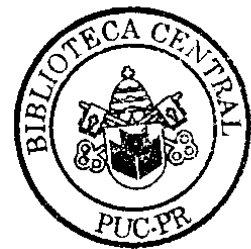


PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ



CLEO PINHEIRO DE SOUZA

**Projeto e Construção de Equipamento para Treinamento
em Anastomoses Vasculares e Análise de Vazamento**



CURITIBA
Agosto / 2006

PONTIFÍCIA UNIVERSIDADE CATÓLICA DO PARANÁ



CLEO PINHEIRO DE SOUZA

**Projeto e Construção de Equipamento para Treinamento
em Anastomoses Vasculares e Análise de Vazamento**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica, Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, Departamento de Ciências Exatas e de Tecnologia, Pontifícia Universidade Católica do Paraná.

Orientadora: Prof^a Dr^a Beatriz Luci Fernandes

CURITIBA
Agosto / 2006

Biblioteca Central
Projeto e construção de equipamento para treinamento em
Ac. 215640 - R. 656871 Ex. 1
Doação - PPGEM
28/11/2006

S729p 2006	<p>Souza, Cleo Pinheiro de Projeto e construção de equipamento para treinamento em anastomoses vasculares e análise de vazamentos / Cleo Pinheiro de Souza ; orientador, Beatriz Luci Fernandes. – 2006. 85 f. : il. : 30 cm</p> <p>Dissertação (mestrado) – Pontifícia Universidade Católica do Paraná, Curitiba, 2006 Inclui bibliografia</p> <p>1. Anastomose cirúrgica. 2. Instrumentos e aparelhos médicos. I. Fernandes, Beatriz Luci. II. Pontifícia Universidade Católica do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica. III. Título</p> <p style="text-align: right;">CDD 20. ed. – 617 617.9178</p>
---------------	---

TERMO DE APROVAÇÃO

CLEO PINHEIRO DE SOUZA

“Projeto e Construção de Equipamento para Treinamento em Anastomoses Vasculares e Análise de Vazamento”

Dissertação aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre no Curso de Mestrado em Engenharia Mecânica, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, do Centro de Ciências Exatas e de Tecnologia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná, pela seguinte banca examinadora:

Beatriz Fernandes
Presidente: **Profª Drª Beatriz Luci Fernandes (Orientadora)**
Curso de Engenharia Mecânica (PUCPR)

Josué Bruginski de Paula
Prof. Dr. Josué Bruginski de Paula
Curso de Medicina (PUCPR)

Elisângela Ferretti Manffra
Profª Drª Elisângela Ferretti Manffra
Curso de Engenharia Elétrica (PUCPR)

Curitiba, 30 de agosto de 2006

A minha adorável esposa Mary Lucia Boeing
e meus maravilhosos filhos
Leonardo Boeing Pinheiro de Souza e
Giovanna Boeing Pinheiro de Souza.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por me escutar e atender nas horas em que mais precisei, por suas Bênçãos e Luz que iluminaram o caminho a trilhar, chegando até aqui.

À Mary Lucia Boeing, minha esposa, doutora em cardiologia, que me ajudou e colaborou com seu conhecimento e amor a este trabalho, estando ao meu lado em todos os momentos. A meus adoráveis filhos Leonardo e Giovanna pelas horas em que o papai esteve ausente às brincadeiras e mesmo assim me trouxeram amor e compreensão em seus carinhos.

Às minhas Mães Lea Maria Pereira de Souza e Edilsa Della Giustina Boeing, que estão presentes na minha vida me educando e auxiliando com suas experiências de vida.

À professora Doutora Beatriz Luci Fernandes, minha orientadora, que me ajudou e me instruiu com sua sabedoria, por acreditar neste trabalho como contribuição a pesquisa e ao mundo acadêmico, e acreditar na minha pessoa para esta dissertação. À professora Doutora Viviana Cocco Mariani que com seu conhecimento transmitiu a ciência das informações. À Jane Marques da Rocha que sempre auxiliou na parte administrativa.

A todos aqueles que conheci na vida acadêmica, com os mesmos objetivos e lutando por um mesmo ideal.

A CNH, Case New Holland, que forneceu o material e maquinário para a execução das peças em chapas metálicas.

Ao Frigorífico Bel Paladar e Frigorífico Argus, pelos materiais cedidos para o desenvolvimento e testes do equipamento.

A todos os médicos que de uma forma contribuíram com a pesquisa e desenvolvimento deste trabalho.

RESUMO

Quando artérias ficam obstruídas devido a um acúmulo de gordura em suas paredes, uma cirurgia de anastomose é necessária para se restabelecer o fluxo sanguíneo. Este procedimento cirúrgico, anastomose, envolve, geralmente, o uso da circulação extracorpórea que pode acarretar complicações pós-cirúrgicas como demências, alteração de humor e vazamentos. Pesquisas vêm sendo realizadas no sentido de evitar a circulação extracorpórea e buscar procedimentos que diminuam o tempo das cirurgias evitando outras complicações como infecções hospitalares. O treinamento de um médico, para suturas em anastomoses, começa em cobaias com um custo, geralmente, elevado, além de envolver seres vivos, o que se tem evitado nos últimos anos. O objetivo deste trabalho foi o projeto e a construção de um equipamento para uso em treinamento de suturas e análise de vazamentos em anastomoses. Baseado na fisiologia humana foi definido um sistema fechado de circulação a fim de se obter treinamentos com fluxo e pressão de líquido controlado. O equipamento foi experimentado por cirurgiões que concluíram que o mesmo permite estabelecer critérios de comparação em um ensaio do material biológico e um não-biológico nas suturas em anastomoses, realizar treinamento de profissionais da área da saúde, analisar vazamentos em diferentes técnicas de sutura e de conexão na anastomose, diminuindo, desta forma, o número de cobaias utilizadas em treinamentos.

Palavras-chave: Anastomose cirúrgica, Instrumentos e aparelhos médicos.

ABSTRACT

When arteries are obstructed due to fat accumulation in its walls, a bypass surgery is necessary to recover the blood flow. This surgical procedure, anastomosis, involves, generally, the use of extracorporeal circulation which can cause complications after surgery as dementias, alteration of mood and leakages. Researches have been done to prevent the extracorporeal circulation and to search for procedures that reduces the time required for the surgeries preventing other complications as hospital infections. The training of a medical doctor, for sutures in anastomosis begins in guineapigs which, generally, has elevated costs besides to evolve living beings, which has been prevented in recent years. The objective of this work was the project and the construction of equipment for use in training of sutures and analysis of leakages in anastomosis. Based in the human physiology it was defined a closed system circulation in order to get training with controlled flow and pressure. The equipment was tested by surgeons and it was concluded that the equipment allows to establish criteria of comparison in an assay of a biological material and a not biological one in the anastomosis sutures, to get training of health professionals, to analyze leakages in different techniques of suture and connection in the anastomosis, reducing the number guineapigs using in trainings.

Key Words: Surgical anastomosis , Instruments and medical equipment.

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 – Ilustração do posicionamento das artérias e veias cardíacas. (1) Coronária esquerda, (2) coronária descendente anterior esquerda, (3) coronária circunflexa esquerda, (4) veia cava superior, (5) veia cava inferior, (6) aorta, (7) artéria pulmonar e (8) veias pulmonares. (GUYTON, 1988).....	16
Figura 02 – Ilustração das cavidades e válvulas cardíacas. (9) átrio direito, (10) ventrículo direito, (11) átrio esquerdo, (12) ventrículo esquerdo, (13) músculos papilares, (14) cordoalhas tendíneas, (15) válvula tricúspide, (16) válvula mitral e (17) válvula pulmonar. (GUYTON, 1988).....	17
Figura 03 – Ilustração das artérias coronárias e suas ramificações. (adaptado de TAL et al., 2004).....	18
Figura 04 – (a) coronária normal, (b) coronária obstruída por colesterol. (adaptado de TAL et al., 2004).....	18
Figura 05 – Ilustração de procedimento de “bypass” coronariano, mostrando o posicionamento da safena (retirada das pernas) e da artéria mamária (retirada do tórax). (adaptado de TAL et al., 2004).....	19
Figura 06 – Esquema da circulação extracorpórea utilizada em procedimentos cirúrgicos de bypass coronariano. (adaptado de A.D.A.M. 2004).....	20
Figura 07 – Classificação do tipo de anastomose de acordo com a região de sutura. Da esquerda para a direita: término-terminal, término-lateral e latero-lateral. (MIGLIAVACCA, F. DUBINI, G. 2005).....	22
Figura 08 – Anastomose com sutura contínua A: fios sendo passados, proximal e distalmente, em torno da coronária, B: A coronária é dissecada e garroteada, proximal e distalmente, C: Abertura longitudinal da coronária. (BRASIL, 2000).....	24
Figura 09 – D: Anastomose distal, E: Pinçamento tangencial da aorta ascendente, F: Enxerto aorto-coronário concluído. (BRASIL, 2000).....	25
Figura 10 – Conector St Judes para anastomose coronariana mecânica. (MICHAEL, 2003).....	26

Figura 11 – Sistema de sutura automática proximal para enxerto safena “Symmetry Saint Jude Medical”. Perfuração e recorte de um disco de parede aórtica. (UVA et al, 2001).....	27
Figura 12 – Sistema de sutura automática proximal para enxerto safena “Symmetry Saint Jude Medical”. Implantação da veia safena previamente montada em uma manga que ao ser retirada liberta um sistema de clips internos e externos que realizam a conexão veia- aorta. (UVA et al, 2001).....	27
Figura 13 – Veia safena conectada à aorta ascendente através do dispositivo mecânico (adaptado de MICHAEL, 2003).....	28
Figura 14 – Equipamento para treinamento de sutura (EBRAM NETO, 1998).....	38
Figura 15 – Modelo de circulação onde uma bomba representa o coração. (adaptado de KARAKAWA 1998).....	43
Figura 16 – Cisalhamento de um corpo entre dois planos paralelos. (MACHADO, 2002).....	43
Figura 17 – Sistema de pressão do sangue. (KARAKAWA 1998).....	47
Figura 18 – Curva mostrando a relação entre o raio e a pressão em uma artéria carótida de cão. (DOBRIN; ROVICK, 1969).....	47
Figura 19 – Morfologia básica da parede de uma artéria. (RATNER, 1996)	48
Figura 20 – Bomba eletromecânica utilizada no equipamento.	56
Figura 21 – Manômetro utilizado no equipamento.....	56
Figura 22 – Projeto planejado da tampa superior, mostrando os furos para posicionamento (A) mangueira de entrada, (B) manômetro, (C) mangueira de saída, (D) registro de pressão, (E) bocal de alimentação do reservatório, (F) fixação da tampa e gabinete.....	57
Figura 23 – Projeto planejado do suporte interno, (A) local do reservatório, (B) fixação da bomba.....	57
Figura 24 – Projeto planejado do gabinete mostrando (A) posicionamento das mãos, (B) encaixe dos pés de borracha, (C) conexão do visor do nível, (D) torneira de dreno, (F) cabo de alimentação de energia, (G) chave liga/desliga, (H) porta fusíveis, (I) fixação da tampa.....	58
Figura 25 – Projeto do suporte do tubo.	59
Figura 26 – Projeto do suporte do manômetro.	60
Figura 27 – Desenho do projeto em 3D.....	62

Figura 28 – Teste realizado com um tubo transparente de polietileno.	63
Figura 29 – Sutura em tubos de látex.	64
Figura 30 – Teste realizado em tubos de látex.	64
Figura 31 – material utilizado na anastomose. Pinça, fio mononaylon 6-0 e agulha Shalon.	65
Figura 32 – Artérias bovinas utilizadas nos ensaios de anastomose. À esquerda, uma artéria aorta em vista de topo e lateral e à esquerda uma coronária.	65
Figura 33 – Fixação do tubo de látex com duas presilhas, para o experimento.	66
Figura 34 – Gráfico da pressão máxima em relação a vazão.	68
Figura 35 – Anastomose em artéria aorta bovina.	69
Figura 36 – Duas suturas realizadas em uma artéria aorta, sem pressão.	70
Figura 37 – Teste de vazamento na anastomose. O vazamento ocorre em outra região da artéria que estava aberta.	70

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Relação de componentes para a construção do equipamento.....	61
Tabela 2 – Relação de materiais para a realização dos testes.....	63

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 OBJETIVO.....	15
3 REVISÃO DA LITERATURA.....	16
3.1 Doenças Coronarianas E Cirurgias De Anastomose Coronarianas	16
3.1.1 Anastomose De Sutura Manual.....	22
3.1.2 Anastomose Com Dispositivo Mecânico.....	26
3.2 Vazamentos Em Anastomoses Coronarianas	33
3.3 Treinamentos Para Anastomose	36
3.3.1 Equipamento Para Treinamento	37
3.4 Aspectos Mecânicos De Equipamento Para Treinamento Da Anastomose.....	40
3.4.1 Energias Envolvidas No Movimento De Fluidos Em Dutos	40
3.4.2 Viscosidade	43
3.4.3 Pressão	46
3.4.4 Volume	48
3.7 Materiais Biocompatíveis.....	50
4 METODOLOGIA.....	55
4.1.1 Projeto E Construção Do Equipamento Para Análise De Vazamentos	55
4.2 Ensaios	62
5 RESULTADOS	66
5.1 Equipamento	66
5.2 Ensaios	68
6 DISCUSSÃO	72
7 CONCLUSÕES	74
8 SUGESTÃO PARA TRABALHOS FUTUROS.....	75
9 REFERÊNCIAS	76
10 REFERÊNCIAS TAMBÉM CONSULTADAS	83

1 INTRODUÇÃO

Doenças arteriais coronarianas desenvolvem-se quando uma ou mais coronárias, responsáveis pelo suprimento de sangue para o músculo cardíaco, ficam obstruídas devido ao acúmulo de colesterol e outras substâncias em suas paredes. Este acúmulo de substâncias afeta sensivelmente o fluxo sanguíneo o que pode danificar, de forma irreversível, o músculo cardíaco.

