somente quando todas as entradas forem “0 lógico”, a saída será “0”. Uma porta NOR funciona de modo oposto: se uma das entradas for “1 lógico”, a saída será “0” e, somente quando todas as entradas forem “0 lógico”, a saída será “1”. Um sinal lógico invertido significa que uma saída “1” é invertida para “0” e vice-versa.

O leitor que for mais familiarizado com desenhos esquemáticos de circuitos poderá acompanhar as explicações que seguem junto com o desenho do Circuito na página 29.

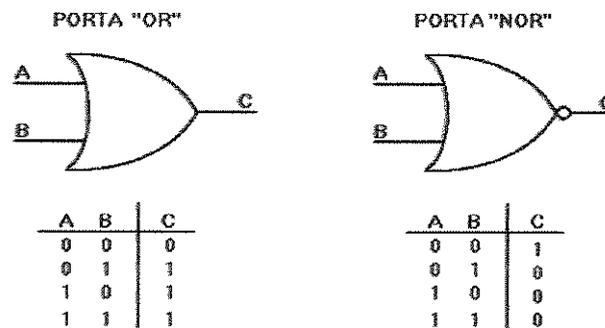


Figura 11 - Representação de uma porta lógica tipo OR e outra tipo NOR, com suas respectivas tabelas verdades.

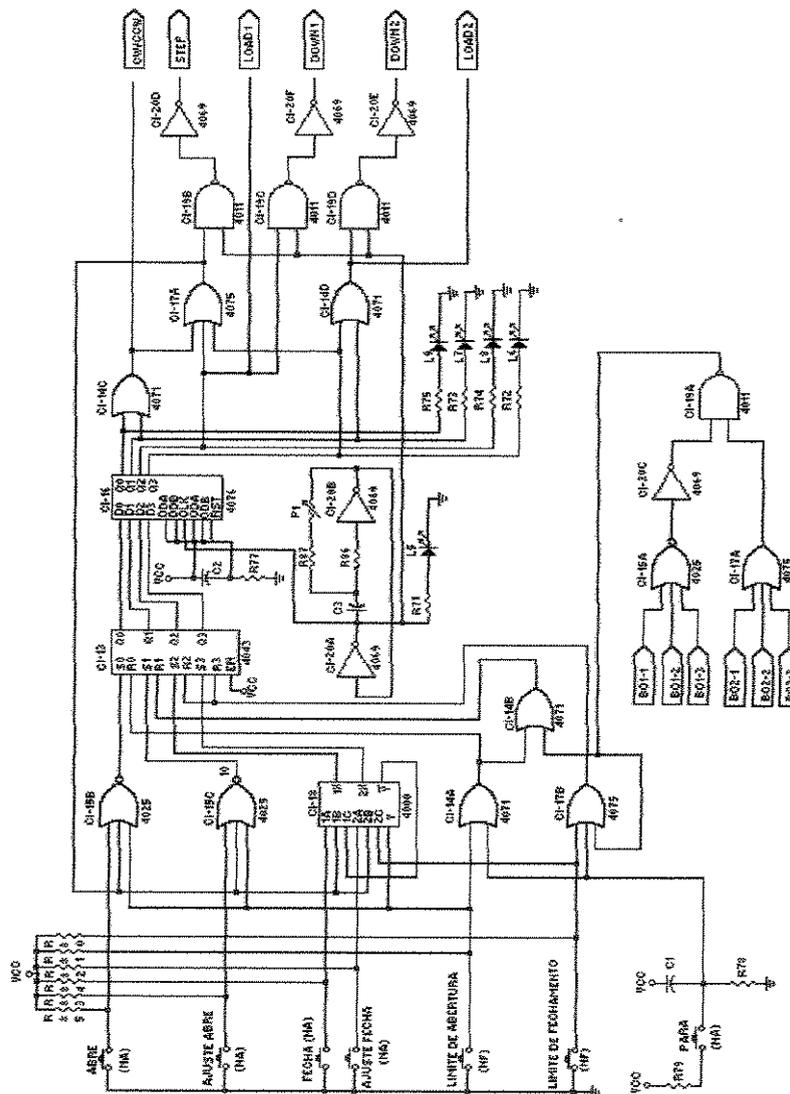
Função Abre - É gerada através de uma porta NOR com três entradas de um CI 4025. Se nas entradas for detectado que a chave *Abre* foi acionada (posição fechada, “0”), o Conjunto Mecânico não está no limite de abertura (sensor de abertura fechado, “0”) e nenhum outro comando está sendo executado (sem sinal de saída nos “flip-flops”, “0”), então o comando *Abre* é aceito (saída “1”).

Função Ajuste de Abertura - Também é gerada através de uma porta NOR com três entradas de um CI 4025, mas as condições nas entradas para o comando ser aceito (saída “1”) são: acionamento da chave *Ajuste de Abertura* (posição fechada, “0”), Conjunto Mecânico fora do limite de abertura (sensor de abertura fechado, “0”) e nenhum outro comando sendo executado (sem sinal de saída nos “flip-flops”, “0”).

* *Flip-flop* é a denominação dada a um multivibrador, componente eletrônico que muda seu estado (“1” ou “0” digital) cada vez que recebe um pulso elétrico.

Função Fecha - Para esta função utilizamos uma porta NOR de três entradas de um CI 4000. Para este comando ser aceito (saída "1"), as condições nas entradas devem ser: chave *Fecha* acionada (posição fechada, "0"), nenhum outro comando sendo executado (sem sinal de saída nos "flip-flops", "0") e Conjunto Mecânico no limite de abertura (sensor de abertura aberto com inversão do sinal, "0"). Com isto, o comando *Fecha* só poderá ser executado se a Fita Constritora estiver totalmente aberta (x_0), ficando indisponível para qualquer outra posição da Fita e evitando o uso indevido desta chave.

Circuito 1 - Esquema do Circuito de Controle



Função Ajuste de Fechamento - Esta função também utiliza uma porta NOR de três entradas de um CI 4000. As condições nas entradas para aceitação do comando (saída “1”) são: chave *Ajuste de Fechamento* acionada (posição fechada, “0”), nenhum outro comando em execução (sem sinal de saída nos “flip-flops”, “0”) e Conjunto Mecânico fora do limite de fechamento (sensor de fechamento fechado, “0”).

Cada comando dos quatro citados acima, quando ativado, aciona uma chave de “set” de um CI 4043 (quádruplo “latch set/reset”) que, por sua vez, iniciará um dos quatro “flip-flops” do CI 4076 (quádruplo “flip-flop” tipo D).

Função Limite de Abertura - Quando o sensor do *Limite de Abertura* é acionado, emite um sinal (“1 lógico”) que é usado nas entradas das funções *Abre*, *Ajuste de Abertura e Fecha*, e serve como sinal de “reset” para os comandos de *Abre* e *Ajuste de Abertura* no CI 4043, interrompendo-os.

Função Limite de Fechamento - O acionamento do sensor de *Limite de Fechamento* fornece um sinal de “reset” (“1 lógico”) para os comandos *Fecha* e *Ajuste de Fechamento* do CI 4043, além de servir como informação de entrada para a função *Ajuste de Fechamento*.

Função Pára - Esta função gera sinais de “reset” (“1 lógico”) para as quatro chaves do CI 4043, dividindo as entradas de uma porta OR de duas entradas (CI 4071) com o sensor de abertura, e de uma porta OR de três entradas (CI 4075) com o sensor de fechamento e o sinal de saída dos Contadores. Assim, quando o comando *Pára* é acionado (“1 lógico”), todas as funções são canceladas por um sinal de “reset”, de modo análogo ao sinal de “reset” que inicializa todos os “flip-flops” com “0” quando o Circuito é ligado.

Outro sinal de “reset” utilizado no Circuito provém dos Contadores Hexadecimais que, ao zerarem, emitem um sinal que cancela as funções *Ajuste de Abertura*, *Ajuste de Fechamento* e *Fecha*.

Os Contadores Hexadecimais

Foram criados dois Contadores programáveis: um para fornecer o número de passos das funções de *Ajuste*, e outro para fornecer o número de passos da função *Fecha*.

Cada Contador é composto por três dígitos hexadecimais (4 bits), que podem ser programados com o uso de quatro microchaves (“Dip-Switch”) por dígito. Assim, é possível programar de 1 a 4.096 ($16 \times 16 \times 16 = 4.096$) passos para cada função. No início, achamos que este número de passos por função seria mais do que suficiente, entretanto, após a definição do motor e do Conjunto Mecânico, verificamos que ele era inferior ao necessário para a função *Fecha*, que precisa de 26.200 passos.

Os dois Contadores são idênticos e utilizam três CI’s 74LS193 (CI contador crescente/decrescente de 4 bits) colocados em cascata e operando em contagem regressiva; deste modo, quando o dígito de menor significância atinge “0”, ele diminui uma unidade do Contador seguinte. Cada CI 74LS193 também é conectado a um CI 74LS47 (CI decodificador de código binário), que permite a visualização dos números gerados em mostradores digitais luminosos (“displays”) (Figura 12). Como cada dígito possui 16 frações, a representação das frações de 10 a 15, nos “displays”, é mostrada no Quadro 3, juntamente com as posições de programação das microchaves para cada número.

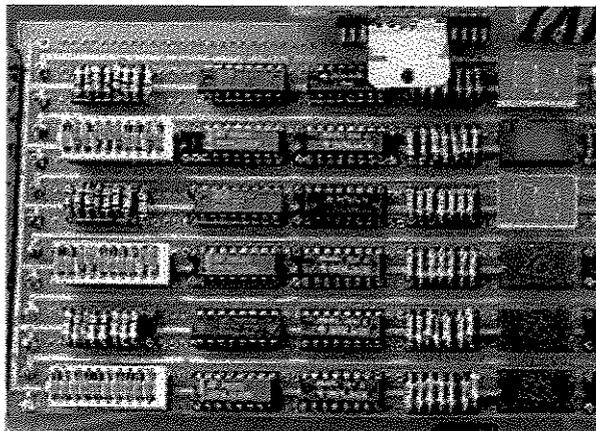


Figura 12 - Foto mostrando as microchaves de programação dos dígitos (à esquerda), os CI's 74LS193 e 74LS47 (centro), e os mostradores luminosos (à direita).

O Contador 1, que foi destinado para a função *Fecha*, é carregado (sinal “load 1”) quando o “flip-flop” desta função está inativo (“0 lógico”), e descarrega um passo (sinal “down 1”) para cada pulso recebido após o acionamento deste “flip-flop”. O Contador 2 age de modo idêntico, carregando (sinal “load 2”) quando os “flip-flops” das funções *Ajuste de Abertura* e *Ajuste de Fechamento* estão inativos (“0 lógico”), e descarregando um passo (sinal “down 2”) para cada pulso recebido após o acionamento de um destes “flip-flops”.

Quando o Contador que foi disparado chega a “0” nos três dígitos (saídas “borrow 1-1, 1-2, 1-3, 2-1, 2-2 e 2-3”), ele emite um sinal que será usado para “reset” da função que estava em andamento e o Circuito retorna ao estado de espera, com os Contadores carregados e aguardando um novo comando.

Quadro 3 – Correlação dos valores nos Contadores Hexadecimais

Microchaves	Número Hexadecimal	Número Decimal	Display
	0	0	
	1	1	
	2	2	
	3	3	
	4	4	
	5	5	
	6	6	
	7	7	
	8	8	
	9	9	
	A	10	
	B	11	
	C	12	
	D	13	
	E	14	
	F	15	

Frequência de Operação (“Clock”)

Como citamos anteriormente, cada sinal de uma função de comando chega a uma das entradas de um quádruplo “latch set/reset” (CI 4043) e inicia um dos “flip-flops” de um quádruplo “flip-flop” (CI 4076). Porém, para que este alterne entre os seus estados, é necessário que o CI receba um sinal de comando (“trigger” ou “clock”). A frequência deste sinal determinará a frequência de operação do “flip-flop” e, conseqüentemente, a frequência de operação de todo o Circuito de Controle. Assim, se esta frequência é modificada, estaremos alterando a velocidade do motor e o tempo de descarregamento dos Contadores.

Para realizar esta tarefa, escolhemos uma montagem utilizando duas portas inversoras de um CI 4069, também de tecnologia CMOS, que é comum na aplicação deste componente [32]. A montagem é mostrada na Figura 13 juntamente com a equação que determina a frequência de oscilação.

Para o leitor que não conhece a simbologia, o componente P1 é um potenciômetro, dispositivo cuja resistência elétrica pode ser alterada, e com o qual é possível modificar rapidamente a frequência do “clock”, como se o potenciômetro fosse um botão de controle.

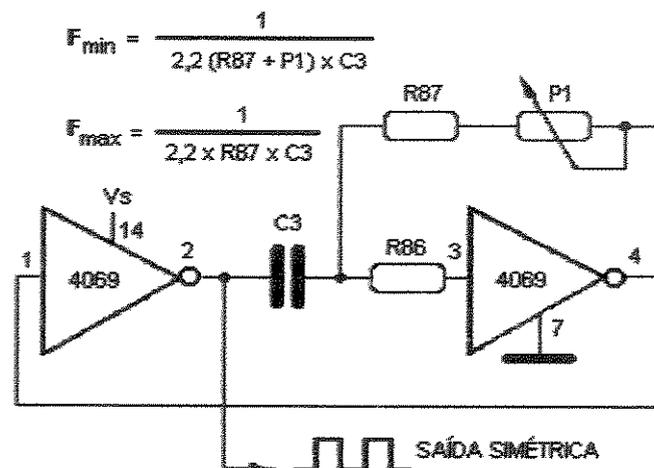


Figura 13 - Montagem do “clock” utilizando duas portas inversoras de um CMOS 4069.

Na primeira configuração do “clock”, utilizamos um capacitor de 10 μF , um resistor de 510 Ω e um potenciômetro de 100 k Ω . Com esta montagem a frequência podia assumir valores entre 0,45 Hz e 89,17 Hz.

$$f_{\min} = \frac{1}{2,2(\text{R} + \text{P}) \times \text{C}} = \frac{1}{2,2(510 + 10 \cdot 10^4) \times 10 \cdot 10^{-6}} = \frac{1}{2,21122} = 0,45 \text{ Hz}$$

$$f_{\max} = \frac{1}{2,2 \times \text{R} \times \text{C}} = \frac{1}{2,2 \times 510 \times 10 \cdot 10^{-6}} = \frac{1}{1,122 \cdot 10^{-2}} = 89,13 \text{ Hz}$$

Com o motor e o Conjunto Mecânico definidos, e sabendo que cada função de *Ajuste* executa 2.620, esta faixa de frequência foi considerada muito baixa, pois um único comando de *Ajuste* levaria aproximadamente 29 segundos para ser executado ($2.620 \div 89,13 = 29,395$ s). Assim, decidimos que uma operação de *Ajuste*, confortável para o paciente, deveria durar em torno de 3 segundos, e a execução de um comando *Abre*, levando a Fita do *Limite de Fechamento* ao *Limite de Abertura*, ficaria em torno de 45 segundos; para que isto acontecesse, o Circuito precisaria trabalhar em uma frequência próxima a 873 Hz ($2.620 \div 3 \text{ s} = 873,33$ Hz). Outro fato que colaborou nesta decisão foi o de que, nesta frequência, segundo a curva de “Pull-Out Torque” do catálogo que tínhamos em mãos (ver Figura 7, à esquerda, pág. 17), o motor forneceria um torque próximo a 200 g.cm, que seria suficiente para o acionamento do Conjunto Mecânico. Com esta idéia em mente, substituímos o capacitor de 10 μF por um de 1,022 μF e eliminamos o potenciômetro, deixando, assim, fixa a frequência do “clock” em 872,08 Hz.

$$f = \frac{1}{2,2 \times \text{R} \times \text{C}} = \frac{1}{2,2 \times 510 \times 1,022 \cdot 10^{-6}} = \frac{1}{1,1466 \cdot 10^{-3}} = 872,08 \text{ Hz}$$

Embora a frequência estivesse no valor desejado, o motor passou a responder precariamente, perdendo passos, e, às vezes, não vencendo as cargas inerciais do próprio Conjunto Mecânico. Iniciamos, então, uma revisão de todos os elementos do

Oclusor, mas não localizamos a fonte do erro. Restou, somente, a possibilidade de que o motor não estivesse funcionando de modo adequado. Seguindo esta hipótese, entramos em contato com os representantes da Tamagawa e eles nos enviaram um catálogo atualizado com informações sobre sua linha de motores de passo.

Neste catálogo encontramos a fonte de toda confusão: o gráfico de “Pull-Out Torque” com o qual estávamos trabalhando estava desatualizado e continha informações do modelo TS3218, e não do TS3118. Pelo gráfico correto do modelo TS3118 (ver Figura 7, à direita, pág. 17), uma frequência de 872 passos/segundo fornece um torque aproximado de apenas 65 g.cm. Diante desta situação, nos vimos obrigados a escolher outra frequência para o “clock” do Circuito e optamos por um valor próximo a 400 Hz, onde o motor fornece um torque de aproximadamente 150 g.cm e o tempo de execução de um comando *Ajuste* está em torno de 6,5 segundos.

A configuração final do “clock” utiliza um resistor de 120 kΩ no lugar do potenciômetro e um capacitor de 10 nF. Com isto, a frequência ficou fixada em 377,18 Hz e o tempo de execução de um comando *Ajuste* é de 6,9 segundos.

$$f = \frac{1}{2,2(R+R') \times C} = \frac{1}{2,2(510+12 \cdot 10^4) \times 10 \cdot 10^{-9}} = \frac{1}{2,6512 \cdot 10^{-3}} = 377,18 \text{ Hz}$$

O CI Controlador de Motor de Passo (SGS - L297)

Até o item anterior deste capítulo, tratamos da parte lógica do nosso “circuito controlador universal”, mas, para que o motor seja acionado, é preciso transformar estes dados gerados na parte lógica em sinais de potência adequados ao motor de passo. Esta é a função de um CI controlador de motor de passo, que consiste basicamente em uma fonte controlada de potência que energiza de modo seqüencial as fases do motor [33]. Consultando os manuais técnicos disponíveis, encontramos o CI L297 (“stepper motor controller”) da SGS [34] (Figura 14), que se adapta muito bem à idéia do “controlador universal”.

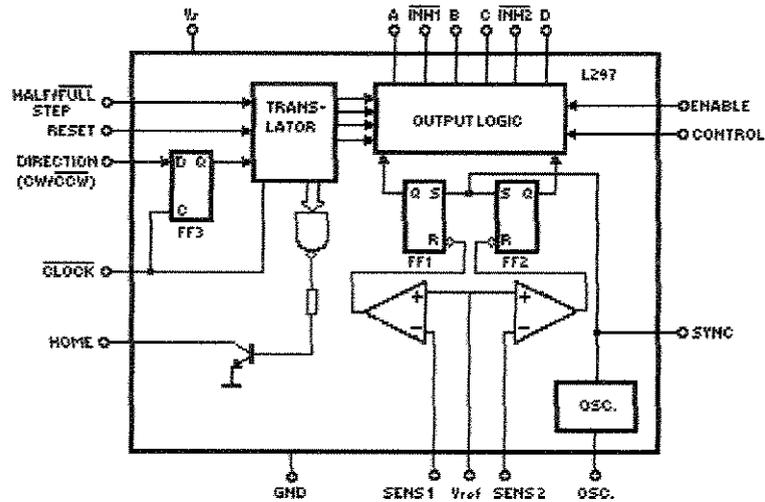


Figura 14 - Diagrama de blocos do CI L297 da SGS.

Este CI gera sinais de acionamento de quatro fases para motores de passo com duas fases bipolares ou quatro unipolares (enrolamento bifilar). Usando algumas combinações lógicas predefinidas, em entradas específicas do CI, é possível escolher o modo de acionamento entre os três existentes: em onda (“one-phase-on”), normal (“two-phase-on”), ou em meio passo (“half step”).

Acionamento em Onda (“Wave Drive Mode”) - Consiste em energizar somente uma bobina por vez (Figura 15), sendo por isso também conhecido como “one-phase-on”. É o modo mais simples de ser produzido e permite rotação horária e anti-horária, bastando inverter a ordem de energização das fases (ABCD → DCBA). Este tipo de acionamento produz o incremento angular nominal do motor, porém, como uma única bobina está acionada, os valores de “holding torque”, “pull-out torque” e “pull-in torque” são reduzidos, a menos que a potência da fonte seja aumentada.

Acionamento Normal (“Normal Drive Mode”) - Neste modo de acionamento, são energizadas duas fases para cada passo executado (Figura 16), recebendo também a denominação “two-phase-on”. Embora seja um pouco mais complexo de ser produzido, é comprovado experimentalmente que o motor tem um desempenho melhor com este modo do que com o anterior. A resolução do motor permanece a

mesma, mas a posição de “holding torque” possui meio passo de diferença em relação à obtida no acionamento em onda.

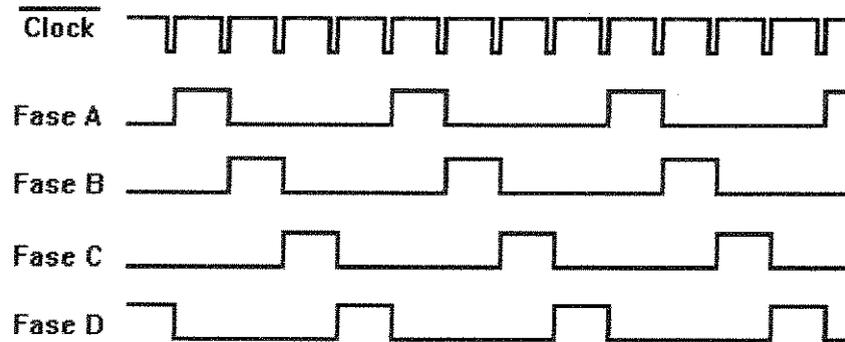


Figura 15 - Representação gráfica do acionamento em onda (“one-phase-on”) de um motor de passo.

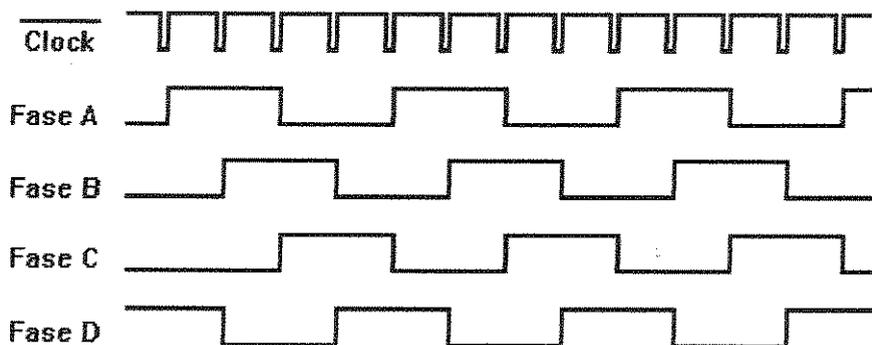


Figura 16 - Representação gráfica do acionamento normal (“two-phase-on”) de um motor de passo.

Acionamento em Meio Passo (“Half Step Mode”) - Este acionamento é uma combinação dos dois modos anteriores, pois há uma alternância entre uma e duas fases energizadas por passo (Figura 17), dividindo a resolução do motor ao meio, como o próprio nome indica. Deve-se tomar cuidado na aplicação deste método, pois os valores de torque e a precisão do passo variam conforme uma ou duas bobinas estão energizadas.

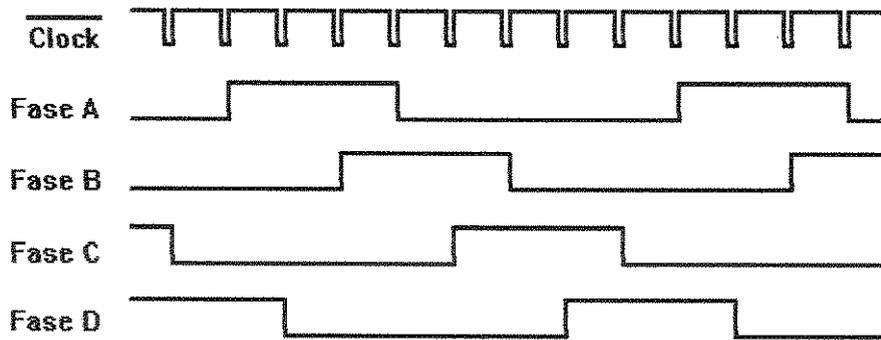


Figura 17 - Representação gráfica do acionamento em meio passo ("half step") de um motor de passo.

Outra vantagem do L297 é que, além das entradas que definem o modo de operação, ele só requer os sinais de “clock” e direção horária/anti-horária (“CW/CCW”) para poder funcionar.

Na montagem do nosso Circuito, escolhemos o modo de acionamento normal; o sinal de direção é colhido da saída dos “flip-flops” das funções *Abre* e *Ajuste de Abertura* por uma porta OR, e o sinal de “clock” é gerado quando há simultaneidade do sinal de saída de um dos “flip-flops” com o sinal do “clock” de frequência de operação do Circuito.

O CI Controlador de Potência (SGS - L298N)

A tensão máxima de saída fornecida pelo L297 é de 3,9 V, o que é suficiente para mover um motor cuja tensão de alimentação seja igual ou inferior a este valor. Com este sinal de saída foi possível realizar o primeiro teste do Circuito de Controle (Capítulo 6), onde já obtivemos resultados satisfatórios, mas o uso deste sinal para energizar as bobinas não é recomendado [33], além de limitar o uso do Circuito aos motores nesta faixa de alimentação.

Assim resolvemos acrescentar o CI L298N (“dual full-bridge driver”) da SGS (Figura 18), um controlador de potência com dupla voltagem que aceita sinais de entrada de $-0,3$ a $1,5$ V, ou de $2,3$ a 46 V, e fornece sinais de saída entre $2,5$ e 46 V.

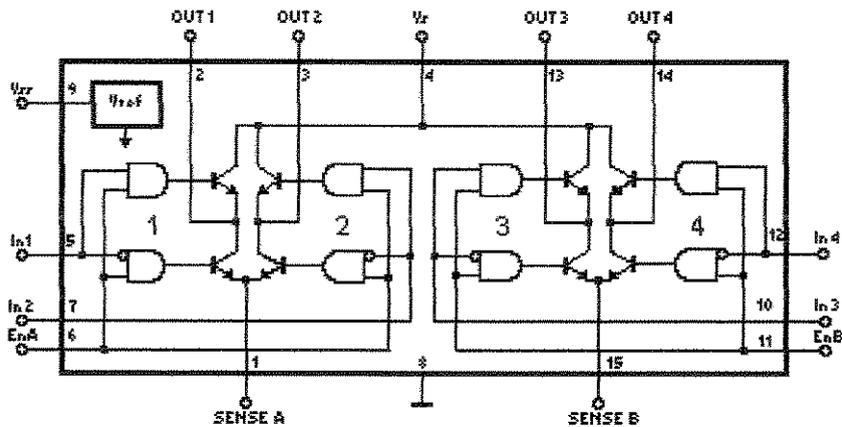


Figura 18 - Diagrama de blocos do CI L298N da SGS.

Este CI possui duas alimentações distintas: uma para o circuito lógico interno e outra que é utilizada como fonte de tensão para o sinal de saída. Para a montagem, seguimos as orientações do fabricante, que incluem um tratamento dos sinais de saída com o uso de diodos rápidos, facilitando a carga e descarga das fases e melhorando o desempenho do conjunto.

Indicadores Luminosos (“LED’s”)

Para facilitar a operação e ajudar na detecção de possíveis falhas, incluímos nove indicadores luminosos que informam a função de comando acionada (verde), as saídas ativas do Circuito (vermelho) e a atividade do “clock” (amarelo) (Figura 8, pág.23).

Alimentação e Conexões do Circuito de Controle

Quando o Circuito terminou de ser montado na placa de “wire-wrap”, suas conexões com as fases do motor, as fontes de alimentação e os sensores de fim de curso eram feitas através de um conector tipo sindal com dez unidades (cada unidade é composta por uma peça metálica revestida em plástico, com um parafuso em cada

extremidade para a fixação de fios elétricos). Com o manuseio freqüente e trabalhoso destas conexões, começaram a surgir problemas de contato, e o conector sindal foi substituído por um “flat-cable” de nove vias soldado aos terminais da placa, e a conexão com a fiação do Ocluser passou a ser feita com um conector tipo DB-9 macho/fêmea.

Devido à utilização do CI controlador de potência (L298N), a alimentação do Circuito de Controle é dupla: uma fonte de 5 V é usada para a parte lógica do Circuito e outra de 12 V é usada na entrada suplementar do CI L298N para energização das bobinas do motor.

⊕ ⊕ ⊕

Capítulo 3

O Conjunto Mecânico

A Evolução de Uma Idéia

Para que o leitor compreenda como chegamos aos componentes e à configuração do Conjunto Mecânico desenvolvido para o protótipo, precisaremos refazer o caminho traçado.

Tendo escolhido um motor de passo como elemento ativo do Ocluser, a primeira necessidade era a de transformar o movimento rotacional do seu eixo em deslocamento linear. O modo mais simples e usual de se fazer isto é a utilização de uma rosca sem-fim*. Outras possibilidades, como o uso de uma cremalheira acionada pelo motor ou o enrolamento da Fita Constritora no próprio eixo, foram descartadas. A primeira, por precisar de muito espaço para o deslocamento da cremalheira; a segunda, por solicitar diretamente do eixo toda a força de tração necessária e por não produzir deslocamentos simétricos, já que, a cada volta executada, a fita enrolada ao eixo aumentaria o seu diâmetro e o deslocamento seguinte seria maior.

Escolhendo a rosca sem-fim, resolvemos o problema da conversão do movimento e diminuimos o torque exigido do motor, pois as roscas, como elemento de máquina, são bons redutores.

* A rosca sem-fim é assim denominada, porque o seu filete é aberto nas duas extremidades, permitindo que uma porca seja rosqueada de uma ponta à outra, indistintamente.

Entretanto, a rosca não poderia ser acionada diretamente pelo motor, como uma extensão do seu eixo, pois nesta situação o motor teria que ficar de lado, sob a pele do paciente. Isto inviabilizaria o Ocluser porque sua espessura seria imprópria. Um objeto a ser implantado sob a pele deve ter a menor espessura possível.

Assim, surgiu um novo problema: era preciso um ângulo de 90° entre a rosca sem-fim e o eixo do motor. A solução que parecia mais evidente era a utilização de duas engrenagens cônicas com angulação de 90°. Tentamos várias combinações entre elas, mas os resultados não agradavam: se as engrenagens tivessem o mesmo tamanho, o aumento da espessura já seria considerável; se a engrenagem no eixo do motor fosse muito maior, a espessura diminuiria, mas perderíamos uma boa parte da redução proporcionada pela sem-fim. O uso de engrenagens com dentes helicoidais* e conjuntos rosca sem-fim e coroa** também tiveram avaliações negativas.

Neste mesmo período, estávamos no processo de escolha do motor de passo e, por este motivo, a espessura do Tamagawa TS3118 nos chamou tanto a atenção. Foi aí que fizemos uma outra observação: até aquele momento, em todas as configurações formuladas, a rosca sem-fim iniciava a partir do eixo do motor, desperdiçando todo o resto de sua superfície. Passamos, então, a procurar uma solução que ocupasse esta superfície e nasceu uma idéia melhor: por que não colocar a sem-fim ao lado do motor? Era preferível aumentar a superfície do protótipo a sacrificar sua espessura.

No caso do TS3118, o deslocamento que a rosca deveria produzir (37,5 milímetros) era inferior ao diâmetro do motor (46 milímetros), e a idéia ganhou força. Para viabilizá-la, as tentativas anteriores, que até então eram frustradas, tornaram-se de grande valia e conseguimos chegar a uma configuração simples e compacta: a rosca sem-fim (Sem-fim “T”), colocada ao lado do motor, seria acionada pela coroa de uma redução rosca sem-fim e coroa (Sem-fim “II” e Engrenagem “C”, respectivamente); esta segunda rosca, posicionada na vertical, rente ao corpo do motor, seria movimentada por uma engrenagem cilíndrica (Engrenagem “B”), acima e paralela à

* Engrenagens cilíndricas, com dentes inclinados, usadas para fazer transmissão entre dois eixos paralelos ou entre eixos que se cruzam. [27]

** Conjunto usado para transmitir movimento entre eixos perpendiculares, onde o parafuso pode ter uma ou várias entradas e ser considerado como uma engrenagem de um ou vários dentes, conforme o número de entradas.[28]

superfície superior do corpo do motor; finalmente, esta engrenagem seria ativada por outra (Engrenagem “A”), presa ao eixo do motor.

Esta disposição dos componentes apresentava outra grande vantagem: as reduções agiriam em sinergismo, diminuindo a carga vista pelo motor e funcionando como um freio potente quando o sistema fosse visto pela Fita Constritora. Isto significa que o torque exigido do motor seria menor e que nenhuma força de tração, aplicada à Fita Constritora, seria capaz de movimentar o Conjunto Mecânico. O Ocluser permaneceria na posição em que fosse deixado, sem consumo de energia, até o recebimento de outro comando.

Resolvidos os problemas de configuração do Conjunto Mecânico, passamos ao dimensionamento de cada um dos seus elementos. Como desejávamos obter o menor volume possível, o ideal teria sido trabalharmos com mecânica fina, mas tivemos pouco acesso a esta área e acabamos trabalhando com módulos 1 e 0,5, que são os menores utilizados em projetos eletromecânicos.