Depósitos de substâncias gordurosas dentro das artérias podem formar um revestimento de tecidos cicatrizantes, levando à formação de uma placa, ao estreitamento do lúmen das artérias e ao enrijecimento das paredes das mesmas, processo chamado de arteriosclerose. Eventualmente este depósito pode bloquear completamente o fluxo sanguíneo. A maioria das pessoas com angina (dores no peito) possui um bloqueio de uma ou mais artérias ou de suas ramificações. O bloqueio total das artérias ou de suas ramificações pode levar à morte por infarto. (MERCK, 2006)

Cirurgias de anastomose são realizadas quando pelo menos duas artérias estão bloqueadas. O objetivo dessas cirurgias é aliviar os sintomas da doença, incluindo a angina, fazendo com que o paciente retome a sua vida normal com um menor risco de sofrer infarto ou outros problemas cardíacos (JATENE, 2003).

Este procedimento cirúrgico é amplamente realizado e estima-se que mais de 800000 cirurgias de “bypass” sejam realizadas anualmente em todo o mundo. (FLAMENG, 1997)

Durante o procedimento cirúrgico, o paciente é conectado a um equipamento que substitui o coração e os pulmões, realizando-se uma circulação extracorpórea do sangue. O coração deixa de funcionar durante o procedimento que pode durar de 4 a 5 horas. Terminada a intervenção cirúrgica o coração é ressuscitado através de descargas elétricas e o sangue volta ao circuito normal. Algumas vezes, um marca passo tem que ser instalado temporariamente para restabelecer o ritmo cardíaco.

Pesquisadores têm encontrado um número significativo de micro embolias em artérias cerebrais de pacientes que sofreram cirurgia de anastomose com circulação extracorpórea. Essa embolia tem causado complicações pós-cirúrgicas como dificuldade de manter uma linha de pensamento, perda de memória, irritabilidade constante e declínio cognitivo. (LEE, DANG, YAMAUCHI, 2003)

Pesquisas vêm sendo realizadas no sentido de evitar a circulação extracorpórea durante a cirurgia. Ao mesmo tempo, procura-se um procedimento que diminua o tempo das cirurgias evitando outras complicações como infecções hospitalares.

A redução do tempo de cirurgia pode ser conseguida através de treinamento adequado do cirurgião que, atualmente, é realizado *in vivo*, ou seja, através de anastomoses em animais. Este tipo de treinamento, além de caro, utiliza seres vivos, o que tem sido evitado nos últimos anos. No entanto, até o momento, não existe sistema através que permita a realização de treinamentos de anastomoses *in vitro*.

Um segundo problema relacionado às anastomoses é o vazamento das mesmas que só pode ser detectado durante a recuperação cirúrgica dos pacientes, o que pode levar a necessidade de uma reoperação.

As doenças cardiovasculares são a causa mais freqüente de mortalidade no Brasil (300.000 mortes/ano), sendo responsáveis por 34% das causas de óbito no município de São Paulo. (YAZLLE ROCHA, et al., 1989)

2 OBJETIVO

O objetivo geral deste estudo é desenvolver um equipamento para o treinamento do procedimento de anastomose e para a avaliação de vazamentos nas mesmas.

Os seguintes objetivos específicos são necessários para atingir o objetivo geral:

1. Estudo dos parâmetros fisiológicos envolvidos no projeto e construção do equipamento, direcionado para anastomoses vasculares;
2. Construção de um protótipo;
3. Teste do protótipo.

3 REVISÃO DA LITERATURA

3.1 Doenças coronarianas e cirurgias de anastomose coronarianas

O coração é uma bomba muscular oca de função pulsante que impele o sangue pelas artérias e veias. Possui a forma de um cone truncado apresentando base, ápice e faces. Localiza-se atrás do esterno, ficando obliquamente entre os pulmões sobre o diafragma, sendo que, cerca de dois terços ficam posicionados do lado esquerdo do tórax. (GUYTON, 1988)

O septo impede que o sangue do lado esquerdo se misture com o sangue do direito e vice versa. A bomba do lado esquerdo é responsável pelo bombeamento do sangue para os músculos esqueléticos durante a atividade física ou exercício. (DAVID, 2003)

O músculo cardíaco contrai e relaxa ritmicamente (Sístole - contração e Diástole - relaxamento), bombeando sangue para os pulmões (pequena circulação) e depois para todo o corpo (grande circulação). (GUYTON, 1988)

As Figuras 1 e 2 ilustram as partes do coração.

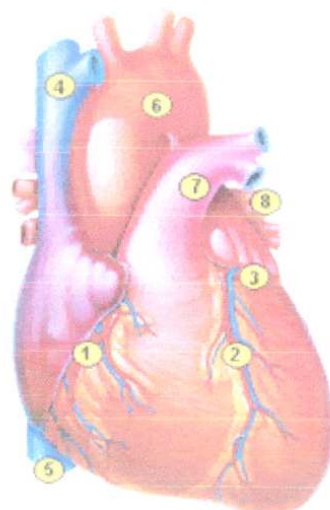


Figura 01 – Ilustração do posicionamento das artérias e veias cardíacas. (1) Coronária esquerda, (2) coronária descendente anterior esquerda, (3) coronária circunflexa esquerda, (4) veia cava superior, (5) veia cava inferior, (6) aorta, (7) artéria pulmonar e (8) veias pulmonares. (GUYTON, 1988)

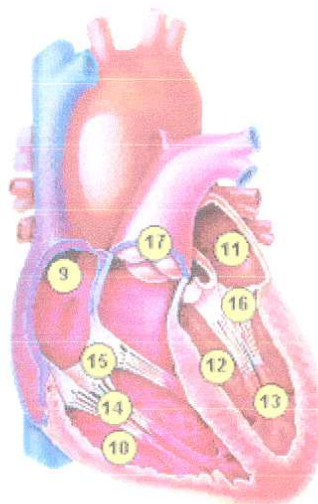


Figura 02 – Ilustração das cavidades e válvulas cardíacas. (9) átrio direito, (10) ventrículo direito, (11) átrio esquerdo, (12) ventrículo esquerdo, (13) músculos papilares, (14) cordoalhas tendíneas, (15) válvula tricúspide, (16) válvula mitral e (17) válvula pulmonar. (GUYTON, 1988)

Internamente, divide-se em quatro seções ou câmaras. Dois átrios (direito e esquerdo) e dois ventrículos (direito e esquerdo). Os átrios têm a função de receber o sangue venoso ou arterial dependendo do átrio, se direito ou esquerdo, respectivamente. Os ventrículos têm a função de expulsar o sangue do coração para os pulmões (ventrículo direito) e do coração para o resto do corpo (ventrículo esquerdo). Para evitar o refluxo sanguíneo no lado direito do ventrículo para o átrio encontra-se a válvula Tricúspide, e para evitar o refluxo sanguíneo do tronco pulmonar para o ventrículo direito encontra-se a válvula pulmonar. Da mesma forma que o lado direito, o refluxo sanguíneo do lado esquerdo é impedido graças à válvula mitral, localizada entre o átrio esquerdo e o ventrículo esquerdo e a válvula aórtica situada entre o ventrículo esquerdo e a artéria aorta.

As artérias que suprem o músculo cardíaco com oxigênio e nutrientes são conhecidas como artérias coronárias, como ilustra a Figura 3. O estreitamento dessas artérias é conhecido como doença da artéria coronária que é a doença cardíaca mais comum.

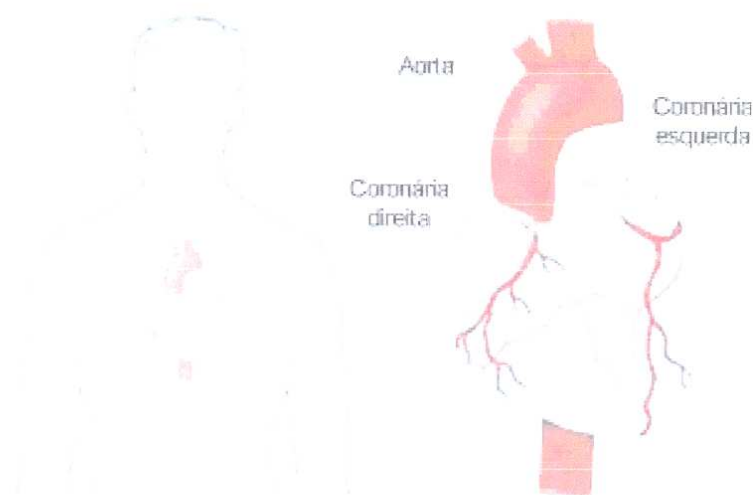


Figura 03 – Ilustração das artérias coronárias e suas ramificações. (adaptado de TAL et al., 2004)

Cirurgias de “bypass” coronarianas são realizadas para restaurar o fluxo sanguíneo através das coronárias, que suprem o músculo cardíaco, quando ocorre uma obstrução total ou parcial dessas artérias, devido ao acúmulo de gordura (aterosclerose), como ilustra a Figura 4. (TAL et al., 2004)

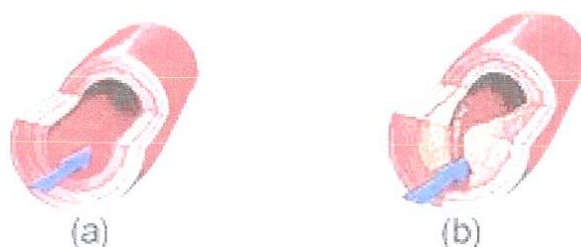


Figura 04 – (a) coronária normal , (b) coronária obstruída por colesterol. (adaptado de TAL et al., 2004)

A revascularização cirúrgica do miocárdio consagrou-se, nos últimos 30 anos como um procedimento seguro e bem estabelecido para o tratamento da insuficiência coronariana, proporcionando a remissão dos sintomas e contribuindo para o prolongamento e melhora da qualidade de vida de pacientes portadores de doença coronária. (BRASIL, Luiz Antônio et al., 2000)

A cirurgia, conhecida como ponte de safena ou “bypass”, envolve a restauração da circulação sanguínea ao redor da parte da artéria que está obstruída.

Isso é feito utilizando-se pontes (“bypass”) formadas por pedaços de veias extraídas de outras partes do corpo, geralmente das pernas (safena), dos braços (artéria radial) ou do tórax (artéria mamária). A Figura 5 ilustra o posicionamento dessas artérias após a cirurgia. (LEE, DANG, YAMAUCHI, 2003)

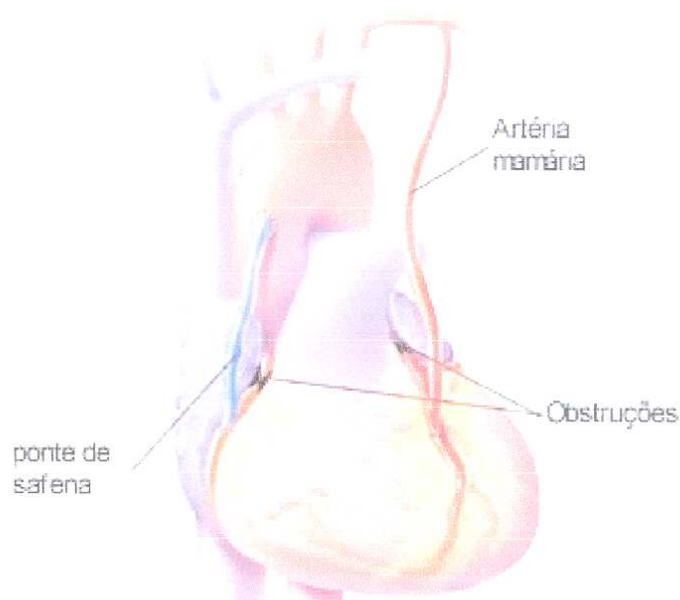


Figura 05 – Ilustração de procedimento de “bypass” coronariano, mostrando o posicionamento da safena (retirada das pernas) e da artéria mamária (retirada do tórax). (adaptado de TAL et al., 2004)

Apesar dos baixos índices de mortalidade hospitalar, a morbidade pós-operatória ainda permanece considerável, especialmente para aqueles pacientes com doenças associadas tais como: renais crônicos, portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), presença de acidente vascular cerebral prévio, distúrbios de coagulação, doenças metabólicas e endócrinas ou, ainda, pacientes com faixa etária elevada. Esta morbidade é causada principalmente pelos efeitos sistêmicos adversos decorrentes do uso da circulação extracorpórea (CEC). Com este recurso, o sangue é desviado para o equipamento que faz o papel dos pulmões de oxigenar o sangue, e do coração de bombeá-lo. Um esquema da circulação extracorpórea pode ser visto na Figura 6. (BRASIL, Luiz Antônio et al., 2000)

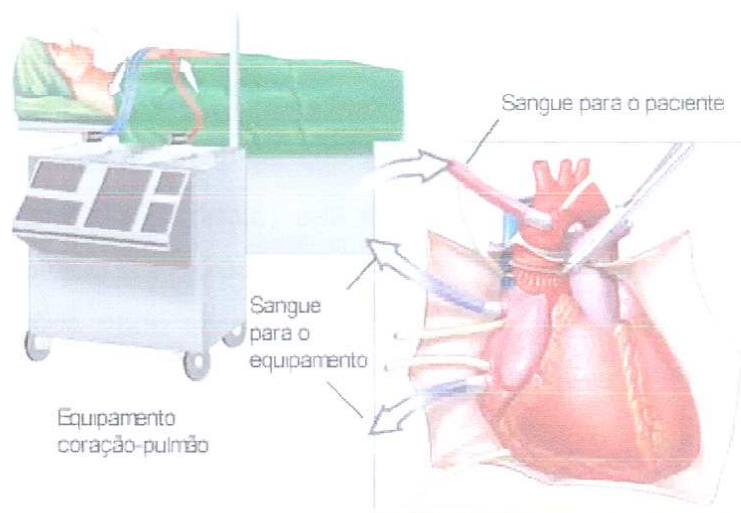


Figura 06 – Esquema da circulação extracorpórea utilizada em procedimentos cirúrgicos de bypass coronariano.(adaptado de A.D.A.M., 2004)

A circulação extracorpórea é utilizada em mais de 50% das cirurgias cardíacas. É uma técnica aplicada mundialmente nos casos em que o coração precisa ser parado para que a operação seja realizada. Seu amplo uso é justificado por facilitar a técnica cirúrgica uma vez que o coração permanece sem sangue e parado no intraoperatório. Além disso, torna desnecessário o garroteamento das artérias coronárias diminuindo assim o risco de infarto do miocárdio durante a cirurgia. (FORTE, NEVES, 2000)

No entanto, estudos revelam danos neuropsicológicos, ligados a atenção, memória e fluência verbal do paciente, provocados por essa técnica, confirmados por testes de cognição. Pesquisas revelam ainda que os pacientes submetidos à circulação extracorpórea apresentam traços depressivos, irritação, raiva, confusão mental e tristeza enquanto aqueles que não sofreram circulação extracorpórea durante a cirurgia, apresentam sentimentos como gratidão, empatia, esperança e maior bem-estar mental facilitando a recuperação. (TAL et al., 2004). Atualmente, existe uma tendência a minimizar a agressão ao paciente, simplificando o ato cirúrgico através de técnicas menos invasivas, com a finalidade de acelerar a recuperação dos pacientes, diminuir o tempo de hospitalização, os custos e a mortalidade. (BRASIL, Luiz Antônio et al., 2000)

Um importante passo nesse sentido foi dado pela introdução das técnicas de revascularização do miocárdio sem o uso da circulação extracorpórea. Tem-se

registrado experiências no Brasil que demonstram ser a revascularização do miocárdio sem CEC, um procedimento de baixo risco cirúrgico e com excelentes resultados. Como fatores determinantes pode-se citar a melhora do instrumental cirúrgico, das técnicas anestésicas, dos cuidados pós-operatórios e, principalmente, do aperfeiçoamento (treinamento) das equipes cirúrgicas com este procedimento. (BRASIL, Luiz Antônio et al., 2000)

Em situações onde se deseja evitar os efeitos sistêmicos de um “bypass” extracorpóreo e do “clampeamento” aórtico, pode-se realizar a cirurgia de revascularização miocárdica sem a circulação extracorpórea. Este procedimento pode ser realizado com o coração em atividade, com o auxílio de agentes farmacológicos e dispositivos de estabilização do coração. (PIRES, Marco T. Baccarini, 2006)

Embora alguns médicos façam uso deste procedimento, muitos ainda não aderiram a esta técnica devido aos problemas encontrados durante a cirurgia tais como:

- O fluxo sangüíneo constante na aorta faz com que, durante a incisão, ocorra hemorragia, dificultando a costura da ponte na parede da aorta;
- O tempo da cirurgia pode aumentar se o cirurgião não dominar a técnica adequadamente, o que expõe o paciente aos riscos de infecção e perda excessiva de sangue;
- O ritmo cardíaco deve ser constantemente monitorado, visto que o cirurgião precisa mudá-lo de posição para atingir a coronária posterior. Para isso é necessária uma equipe bastante treinada. (BRASIL, Luiz Antônio et al., 2000).

Em uma classificação geral, as anastomoses podem ser divididas em três classes: “end-to-end” ou sutura de extremidade e extremidade, “end-to-side” ou sutura de extremidade e lateral e “side-to-side”, ou sutura de lado a lado, como ilustra a Figura 7. (MIGLIAVACCA F.;_Dubini G.; 2005)



Figura 07 – Classificação do tipo de anastomose de acordo com a região de sutura. Da esquerda para a direita: término-terminal, término-lateral e latero-lateral. (MIGLIAVACCA, F. DUBINI, G. 2005)

Com relação à angulação da anastomose, a velocidade do fluxo sanguíneo nas proximidades da parede do enxerto é a principal determinante da tensão sofrida pelo vaso, sendo associada com o crescimento exagerado da camada interna. Baixa velocidade está vinculada a um baixo nível de tensão que é considerado o primeiro fator para proliferação da camada íntima. Simulações de fluxo realizadas por computador e estudos hemodinâmicos sugerem que a melhor angulação para anastomoses término-lateral ou término-lateral está entre 30 e 45°. A maioria dos conectores disponíveis no mercado obriga a realização da anastomose em ângulo de 90°, o que, além de ocasionar dobra no enxerto, pode levar ao crescimento exagerado da camada íntima. (MILANI, 2005)

3.1.1 Anastomose de sutura manual

As anastomoses realizadas durante as operações para revascularização do miocárdio, quer proximais ou distais, são feitas, de um modo geral, com sutura contínua de fio de polipropileno de tamanhos variados. Para que isto ocorra, é necessário um longo período de aprendizado e um nível mínimo de habilidade.

Nos últimos anos, grandes esforços vêm sendo feitos no sentido de se tornar as cirurgias cardíacas um procedimento de baixo risco e com rápida recuperação.

Isto vem ocorrendo através de inovações tecnológicas que diminuem a incidência de complicações neurológicas. (MILANI, 2005)

As principais complicações das anastomoses vasculares são as hemorragias, as estenoses, as trombozes, os falsos aneurismas e as infecções. Inúmeros fatores contribuem para o aparecimento de problemas adversos desde os métodos de anti-sepsia até a qualidade do instrumental cirúrgico, a técnica operatória, a anticoagulação inadequada, e as características dos fios de sutura. Para melhorar os resultados aconselhou-se o uso de fios de seda fina em agulhas extremamente delicadas. (MILANI, 2005)

Os fios mais indicados para anastomose vascular são os sintéticos não absorvíveis, como o mononáilon e o polipropileno. O fio polipropileno monofilamento é o mais freqüentemente utilizado em cirurgias vasculares, pois, além de macio, resistente e inerte, o fio perde pouco da sua resistência com o decorrer do tempo de implantação e sua cor azul o torna radiopaco. (CONTESINI, 2004)

Para a confecção da anastomose a artéria é garroteada, proximal e distalmente, através de torniquetes de silicone. Abre-se a coronária longitudinalmente e realiza-se a anastomose com sutura contínua, como ilustra a Figura 8. (BRASIL, 2000)

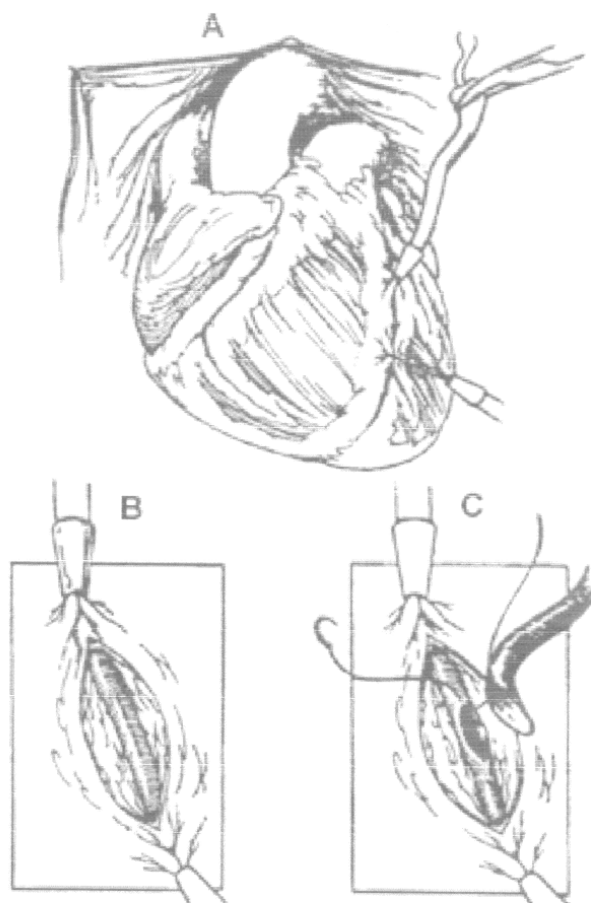


Figura 08 – Anastomose com sutura contínua A: fios sendo passados, proximal e distalmente, em torno da coronária, B: A coronária é dissecada e garroteada, proximal e distalmente, C: Abertura longitudinal da coronária. (BRASIL, 2000)

Antes de terminar a anastomose, testa-se a resistência da mesma liberando os garrotes distal e proximal, observando-se o fluxo sanguíneo local. Utiliza-se dilatadores de coronária, proximal e distalmente à anastomose evitando, com isto, estenoses residuais nas coronárias, produzidas pelo garroteamento. (BRASIL, 2000)

Quando se utiliza como enxerto veia safena ou artéria radial, a anastomose proximal é realizada, preferencialmente, na aorta ascendente através de pinçamento tangencial da mesma e sutura contínua, ilustrada na Figura 9, evitando locais com presença de placas de ateroma. (BRASIL, 2000)

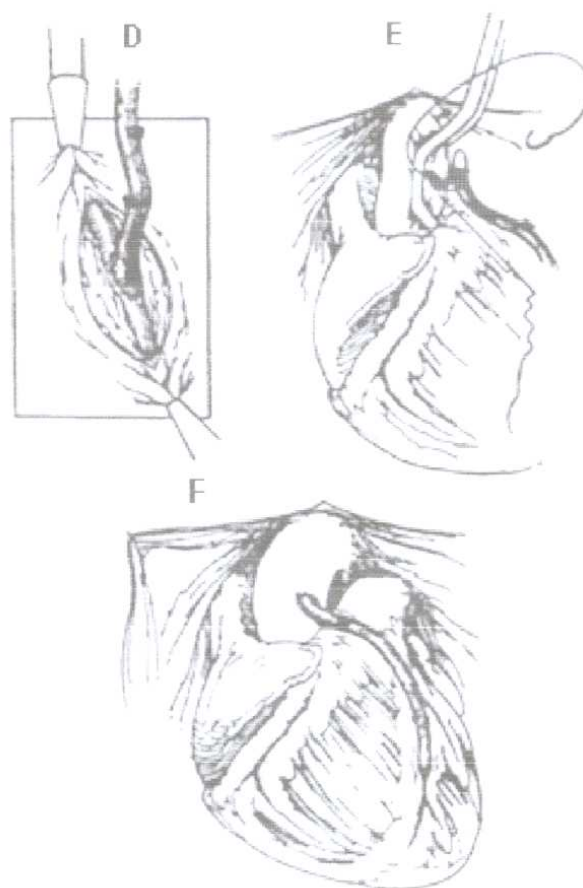


Figura 09 – D: Anastomose distal, E: Pinçamento tangencial da aorta ascendente, F: Enxerto aorto-coronário concluído. (BRASIL, 2000)

Em anastomose realizada em cães é realizada, primeiramente, a sutura venosa término-lateral, pois assim não é preciso manter “clampeada” a artéria após o término da sutura. O primeiro ponto da anastomose é aplicando na extremidade superior e inicia-se a sutura contínua da parede posterior no sentido crânio-caudal, encerra-se com ponto de segurança (segundo ponto a 180 graus) na extremidade inferior. A sutura da parede anterior é realizada a seguir e pode ser contínua ou não. O número de pontos deve ser o necessário e bem distribuídos, não permitindo sangramentos ou estreitamentos. Concluídas as suturas, é retirado o “clamp” distal depois o proximal. Esta seqüência para liberação do fluxo sanguíneo, associada ao procedimento feito com extremo rigor, previne a redução ou interrupção do fluxo.