A escolha do motor também permitiu definirmos algumas limitações para as peças do Conjunto Mecânico: a Sem-fim “T”, partindo do centro da Engrenagem “C”, deveria tangenciar a lateral do corpo do motor; o comprimento da Sem-fim “II” e o diâmetro da Engrenagem “C” não poderiam exceder a espessura do motor com eixo, subtraída a espessura da Engrenagem “B”; o raio da Engrenagem “B” deveria ser o suficiente para abrigar debaixo de si a Sem-fim “II” e a Engrenagem “C”; a distância entre eixos das Engrenagens “A” e “B” deveria permitir o posicionamento da Sem-fim “II” rente à lateral do corpo de motor.

Obedecendo a estas limitações, projetamos as peças utilizadas no protótipo, as quais passamos a apresentar nos tópicos seguintes deste capítulo. Como todos os técnicos e engenheiros mecânicos com quem conversamos consideraram desprezíveis as solicitações mecânicas geradas pela carga de 50 N nos dentes das engrenagens, nos abstivemos de fazer os cálculos de resistência, pois os materiais empregados (aço, bronze e Nylon) possuem durezas muito superiores às solicitações, e o motor perderá passos bem antes de ocorrer qualquer possibilidade de quebra de um dente.

Os cálculos das transmissões de forças no Conjunto Mecânico são apresentados no fim deste capítulo.

A Rosca Sem-fim “I”

O material escolhido para a confecção deste componente foi o aço inoxidável, pois esta é a peça sujeita aos maiores esforços e ao maior desgaste [28].

No primeiro desenho realizado, utilizamos o módulo 0,5 para o cálculo das dimensões, mas foi impossível executar o projeto, pois o comprimento total da peça era de 55 milímetros, com um diâmetro interno de apenas 2,23 milímetros, e a peça não resistia à ação da fresa. Por sugestão do técnico que estava executando o projeto, mudamos o desenho para uma rosca tipo Whitworth com 16 filetes por polegada, que tem o passo axial muito próximo ao calculado anteriormente, mas o diâmetro interno da rosca aumentava para 2,45 milímetros e mantinham-se as dimensões externas da peça.

Os dados sobre a rosca estão no Quadro 4 e o desenho da peça pode ser visto na Figura 19.

Quadro 4 – Especificações da Rosca Sem-fim “I”

DESCRIÇÃO	SEM-FIM “I”
Whitworth Normal	3/8
número de entradas	1
número de filetes por polegada	16
passo axial	1,59
passo da hélice	1,59
passo normal	1,57
diâmetro médio	3,42
diâmetro externo	4,40
diâmetro interno	2,45
altura do filete	1,95
comprimento da rosca	43,00
ângulo da hélice	8,39°

O Carro de Tração

Esta foi a denominação dada à peça movimentada pela rosca Sem-fim “T” e que efetivamente traciona a Fita Constritora. O carro também é feito de aço inoxidável e possui dois parafusos e uma placa de alumínio para prender a Fita. Devido a uma limitação física entre a abertura para a rosca Sem-fim “T” e os dois furos roscados dos parafusos, a largura da Fita precisou ser aumentada de 9 milímetros para 12 milímetros, ou as pontas dos parafusos tocariam a rosca Sem-fim “T”. A Figura 21 mostra o desenho técnico desta peça e a Figura 22, uma foto dela pronta.

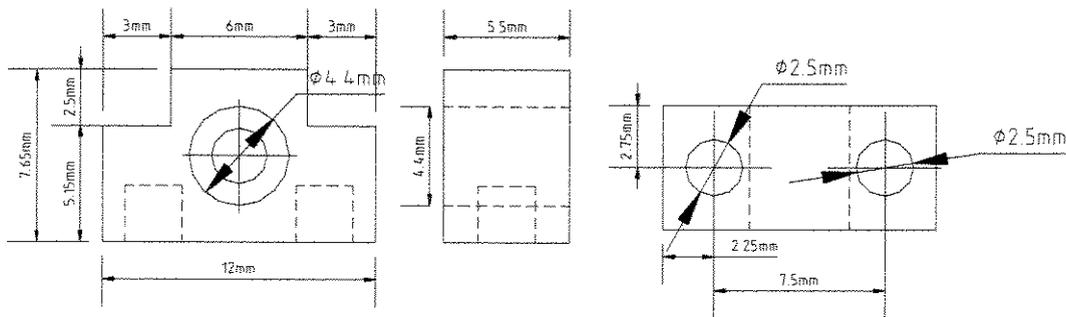


Figura 21 - Desenho técnico do carro de tração da Fita Constritora.

O recorte, no lado oposto ao de fixação da Fita, encaixa em um sulco guia feito na Carcaça de Proteção do Ocluser e impede que o carro rode junto com a rosca Sem-fim “T”.

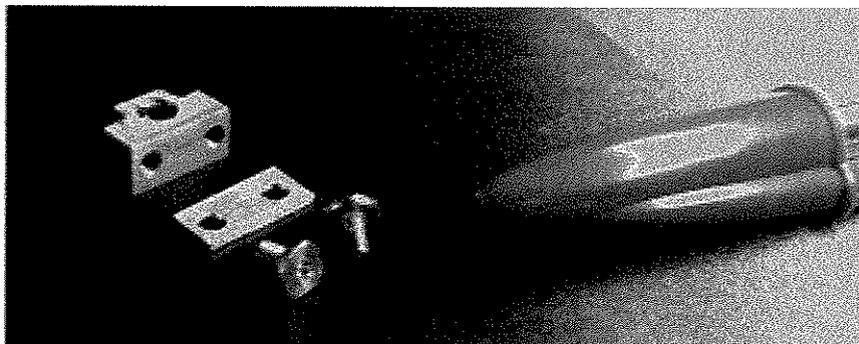


Figura 22 - Foto do carro de tração, com os parafusos e a placa utilizados para a fixação da Fita Constritora.

O Conjunto Coroa (Engrenagem “C”) e Rosca Sem-fim “II”

Como neste conjunto de engrenagens a solicitação mecânica é menor e as peças possuem muitos detalhes, escolhemos o bronze como matéria-prima, por ser um material mais fácil de ser usinado, porém resistente. As peças foram projetadas com módulo 1 e deveriam caber sob o raio da Engrenagem “B”. Os dados de construção destes componente estão no Quadro 5.

Quadro 5 – Especificações da Rosca Sem-fim “II” e Engrenagem “C”

DESCRIÇÃO	SEM-FIM "II"	COROA
número de entradas/dentes	2	13
módulo normal	1	1
módulo axial	1,03	4,23
módulo circunferencial	4,23	1,03
passo normal	3,14	3,14
passo axial	3,23	13,28
passo circunferencial	13,28	3,23
passo da hélice	6,47	172,69
diâmetro primitivo	8,45	13,38
diâmetro externo	10,45	15,38
diâmetro interno	6,12	11,05
altura da cabeça do dente	1,00	1,00
altura do pé do dente	1,17	1,17
altura do dente	2,17	2,17
folga no pé do dente	0,17	0,17
esp. circunferencial do dente	1,57	1,57
diâm. máx. externo da coroa	-	16,38
largura da coroa	-	6,00
comprimento da sem-fim	9,48	-
semi-ângulo do dente	20°	20°
ângulo da hélice	13,68°	13,68°
âng. do chanfro da coroa	-	60°
raio externo da garganta	-	5,40
raio interno da garganta	-	3,23
distância entre eixos	10,92	10,92
relação de transmissão	6,5:1	1:6,5

Os desenhos técnicos destas duas peças são mostrados na página seguinte nas Figuras 23 e 24.

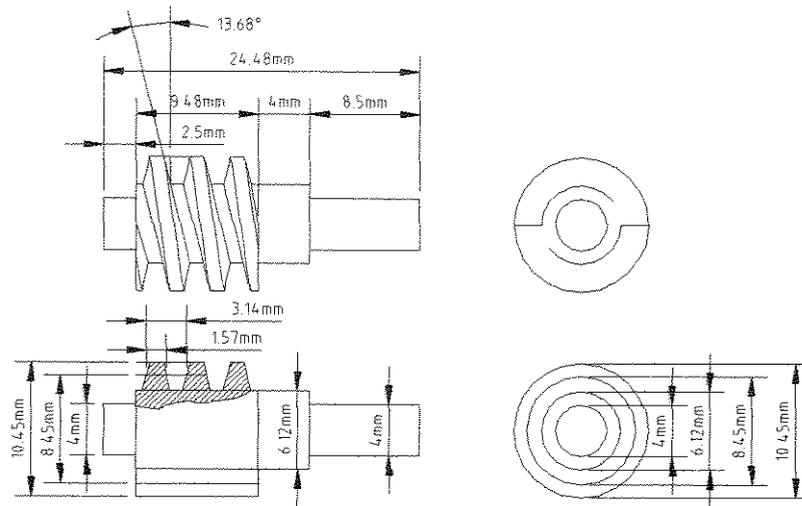


Figura 23 - Desenho técnico da rosca Sem-fim "II".

A parte mais longa do eixo da Sem-fim "II" é para a fixação da Engrenagem "B", como pode ser visto à esquerda na Figura 25,.

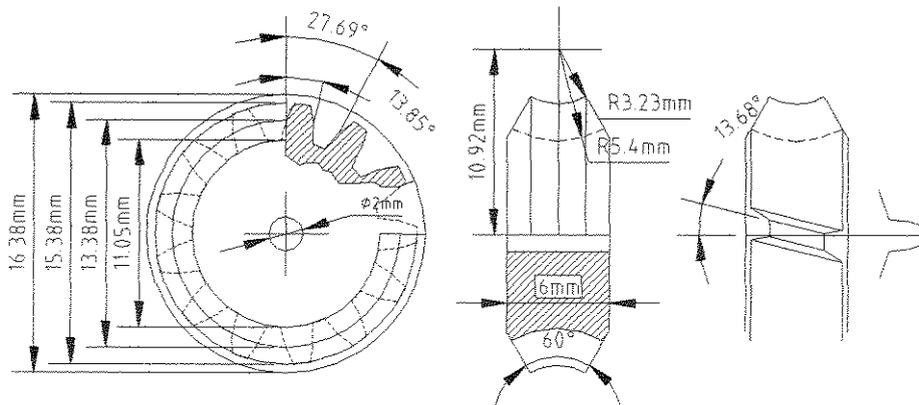


Figura 24 - Desenho técnico da Engrenagem "C".

A usinagem da Sem-fim "II" não apresentou problemas, a da coroa, entretanto, foi bastante trabalhosa e várias tentativas resultaram em peças defeituosas. Devido ao pequeno diâmetro da Engrenagem "C" e ao fato de possuir dentes helicoidais côncavos, era difícil sua fixação na máquina fresadora e o mínimo deslocamento gerava uma peça fora das especificações. Para solucionar este problema, esta

Engrenagem foi montada em duas partes: os dentes foram usinados na superfície externa de um anel obtido de um tubo de bronze, permitindo uma fixação mais firme na fresadora; e o miolo foi usinado a partir de um tarugo de bronze. Com as duas partes prontas, o miolo era embuchado, sob pressão e com soldagem fria, no interior do anel denteado. Neste processo, como o encaixe é muito justo, a parte externa é aquecida e a interna é resfriada abaixo de 0°C, assim, devido à dilatação de uma e à contração da outra, elas podem ser encaixadas sob pressão. Quando as partes atingem uma temperatura estável, é praticamente impossível separá-las. Observando a foto à direita, na Figura 25, o leitor notará uma linha na Engrenagem “C”, que indica o limite entre o miolo e a parte externa.

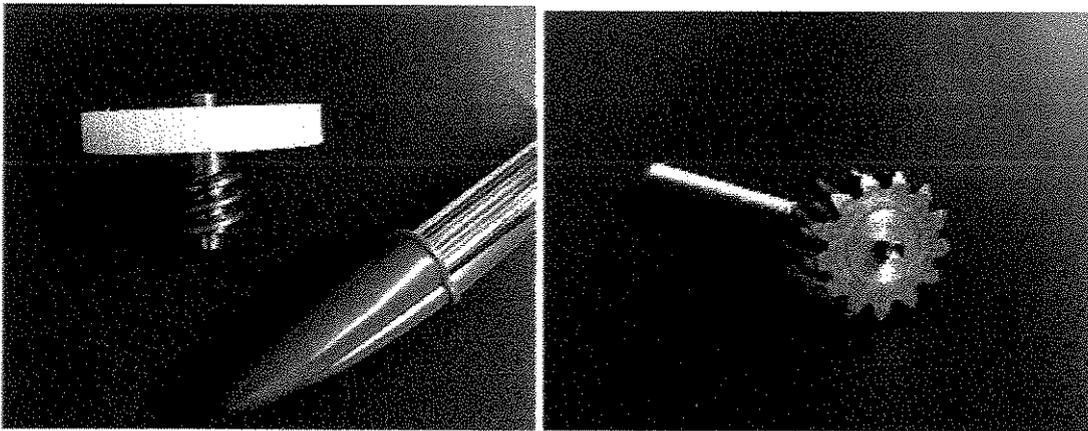


Figura 25 - À esquerda: foto da rosca Sem-fim “H” com a Engrenagem “B”; à direita: foto da Engrenagem “C”, onde pode ser vista a linha de encaixe entre o miolo e a parte externa.

As Engrenagens Cilíndricas “A” e “B”

Estas duas Engrenagens foram usinadas em Nylon, material largamente utilizado na fabricação de aparelhos eletromecânicos (eletrodomésticos, equipamentos de pequeno e médio porte), por apresentar boa resistência ao desgaste e ser de fácil manipulação.

Elas estão sujeitas aos menores esforços dentro do Conjunto Mecânico e também foram calculadas utilizando módulo 1. Os seus dados encontram-se no Quadro 6 e os desenhos técnicos são mostrados nas Figuras 26 e 27.

Quadro 6 – Especificações das Engrenagens “A” e “B”

DESCRIÇÃO	ENGRENAGEM A	ENGRENAGEM B
número de dentes	25	32
módulo	1	1
diâmetro primitivo	25,00	32,00
passo	3,14	3,14
espessura circular e vão	1,57	1,57
espessura cordal	1,57	1,57
diâmetro externo	27,00	34,00
diâmetro interno	22,66	29,66
ângulo de pressão	14,50°	14,50°
diâm. do círc. da base	24,20	30,98
altura da cabeça do dente	1,00	1,00
altura da cabeça (cordal)	1,02	1,02
altura do pé do dente	1,17	1,17
altura do dente	2,17	2,17
folga no pé do dente	1,17	0,17
relação de transmissão	1,28:1	1:1,28
dist. entre centros	28,50	28,50
comprimento do dente	3,00	3,00
ângulo do dente	3,6°	2,8°

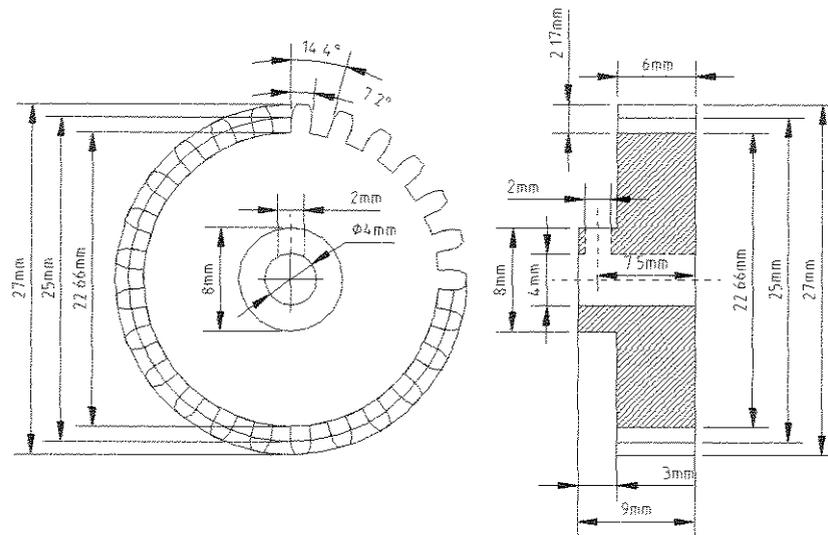


Figura 26 - Desenho técnico da Engrenagem “A”.

O espessamento na área central, com uma abertura lateral rosqueada, serve para fixação da Engrenagem “A” ao eixo do motor, utilizando-se um parafuso tipo Allen. Esta estrutura fica voltada para a parte superior do motor e permite, também, o ajuste de altura entre as Engrenagens “A” e “B”.