Observa-se sempre um pequeno sangramento imediatamente após a retirada dos “clamps”, que não deve persistir após um ou dois minutos de compressão moderada com uma gaze. A continuação do sangramento deve ser interpretada

como sinal de alerta e deve motivar o cirurgião a reposicionar os “clamps”, revisando a anastomose realizada. (PESSOA 2002, A)

3.1.2 Anastomose com dispositivo mecânico

Um exemplo de dispositivo mecânico para anastomose aórtica é o conector St Jude, confeccionado em nitinol. O nitinol é uma liga de níquel-titânio com características de memória de forma, o que permite o retorno à sua forma original após ser deformado para a introdução na abertura realizada na aorta para a conexão com a safena. O conector pode ser visto na Figura 10. (MICHAEL, 2003)

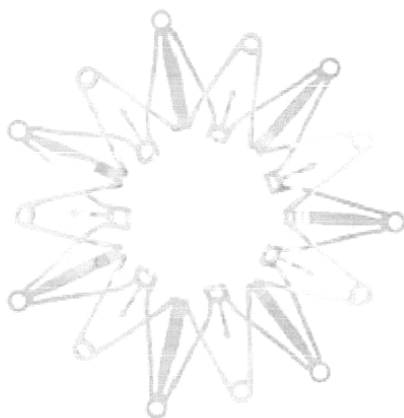


Figura 10 – Conector St Judes para anastomose coronariana mecânica. (MICHAEL, 2003)

O conector está disponível em quatro tamanhos, baseados no diâmetro externo da veia safena, variando de 4,5 a 7,0 mm,

Este dispositivo consiste num sistema que realiza um orifício na parede da aorta e de um aplicador sobre o qual a veia safena é montada contendo um conector metálico autoexpansível que se abre automaticamente, fixando a veia à aorta, permitindo realizar as anastomoses proximais sem a necessidade de manipulação ou de “clampagem” da aorta, como ilustram as Figuras 11 e 12. (UVA et al, 2001)

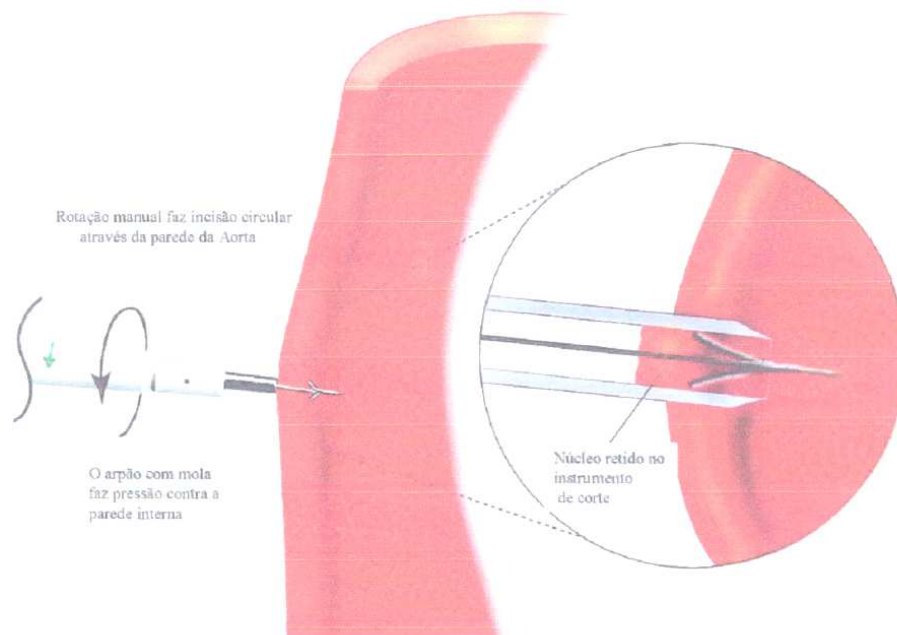


Figura 11 – Sistema de sutura automática proximal para enxerto safena "Symmetry Saint Jude Medical". Perfuração e recorte de um disco de parede aórtica. (UVA et al, 2001)

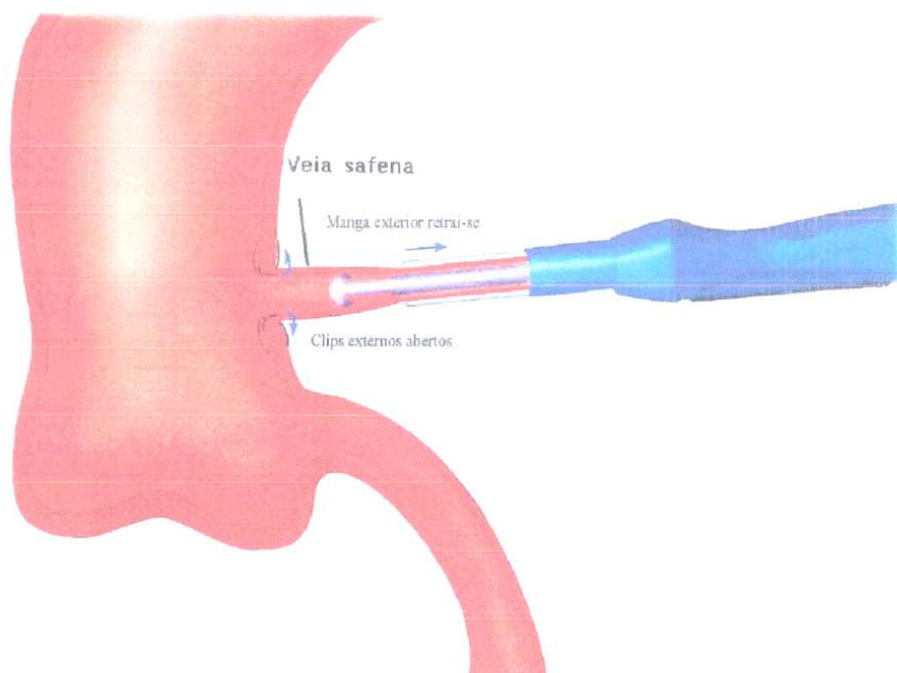


Figura 12 – Sistema de sutura automática proximal para enxerto safena "Symmetry Saint Jude Medical". Implantação da veia safena previamente montada em uma manga que ao ser retirada liberta um sistema de clips internos e externos que realizam a conexão veia-aorta. (UVA et al, 2001)

A Figura 13 mostra um procedimento cirúrgico concluído de anastomose em aorta, utilizando a sutura mecânica.



Figura 13 – Veia safena conectada à aorta ascendente através do dispositivo mecânico (adaptado de MICHAEL, 2003).

O procedimento de inserção é realizado sem circulação extracorpórea, com o coração pulsando. O dispositivo, como atualmente projetado, só pode ser usado em enxertos de veia safena e não em canais arteriais. (MICHAEL, 2003)

Para tentar facilitar as operações coronarianas, a indústria biomédica investiu no desenvolvimento de conectores aórticos, com o intuito de facilitar a anastomose entre a veia safena e a aorta.

Este tipo de conector tem, como grande vantagem, o fato de diminuir sensivelmente a necessidade de manipulação da aorta, visto que não é necessário o pinçamento parcial para a realização da anastomose. Além disso, a cirurgia é extremamente rápida, quando comparada à anastomose convencional e sua aplicação pode ser realizada através de um acesso pequeno. O objetivo destes conectores é que o fluxo pelo enxerto seja, no mínimo, igual ao observado nas anastomoses convencionais e que a passagem a médio e longo prazo também sejam satisfatórias. (MILANI, 2005)

Novas tecnologias relacionadas à confecção de anastomoses surgiram em 1902, segundo MILANI (2005), quando muitos cirurgiões já haviam tentado realizar anastomoses vasculares sem sutura, porém sem sucesso.

Três aspectos devem ser valorizados na avaliação dos dispositivos utilizados para anastomoses mecânicas na aorta: a interface conector – enxerto, a facilidade

na preparação do enxerto e da realização da anastomose e as características biomecânicas do dispositivo, o que vem a ser analisado em relação à resistência do enxerto em longo prazo. (MILANI, 2005)

O conector ideal deve permitir uma manipulação mínima do enxerto, sem material metálico na parte interna, sem limitação de angulação em relação à aorta, além de permitir fácil utilização com bons resultados em longo prazo.

A presença de material metálico em contato com a camada íntima do enxerto pode ocasionar proliferação neo-intimal, levando a um aparecimento de estenose. A passagem de haste metálica por dentro do enxerto venoso também pode levar a uma lesão interna, comprometendo a evolução do enxerto em médio ou longo prazo. A presença do dispositivo entre a safena e a aorta torna a anastomose mais rígida e, conseqüentemente, com menor complacência do que a anastomose convencional feita com polipropileno, o que pode ocasionar estenose. (MILANI, 2005)

A partir de 2001, diversos artigos foram apresentados, mostrando a experiência inicial em operações experimentais e em pequenos grupos de pacientes que foram submetidos à operação para revascularização do miocárdio com o uso de dispositivos mecânicos em anastomoses proximais, sem o pinçamento aórtico.

Em 2001, ANTONA et al., apresentaram uma série com dez pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio com e sem circulação extracorpórea. O tempo gasto entre o preparo e a realização da anastomose mecânica variou de 4 a 8 minutos. Não houve caso de infarto agudo do miocárdio, nem complicações neurológicas. Pela angiografia pós-operatória, todas as anastomoses estavam abertas e sem sinais de estenose. Os autores concluíram que a sutura mecânica é efetiva e eficiente, porém alguns avanços são necessários para uma maior aplicabilidade do conector.

Na série de MAISANO et al., 2002, 11 pacientes foram estudados. As indicações para o uso da anastomose mecânica foram: aorta severamente calcificada, grave disfunção do ventrículo esquerdo e casos de re-operações para diminuir a necessidade de liberação de aderências. A avaliação do fluxo foi realizada no período transoperatório e todas as anastomoses mostravam-se desobstruídas. Os autores concluíram que a introdução dos conectores para a sutura mecânica representa um importante avanço na cirurgia cardíaca e que estes aparelhos poderão apresentar um grande benefício em casos selecionados.

Estudos realizados por ECKSTEIN et al., 2001, apresentaram resultados em

um grupo de vinte pacientes, com idade média de 69 anos, sendo 11 submetidos à operação com circulação extracorpórea e 9 sem circulação extracorpórea. O fluxo sanguíneo nas anastomoses foi medido no período transoperatório em todas as anastomoses e em um segmento de três meses, todos os pacientes foram acompanhados clinicamente. Todas as anastomoses estavam abertas, com bom fluxo e sem sinais de estenose. Os autores consideraram o conector de fácil manuseio, efetivo, rápido e seguro na confecção das anastomoses proximais, sendo muito atrativo especialmente nas operações para revascularização do miocárdio sem circulação extracorpórea.

Dois pacientes foram submetidos à operação sem circulação extracorpórea e a presença de importante calcificação da aorta somente foi detectada após a abertura do pericárdio. Ambos os pacientes evoluíram bem no período pós-operatório e não ocorreram sinais de infarto do miocárdio ou sinais de oclusão da ponte. A conclusão foi de que o conector para anastomose mecânica é uma alternativa segura e rápida em relação às anastomoses convencionais, sendo uma importante ferramenta para pacientes com aorta calcificada. (MILANI, 2005, p 83).

YAU et al., 2003, realizaram acompanhamento pós-operatório durante um ano em 20 pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio com uso do conector para sutura mecânica da anastomose proximal. Todos os pacientes foram avaliados com teste de esforço em um período variando de seis semanas a três meses da operação e submetidos à angiografia de controle em período variável de 6 a 12 meses da operação. Todas as anastomoses estavam livres e em dois pacientes observou-se estenose de 30%, distal à anastomose do conector. Os autores mencionaram, em suas conclusões, que o conector para sutura mecânica da aorta permite uma sutura rápida e eficaz da anastomose proximal, com excelentes resultados pós-operatórios em períodos de até doze meses de acompanhamento. Segundo os autores, os resultados preliminares destes conectores justificam os gastos aplicados pelas indústrias biomédicas no desenvolvimento destes dispositivos, bem como em conectores para as anastomoses distais.

Com objetivo de avaliar a formação de micro êmbolos durante a sutura mecânica e de verificar as alterações neurológicas, LANDOLFO et al., 2003, apresentaram o resultado do acompanhamento em 50 pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio sem circulação extracorpórea em que foi utilizada anastomose mecânica. O número de anastomoses distais por paciente

foi de três, não ocorrendo problemas com relação à anastomose mecânica no transoperatório, eventos neurológicos ou óbitos. Com base nas avaliações feitas com Doppler trans-craniano, os autores concluíram que a sutura mecânica reduz significativamente a ocorrência de micro êmbolos transoperatórios.

BORST et al., 2002, apresentaram estudo onde compararam a área efetiva da anastomose na aorta entre a anastomose mecânica e a anastomose convencional, concluindo que o orifício efetivo na anastomose mecânica é superior ao da anastomose manual.

Estudo publicado por WIKLUND et al., 2002, demonstrou experiência em 52 pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio com circulação extracorpórea em que foi usada sutura mecânica. O número de anastomoses distais por paciente foi de 3,4 e o tempo médio de circulação extracorpórea de 63,8 min. A média de fluxo foi de 60 mL/min na anastomose manual e 61 mL/min na anastomose mecânica. O estudo angiográfico realizado no quarto mês de pós-operatório mostrou 90% de patência nas anastomoses mecânicas. Os autores consideraram os resultados iniciais da sutura mecânica satisfatórios, chamando a atenção em relação aos aspectos técnicos.

DEWEY et al., 2004, apresentaram estudo em 16 pacientes submetidos à re-operação coronariana em que foram utilizadas as anastomoses mecânicas, com os pacientes sendo operados sem circulação extracorpórea. Não houve óbitos ou complicações neurológicas nesta série e uma anastomose mecânica precisou ser refeita. Os autores concluíram que o uso da anastomose mecânica em pacientes submetidos à re-operação coronariana é seguro e eficaz, e a redução na manipulação aórtica reduz a morbidade neste grupo de pacientes de maior risco.

Outros artigos publicados apresentaram as primeiras falhas relacionadas ao conector aórtico. ANTONA et al., 2001, apresentaram seus resultados em quarenta pacientes onde o conector foi utilizado, ocorrendo 7 falhas, sendo 5 relacionadas à importante calcificação da aorta.

A maior série publicada até o momento é a série de MACK et al., 2003, com 139 anastomoses proximais realizadas com o uso de conector para sutura mecânica da aorta. Foram 69 pacientes operados para revascularização do miocárdio sem auxílio de circulação extracorpórea. Cento e trinta e oito (99,3%) das anastomoses foram realizadas com sucesso. Uma anastomose necessitou ser refeita de maneira convencional por diferença de tamanho entre a veia e a aortotomia, seis

anastomoses precisaram de revisão por sangramento. Em dez casos, ocorreu mal funcionamento do conector durante o preparo para anastomose, sendo cinco casos decorrentes de falha humana e cinco devido à falha estrutural do conector. Não houve casos de mortalidade, infarto do miocárdio e acidente vascular cerebral. Na conclusão, os autores alegam ser o conector para anastomose mecânica fácil de usar, seguro e eficaz e, com aprendizado adequado, os problemas encontrados estão sendo solucionados e o tempo para realização das anastomoses está sendo gradativamente reduzido.