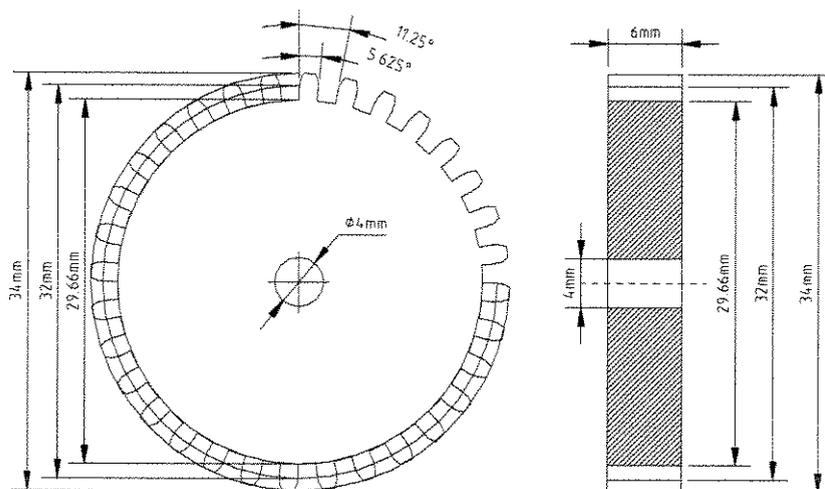


Figura 27 - Desenho técnico da Engrenagem "B".

A fixação da Engrenagem “B” ao eixo da Sem-fim “II” é feita com encaixe justo sob pressão e colagem. Na Figura 28, temos as fotos das Engrenagens “A” e “B” prontas (à esquerda) e colocadas em suas posições (à direita).

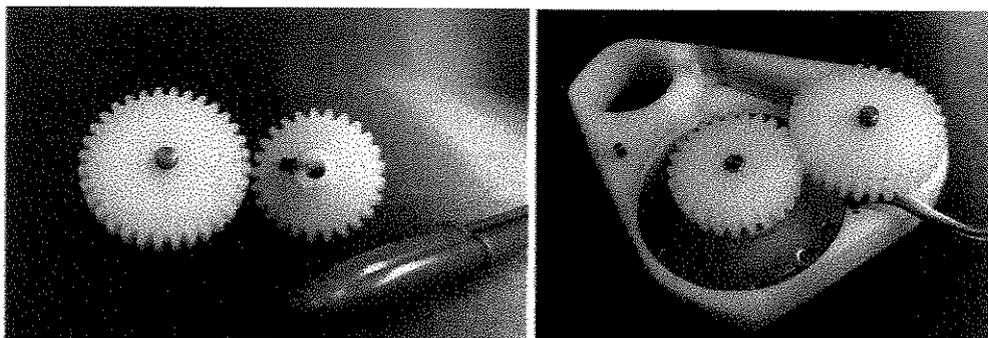


Figura 28 - À esquerda: foto das Engrenagens “A” e “B”, onde pode ser visto o detalhe do parafuso de fixação na Engrenagem “A”; à direita: as Engrenagens “A” e “B” em posição de funcionamento.

Todas as engrenagens foram usinadas pela Mikrofer Ferramentaria e Estamparia Ltda., Campinas.

Cálculos das Transmissões de Força

Dos cálculos apresentados neste item, obtivemos a força aplicada ao dente de cada engrenagem e o torque mínimo necessário ao motor para movimentar o conjunto.

A equação utilizada para as roscas sem-fim foi:

$$T = F \cdot rm \cdot \operatorname{tg}(\alpha + \phi)$$

onde T é o torque aplicado à sem-fim; F a força axial desenvolvida pela rosca, que neste caso é igual à carga a ser deslocada; rm é o raio médio da rosca; α é o ângulo de inclinação do filete da rosca; e ϕ é um ângulo que representa o atrito, que, neste caso, é interpretado como um aumento da inclinação do filete, tornando mais difícil a movimentação da sem-fim.

- *Sem-fim "T"*

Para a Sem-fim "T" temos $F_1 = 50$ N; $rm_1 = 0,171$ cm; $\alpha_1 = 8,39^\circ$; e $\phi = 7^\circ$, que é o valor para um atrito aço/aço mal lubrificado.

$$\begin{aligned} F_1 &= F_1 \cdot rm_1 \cdot \operatorname{tg}(\alpha_1 + \phi) \\ T_1 &= 50 \cdot 0,171 \cdot \operatorname{tg}(8,39^\circ + 7^\circ) = 8,562 \cdot \operatorname{tg}15,39^\circ = 2,357 \text{ Ncm} \\ T_1 &= 2,357 \text{ Ncm} \cong 240,5 \text{ gcm} \end{aligned}$$

Portanto, a força aplicada ao filete da Sem-fim "T" é de 50 N e o torque para movimentá-la é de 2,357 Ncm (240,51 gcm).

- *Engrenagem “C”*

A Engrenagem “C” movimentada a Sem-fim “T” e, para isto, precisa desenvolver um torque (T_c) igual a 2,357 Ncm. Como $T_1 = T_c$, e $T_c = F_c \cdot rp_c$, onde F_c é a força tangencial aos dentes da Engrenagem “C”, e rp_c é o raio primitivo desta engrenagem (0,669 cm), temos:

$$T_1 = T_c = F_c \cdot rp_c$$

logo,

$$F_c = \frac{T_1}{rp_c} = \frac{2,357}{0,669} = 3,523 \text{ N}$$

Portanto a força tangencial aos dentes da Engrenagem “C” é de 3,523 N, e o torque para movimentá-la é de 2,357 Ncm (240,5 gcm).

- *Sem-fim “II”*

A Engrenagem “C” é movida pela Sem-fim “II”, logo, a força tangencial aos dentes da Engrenagem “C” (F_c) é igual à carga aplicada aos filetes da Sem-fim “II” (F_2). Assim, para a Sem-fim “II” temos: $F_2 = F_c = 3,523\text{N}$; $rm_2 = 0,423 \text{ cm}$; $\alpha_2 = 13,68^\circ$; e $\phi = 7^\circ$. Colocando estes valores na equação usada para as roscas sem-fim, obtemos

$$T_2 = F_2 \cdot rm_2 \cdot \text{tg}(\alpha_2 + \phi)$$

$$T_2 = 3,523 \cdot 0,423 \cdot \text{tg}(13,68^\circ + 7^\circ) = 1,49 \cdot \text{tg}20,68^\circ = 0,562 \text{ Ncm}$$

$$T_2 = 0,562 \text{ Ncm} \cong 57,39 \text{ gcm}$$

Portanto, a força aplicada ao filete da Sem-fim “II” é de 3,523 N e o torque para movimentá-la é de 0,562 Ncm (57,39 gcm).

- *Engrenagem “B”*

Esta é a engrenagem que movimentada a Sem-fim “II”, e, por isso, precisa desenvolver um torque (T_b) igual a 0,562 Ncm. Como $T_2 = T_b$, e $T_b = F_b \cdot rp_b$, onde F_b

é a força tangencial aos dentes da Engrenagem “B”, e rp_b é o raio primitivo desta engrenagem (1,6 cm), temos $T_2 = T_b = F_b \cdot rp_b$, logo,

$$F_b = \frac{T_2}{rp_b} = \frac{0,562}{1,6} = 0,351 \text{ N}$$

Portanto a força tangencial aos dentes da Engrenagem “B” é de 0,351 N, e o torque para movimentá-la é de 0,562 Ncm (57,39 gcm).

- *Engrenagem “A”*

Como esta engrenagem movimenta a anterior, a força tangencial em seus dentes (F_a) é a mesma de sua antecessora, logo, $F_a = F_b$. Sabendo que, $T_a = F_a \cdot rp_a$, onde rp_a é o diâmetro primitivo desta engrenagem (1,25 cm), obtemos

$$T_a = 0,351 \cdot 1,25 = 0,439 \text{ Ncm} \cong 44,77 \text{ gcm}$$

Assim, a força tangencial aos dentes da Engrenagem “A” é de 0,351 N e o torque necessário para movimentá-la é de 0,439 Ncm (44,77 gcm).

Este último valor de torque é o mínimo necessário ao motor de passo para movimentar o conjunto.



Capítulo 4

A Fita Constrictora

A Escolha da Fita Constrictora

Para a tese de mestrado [15], definimos que a Fita Constrictora deveria ser flexível ao dobramento e rígida à tração. Naquela ocasião, utilizamos uma fita plástica fabricada para prender fiações elétricas (Hellermann Lok 350), com 9 milímetros de largura, 15 milímetros de espessura e 355 milímetros de comprimento. Com os experimentos realizados, ficou claro que um bom acabamento superficial da Fita era fundamental para viabilizar a construção de um oclisor.

Finalizada aquela etapa, nós redefinimos as características necessárias à Fita: além de ser flexível ao dobramento e rígida à tração, ela deveria ser biocompatível, disponível em várias dimensões e possuir o menor coeficiente de atrito possível.

O primeiro material que avaliamos foi o silicone reforçado com tela de Dacron® (Figura 29). Durante a revisão dos métodos de continência feita no mestrado, percebemos a utilização deste material nas partes não distensíveis dos oclusores infláveis [29, 30, 31]. Uso idêntico pode ser visto na base de bolsas expansoras de pele, implante temporário feito em silicone e empregado em cirurgia plástica para aumentar um retalho de pele. Foi de uma destas bolsas, que retiramos uma amostra do material.

O silicone com tela de Dacron apresenta boa flexibilidade ao dobramento, possui várias dimensões e é biocompatível mas ele sofre deformação elástica quando tracionado e a superfície de silicone possui um coeficiente de atrito elevado, tornando muito difícil o deslizamento entre duas folhas deste material, já que era previsto o revestimento do Ocluser com silicone. Em resumo, o uso do silicone reforçado com Dacron poderia ser tentado, mas era preferível encontrar material melhor.

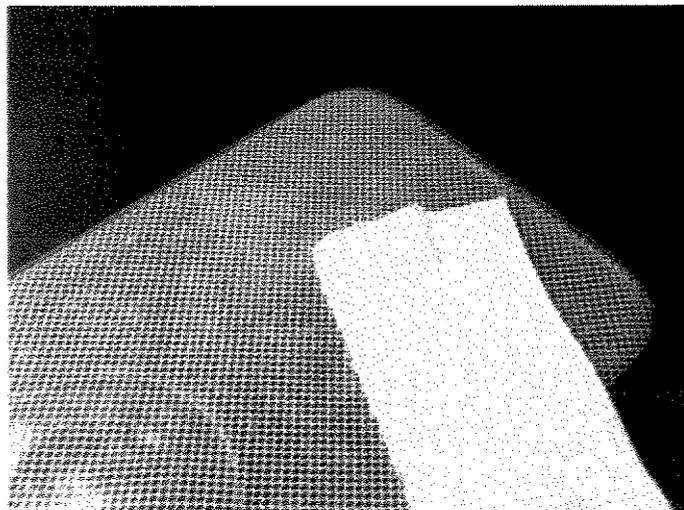


Figura 29 - Foto mostrando uma tela de Dacron com silicone (à esquerda) e uma malha de Teflon (à direita).

Expondo estas dificuldades aos engenheiros que trabalham na Bioengenharia do Incor/SP, recebemos a sugestão de utilizar uma malha de Teflon® (Figura 29) como Fita Constrictora, o que eliminaria o problema de atrito com o silicone de revestimento. Para averiguar esta possibilidade, conseguimos uma amostra de uma malha “Teflon Patch Fabric”, produzida pela Bard Inc./USA.

A inspeção deste segundo material mostrou que ele é mais flexível ao dobramento, possui um coeficiente de atrito muito baixo e é totalmente biocompatível, sendo largamente utilizado como substituto ou reforço de tecidos vivos, em várias especialidades cirúrgicas. A única deficiência que persistia era a deformação elástica à tração, que, neste caso, era maior que a do silicone reforçado. Mas, como uma malha de Teflon pode ser dobrada, costurada e recortada como um tecido comum, surgiu a

idéia de construir uma fita com duas ou mais camadas, que seriam presas entre si através de costuras de reforço ao longo de sua extensão.

Chegamos a trocar informações com o fabricante [32], recebendo orientação para usar fios de poliéster e cortar as tiras paralelas às ondulações apresentadas na superfície da malha, mas esta idéia não foi levada adiante. Por uma feliz coincidência, a visita de um representante comercial do fabricante resolveu definitivamente nosso problema. Após se inteirar do uso que faríamos da malha, ele nos apresentou um implante vascular da Gore-Tex em politetrafluoretileno (PTFE) que era exatamente a Fita Constrictora que procurávamos.

O Implante Vascular Gore-Tex (PTFE)

O implante vascular é totalmente flexível ao dobramento, muito resistente à tração e apresenta baixo módulo de elasticidade. Por se tratar do mesmo material*, o coeficiente de atrito é igual ao da malha de Teflon, assim como sua biocompatibilidade.

Sua forma é tubular e está disponível em vários diâmetros, um dos quais, quando tem suas paredes colabadas, assume a forma de uma fita com a largura exata de 12 milímetros e espessura de apenas 0,8 milímetros.

Embora não existam dados sobre ensaios mecânicos com a prótese vascular, um ensaio realizado com um fio de sutura com 0,352 milímetros de diâmetro [33], feito deste material, apresentou ponto de ruptura com uma carga de 12 Newtons. Isto equivale à uma resistência à tração de aproximadamente $61,65 \text{ N/mm}^2$.

Para fazer uma Fita Constrictora do implante vascular, bastava cortar um pedaço com o comprimento adequado e depois fixar uma extremidade na Carcaça, e a outra no Carro de Tração.

A única limitação deste material é que ele não pode ser esterelizado com o uso de radiação gama [34].

* O Teflon é um PTFE, mas o nome é marca registrada da Du Pont.

As Fixações da Fita Constrictora

A fixação da Fita no Carro de Tração utilizou os dois parafusos e a placa de alumínio como havia sido planejado. A única adaptação necessária foi reverter a ponta da Fita sobre si mesma, aumentando sua espessura, que antes era insuficiente para ser prensada pelos parafusos, entre o Carro de Tração e a placa de alumínio.

A fixação na Carcaça de Proteção foi mais trabalhosa. A área da Carcaça destinada à Fita na posição aberta foi denominada área ativa do Ocluser, e como aí não havia espaço para a colocação de parafusos, decidimos amarrar a extremidade da Fita com um fio metálico utilizado em ortodontia. O fio de amarril é feito em aço inoxidável, com diâmetros de 0.20, 0.25 e 0.30 milímetros, e possui resistência à tração de 850 N/mm^2 [35].

Na primeira tentativa, utilizamos um fio de 0.30 milímetros de diâmetro diretamente sobre a Fita, mas percebemos que ela rasgaria com o uso, exatamente no ponto de contato com o fio metálico. Na segunda tentativa, foi usada uma peça de ortodontia chamada “bracket”, que serve de apoio e guia para o fio de amarril, transferindo a pressão que recebe para a superfície do dente, através de sua base. Para garantir a melhor fixação possível, escolhemos o “bracket” com a maior base, que depois foi retificada para ser usada sobre a Fita. Outra vantagem do uso desta peça é ela ser livre de cantos vivos ou saliências, permitindo ainda ocultar a ponta do fio metálico. Deste modo, minimizamos o risco de ocorrer um rompimento do revestimento de silicone sobre esta área. O resultado deste método e a fixação da Fita no Carro de Tração podem ser conferidos na Figura 30.

Na Figura 31 apresentamos a Fita Constrictora nas posições de abertura e fechamento máximos, ainda sem o revestimento em silicone.

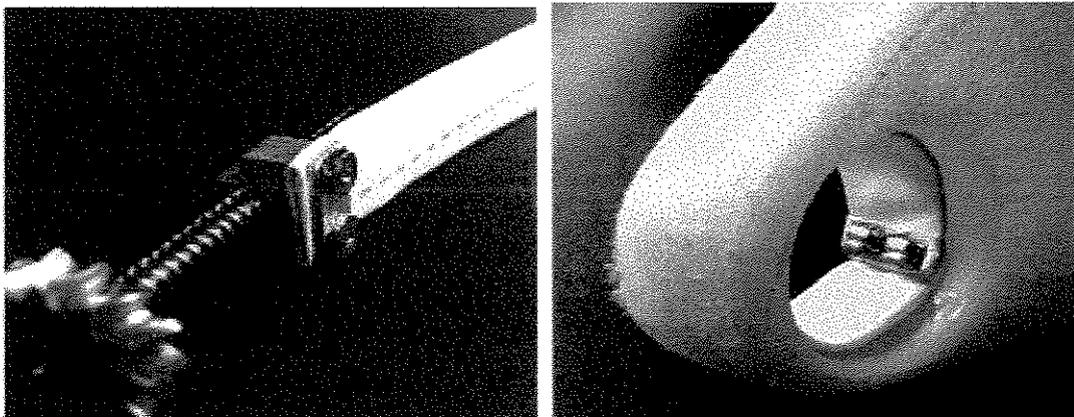


Figura 30 - Fixação da Fita Constrictora no Carro de Tração (à esquerda) e na Carcaça de Revestimento (à direita).