REUTHEBUCH et al., 2003, descrevem caso de falência aguda imediatamente antes do término da operação, sendo detectada pela medida de fluxo. Os autores atribuíram a obstrução ao fato de que se não for observada a confecção da anastomose em ângulo de 90°, isto provocaria a formação de um "flap" da íntima do enxerto venoso, o que nem sempre é visível após o término da anastomose, levando à sua obstrução.

Trabalho publicado por BERGNSLAND et al., 2004, mostrando acompanhamento angiográfico de 3 a 5 meses após o uso do conector, comparou dois grupos de 23 pacientes. Em um dos grupos as anastomoses proximais foram feitas com o conector e em outro as anastomoses proximais foram feitas de maneira convencional. Na angiografia pós-operatória, os autores encontraram 50% de oclusão no grupo em que o conector foi utilizado contra 10% de oclusão no grupo da anastomose convencional. Concluíram que o uso do conector diminui a patência do enxerto, em médio prazo, e que não era recomendado o uso do conector rotineiramente.

Cento e seis pacientes foram analisados por AROM et al., 2004, mostrando o resultado do uso da artéria radial com o conector aórtico, com acompanhamento de 6 meses, com todos os pacientes livres de angina e dois pacientes apresentando teste de esforço positivo, ambos submetidos a cateterismo de controle que evidenciou uma artéria aberta sem lesões e o outro com um estreitamento de 60% no corpo da artéria radial. Os autores concluíram que excelentes resultados, em curto prazo, foram obtidos associando-se a artéria radial e o conector aórtico.

O número total de anastomoses estudadas entre a veia safena e a aorta foi de 33, sendo 12 realizadas com o auxílio do conector aórtico e 21 realizadas de maneira convencional, com sutura contínua. O tempo gasto para a realização das anastomoses com o auxílio do conector aórtico variou de 26 a 57 s, com média de

44,08 ± 9,26 s, enquanto que o tempo gasto para as anastomoses convencionais variou de 2 min. e 30 s a 5 min. e 23 s, com média de 3,86 ± 0,61 min. (MILANI, 2005)

Em um estudo experimental, BONILLA e SULIVAN, 2001, realizaram em 10 cães, duas anastomoses coronárias e a duas anastomoses femorais, metade feita com o conector para sutura mecânica e metade feita por sutura manual, sendo as anastomoses submetidas a diversos testes para avaliar a resistência e a presença de vazamentos. No estudo angiográfico, todas as anastomoses estavam abertas e sem sinais de estenose. O tempo médio para confecção das anastomoses mecânicas foi de 2,6 min, contra um tempo médio de 10,9 min para a confecção das anastomoses convencionais. Os autores concluíram que as suturas mecânicas são fáceis de aplicar e bem reprodutíveis, com um tempo menor para realização das anastomoses e resultados histológicos e angiográficos comparáveis aos das suturas convencionais.

3.2 Vazamentos em anastomoses coronarianas

As anastomoses foram sempre cuidadosamente inspecionadas à procura de pontos de sangramento, sendo utilizados pontos adicionais na sutura, quando necessário. (SALLES, 1998)

SALLES, 1998, relata a morte devido à hemorragia incontrolável ao nível das linhas de sutura, de um paciente com dissecação aórtica aguda. Relata também, hemorragia intra-operatória ocorrida em 6 pacientes, das quais, 4 foram controladas com facilidade através de suturas adicionais reforçadas com almofadas de pericárdio bovino. Devido à persistência do sangramento e à formação de hematoma em um destes pacientes, foi necessário criar um canal entre o espaço paraprotético e o átrio direito após suturar a parede da aorta ao redor do conduto de pericárdio bovino corrugado. Em um dos pacientes, o sangramento foi incontrolável, resultando em óbito por hemorragia.

A parede da aorta, na presença de um aneurisma e, especialmente, de uma dissecação aguda é muito fina e flexível e pode estar calcificada. A anastomose entre

um tubo rígido com uma aorta doente, fina e flexível pode ser difícil, resultando em sangramento na linha de sutura, que algumas vezes é incontrolável e pode ser fatal. (SALLES, 1998)

Vários procedimentos cirúrgicos são descritos para o controle do sangramento intra-operatório. Uma das técnicas consiste na sutura da aorta aneurismática ao redor da prótese vascular, para controle da hemorragia nas linhas de sutura e do sangramento intersticial através de uma malha de Dacron. Embora tais procedimentos possam ser necessários para promover a hemostasia na vigência de sangramento incontrolável, eles podem mascarar pontos importantes de sangramento, resultando em complicações tardias como pseudo-aneurismas e persistência da fístula aorta-átrio direito. A introdução da cola biológica representou uma contribuição importante na prevenção e controle da hemorragia intra-operatória. Outros procedimentos utilizados para minimizar o sangramento incluem o emprego de tubos de Dacron de baixa porosidade, diferentes técnicas de pré-coagulação e pré-cozimento, próteses impregnadas de colágeno e bandagem das anastomoses. (SALLES, 1998)

Na implantação da prótese, a sutura deve ser conduzida sob tensão com pontos profundos equidistantes de 3 a 4 mm, abrangendo toda a extensão da parede do xenoenxerto e quase toda a espessura da aorta para que se previna vazamento paravalvar. A agulha deve ser passada quase verticalmente, próximo à inserção dos folhetos, exteriorizada na base da prótese e, em seguida, passada na aorta. (NINA, 2001)

Após a inserção da prótese, a aorta é suturada de maneira habitual. O exame de ecocardiograma transesofágico é repetido ao término da circulação extracorpórea para avaliar a competência e a presença de vazamento. (SANTOS, 2002)

De seis casos de vazamento relatados, correspondendo a 1,9% do total, quatro foram apenas achados ecocardiográficos sem repercussão clínica. Dos outros dois pacientes, o vazamento foi decorrente de sutura frouxa em um deles e quebra da sutura no outro, necessitando a correção cirúrgica. (NINA, 2001)

ENDO et al., 2001, publicaram sua experiência inicial em onze pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio, sendo nove operados sem circulação extracorpórea e dois operados com extracorpórea. Foram realizadas 21 anastomoses com uma taxa de sucesso de 91,3%. Em duas anastomoses ocorreu vazamento, sendo necessária a remoção da anastomose mecânica e a

confeção de uma nova anastomose de maneira convencional. O vazamento foi atribuído a uma veia de calibre dilatado, ficando com sobras em relação à aortotomia. Não ocorreu necessidade de re-operação por sangramento nesta série e na angiografia de controle, realizada em 15 anastomoses, todas estavam livres e com bom fluxo, com duas apresentando estenoses inferiores a 30%.

Trezentos pacientes submetidos à operação para revascularização do miocárdio sem circulação extracorpórea com uso da anastomose mecânica foram avaliados por SRIVASTAVA et al., 2003. Segundo os autores, três pacientes apresentaram sangramento na anastomose mecânica e um paciente apresentou trombose aguda da veia safena. Um paciente faleceu devido à insuficiência renal.

Dois casos com complicações fatais associadas ao uso do conector foram relatados por LAHTINEN et al., 2004. Um devido ao sangramento no local do implante da anastomose após o paciente estar com o tórax fechado e outro associado à dissecação aguda da aorta iniciada no ponto de implante do conector.

Em estudo realizado no Brasil, JATENE et al., 2003, apresentaram seus resultados em 17 pacientes selecionados, sendo possível a realização da sutura mecânica em 15 destes e ocorrido sangramento na anastomose em dois pacientes sendo necessário refazê-las da forma convencional. Nos pacientes submetidos à angiografia pós-operatória, observou-se 81,8% de anastomoses mecânicas com fluxo livre.

Na presença de sangramento ao término da anastomose, o próprio fabricante não recomenda a tentativa de correção com auxílio de sutura, uma vez que esta pode interferir no funcionamento do dispositivo. Deve-se retirar a anastomose e refazê-la da maneira convencional.

Em um estudo experimental de enxertos valvares aórticos homólogos, colocados na aorta torácica descendente de cães, foram operados, em uma primeira série, 27 cães, ocorrendo uma mortalidade imediata (30 dias) de 74%, sendo as causas mais freqüentes hemorragia, deiscência das suturas e problemas anestésicos. Em uma segunda série de 48 cães, a mortalidade foi de 62,5%, devido à causas semelhantes. (ALMEIDA, 1998)

3.3 Treinamentos para anastomose

A microcirurgia experimental é uma área relativamente nova e o seu desenvolvimento foi um marco importante para o aprimoramento da pesquisa imunológica e das técnicas cirúrgicas de transplante, pois permitiu a utilização de modelos animais de pequeno porte, mais apropriados para pesquisa, e com menor custo. A microcirurgia exige bastante habilidade técnica e treinamento contínuo. (MARTINS, 2003)

O conhecimento e o treinamento adequado da técnica para confecção de nós e suturas, podem não só aprimorar a experiência como também evitar complicações temidas nos procedimentos cirúrgicos. (EBRAM NETO, 1998)

Os princípios básicos da cirurgia como os atos de cortar, ligar e suturar, fazem parte da formação do acadêmico de medicina e dos residentes de cirurgia.

A formação do cirurgião é complexa, pois necessita do conhecimento da história natural das doenças, do diagnóstico clínico, dos exames complementares, da escolha da terapêutica e da oportunidade de sua aplicação. Além disso, é preciso dominar a técnica cirúrgica a ser empregada, para que se possa alcançar o objetivo máximo que é a cura do paciente. (EBRAM NETO, 1998)

O treinamento da técnica microcirúrgica passa por diversas etapas antes do seu emprego clínico, dentre estas estão: treinamento em luvas de borracha, em animais de pequeno porte (ratos, coelhos e cobaias) e em animais de médio porte (cães e porcos). (PESSOA, 2002, B)

O treinamento com animal de experimentação é sem dúvida uma fase essencial no aprendizado da técnica cirúrgica, GOLDENBERG, 1984, mas apresenta dificuldades a ele inerentes como instalações especiais, biotério e pessoal qualificado e treinado para a manutenção dos animais. Um equipamento para treinamento não necessita sequer de ambiente apropriado e pode ser usado em vários locais como hospitais, salas de aula e domicílios prestando-se como etapa inicial do treinamento ou como avaliação de habilidades cirúrgicas mínimas em concursos médicos. (EBRAM NETO, 1998)

Idealmente, a habilitação do cirurgião deveria passar por etapas onde o início do treinamento poderia ser feito em equipamentos, prosseguindo-se com a realização de operações básicas em animais de experimentação. Após esta etapa e,

tendo adquirido habilidades cirúrgicas básicas, estas seriam complementadas com a realização de pequenos procedimentos no ambulatório, para finalmente participar de operações maiores realizadas em centro cirúrgico. (EBRAM NETO, 1998)

Outra vantagem de um equipamento de treinamento seria a de permitir a avaliação das habilidades adquiridas após treinamento e acompanhar a sua evolução, como por exemplo, no período da residência médica.

É oportuno lembrar que a realização do procedimento cirúrgico com adequada técnica operatória evita ou pelo menos reduz complicações como deiscência e infecções, que além de aumentarem a morbi-mortalidade do paciente, elevam muito os custos do tratamento cirúrgico. (EBRAM NETO, 1998)

3.3.1 Equipamento para treinamento

Para o exercício da técnica microcirúrgica é imprescindível treinamento prévio em materiais inertes e animais de experimentação, sendo preconizado por alguns autores um índice superior a 98% de sucesso em anastomoses em vasos de 0,5 mm, para a seguir empregá-la em seres humanos. No entanto, com os crescentes aumentos nos custos e a busca de um uso mais prudente dos animais de laboratório, torna-se necessário a criação de alternativas para o treinamento em diversos setores da cirurgia experimental.

EBRAM NETO, 1998, criou uma placa constituída de material experimental não biológico a fim de permitir a confecção de nós e suturas em situações habituais encontradas no ato cirúrgico.

O equipamento foi elaborado com peças especiais distribuídas em 4 quadrantes, como ilustra a Figura 14.

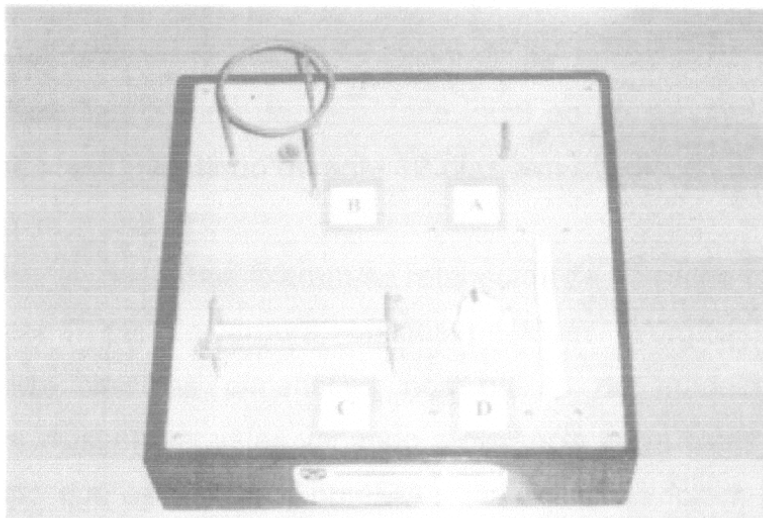


Figura 14 – Equipamento para treinamento de sutura (EBRAM NETO, 1998).