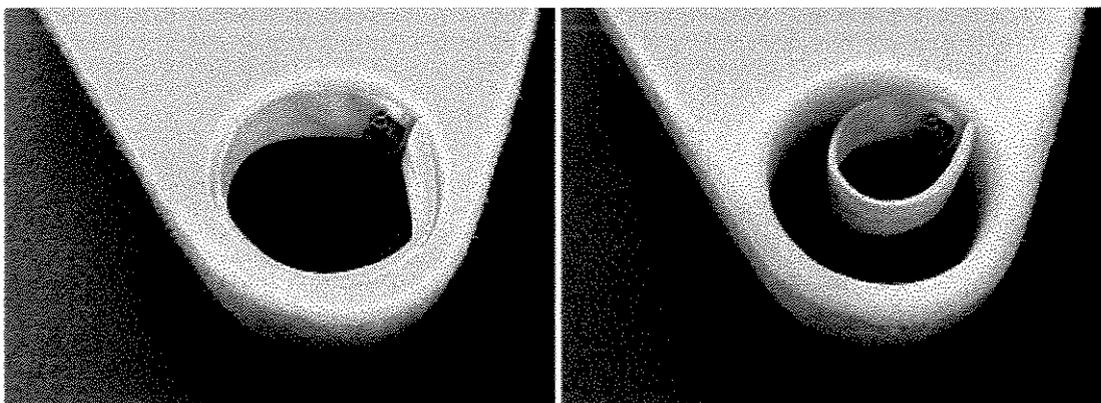


Figura 31 - Fita Constrictora completamente aberta (à esquerda) e na posição de fechamento máximo (à direita).

⊕ ⊕ ⊕

Capítulo 5

A Carcaça de Proteção

O Material

O material utilizado na confecção da Carcaça de Proteção foi o Polietileno de Ultra-Alto Peso Molecular (UHMWPE), um polímero com muitas aplicações na medicina, obtendo maior destaque na Ortopedia, onde é empregado, principalmente, como face articular em próteses ortopédicas, como as de quadril e joelho. O sucesso do emprego deste material provém de duas qualidades suas: a grande resistência ao desgaste e uma excelente biocompatibilidade quando implantado na forma de blocos [36]. Nosso objetivo foi tirar proveito destas duas características. A resistência deste material protegeria os componentes internos do Ocluser e permitiria o apoio dos eixos das engrenagens na própria carcaça. Sendo biocompatível, ele representaria uma barreira a mais entre os meios interno e externo, e, caso houvesse algum dano à camada de silicone do revestimento, as células do corpo encontrariam outro material biocompatível.

Os Critérios de Dimensionamento

Para definir as dimensões dos espaços internos da Carcaça de Proteção, separamos as peças do Ocluser em três categorias de encaixe: encaixe justo sob pressão, encaixe rotativo e encaixe com folga.

Os espaços para encaixe justo sob pressão eram aqueles destinados às peças que deveriam ficar totalmente imóveis dentro do Ocluser, como o corpo do motor e os sensores de fim de curso.

Os espaços de encaixe rotativo seriam aqueles preparados para as pontas dos eixos das engrenagens, o recorte guia para o Carro de Tração e a fenda por onde a Fita Constrictora transitaria entre a área ativa e o interior do Ocluser.

Os demais espaços seriam para encaixes com folga, permitindo a movimentação livre das peças e servindo apenas como proteção. Estes espaços seriam ocupados pelas engrenagens e roscas sem-fim.

A espessura mínima entre os meios interno e externo foi fixada em 2 milímetros. Somente a parede externa ao redor da parte ativa do Ocluser possui 4 milímetros de espessura. Este detalhe é importante, pois a parede deveria ter a dimensão de 1/3 do deslocamento máximo que a Fita produziria no revestimento de silicone, caso contrário, correríamos o risco de rasgar o revestimento quando a Fita fosse tracionada.

A carcaça foi dividida em dois pedaços: a base, que abriga todos os componentes do Ocluser; e a tampa, que possui dois espaços de encaixe com folga para as Engrenagens “A” e “B”, e um espaço de encaixe rotativo para a ponta superior do eixo das engrenagens “B” e Sem-fim “II”.

Uma dificuldade encontrada no início dos trabalhos de usinagem foi a de garantir a correspondência entre as distâncias entre eixos na tampa e na base da Carcaça. Este problema foi solucionado de uma maneira bem simples: as duas partes foram usinadas em um mesmo bloco, uma de costas para a outra (Figura 32), com pinos de metal transfixando o bloco e marcando o centro de cada eixo; depois era só separar as duas partes e dar-lhes o acabamento final. Os trabalhos de usinagens foram realizados no Instituto de Bioengenharia Erasto Gaertner, em Curitiba.

As Correções Após a Usinagem

Infelizmente, os equipamentos e ferramentas disponíveis não permitiram a reprodução de todos os detalhes previstos nos desenhos e algumas correções foram necessárias. Na Figura 33, temos as fotos das duas partes após a usinagem.

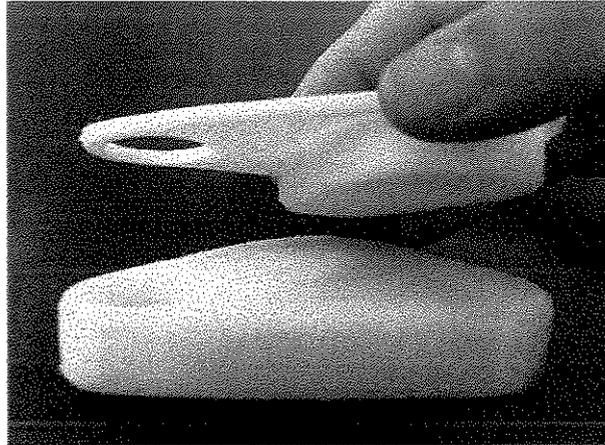


Figura 32 - Foto demonstrando a posição entre as duas partes da Carcaça, possibilitando a usinagem a partir de um único bloco.

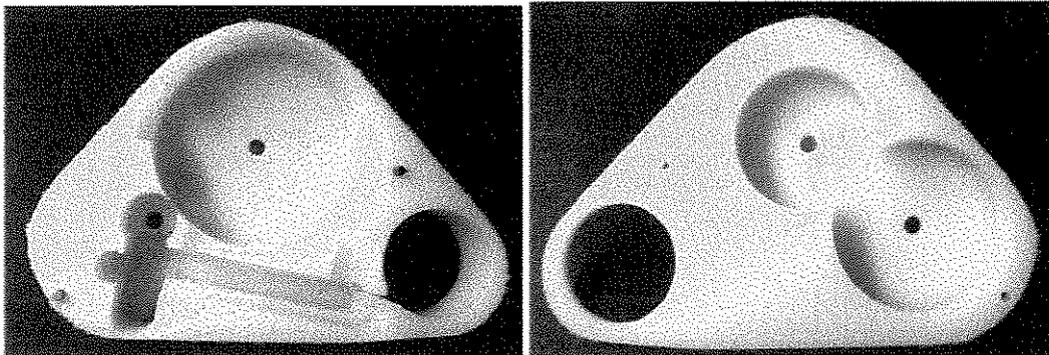


Figura 33 - Foto das partes internas da base (à esquerda) e da tampa (à direita) da Carcaça de Proteção.

Entre os detalhes que não puderam ser reproduzidos, estão os mancais* do eixo da Sem-fim “I” e Engrenagem “C”. Para substituí-los, foram feitos dois suportes cilíndricos, em bronze, que eram encaixados na base da Carcaça e possuíam orifícios

* Locais de apoio de um eixo rotativo.

para as pontas do eixo. Na primeira tentativa, estes orifícios ficaram muito fundos e permitiam um pequeno deslocamento do eixo, suficiente para que a extremidade da rosca Sem-fim “T”, ou a superfície da Engrenagem “C” tocassem no suporte próximo, travando o conjunto.

Para eliminar este jogo que o eixo apresentava, o suporte na extremidade da Sem-fim “T” foi refeito e introduzimos uma esfera de aço no orifício para a ponta do eixo (Figura 34, à esquerda), fazendo com que esta se apoiasse sobre a esfera. No suporte próximo à Engrenagem “C”, o problema foi amenizado com o uso de uma pequena arruela metálica (Figura 34, à direita).

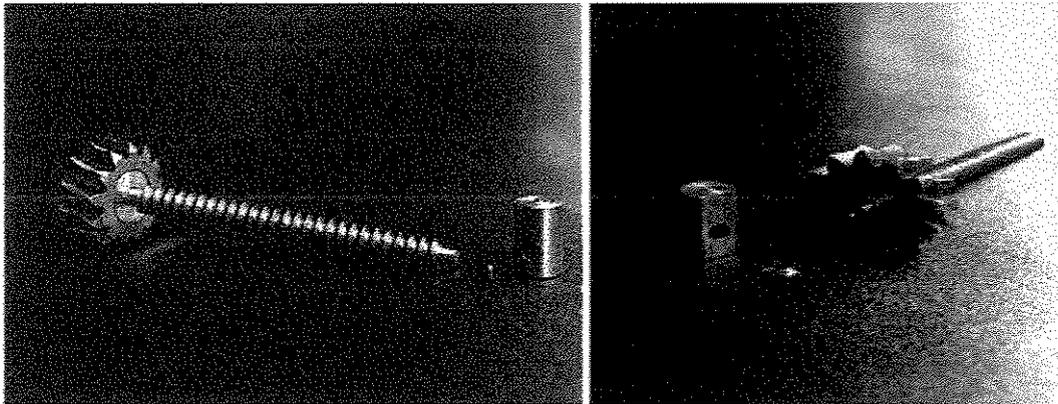


Figura 34 - Foto dos suportes para o eixo da Sem-fim “T” e Engrenagem “C”.

Problema semelhante ocorreu com o eixo das engrenagens Sem-fim “II” e “B”, mas desta vez devido a um erro de interpretação do desenho por parte do técnico, que usou, para marcar o centro deste eixo, um pino de metal com o mesmo diâmetro das pontas do eixo. Assim, quando o eixo era forçado para cima, a Engrenagem “B” encostava na tampa da Carcaça; e, quando era forçado para baixo, a rosca da Sem-fim “II” tocava a base da Carcaça. De um modo ou de outro, ocorriam travamentos do conjunto que só desapareceram com o uso de arruelas de Teflon.

Na parte ativa do Ocluser, foram abertos os três furos com diâmetro de 0,4 milímetros para fixação da Fita Constrictora, conforme estava previsto no desenho. Isto só foi possível com a adaptação de uma broca de 0,4 milímetros a uma caneta

odontológica, tarefa realizada pelo serviço de mecânica do Centro de Engenharia Biomédica da Unicamp.

O Revestimento com Silicone

O uso de próteses de silicone provoca o aparecimento de uma camada de tecido conectivo que encapsula totalmente a prótese. Entretanto, nenhuma aderência ocorre entre este tecido e o silicone. Experimentalmente, as borrachas de silicone são consideradas biologicamente inertes, mas existem relatos de reações adversas, principalmente no uso de próteses mamárias, como o aparecimento de fibroses constrictivas, inflamações e até calcificações. Apesar disto, o silicone é usado com ótimos resultados na reposição de articulações dos dedos da mão, em próteses penianas e testiculares e em várias outras cirurgias plásticas ou reparadoras [36].

Para a nossa aplicação, o silicone foi escolhido por ser biocompatível e por apresentar uma grande elasticidade. Como o Ocluser possui uma parte ativa, era preciso um material que acompanhasse as suas mudanças de forma e tamanho.

Usualmente, diz-se que o silicone não adere ao polietileno, e isto não deixou de ser verdade, mas depois de alguns testes, descobrimos um jeito de revestir as peças em polietileno da Carcaça de Proteção. Em uma primeira etapa, a tampa e a base da Carcaça foram jateadas com areia, deixando ásperas as superfícies externas. A seguir, com o uso de um pincel, foi aplicada uma camada de silicone líquido em toda a parte externa da Carcaça. Depois de seco, o silicone apresentava uma boa aderência à superfície do polietileno e as peças ficavam com a aparência mostrada na Figura 35.

No passo seguinte, os componentes do Ocluser eram devidamente colocados no seu interior e a tampa era fixada à base, com o uso de uma cola de silicone. Os fios elétricos foram colocados dentro de um tubo de silicone e a junção deste com a Carcaça foi vedada com o mesmo tipo de cola.

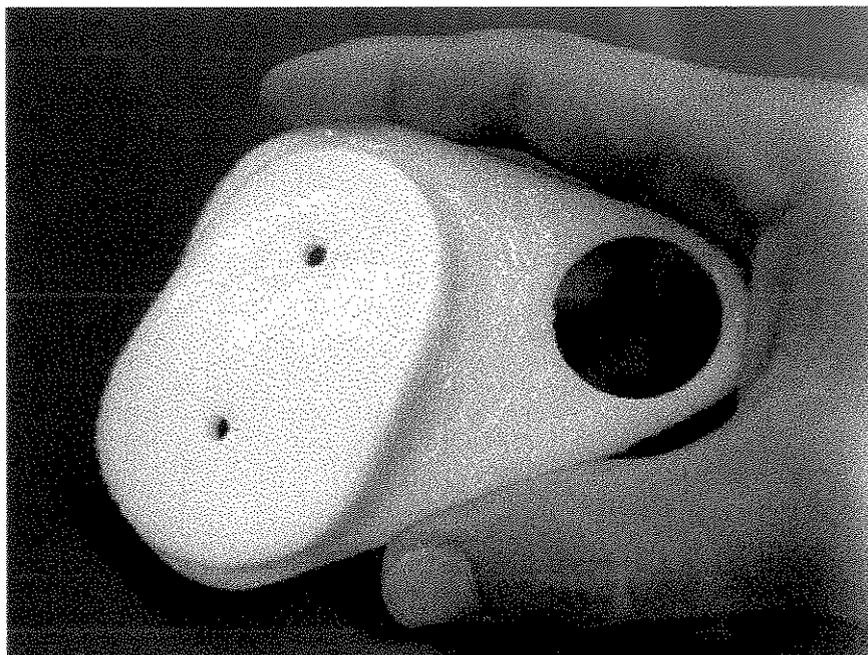


Figura 35- Tampa da Carcaça de Proteção com a primeira camada do revestimento com silicone.

Para a parte ativa do Ocluser foi confeccionada uma peça com a forma de um carretel, que, colocada naquela abertura, cria um compartimento isolado do meio externo e exclusivo para a Fita Constritora. Depois de colar as abas do carretel, os orifícios menores, da tampa e da base, foram cobertos com recortes de uma folha de silicone.

A partir deste ponto, o meio interno do Ocluser estava totalmente isolado do externo e a peça toda recebeu mais algumas camadas de reforço.

Na Figura 36 temos a parte ativa do Ocluser nas posições aberto e fechado e, na Figura 37, podemos ver o resultado final de todo o processo. Com o acabamento de silicone, o Ocluser ficou com 98,5 milímetros em sua maior extensão, 33 milímetros de espessura máxima e massa, incluindo o cabo de conexão, de 194 gramas.

Todo o trabalho de revestimento foi realizado no Centro de Bioengenharia do Incor/SP.

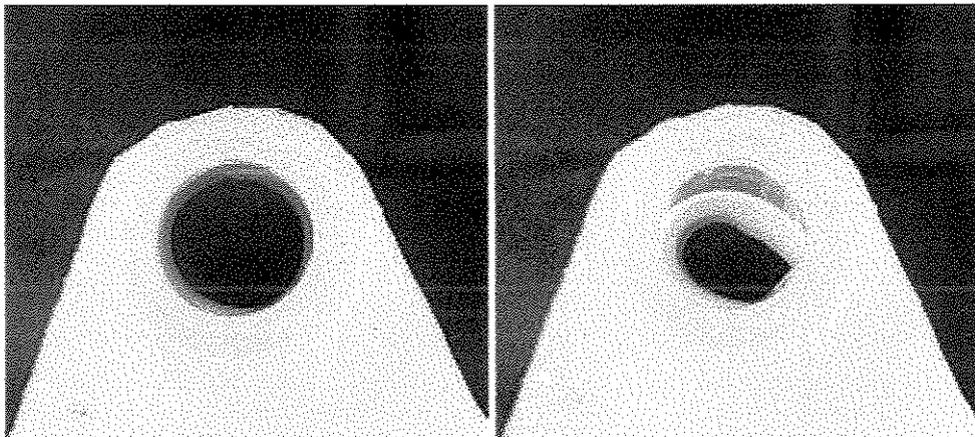


Figura 36 - Parte ativa do Ocluser com o revestimento de silicone, nas posições aberto (à esquerda) e fechado (à direita).

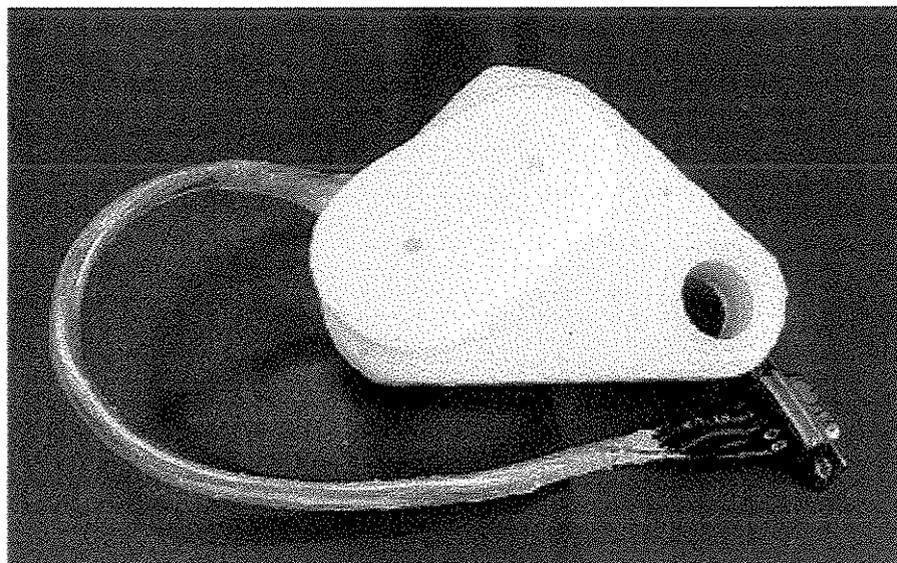


Figura 37 - Aparência final do Ocluser após o revestimento com silicone.

⊕ ⊕ ⊕

Capítulo 6

Testes do Circuito de Controle

Como houve um processo evolutivo do nosso trabalho, o Circuito de Controle foi avaliado em três estágios bem distintos dentro do desenvolvimento do protótipo do Ocluser Ativo Implantável para Colostomias. Por isso, os testes serão apresentados em ordem cronológica, precedidos de um breve resumo da fase em que se encontrava o projeto.

O Primeiro Teste

Quando este teste foi realizado, o Circuito já estava montado na placa de “wire-wrap” e os sinais de saída eram fornecidos diretamente pelo CI L297; o motor ainda não havia sido escolhido e a concepção do Conjunto Mecânico estava em suas fases iniciais.

O objetivo do teste foi verificar, na prática, se as funções lógicas do Circuito acionariam corretamente um motor de passo, e, para isso, criamos algumas seqüências de comandos para simular as situações de uso previstas para o Ocluser.

O Circuito teve seu “clock” ajustado para trabalhar na frequência de 12 Hz; o Contador 1 (*Fecha*) foi programado com 80 passos e o Contador 2 (*Ajustes*) com 16. O motor de passo utilizado foi o que estava disponível no laboratório, no caso, um

motor Syncro, modelo 841.101, com 4 fases, resolução de $1,8^\circ$ e alimentação de 12 V.

O motor foi montado sob um pequeno suporte, tipo mesa, com o seu eixo passando para a parte superior através de uma abertura. Ao eixo fixamos um braço de 4 cm, rígido, onde foi presa uma caneta que registrava sobre uma folha de papel o arco correspondente ao deslocamento realizado pelo motor ($28,8^\circ$ para *Ajustes* e 144° para *Fecha*). Simulando o sensor de *Limite de Abertura*, uma chave interruptora foi colocada de modo que pudesse ser acionada pelo braço rígido, definindo a posição 0° .

Nos quadros são apresentados: a seqüência de comandos, o ângulo previsto para o deslocamento e os resultados obtidos.

Teste dos Comandos Abre e Ajuste de Fechamento - Esta seqüência simula a fase de adaptação do paciente ao Ocluser, quando será estimulada a neovascularização e o aumento da complacência dos tecidos vizinhos, com deslocamentos de fechamento progressivamente maiores e mais longos. Para este fim, só são necessários os comandos *Abre* e *Ajuste de Fechamento*.

Quadro 7 – Resultados dos testes dos comandos *Abre* e *Ajuste de Fechamento*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Abre	0°	0°	0°	0°	0°
2	Aj. Fecha	$28,8^\circ$	28°	28°	27°	29°
3	Abre	0°	0°	0°	0°	0°
4	2 x Aj. Fecha	$57,6^\circ$	58°	56°	57°	59°
5	Abre	0°	0°	0°	0°	0°
6	3 x Aj. Fecha	$86,4^\circ$	87°	85	86°	89°
7	Abre	0°	0°	0°	0°	0°
8	10 x Aj. Fecha	288°	288°	288°	288°	288°
9	Abre	0°	0°	0°	0°	0°

Analisando os dados acima, percebemos que em apenas um caso, (Teste 3, linha 2) a diferença entre o ângulo registrado e o previsto é de $1,8^\circ$, indicando a possível perda de um passo. As demais variações foram atribuídas à imprecisão do método empregado.

Teste do Comando Fecha - Nesta seqüência, simulamos o uso de um paciente que já passou pela fase de adaptação e que obtém continência na posição atingida após um comando *Fecha*. No quadro abaixo estão os resultados obtidos.

Quadro 8 – Resultados dos testes do comando *Fecha*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Abre	0°	0°	0°	0°	0°
2	Fecha	144°	142°	143°	143°	141°
3	Abre	0°	2°	0°	0°	0°
4	Fecha	144°	142°	143°	143°	141°
5	Abre	0°	2°	0°	0°	0°
6	Fecha	144°	142°	143°	143°	141°
7	Abre	0°	2°	0°	0°	0°

Nos testes 1 e 4 os erros de posição são maiores do que 1,8°, indicando possível perda de um ou dois passos, entretanto, observamos que os intervalos permanecem constantes e estas diferenças na leitura dos ângulos também podem ser atribuídas à pouca precisão da técnica utilizada.

Teste dos Comandos Ajuste de Abertura e Ajuste de Fechamento - Supondo que, após a fase de adaptação, o paciente tenha que encontrar a melhor posição de continência, ou sinta necessidade de um ajuste para ficar mais confortável, ele fará uso dos comandos *Ajuste de Abertura* e *Ajuste de Fechamento*. Exclusivamente neste teste, a posição 0° é uma referência e não corresponde à do sensor do *Limite de Abertura*.

Quadro 9 – Resultados dos testes dos comandos *Ajuste de Abertura* e *Ajuste de Fechamento*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Aj. Abre	-28,8°	-30°	-29°	-28°	-30°
2	2 x Aj. Fecha	28,8°	30°	26°	29°	29°
3	3 x Aj. Abre	-57,6°	-60°	-57°	-57°	-58°
4	4 x Aj. Fecha	57,6°	58°	57°	59°	57°
5	5 x Aj. Abre	-86,4°	-89°	-85°	-85°	-87°
6	6 x Aj. Fecha	86,4°	85°	86°	86°	86°

Este teste apresentou três leituras com diferenças superiores ao valor de um passo (teste 1, linhas 3 e 5; teste 2, linha 2), porém, as duas primeiras tiveram

deslocamento superior ao previsto, indicando, o que é praticamente impossível, que teria ocorrido um acréscimo de passo. Assim, atribuímos à imprecisão do método as variações observadas.

Teste do Comando Pára - Como já descrevemos, o comando *Pára* é de uso emergencial e deve interromper qualquer comando anterior. No quadro de resultados deste teste, o funcionamento adequado do comando é indicado por um sinal “+” e não há a coluna “previsão”.

Quadro 10 – Resultados dos testes do comando *Pára*

	Comando	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Fecha / Pára	+	+	+	+
2	Abre / Pára	+	+	+	+
3	Aj. Fecha / Pára	+	+	+	+
4	Aj. Abre / Pára	+	+	+	+
5	Abre	0°	0°	0°	0°

A eficiência do comando *Pára* foi de 100%, interrompendo imediatamente o comando anterior.

A análise geral deste primeiro teste mostrou que as funções lógicas estavam operando adequadamente e que as possíveis perdas de passo que teriam ocorrido, não foram significativas dentro do desempenho do Circuito.

O Segundo Teste

Para este segundo teste, já pudemos contar com o Circuito de Controle completo, incluindo o CI L298N, os diodos para tratamento dos sinais de saída e as microchaves dos sensores de fim de curso. A montagem pôde ser feita dentro da Carcaça de Proteção do Ocluser, utilizando o motor Tamagawa TS3118 e todos os componentes do Conjunto Mecânico.

O objetivo principal do teste foi verificar se as funções lógicas mantinham a eficiência do teste anterior, acionando, agora, o motor TS3118 e o Conjunto

Mecânico. Por isso, as seqüências de comando foram as mesmas do primeiro teste, mas o “clock” e os Contadores programáveis estavam com os valores definitivos que seriam usados no Ocluser. Outro objetivo era ajustar as posições dos sensores de fim de curso e testar os seus desempenhos, sendo criadas, para isso, mais duas seqüências de comandos.

O teste foi realizado com o Ocluser destampado, ou seja, sem a tampa da Carcaça de Proteção, e uma escala métrica foi colocada paralela à rosca Sem-fim “T”, permitindo a mensuração do deslocamento do Carro de Tração para cada comando executado. O “clock” estava na sua configuração definitiva, fornecendo 377,18 Hz de freqüência; o Contador 1 (*Fecha*) foi programado com 4.096 passos, que é o máximo possível no momento, produzindo um deslocamento de 3,9 milímetros; e o Contador 2 (*Ajustes*) recebeu 2.620 passos, produzindo 2,5 milímetros de deslocamento. Cabe ressaltar que não foi utilizada a Fita Constritora e nenhuma carga foi aplicada ao Carro de Tração.

Nos quadros são apresentados: a seqüência de comandos, a posição em milímetros prevista para o Carro de Tração e os resultados obtidos.

Teste dos Comandos Abre e Ajuste de Fechamento - Ver definição anterior na página 68.

Quadro 11 – Resultados dos testes dos comandos *Abre* e *Ajuste de Fechamento*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Abre	0	0	0	0	0
2	Aj. Fecha	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
3	Abre	0	0	0	0	0
4	2 x Aj. Fecha	5	5	5	5	5
5	Abre	0	0	0	0	0
6	3 x Aj. Fecha	7,5	7,5	7,5	7,5	7,5
7	Abre	0	0	0	0	0
8	10 x Aj. Fecha	25	25	25	25	25
9	Abre	0	0	0	0	0

Não foi detectado erro de execução dos comandos *Abre* e *Ajuste de Fechamento*, e o sensor de *Limite de Abertura* funcionou perfeitamente.

Teste do Comando Fecha - Ver definição anterior na página 69.

Quadro 12 – Resultados dos testes do comando *Fecha*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Abre	0	0	0	0	0
2	Fecha	3,9	3,9	3,9	3,9	3,9
3	Abre	0	0	0	0	0
4	Fecha	3,9	3,9	3,9	3,9	3,9
5	Abre	0	0	0	0	0
6	Fecha	3,9	3,9	3,9	3,9	3,9
7	Abre	0	0	0	0	0

Não houve erro de execução dos comandos *Fecha* e *Abre*, e o sensor de *Limite de Abertura* não apresentou problemas.

Teste dos Comandos Ajuste de Abertura e Ajuste de Fechamento - Ver definição anterior na página 69. Neste caso, o ponto de referência foi a posição de 25 milímetros a partir do *Limite de Abertura*.

Quadro 13 – Resultados dos testes dos comandos *Ajuste de Abertura* e *Ajuste de Fechamento*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Aj. Abre	22,5	22,5	22,5	22,5	22,5
2	2 x Aj. Fecha	27,5	27,5	27,5	27,5	27,5
3	3 x Aj. Abre	20	20	20	20	20
4	4 x Aj. Fecha	30	30	30	30	30
5	5 x Aj. Abre	17,5	17,5	17,5	17,5	17,5
6	6 x Aj. Fecha	32,5	32,5	32,5	32,5	32,5

Ausência de erros na execução dos comandos *Ajuste de Abertura* e *Ajuste de Fechamento*.

Teste do Comando Pára - Ver definição anterior na página 70.

Quadro 14 – Resultados dos testes do comando *Pára*

	Comando	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Fecha / Pára	+	+	+	+
2	Abre / Pára	+	+	+	+
3	Aj. Fecha / Pára	+	+	+	+
4	Aj. Abre / Pára	+	+	+	+
5	Abre	0	0	0	0

A eficiência do comando *Pára* foi mantida, cancelando de imediato o comando anterior.

Teste do Comando Limite de Abertura - Este comando só pode ser acionado pelo Carro de Tração da Fita Constritora e o seu funcionamento é fundamental para a segurança de operação do Ocluser, pois o seu sinal define quais os comandos do usuário que serão aceitos.

Quadro 15 – Resultados dos testes do comando *Limite de Abertura*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Fecha	3,9	3,9	3,9	3,9	3,9
2	Abre	0	0	0	0	0
3	Abre	0	0	0	0	0
4	Aj. Fecha	2,5	2,5	2,5	2,5	2,5
5	Aj. Abre	0	0	0	0	0
6	Aj. Abre	0	0	0	0	0

Não houve falha de execução do comando *Limite de Abertura*.

Teste do Comando Limite de Fechamento - Este comando também só pode ser acionado pelo Carro de Tração da Fita Constritora, mas os comandos que ele deixa disponível, depois de acionado, são outros.

Quadro 16 - Resultados dos testes do comando *Limite de Fechamento*

	Comando	Previsão	Teste 1	Teste 2	Teste 3	Teste 4
1	Aj. Fecha	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5
2	Aj. Fecha	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5
3	Aj. Abre	35	35	35	35	35
4	Fecha	35	35	35	35	35
5	Aj. Fecha	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5
6	Fecha	37,5	37,5	37,5	37,5	37,5
7	Abre	0	0	0	0	0

Nenhuma falha foi detectada na execução do comando *Limite de Fechamento*.

A análise geral deste segundo teste indica que o desempenho do Circuito de Controle foi mantido, e, se ocorreu perda de passo, ela foi amenizada pelas reduções

do Conjunto Mecânico, pois são necessários 260 passos para gerar um erro de posicionamento de 0,25 milímetros.

O Terceiro Teste

Este último teste do Circuito foi realizado com o protótipo concluído. O Ocluser estava totalmente selado e completamente revestido com silicone, tornando impossível qualquer acesso aos seus componentes internos. O teste teve como objetivo, verificar se, após os processos de selagem e revestimento, o protótipo mantinha íntegras as suas funções e se a Fita não havia ficado presa.

Como não havia meio de aferir precisamente a posição do Carro de Tração, a perda de passos foi avaliada subjetivamente pelo número de comandos *Ajuste* aceitos entre os *Limites de Abertura e de Fechamento*, e pela emissão de um ruído característico, que identificava a perda de passos pelo motor.

Durante as primeiras seqüências de acionamento dos comandos *Ajuste de Fechamento e Fecha*, ocorreram perdas de passos denunciadas pelo som emitido pelo Ocluser. A causa mais provável parece ter sido a formação de pequenas aderências entre as camadas de silicone na parte ativa do Ocluser, que foram logo rompidas com a repetição destes comandos, pois o ruído tornou-se cada vez menos freqüente e praticamente desapareceu. Na execução dos comandos *Ajuste de Abertura e Abre*, não foi percebida a ocorrência de perda de passos.

No procedimento seguinte, verificamos o número de comandos *Ajuste* aceitos entre os sensores de fim de curso, e, para a nossa surpresa, somente 10 repetições eram possíveis, em vez de 15, como era esperado.

Para verificar o que estava acontecendo dentro do Ocluser, recorremos ao uso de radiografias e detectamos a existência de sinais falsos nos dois sensores de fim de curso. Nas Figuras 38 e 39, temos a reprodução das imagens positivas destas radiografias, facilitando a visualização dos componentes.

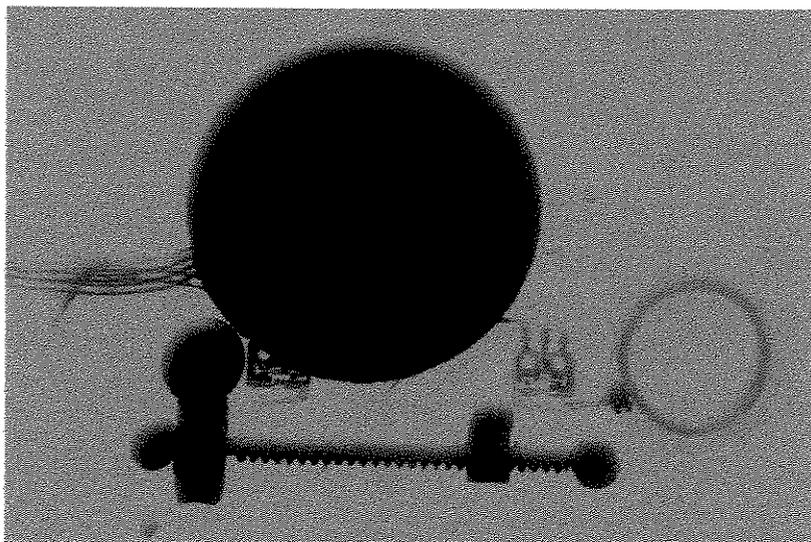


Figura 38 - Imagem positiva da radiografia do Ocluser na posição de abertura máxima, mostrando o Carro de Tração acionando antecipadamente o sensor do *Limite de Abertura*.