No primeiro quadrante (A) foi fixado um parafuso com ponta em forma de gancho para o treinamento dos nós cirúrgicos. O segundo quadrante (B) possibilita a confecção de nós em profundidade e a sua utilização concomitante com pinças hemostáticas. O terceiro quadrante (C) permite o treinamento de nós sob tensão e a prática dos diversos tipos de anastomoses. No quarto quadrante (D) foram fixados tecidos permitindo o aprendizado dos diferentes tipos de suturas, bem como da sutura em bolsa circular. (EBRAM NETO, 1998)

Na fabricação deste modelo foram escolhidos materiais leves como o alumínio e a fibra de vidro. Estes materiais com recorte lateral para suporte permitiram a elaboração de um modelo de fácil manejo e transporte, diferindo de outros modelos já existentes com medidas e pesos superiores. (EBRAM NETO, 1998)

Até o final da década de 1980, a maioria dos dispositivos de assistência circulatória mecânica foram concebidos com a idéia de reproduzir o movimento cardíaco de propulsão. Em 1988, aplicando-se um princípio de Arquimedes chamado "rosca sem fim", surgiu um novo conceito de bomba para suporte circulatório que apresentava fluxo contínuo axial, ou seja, fluxo paralelo ao eixo de rotação da bomba. Sua implantação era via vascular periférica. O motor e o sistema de irrigação eram extracorpóreos. (KUBRUSLY, 2000)

O dispositivo foi testado em um equipamento desenvolvido pela equipe, e que visava a comprovação do fluxo da bomba com determinada rotação em líquido com

densidade semelhante ao sangue, para avaliação da lubrificação e desgaste, e com sangue propriamente dito para avaliação do grau de hemólise. Nos testes de comprovação do fluxo, em líquido de densidade igual ao do sangue, a bomba foi mantida em funcionamento contínuo durante 12 dias, em condições de temperatura controlada. (KUBRUSLY, 2000)

Para a confecção dos tubos fixaram-se retângulos de borracha medindo 3 cm de comprimento por 1 cm de largura, obtidos de luvas cirúrgicas sobre papel milimetrado com as mesmas dimensões nos palitos de madeira. A seguir, realizaram-se duas incisões paralelas variando a distância entre estas dependendo do diâmetro do tubo que se desejava obter. As duas incisões foram então unidas com sutura contínua ou pontos simples. Assim, por exemplo, duas incisões que distassem 1 mm ao serem unidas formariam um tubo de 0,5 mm.

Após a confecção dos tubos, seguiu-se a divisão do mesmo, a colocação dos "clamps" e a anastomose término-terminal com os fios citados anteriormente em tubos de diversos diâmetros.

Para a realização de uma anastomose término-lateral, confeccionou-se dois tubos paralelos de comprimento suficiente para que, após seccionado, a boca anastomótica de um pudesse alcançar a parede lateral do tubo vizinho

O uso de luvas de látex para treinamento microcirúrgico é preconizado desde longa data. No entanto, seu uso limitava-se a unir incisões lineares que, apesar de serem de grande valia para a iniciação no manuseio do instrumental de microcirurgia e da confecção dos nós, não possibilitam uma visão tridimensional que é necessária à realização de microanastomoses. Os tubos de latex possibilitam tanto a sutura linear (por ocasião da confecção dos mesmos) quanto a visão tridimensional ao se realizar as anastomoses.

A possibilidade de se reproduzir os passos para a realização de microanastomoses vasculares (colocação dos "clamps", pontos de reparo e sutura) em tubos de diâmetros variados (o menor utilizado foi de 0,5 mm) foi facilitador na etapa seguinte de treino em animais, pois os conhecimentos teóricos de microcirurgia vascular foram melhor assimilados. Nota-se também que a consistência dos tubos tem semelhança com a dos vasos reais, apesar da menor elasticidade destes quando comparados com a dos tubos.

Acredita-se que seja possível a diminuição de custos tanto com o uso de animais, na medida que se minimiza o uso destes quando se têm a técnica bem

assimilada, quanto pelo fato do material utilizado na confecção dos tubos ser de baixo custo. Além disto, este é um esforço no sentido de poupar os animais de experimentação, estando em sintonia com as recomendações para uso de animais de laboratório. (PESSOA 2002, A)

3.4 Aspectos mecânicos de equipamento para treinamento da anastomose

Neste tópico serão abordados alguns aspectos mecânicos do sangue e do sistema circulatório, cujos conhecimentos foram necessários para o projeto do equipamento realizado neste trabalho.

3.4.1 Energias envolvidas no escoamento de fluidos em dutos

A equação que governa o escoamento de um fluido dentro de um tubo é conhecida como equação de Poiseuille. Ela leva em consideração a viscosidade, embora seja válida apenas para escoamento não-turbulento (escoamento laminar). O sangue fluindo através dos canais sangüíneos não realiza exatamente um escoamento laminar. Mas a aplicação da equação de Poiseuille para essa situação é uma aproximação razoável em primeira ordem, e leva à implicações interessantes. A equação de Poiseuille para a taxa de escoamento (volume por unidade de área), Q , é dada pela Equação 1.

$$Q = \frac{\eta r^4 (P_1 - P_2)}{8L} \quad (1)$$

Onde $P_1 - P_2$ é a diferença de pressão entre os extremos do tubo, L é o comprimento do tubo, r é o raio do tubo, e η é a viscosidade.

Portanto, a taxa de escoamento é fortemente dependente no raio do tubo: r^4 . Logo, um decréscimo relativamente pequeno no raio do tubo significa uma drástica diminuição na taxa de escoamento. Diminuindo-se o raio por um fator 2, diminui-se o

escoamento por um fator 16. Isso significa que uma pequena mudança no raio das artérias pode significar um enorme esforço para o coração conseguir bombear a mesma quantidade de sangue pelo corpo. (BERTULANI, 2006)

O sangue é bombeado por contração dos músculos do coração do ventrículo esquerdo a uma pressão de cerca de 17 kPa (125 mmHg) para um sistema de artérias que se subdivide em artérias menores (arteríolas) e finalmente em uma malha muito fina de vasos chamado de leito capilar.(BERTOLO, 2001)

Depois de atravessar o leito capilar, o sangue junta-se em pequenas veias (vênulas) que gradualmente combinam-se em veias maiores antes de entrar no lado direito do coração por duas veias principais.

O sangue retornado é armazenado momentaneamente no reservatório (o átrio direito), e durante uma contração fraca de 0,8 kPa (5 a 6 mmHg), flui para o ventrículo direito. Na próxima contração ventricular este sangue é bombeado a uma pressão de cerca de 3,3 kPa (25 mmHg) pelas artérias pulmonares para o sistema capilar dos pulmões. O sangue frescamente oxigenado então viaja pelas veias principais dos pulmões para o reservatório esquerdo do coração (átrio esquerdo). Durante a contração atrial fraca de cerca de 1 kPa (7 a 8 mmHg), o sangue flui para o ventrículo esquerdo. Na próxima contração ventricular este sangue é bombeado novamente do lado esquerdo do coração para a circulação geral.

O princípio de Bernoulli está baseado na lei de conservação da energia. A pressão em um fluido é uma forma de energia potencial, E_p , pois tem a habilidade de executar trabalho útil. Em um fluido em movimento existe energia cinética, E_c . Esta energia cinética pode ser expressa em densidade de energia (J/m^3). Como $1 J = 1 Nm$, tem-se que:

$$\frac{1J}{m^3} = \frac{1Nm}{m^3} = \frac{1N}{m^2} = 1Pa$$

Onde Pa (Pascal) é a unidade de pressão no sistema de SI.

Se fluido está escoando através de um tubo sem atrito, a sua velocidade aumenta na seção onde ocorre estreitamento do mesmo e o aumento na energia cinética do fluido é obtida por uma redução da energia potencial da pressão no tubo. Quando a velocidade reduz novamente, em uma região distante da restrição, a energia cinética é convertida novamente em energia potencial e a pressão aumenta

novamente.

Como exemplo, pode-se considerar a energia cinética média por unidade de volume para 10^{-3} kg, que equivale a 10^{-6} m³, de sangue que deixa o coração. Como a velocidade média é de, aproximadamente, 0,3 m/s (30 cm/s), a energia cinética desta massa de sangue pode ser calculada e representada em unidade de pressão, conforme a Equação 2.

$$E_c = \frac{mv^2}{2} = \frac{10^{-3} \text{ Kg}(0,3 \text{ m/s})^2}{2} = 45 \frac{\text{Kgm}^2}{\text{s}^2} = 0,045 \times 10^{-3} \text{ J} \quad (2)$$

Considerando o volume de 10^{-6} m³ ocupado pela massa de 10^{-3} kg, tem-se o valor da energia cinética em Pa, como mostra a Equação 3.

$$E_c = 0,045 \times 10^{-3} \text{ J} = \frac{0,045 \times 10^{-3} \text{ J}}{10^{-6} \text{ m}^3} = 45 \frac{\text{J}}{\text{m}^3} = 45 \text{ Pa} \quad (3)$$

Quando o sangue passa da aorta para as artérias menores e arteríolas, com maior área transversal total, a velocidade do sangue diminui. A velocidade do sangue é inversamente proporcional à área da seção transversal total dos vasos que levam o sangue. A velocidade média na aorta é de 0,3 m/s, enquanto que a velocidade média em um vaso capilar é de somente 10^{-3} m/s (1 mm/s). (BERTOLO, 2001).

Um sistema físico fechado que representa a circulação corpórea é representado pela Figura 15, onde E é a energia de saída da bomba, R é a resistência do fluido no duto, P é a pressão do fluido e V é o volume.

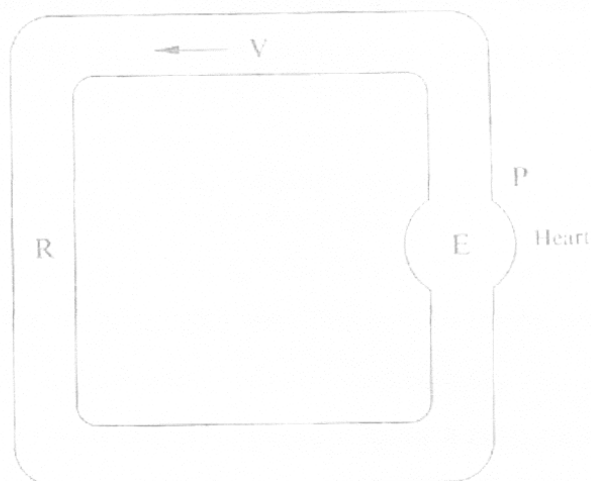


Figura 15 – Modelo de circulação onde uma bomba representa o coração. (adaptado de KARAKAWA 1998)

3.4.2 Viscosidade

A viscosidade é uma força volumétrica de atrito interno que aparece no deslizamento de camadas fluído umas sobre as outras, dando origem às tensões tangenciais de cisalhamento. Com isso o atrito interno oferece uma resistência ao escorregamento das partículas, umas sobre as outras.

A Figura 16 ilustra dois planos paralelos. Mantendo-se o plano inferior fixo, quando o plano superior movimenta-se, um corpo posicionado entre eles sofrerá um tipo de deformação conhecida como cisalhamento. (MACHADO, 2002 e STRONG, 2000)

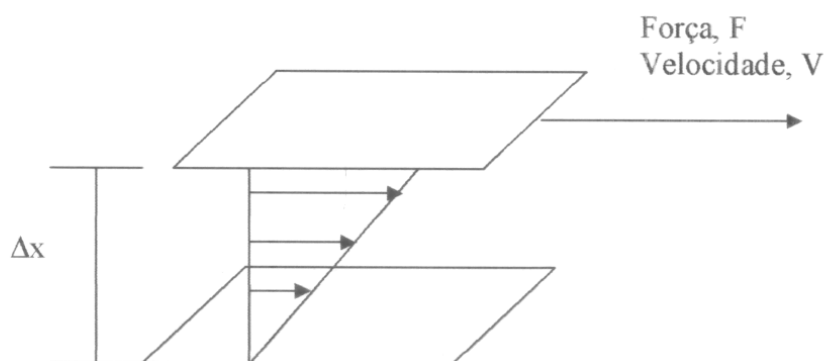


Figura 16 – Cisalhamento de um corpo entre dois planos paralelos. (MACHADO, 2002)

A tensão de cisalhamento, τ , corresponde à relação entre a força aplicada para deformar o corpo e a área de aplicação da mesma, conforme a Equação 4.

$$\tau = \frac{F}{A} \quad (4)$$

A unidade de τ é Pa. A aplicação de uma força cisalhante sobre um corpo pode acarretar em sua deformação. Essa deformação é maior na região imediatamente adjacente à placa em movimento e igual a zero na região em contato com a placa fixa, o que provoca um gradiente de deformação ao longo de Δx , ou seja, diferentes deformações ao longo do corpo. (MACHADO, 2002 e STRONG, 2000)

De uma forma simplificada, a taxa de cisalhamento, γ , que expressa o gradiente de deformações, pode ser calculada em função da velocidade de deslocamento da placa superior e da distância entre as duas placas, como mostra a Equação 5.

$$\gamma = \frac{\Delta V}{\Delta x} [s^{-1}] \quad (5)$$

Verifica-se que, quanto maior o gradiente de velocidade ou menor a distância entre as placas, maior a taxa de cisalhamento imposta ao material.