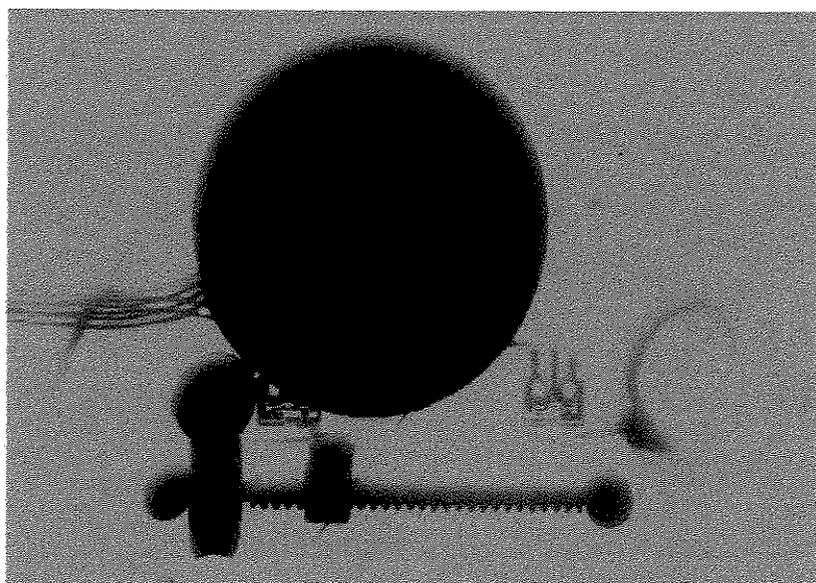


Figura 39 - Imagem positiva da radiografia do Ocluser na posição de fechamento máximo, mostrando o Carro de Tração acionando antecipadamente o sensor do *Limite de Fechamento*.

Como os sensores estavam operando corretamente antes do revestimento do Ocluser com silicone, supomos que, durante o processo de selagem, a tampa tenha ficado um pouco fora de sua posição, empurrando a parte superior do Carro de Tração sobre as alavancas dos sensores.

Cinco execuções de um dos comandos *Ajuste* correspondem a 12,5 milímetros de deslocamento do Carro de Tração; como os sensores estão equidistantes, podemos atribuir um erro de posicionamento de 6,25 milímetros em cada extremidade, distância inferior ao comprimento de um sensor (8 milímetros). As radiografias informam apenas a existência do erro; infelizmente, a tomada de medidas sobre as imagens radiográficas não pode ser considerada precisa, pois foi utilizado um aparelho de mamografia e há distorções da imagem real, como pode ser observado no eixo da Sem-fim “II” e nos suportes da Sem-fim “I”, que aparecem com inclinações diferentes.

Assim, estima-se que a variação do perímetro, na parte ativa do Oclisor, esteja entre 68,75 e 43,75 milímetros.



Capítulo 7

Teste do Conjunto Mecânico

Devido aos problemas ocorridos com a usinagem da Carcaça de Proteção, a carga de atrito inerente ao Conjunto Mecânico foi aumentada. Feitas as modificações relatadas no Capítulo 5, o Conjunto Mecânico passou a funcionar livremente, mas não sabíamos qual era a força de tração que ele efetivamente transmitiria para a Fita Constritora.

Para avaliar esta força e saber qual era a capacidade de tração do Ocluser, formulamos um teste mecânico com cargas progressivamente maiores.

Inicialmente um sistema com fios de Nylon, que permitia suspender um conjunto de pesos padronizados, foi preso ao Carro de Tração. A seguir, o Ocluser foi fixado na vertical com a parte ativa voltada para baixo, de maneira que os fios de nylon e o eixo da Sem-fim “T” ficassem alinhados.

Com o Carro de Tração na posição de *Limite de Abertura*, era colocada uma carga no sistema de fios de nylon e iniciávamos uma seqüência de dez comandos *Ajuste de Fechamento*. Terminada esta seqüência, o comando *Abre* era usado para trazer o Carro de volta à posição inicial. A combinação dos pesos permitia aumentos de 100 em 100 gramas até um total de 5 quilos, e, durante a execução de cada comando, era observado se ocorria perda de passos e se esta resultava em alteração mensurável no deslocamento do Carro de Tração.

Para cargas de 1 a 17 Newtons, o Conjunto Mecânico não apresentou problemas, tendo ocorrido uma única perda de passo, sem alteração no deslocamento

do Carro de Tração, com a carga de 17 Newtons. Com a carga de 18 Newtons o Conjunto apresentou perdas de passo sem alterações de deslocamento durante a execução dos três primeiros comandos; com 19 Newtons, ocorreu uma única perda de passos significativa na execução do quinto comando, causando deslocamento inferior ao esperado no Carro de Tação, e perdas não significativas em todos os demais, exceto para o comando *Abre* que funcionou adequadamente, principalmente por ter o vetor da carga no mesmo sentido do seu deslocamento. Com cargas de 20 e 21 Newtons, ocorreram perdas significativas em todos os comandos *Ajuste de Fechamento*, causando deslocamentos insuficientes do Carro de Tração, e com 22 Newtons a perda de passos foi total e não houve deslocamento do Carro de Tração. Estes resultados estão resumidos no Quadro 17.

Quadro 17 – Resultados do teste do Conjunto Mecânico do Ocluser

Carga	Aj 1	Aj 2	Aj 3	Aj 4	Aj 5	Aj 6	Aj 7	Aj 8	Aj 9	Aj 10	Abre
1 a 17 N	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
18 N	-	-	-	+	+	+	+	+	+	+	+
19 N	+	+	+	+	P	+	+	+	+	+	+
20 a 21N	P	P	P	P	P	P	P	P	P	P	+
22 N	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	

(+) sem alterações (-) perda de passo (P) deslocamento insuficiente (0) sem deslocamento

Os resultados deste teste mostraram que as perdas mecânicas foram muito elevadas e mais de 50% da capacidade do motor está sendo usada para vencer as cargas inerciais e de atrito do próprio Conjunto Mecânico. Apesar de ter atingido valores maiores, consideramos a força de 17 Newtons como a força máxima efetiva de tração desenvolvida pelo Ocluser.



Capítulo 8

Teste *in vitro* do Protótipo

O Cólon Canino

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 peças de experimentação os cólons retirados de 5 cães mestiços, adultos, pesando mais de dez quilos.

Os animais eram sacrificados e através de laparotomia mediana (abertura longitudinal do abdome), usando o apêndice cecal e o assoalho pélvico como pontos de referência, o cólon era ressecado por inteiro, mantendo-se a artéria marginal e parte do meso (tecido que sustenta os vasos sanguíneos). A seguir o conteúdo do cólon era esvaziado por ordenha e 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 devido à autonomia das fibras musculares lisas como unidade contrátil [37], por isso a peça era imersa em soro fisiológico e mantida a 10°C até o fim da experimentação. Ao atingir temperaturas abaixo de 15°C o cólon reduz toda a atividade elétrica e motora [38] e assume um estado que chamaremos de repouso.

A Cuba de Ensaio

Esta cuba em acrílico foi especialmente desenhada e construída para este tipo de experimentação, já tendo sido utilizada durante os trabalhos de mestrado (Figura 40). Ela possui 30 x 15 x 15 cm e no seu interior há uma estrutura com uma abertura circular por onde é passada a extremidade distal do cólon, que, a seguir, é introduzida na parte ativa do Ocluser.

Em uma das paredes paralelas à esta estrutura interna, existe um orifício que permite a introdução do catéter de duas vias usado para registro da pressão e injeção de ar comprimido. Ao redor deste orifício, no lado interno da cuba, há uma peça com diâmetros crescentes que serve para prender a porção proximal do intestino. Para garantir que esta fixação do cólon seja firme e com vedação completa, é utilizada uma pequena braçadeira de metal.

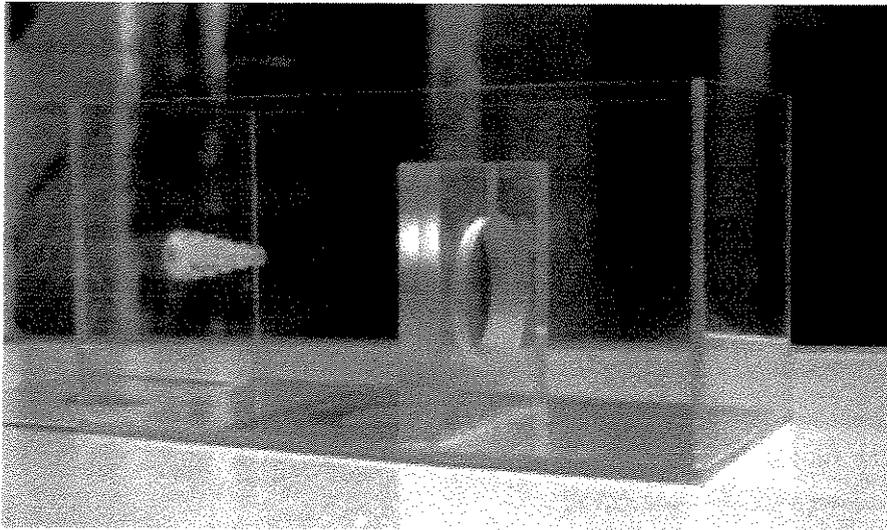


Figura 40 - Foto da cuba de ensaios onde podem ser vistas a estrutura interna e a peça para fixação dos cólons.

O Registro da Pressão Intraluminal

Nossa opção para registro foi a utilização da técnica com catéter de ponta aberta, que, segundo a literatura [39], registra a pressão real dentro do intestino mas

apresenta o risco de entupimentos, podendo mascarar a leitura. Nós usamos um catéter de hemodinâmica do tipo Swan-Ganz 1,5 cc CAP. 831HF7,5 da Baxter, cujo balão distal foi destruído e a sua via foi usada para injetar ar comprimido; a via com abertura distal era preenchida com soro fisiológico e conectada a um transdutor de pressão Statham Gould P23Db (Figura 41), colocado no mesmo nível da ponta do catéter. O transdutor era ligado a um amplificador diferencial construído pelo Departamento de Engenharia Biomédica, e o registo gráfico era colhido e depois plotado em um equipamento 7090A Measurement Plotting System da Hewlett-Packard.

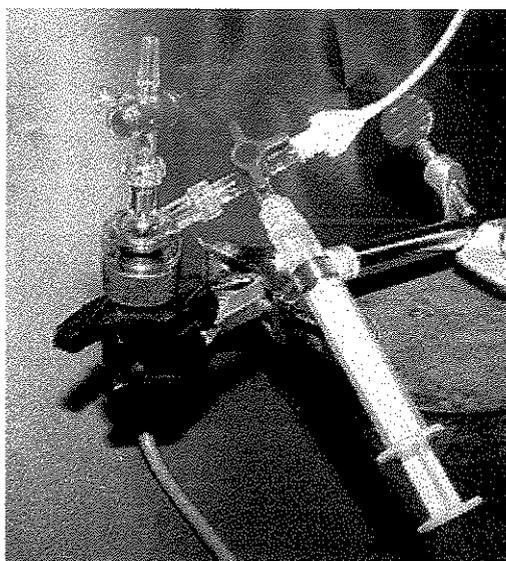


Figura 41 - Foto da montagem do sensor de pressão com a via do cateter utilizada na monitoração da pressão.

A Metodologia

Com o transdutor de pressão calibrado em 0 mmHg para a pressão atmosférica e com todas as conexões do cateter e dos instrumentos revisadas, iniciávamos a preparação do cólon para a experimentação. A peça era retirada do soro fisiológico e colocada sobre uma superfície lisa e plana.

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.

Em seguida, era seccionado da extremidade distal do cólon um anel com 1 cm de largura, que, depois de aberto na porção antimesocólica, era colocado paralelo à régua e tracionado levemente, medindo-se assim o perímetro inicial do cólon. Encerrada esta coleta de dados, a peça era alinhada dentro da cuba e, caso seu comprimento fosse maior do que a distância entre a peça de fixação e a posição do Ocluser, a porção excedente era removida da extremidade proximal.

O próximo passo era fixar o corpo de prova à cuba de ensaios. Para evitar que durante este procedimento o cateter entupisse, a via com abertura distal era infundida com soro fisiológico sob pressão. Usando a braçadeira metálica, a extremidade proximal do cólon era acoplada firmemente à peça de fixação, impedindo vazamentos e a soltura durante o ensaio. A outra extremidade era, então, passada por dentro da estrutura central da cuba e introduzida na parte ativa do Ocluser.

Com o intestino e o Ocluser corretamente posicionados, a cuba era preenchida com 4,5 litros de soro fisiológico a 10°C e a válvula de ar comprimido era aberta com um fluxo inferior a 100 ml/min (Figura 42).

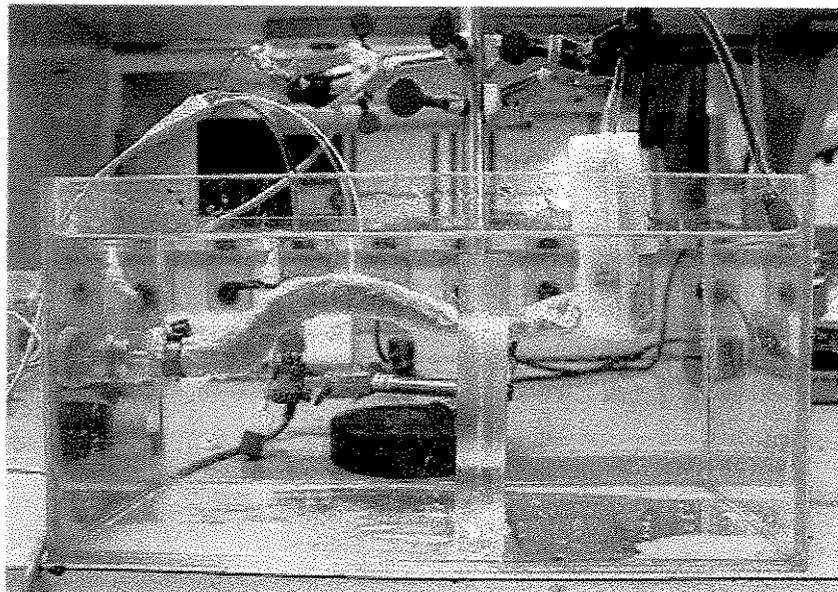


Figura 42 - Foto do experimento na fase inicial.

Com o surgimento de bolhas de ar na extremidade do cólon, a válvula de ar era fechada e o Ocluser era acionado com um comando *Ajuste de Fechamento*. A seguir, abria-se novamente a válvula de ar e verificávamos se alguma continência era obtida pela emissão, ou não, de bolhas de ar na extremidade do intestino. Esta seqüência de procedimentos era repetida até o surgimento do primeiro estado de continência, que podia ser verificado pela ausência da emissão de bolhas na extremidade distal do cólon, acompanhada por um aumento da pressão interna (Figura 43).

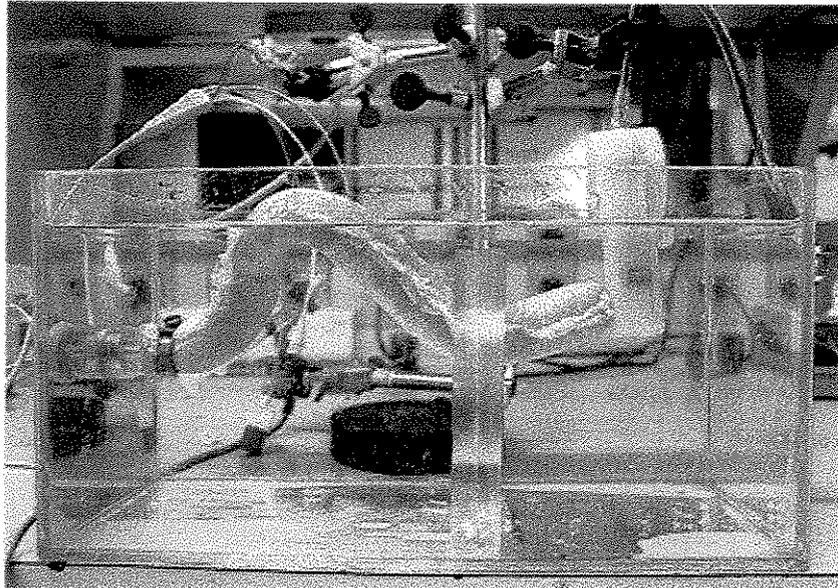


Figura 43 - Foto de uma fase de continência durante o experimento.