Newton definiu que a curva de fluxo para um fluido ideal seria uma linha reta com início na origem dos eixos. Portanto, os fluidos são Newtonianos quando a viscosidade só é influenciada pela temperatura e pressão. No escoamento de um fluido Newtoniano, em regime laminar, existe uma proporcionalidade entre a tensão cisalhante e a taxa de cisalhamento. Uma única determinação experimental é suficiente para definir o único parâmetro reológico do fluido Newtoniano. A sua viscosidade é única e absoluta, pois a razão entre a tensão cisalhante e a taxa de cisalhamento é constante. Matematicamente, os fluidos Newtonianos são definidos pela Equação 6, que é conhecida como a equação de Newton, onde μ , definida como viscosidade dinâmica absoluta, é constante e, por conseqüência, a relação τ/γ , também. (MACHADO, 2002, e STRONG, 2000)

$$\tau = \mu\gamma \quad (6)$$

A unidade de μ no sistema MKS é o Pa.s (Pascal \times segundo), sendo que a unidade mais empregada na prática é o centipoise (cp), onde:

$$1cp = 10^{-2} \text{ poise} = 10^{-3} \text{ Pas}$$

A viscosidade de sangue é normalmente de 3 a 4 $\times 10^{-3}$ Pa.s, dependendo da porcentagem de eritrócitos e da temperatura. Quando a quantidade de eritrócitos aumenta, aumenta também a viscosidade. Uma diminuição da temperatura de 37 °C para 0 °C, aumenta a viscosidade do sangue por um fator de 2,5. (BERTOLO, 2001)

O sangue apresenta uma viscosidade, aproximadamente, 3 vezes maior do que a da água. Portanto, existe cerca de 3 vezes mais resistência ao fluxo do sangue do que ao fluxo da água através de um vaso.

O fluxo sanguíneo pode ser calculado de acordo com a Equação 7.

$$\dot{Q} = \frac{\Delta P(D)^2}{\mu C} \quad (7)$$

Onde ΔP é a variação de pressão em um segmento vascular, C é o comprimento do vaso, μ é a viscosidade do sangue e D é o diâmetro do vaso. A unidade de \dot{Q} é m/s. (DAVID, 2003)

O fluxo laminar está presente na maioria dos vasos sanguíneos. O fluxo turbulento é encontrado em poucas regiões no sistema circulatório, por exemplo, onde o sangue está fluindo rapidamente para as válvulas do coração.

O fluxo laminar é silencioso, de forma que não é audível através de um estetoscópio. No fluxo laminar, o sangue que está em contato com as paredes dos vasos sanguíneos é essencialmente estacionário, e a camada de sangue próxima às paredes das veias e artérias move-se lentamente. (BERTOLO, 2001)

3.4.3 Pressão

Na circulação sistêmica, a pressão no ventrículo esquerdo varia entre aproximadamente zero (pressão atmosférica) durante a diástole, e 120 mmHg, durante a sístole.

A pressão na aorta é mais elevada, mas a sua flutuação é bem menor, entre 120 mmHg na sístole e 80 mmHg na diástole.

A deformação elástica da aorta e das grandes artérias faz com que a pressão do sangue, na rede arterial, mantenha-se suficientemente alta mesmo durante a diástole ventricular. Assim, o sangue continua correndo para a periferia, diminuindo progressivamente a pressão arterial para cerca de 0 mmHg ao chegar ao final das veias cavas, no átrio direito.

A pressão nos capilares sistêmicos varia entre o máximo de 35 mmHg, próximo as extremidades arteriolares, até 10 mmHg próximo às suas extremidades venosas. A pressão média em muitos leitos vasculares é de aproximadamente 17 mmHg, pressão suficiente para que pouco plasma vaze dos capilares porosos ainda que os nutrientes possam difundir-se facilmente pelas células teciduais. (GUYTON, 1992)

Em pessoas jovens, a pressão sanguínea na sístole é de 120 torr (120 mmHg), enquanto que na diástole é de 80 torr (80 mmHg). Com o passar da idade há um aumento na pressão arterial. (DAVID, 2003)

A pressão sanguínea máxima, mínima e média são determinadas, de forma simples, de acordo com as Equações 7, 8 e 9, respectivamente.

$$\text{Pressão máxima} = \text{pressão média} + 2/3 \text{ pressão de pulso} \quad (7)$$

$$\text{Pressão média} = \text{pressão mínima} + 1/3 \text{ pressão de pulso} \quad (8)$$

$$\text{Pressão mínima} = \text{pressão média} - 1/3 \text{ pressão de pulso} \quad (9)$$

Em uma analogia física, pode-se dizer que a pressão de sangue corresponde

a uma haste que tem a pressão de pulso. Esta haste é colocada ao alto de uma coluna, chamada pressão de sangue média, em um ponto correspondente a 1/3 da extremidade mais baixa da haste. Se houver uma mudança no fator que define a pressão sanguínea média, a pressão sanguínea máxima e a mínima mover-se-á no mesmo sentido vertical como mostra na figura 17.

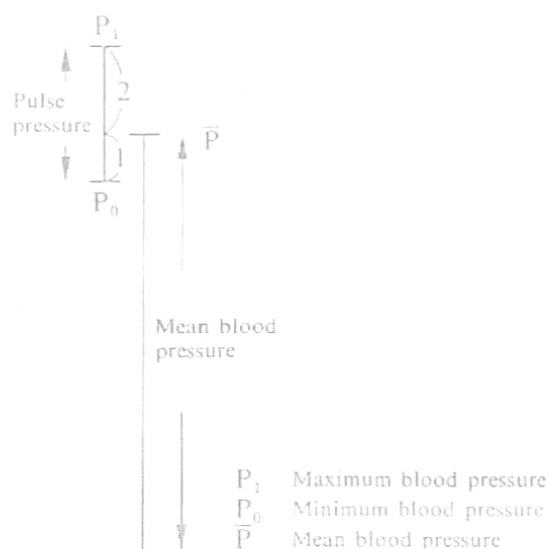


Figura 17 – Sistema de pressão do sangue. (KARAKAWA 1998)

As artérias consistem em um tubo elástico recoberto com fibras de colágeno, que confere resistência quando as mesmas se expandem como consequência da passagem do fluxo sanguíneo. A relação entre a pressão e o raio em uma artéria, pode ser vista na Figura 18.

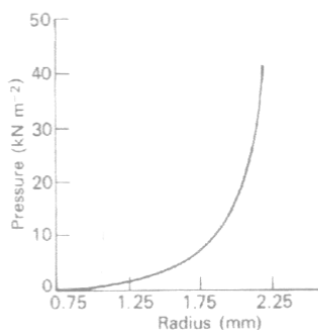


Figura 18 – Curva mostrando a relação entre o raio e a pressão em uma artéria carótida de cão. (DOBRIN; ROVICK, 1969)

A Figura 19 mostra um esquema para visualização da morfologia da parede de uma artéria.

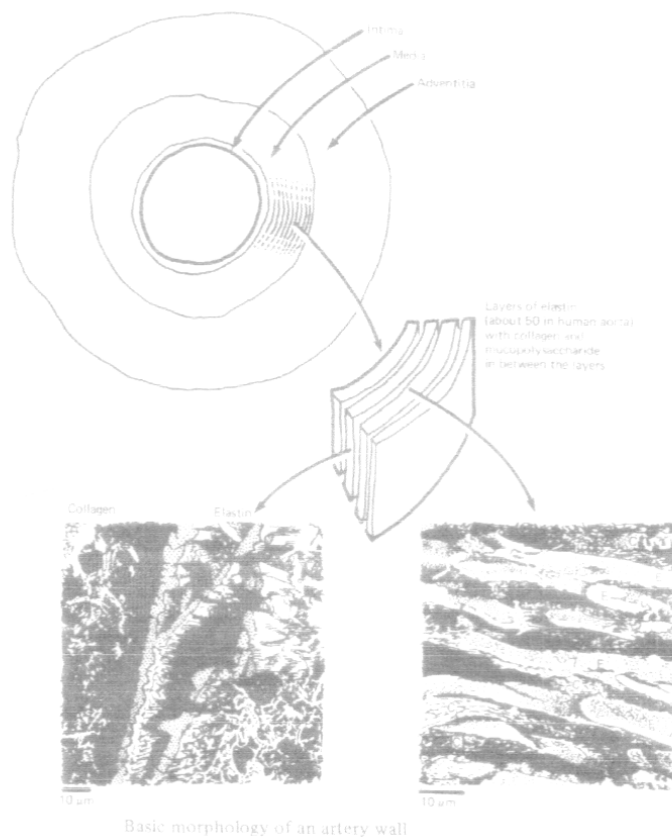


Figura 19 – Morfologia básica da parede de uma artéria. (RATNER, 1996)

3.4.4 Volume

No corpo de um homem adulto há cerca de cinco litros e meio de sangue que, impulsionado pelo coração, percorre todo o corpo duas vezes por minuto. (DANGELO, J., FATTINI, 1988)

O sangue é formado por uma parte líquida (plasma), constituída por água, sais, vitaminas e fatores de coagulação, na qual estão misturadas as partes sólidas hemácias, leucócitos e plaquetas.

Um jovem saudável, em repouso, possui, aproximadamente os seguintes

volumes de sangue nas câmaras ventriculares:

- Volume Diastólico Final (volume de sangue que se encontra em cada câmara ventricular ao final de uma diástole): de 120 a 130 mL;
- Volume Sistólico Final (volume de sangue que se encontra em cada câmara ventricular ao final de uma sístole): de 50 a 60 mL;
- Volume Sistólico ou Débito Sistólico (volume de sangue ejetado por cada câmara ventricular durante uma sístole): 70 mL.

Se, durante 1 minuto, um adulto normal em repouso apresenta aproximadamente 70 ciclos cardíacos (sístoles e diástoles) e se, a cada ciclo, aproximadamente 70 mL de sangue são ejetados numa sístole, pode-se concluir que, a cada 1 minuto, aproximadamente 5 L (70 mL x 70 mL) de sangue são ejetados através de cada ventrículo.

O volume de sangue ejetado por cada ventrículo a cada minuto é denominado Débito Cardíaco (DC).

Dois importantes fatores que determinam o fluxo num vaso, podem ser vistos através da Equação 10, de onde pode-se concluir que, aumentando-se a pressão, o fluxo aumenta, enquanto que aumentando-se a resistência, o fluxo diminui.

$$Fluxo = \frac{pressão}{resistência} \quad (10)$$

O volume de ejeção, no corpo de homens em repouso e na posição sentada, está, em média, entre 70 e 90 mL/batimento. Entre mulheres, o volume de ejeção em repouso pode ficar entre 50 e 70 mL/batimento. (STEVEN J. Keteyian, 2000)

Existe um parâmetro para a determinação do volume sanguíneo, denominado fração de ejeção, que é o percentual do volume diastólico final ejetado a cada sístole. Em repouso, a fração de ejeção deve ficar acima de 55%. (STEVEN J. Keteyian, 2000)

O termo débito cardíaco (DC) é definido como a quantidade de sangue ejetado por um minuto, mais especificamente pelo ventrículo esquerdo. É calculado como o produto da frequência cardíaca (FC) e do volume de ejeção (VE), como mostra a Equação 11.

$$DC = FC \times VE \quad (11)$$

Onde DC é dado em L/min, FC em batimento/min e VE em mL/batimento.

Para facilitar o estudo da hemodinâmica no circuito sistêmico, tem-se a Equação 12.

$$P_{m\u00e9dia} = DC \times TSPR \quad (12)$$

Onde P média é a pressão arterial (sanguínea) média durante um ciclo cardíaco completo e TSPR é a resistência periférica sistêmica total. P média aumenta com os aumentos no débito cardíaco ou com a resistência. (STEVEN J. Keteyian, 2000)

A resistência ao fluxo sanguíneo é causada pelo atrito entre o sangue e as paredes dos vasos sanguíneos. Quanto maior for o atrito, maior será a resistência ao fluxo. O atrito vascular depende da viscosidade do sangue, do comprimento do vaso sanguíneo e do diâmetro do vaso sanguíneo. Um aumento no número de hemácias faz aumentar a viscosidade sanguínea que, por sua vez, produz maior atrito vascular e maior resistência ao fluxo. Pela mesma razão, quanto mais longo for o vaso, maior será a superfície vascular em contato com o sangue e maior também será a resistência. (STEVEN J. Keteyian, 2000)

3.7 Materiais Biocompatíveis

O conceito de biocompatibilidade se alterou bastante nas últimas décadas. Inicialmente, biocompatível era considerado aquele material totalmente inerte ao corpo humano. Ou seja, o organismo não responderia de nenhuma maneira a presença do implante. (ORÉFICE, 2006, p. 483).

A biocompatibilidade de um determinado material só pode ser definida através de um entendimento global sobre as várias formas de interação do organismo com o material, dando-se ênfase especial à interface tecido-material. Pode-se citar quatro aspectos mais importantes com relação às interações entre biomateriais e tecidos,

que definem assim a biocompatibilidade:

1. Fenômenos físico-químicos de interface relacionados com os primeiros instantes de contato entre biomaterial, tecido e ambiente de implantação;
2. Resposta dos tecidos e meio orgânico à presença do material;
3. Mudanças ocorridas nos materiais como resultado da ação do meio sobre o material como degradação e corrosão;
4. Reação de alguma parte do organismo, não diretamente em contato com o implante. (ORÉFICE, 2006, p. 483-484).

O fundamento básico da engenharia de biomateriais é o desenvolvimento e tratamento de polímeros, metais e cerâmicas como materiais biológicos de maneira a otimizar a implantação de próteses, tornando-as bioinertes, bioativas ou ainda biodegradáveis, dependendo do desejado. (ORÉFICE, 2006, p. 269).

Na maioria das aplicações de materiais na área biomédica as propriedades de maior importância são as propriedades mecânicas e a reatividade química. O comportamento mecânico de materiais é muitas vezes determinante na seleção de um material para uma dada aplicação. (ORÉFICE, 2006, p. 14).

Entre os materiais usados na confecção de implantes destacam-se os materiais metálicos, principalmente usados devido a sua boa resistência mecânica e elevada tenacidade, facilidade de fabricação e baixo custo. A maioria dos elementos metálicos como Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo, usados na confecção de implantes pode ser tolerada pelo corpo em funções celulares ou metabólicas. Entretanto, elementos metálicos não são aceitos pelo corpo em quantidades elevadas, o que torna a corrosão metálica passível de ocorrer no ambiente fisiológico altamente agressivo, um dos tópicos essenciais no estudo de biomateriais metálicos. A corrosão é um dos fatores que limitam o tipo de metal que poderá ser empregado como biomaterial, levando à deterioração das propriedades mecânicas e ao comprometimento do desempenho da função. (ORÉFICE, 2006, p. 41).