Quando isto ocorria, aguardávamos até uma nova emissão de bolhas e então a válvula de ar era fechada, pois, neste ponto, a pressão de continência havia sido vencida. Após cinco minutos, tempo suficiente para a acomodação do cólon ao seu novo volume, o comando de *Ajuste de Fechamento* era novamente acionado e, em seguida, a válvula de ar era reaberta, assim permanecendo até o momento em que outro escape de bolhas ocorresse. Esta segunda seqüência de procedimentos era repetida até o surgimento de uma pressão de continência superior a 100 mmHg, ou com o acionamento do *Limite de Fechamento*, quando o experimento era encerrado.

Os Resultados

No Quadro 17 temos as informações sobre o peso dos animais e as medidas dos cólons.

Quadro 18 – Peso dos animais e medidas dos cólons

Cão	Peso (kg)	Comprimento do cólon (cm)	Perímetro inicial (mm)	Perímetro final (mm)	Varição do perímetro (mm)
1	13	33	60	46,25	13,75
2	12,5	29	70	48,75	21,25
3	14,3	38	70	46,25	23,75
4	14	42	75	43,75	31,25
5	11	35	70	46,25	23,75
média	12,96	35,4	69	46,25	22,75

No Quadro 18 temos os resultados do teste *in vitro*, com os valores da pressão (mmHg) registrada no interior dos cólons para cada perímetro da parte ativa do Ocluser. O intervalo dos perímetros é aquele definido no Teste 3 do Circuito de Controle.

Quadro 19 – Resultados dos experimentos de continência

Perímetro (mm)	Cão 1	Cão 2	Cão 3	Cão 4	Cão 5	média
43,75				79,44		—
46,25		127,60		56,62	126,76	103,66
48,75	117,20	70,56	112,39	47,32	56,62	80,82
51,25	47,58	47,50	84,51	11,83	43,10	46,9
53,75	32,62	0,00	94,65	0,00	27,89	31,03
56,25	21,30	0,00	73,94	0,00	0,00	19,05
58,75	0,00	0,00	38,87	0,00	0,00	7,77
61,25	0,00	0,00	6,76	0,00	0,00	1,35
63,75	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
66,25	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00
68,75	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00	0,00

Somente o experimento com o Cão 4 atingiu o limite de fechamento antes de produzir uma pressão superior a 100 mmHg, mas mesmo assim, registrou uma pressão máxima de 79,44 mmHg, que está dentro da faixa de continência que pretendemos obter com o Ocluser. Observa-se também que este foi o animal que apresentou o maior perímetro inicial do cólon.

Nenhum cólon apresentou lesão macroscópica na superfície exposta à ação da parte ativa; e todos entraram em contração, voltando ao tamanho inicial, depois que o Ocluser foi aberto.

Na Figura 44 temos um gráfico onde estão representadas, para cada um dos animais de experimentação, as pressões de continência em função das reduções do perímetro da parte ativa do Ocluser (Quadro 18).

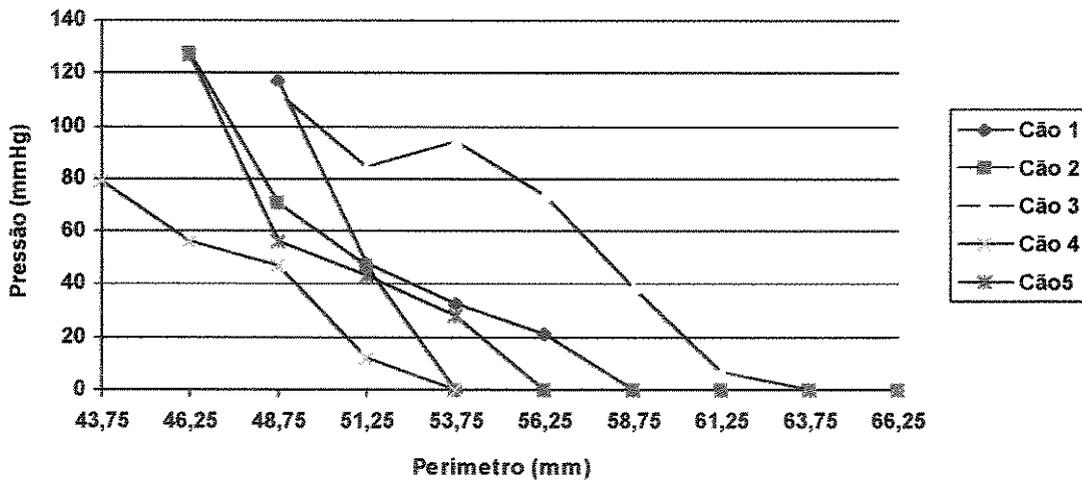


Figura 44 – Pressão de continência X Perímetro da parte ativa do Ocluser, para cada animal de experimentação.

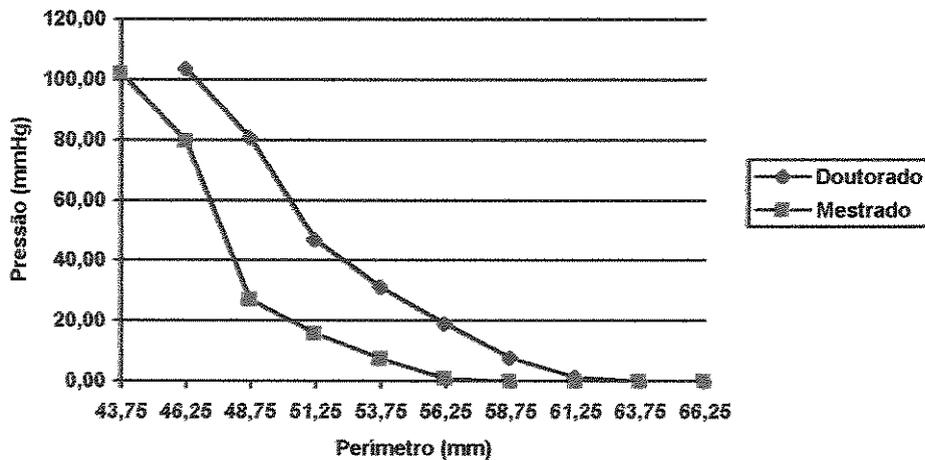


Figura 45 – Gráfico com as médias das pressões de continência em função do perímetro da parte ativa do Ocluser, nas duas fases de desenvolvimento do protótipo.

Na Figura 45 apresentamos um gráfico comparando as médias das pressões de continência em função do perímetro da parte ativa do Oclisor registradas neste trabalho (Doutorado), com aquelas obtidas no trabalho anterior (Mestrado) e que balizaram a construção deste protótipo.

Observa-se que o padrão das curvas é o mesmo e o deslocamento para a direita, da curva obtida neste trabalho, é devido ao perímetro inicial médio ter sido maior do que o registrado no trabalho anterior. Este fato nos indica que talvez seja necessário o desenvolvimento de oclusores em tamanhos diferentes (pequeno, médio, grande) para melhor atender as exigências de cada paciente em função da variação dos diâmetros das colostomias.

⊕ ⊕ ⊕

Capítulo 9

Conclusões

Com a finalização dos trabalhos desta tese de Doutorado, podemos afirmar que:

1. A escolha de um motor de passo para a construção do Ocluser Ativo Implantável para Colostomia foi correta e constitui uma nova abordagem na busca de uma solução para o problema;
2. O Circuito de Controle cumpriu plenamente as funções para as quais foi programado, entretanto há necessidade de otimização e compactação da unidade de controle, tornando-a portátil e com uma interface amigável ao usuário;
3. O Conjunto Mecânico conseguiu realizar a tarefa para a qual foi projetado e as falhas apresentadas no protótipo são passíveis de correção, o que deverá melhorar significativamente o desempenho do conjunto;
4. A força de tração necessária para produzir estados de continência foi menor do que a estimada anteriormente, o que permitirá uma re-estruturação do Conjunto Mecânico e a redução do torque solicitado ao motor de passo, ambos contribuindo para a redução das dimensões e peso do protótipo;
5. A escolha da Fita Constritora foi correta e permitiu produzir os estados de continência esperados, além de ter contribuído na redução da força de tração necessária devido ao coeficiente de atrito menor e às propriedades mecânicas do material utilizado;

6. O Ocluser apresentou o mesmo padrão de resultados obtidos nos nossos trabalhos anteriores, produzindo estados de continência entre 60 e 80 mmHg nos cinco experimentos realizados;
7. A parte ativa não causou nenhum dano macroscópico aos cólons utilizados, mas um estudo *in vivo* e a observação microscópica são necessários para certificar a inexistência de lesões ;
8. A idéia de imitar o esfíncter natural, associando as ações de constrição e deslocamento lateral, é válida.

Portanto, fica comprovado que, com a utilização de uma fita constritora tracionada por um motor de passo, é possível construir um Ocluser que substitui o esfíncter natural, produzindo, em cólons isolados, estados de total continência para pressões de 60 a 80 mmHg.

Consideramos encerrada a segunda fase de desenvolvimento do Ocluser Ativo Implantável para Colostomias, tendo conseguido um protótipo eficaz, que, submetido às correções e otimizações necessárias, poderá ser produzido em pequena escala para a realização de testes *in vivo*.



Bibliografia

- [1] KUIJPERS, H.C. e Scheuer, M.; "Disorders of impaired fecal control - a clinical and manometric study", *Dis Colon Rectum*, 1990; 33(3): 207-211.
- [2] 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 Cirurgias*, 1986; 13(4): 159-163.
- [3] RUBIN, G. P.; Devlin, H. B.; "The quality of life with a stoma", *Br J Hosp Med*, 1987; 38: 300-306.
- [4] DEVLIN, H.B.; "Colostomy: past and present", *Annals Royal College Surg Engl*, 1990; 72(3): 175-176.
- [5] BAUMEL, H.; Fabre, J. M.; Manderscheid, J. C.; Domergue, J.; Visset, J.; "Conséquences médico-sociales des stomies digestives définitives - Etude retrospective multicentrique nationale", *Presse Méd*, 1994 Dec 17; 23(40): 1849-53.
- [6] BARTHA, I; Hajdu, J.; Bokor, L.; Kanyari, Z.; Damjanovich, L.; "Quality of life of post-colostomy patients", *Orv Hetil*, 1995; 136(37): 1995-8.
- [7] ROMANO, G.; Rotondano, G.; D'Alessandro, V.; Esposito, P.; Liguori, C.; Costanzo, A.; "La riabilitazione del paziente stomizzato", *G Chir*, 1995 Mar; 16(3): 125-128.
- [8] SCHAUBE, J.; Scharf, P.; Herz, R.; "The quality of life after extirpation of the rectum for carcinoma", *Dtsch Med Wochenschr*, 1996; 121(6): 153-7.
- [9] BAUER, J.J.; Wertkin, M.G.; Gelernt, I.M.; Kreel, I.; "A continent colostomy: the magnetic stoma cap", *The Am J Surgery*, 1977 Set; 134: 334-337.
- [10] PIEPER, B.; "Persons who have stomas: violent injury versus disease", *J ET Nurs*, 1992 Jan-Feb; 19(1): 7-11.

- [11] ZIGIC, B.; Stanisic, M.; Maric, Z.; Andromako, N.; Acimovac, P.; Topic, B.; Zigic, M.; “Reconstructive surgery of the colon and rectum following war injuries”, *Vojnosanit Pregl*, 1995 Sep-Oct; 52(5): 451-4.
- [12] SANTOS, V.L.; Koizumi-MS SO; “Estudo sobre os resultados da irrigação em colostomizados submetidos a um processo de treinamento sistematizado”, *Rev Esc Enferm USP*, 1992 Dec; 26(3):303-14.
- [13] 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, 1970: 75-79.
- [14] SURFACE, C.F.; “Colostomy control button”, *Jama*, 1953; 151: 559.
- [15] DE PAULA, J. B.; “Estudo preliminar para construção de um Oclisor Ativo Implantável para colostomias”; Tese de Mestrado pelo Depto. de Eng. Biomédica - Faculdade de Eng. Elétrica - UNICAMP apresentada em 03 de Setembro de 1992.
- [16] ZANG; L. P.; Xing, W.; “The application of stool excretion alarm systems in patients with permanent colostomies”, *Chung Hua Hu Li Tsa Chih*, 1994; 29(11): 646-8.
- [17] CHRISTIANSEN, J.; Médico-cirurgião, Department of Surgery D, Glostrup Hospital, University of Copenhagen, Denmark; Correspondência pessoal.
- [18] RASMUSSEN, O. O.; Christiansen, J.; “Treatment of complicated forms of anal incontinence”, *Ugeskr Laeger*, 1994; 156(46): 6829-31.
- [19] FITZGERALD, A. E.; Kingsley Jr., C.; Umans, S. D.; Capítulo 4 “Rotating machines: basic concepts”, em *Electric Machinery*, Fifth Edition, McGraw-Hill Inc., 1992:147-170.
- [20] KUO, B. C.; “Chapter 1 - Introduction - Step motors” em *Step Motors and Control Systems*, SRL Publishing Company, Champaign, Illinois, EUA, 1979:1-46.
- [21] Apostila Técnica “Motores de Passo” editada e distribuída por Motores Sincro Ltda.

- [22] JACCOBUCCI, A. L.; Sierra, X. C.; "Relatório de conclusão de estágio de iniciação científica no DEB - FEE - Unicamp", 2º Semestre de 1993.
- [23] DE PAULA, J. B.; Cliquet Jr., A.; "A feasibility study on a new artificial sphincter for colostomy", *J Artificial Organs*, ISAO, 1995;19(3):222-224.
- [24] CMOS Integrated Circuits, Data Book da RCA Solid State, 1987:213-215.
- [25] KUO, B. C.; "Chapter 4 - Drive circuitry for step motors" em *Step Motors and Control Systems*, SRL Publishing Company, Champaign, Illinois, EUA, 1979:1-46.
- [26] Motion Control Application Manual; SGS Technology and Service 1986: 443-458.
- [27] BORDINI, A. B.; "Engrenagens e rodas denteadas" em *Publicações Técnicas*, Senai, Depto. Nac., Divisão de Ensino e Treinamento, Brasil, 1972, (5):11-16.
- [28] MARTIGNONI, A.; "Capítulo VI - Uniões e transmissões" em *Construção Eletromecânica*, 1ª Edição, Editora Globo, Porto Alegre, Brasil, 1970:284-287.
- [29] CHRISTIANSEN, J.; Lorentzen, M.; "Implantation of artificial sphincter for anal incontinence / report of five cases", *Dis Colon Rectum*, 1989; 32(5): 432-436.
- [30] FISHMAN, I. J.; Shabsigh, R.; Scott, F. B.; "Experience with the artificial urinary sphincter model AS800 in 148 patients", *The Journal of Urology*, 1989; 141(2): 307-310.
- [31] TENNEY, J. B.; Graney, M. J.; "The quest for continence: a morphologic survey of approaches to a continent colostomy", *Dis Colon Rectum*, 1978; 21(7): 522-533.
- [32] SCHIFRIN, K.; Bard Latin American Division, Fabricante de implantes cirúrgicos; Informações obtidas via Fax.
- [33] DANG, M.; Thacker, J. G.; Hwang, J. C.; "Some biomechanical considerations of polytetrafluoroethylene sutures", *Arch Surg*, 1990; 125(3): 647-650.
- [34] WEBSTER, J. G.; "Vascular prosthesis", em *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 3*, Wiley-Interscience Publication, 1988;3: 2841-2843.

- [35] ALMEIDA, E. R.; Dental Morelli, Fabricante de produtos ortodônticos; Informações obtidas via Fax.
- [36] WEBSTER, J. G.; "Biocompatibility overview: classes of materials, inflammation, infection", em *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Volume 1*, Wiley-Interscience Publication, 1988; 1:185-187
- [37] MENEGHELLI, U. G.; "Capítulo 61 - Anatomia e fisiologia," em *Gastroenterologia Clínica*; vol 3; Renato Dani e Luiz de Paula Castro, Ed. Guanabara, 2ª Edição, 1988:763-780.
- [38] ABERG, A. K. G. e Axelsson, J.; "Some mechanical aspects of an intestinal smooth muscle," *Acta Physiol Scand.* 1965; 64:15-27.
- [39] CONNELL, A. M.; "Chapter 101: Motor action of the large bowel," em *Handbook of Physiology, Sec. 6 Alimentary Canal*; American Physiological Society, Washington D. C, 1968; 4:2075-2090.

⊕ ⊕ ⊕