Dentre os biomateriais metálicos, os aços inoxidáveis, principalmente os austeníticos do tipo 316L, ligas Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo, titânio puro e Ti-6Al-4V, são os mais usados. (ORÉFICE, 2006, p. 49).

As cerâmicas e os vidros têm sido usados há um longo tempo pela área da saúde. O uso de cerâmicas para aplicações biomédicas deve-se, sobretudo, à sua elevada estabilidade química, uma biocompatibilidade melhor do que a dos metais

para diversas aplicações e suas excelentes propriedades tribológicas. (ORÉFICE, 2006, p. 67).

Polímeros usados como biomateriais são normalmente chamados de biopolímeros. Uma variedade grande deste tipo de material vem sendo usada em aplicações biomédicas, graças às suas características físico-químicas e à sua versatilidade estrutural, que permite adequá-los em termos de propriedades a cada aplicação específica. A possibilidade de alterar um ou outro grupamento químico pertencente à arquitetura macromolecular das cadeias pode viabilizar, por exemplo, o estabelecimento de alguma interação específica entre o biomaterial e o tecido hospedeiro. Dentre os polímeros mais usados, tem-se aqueles de origem natural ou sintética, assim como aqueles biodegradáveis ou estáveis quando expostos ao ambiente corpóreo. (ORÉFICE, 2006, p. 137).

Quando a estrutura biológica de um órgão ou de um tecido não pode ser reparada, a alternativa viável para o restabelecimento das funções normais do paciente é repô-la com um implante confeccionado em um biomaterial. Em função do tempo de permanência no corpo humano, os implantes podem ser classificados em dois grandes grupos: permanentes ou temporários. (SHIN, 2003, p. 4353).

Implantes permanentes quase sempre geram fenômenos crônicos de inflamação, sendo uma resposta tipicamente benigna a um corpo estranho, mas que podem conduzir à complicações clínicas mais severas, como a contração dos tecidos. Dentre os materiais utilizados como implantes, os polímeros apresentam grande potencial de uso, pois são, geralmente, fáceis de produzir, de manusear e apresentam características mecânicas semelhantes aos dos materiais biológicos.

Até recentemente, só eram disponíveis fios naturais para suturas vasculares tais como pelos de animais, fibras vegetais ou produzidas por animais como o bicho da seda. Os fios de algodão, apesar do baixo custo e fácil manuseio, há muito foram preteridos pelos de seda, que foram os mais recomendados para suturas vasculares. (KALLAS, 1999).

A resposta dos tecidos ao fio de sutura é bem conhecida e varia não somente de acordo com o fio, mas depende também da natureza do próprio tecido. Os fios de origem animal ou vegetal como a seda, o linho, o algodão, apesar da facilidade no manuseio e da segurança dos nós, tendem a produzir intensa reação inflamatória interferindo com a perfeita cicatrização. (KALLAS, 1999).

As fibras naturais são constituídas de longas cadeias de moléculas alinhadas

longitudinalmente, os polímeros, sendo a celulose um exemplo típico. A manipulação molecular resultou na síntese de polímeros completamente isentos de produtos naturais. A mais importante descoberta foi o náilon (poliamida). A partir dos hidrocarbonetos extraídos do petróleo, foram sintetizados polímeros que apresentam, entre outras aplicações, a de poderem ser aproveitados como fios de sutura cirúrgica.

Os fios sintéticos não absorvíveis como a poliamida (PA), o polipropileno (PP) e o politetrafluoretileno (PTFE), apresentam pequena reação inflamatória, porém um manuseio apenas razoável. De forma geral, quando amarrados, os nós se soltam com facilidade, sendo necessários vários nós para garantir o ponto. O fio de sutura considerado ideal, além de fácil manuseio, deve ser resistente, não embologênico, imunologicamente inerte, não cancerígeno e, após cumprir sua função, desaparecer totalmente, de modo a não constituir-se em corpo estranho, além de permitir o crescimento dos vasos. (KALLAS, 1999).

A grande vantagem dos polímeros sintéticos sobre os outros materiais de sutura utilizados e disponíveis para anastomoses, como a seda e o categute, é a sua baixa antigenicidade. Tal característica propicia mínima reação inflamatória, atenuando a incidência de complicações. Outro aspecto positivo é a grande resistência destes materiais à tração, o que aumenta satisfatoriamente a sua força tensora ao nível das anastomoses, fornecendo grande segurança. A desvantagem deste material é a sua pequena maleabilidade, dificultando a execução e segurança dos nós, tornando obrigatória a aplicação de vários laços para garantir a firmeza do ponto, o que por outro lado aumenta a massa de corpo estranho presente nos tecidos. O maior inconveniente é a permanência definitiva após cumprir sua finalidade, constituindo-se num corpo estranho indesejável. (KALLAS, 1999).

O nitinol, liga de níquel-titânio utilizada na área médica, é considerado um material extremamente inerte, com propriedade de memória de forma, auto-expansível e com antecedentes de aplicações em materiais cardiovasculares. (ASSAD et al., 1999)

Apesar destas propriedades, para se obter posicionamento e resistência da anastomose, expansão radial para uma perfeita vedação e um sistema perfeito de retenção do enxerto, a quantidade de nitinol utilizada é grande e, apesar de todas as suas boas propriedades, tem-se material metálico entre a parede da aorta e o enxerto venoso.

O nitinol contém uma grande quantidade de níquel, causando alguma preocupação do seu uso em pacientes com hipersensibilidade a este metal. Contudo, a liga formada com titânio é extremamente forte e apenas uma pequena quantidade de níquel encontra-se na superfície da liga. O uso do nitinol na fabricação de “stents” coronários é bastante conhecido e uma possível tendência à formação de trombos do nitinol tem recebido bastante atenção. (SHETH et al., 1996)

Estudos comparando o uso de “stents” com nitinol aos “stents” convencionais de aço inoxidável, mostraram que o nitinol apresenta um desempenho igual ou melhor, quando avaliado em relação à trombose. SHETH et al, 1996, apresentaram estudo em carótidas de coelho comparando os “stents” de nitinol e os “stents” de aço inoxidável, onde o “stent” de aço inoxidável apresentou uma incidência maior de oclusão e suboclusão.

4 METODOLOGIA

Este capítulo mostra o projeto e construção do equipamento para treinamento *in vitro* de suturas em anastomose coronariana.

Baseado nos parâmetros para o sistema circulatório projetou-se um fluxo em circuito fechado, de acordo com os subtópicos a seguir.

4.1.1 Projeto e construção do equipamento para análise de vazamentos

Para o desenvolvimento do equipamento foi utilizado o software de desenho, Auto Cad e Pro-engineer, Para o corte de chapas foi utilizado o TOP 100, um software específico para o corte das chapas com laser.

Inicialmente foram analisadas as disponibilidades das bombas de mercado quanto à capacidade de pressão de fluxo, atendendo o máximo de 160 mmHg.

Dentre as possibilidades encontradas, uma bomba eletromecânica de rotor, usada comercialmente em máquinas industriais, mostrada na Figura 20, atendeu às necessidades, cujas especificações são: bomba de turbina fabricada pela P. Monti, cód. EB 12/H - 127 V - AC - 60 Hz.



Figura 20 – Bomba eletromecânica utilizada no equipamento.

Para aferição da pressão do circuito, foi utilizado um manômetro Premium, usado em um esfigmomanômetro, mostrado na Figura 21.



Figura 21 – Manômetro utilizado no equipamento.

Toda a estrutura metálica, em chapa de aço ao carbono 1010 (NBR 5915 EM) com espessura 2,65 mm, foi cortada a laser para evitar rebarbas e soldas. Ela é composta por três partes: a tampa, a caixa e o suporte interno do reservatório e fixação da bomba.

A tampa, ilustrada na Figura 22, é composta de uma chapa vazada na região central para encaixe da bandeja. Os furos foram projetados de forma a suportar a mangueira de entrada, o manômetro, a mangueira de saída, o registro e o bocal de alimentação do reservatório. Os furos menores foram projetados para a fixação por parafusos da bandeja e fixação da tampa na estrutura.

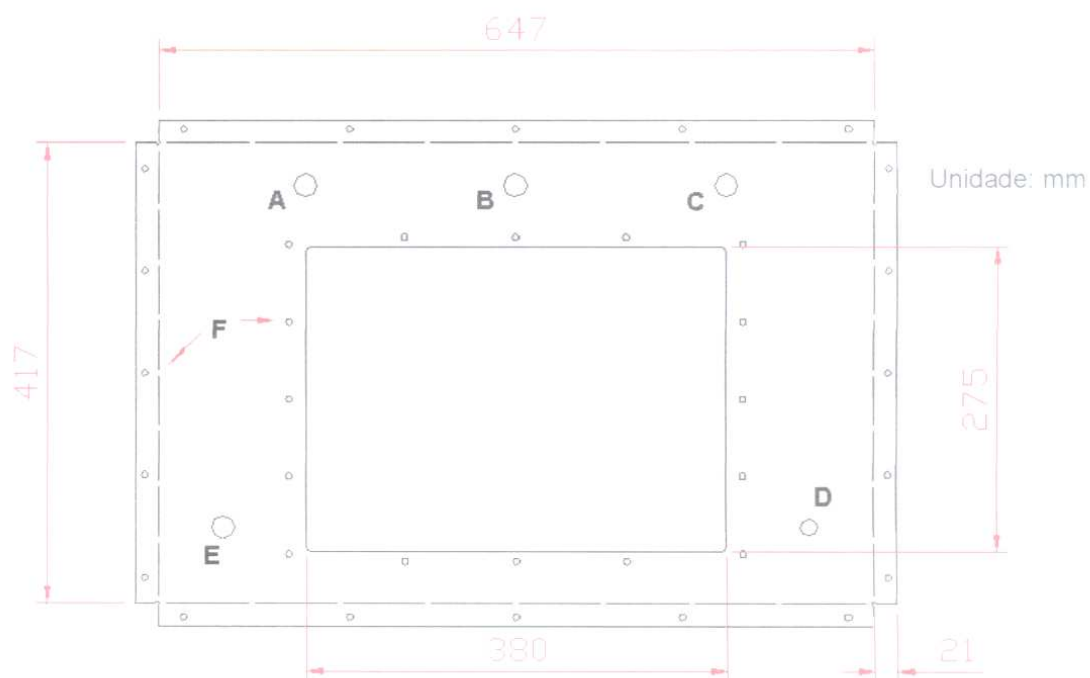


Figura 22 – Projeto planificado da tampa superior, mostrando os furos para posicionamento (A) mangueira de entrada, (B) manômetro, (C) mangueira de saída, (D) registro de pressão, (E) bocal de alimentação do reservatório, (F) fixação da tampa e gabinete.

A bandeja, estampada em aço inoxidável 304, foi perfurada para fixação dos suportes e para drenagem do fluido utilizado no treinamento.

O suporte interno foi projetado de forma a atender a sustentação do reservatório e a fixação da bomba em uma única peça, como pode ser visto na Figura 23.

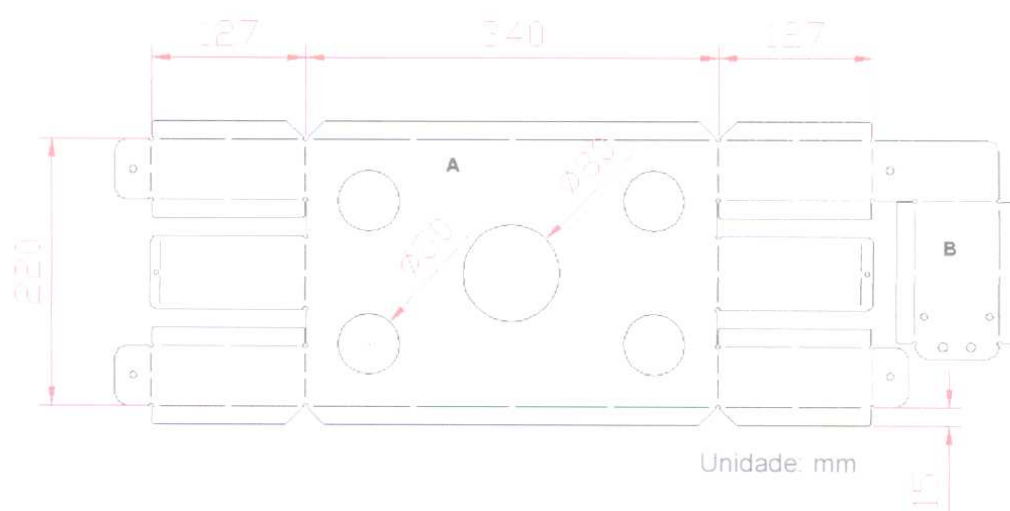


Figura 23 – Projeto planificado do suporte interno, (A) local do reservatório, (B) fixação da bomba.

O gabinete, ilustrado na Figura 24, assim como as demais peças em chapa, foi projetado de forma a não serem necessários processos de solda e dobramento com equipamentos, ou seja, o dobramento foi manual. Todo o gabinete faz parte de uma única peça com vazados laterais para o posicionamento das mãos e furos para encaixe dos pés de borracha, para o medidor de nível, para a torneira de drenagem do reservatório, para a saída do fio de alimentação de corrente, para a chave de acionamento, para o porta fusível e para o fechamento do gabinete na tampa.

No interior foi encaixado um reservatório de 5 litros, toda a tubulação e a bomba.

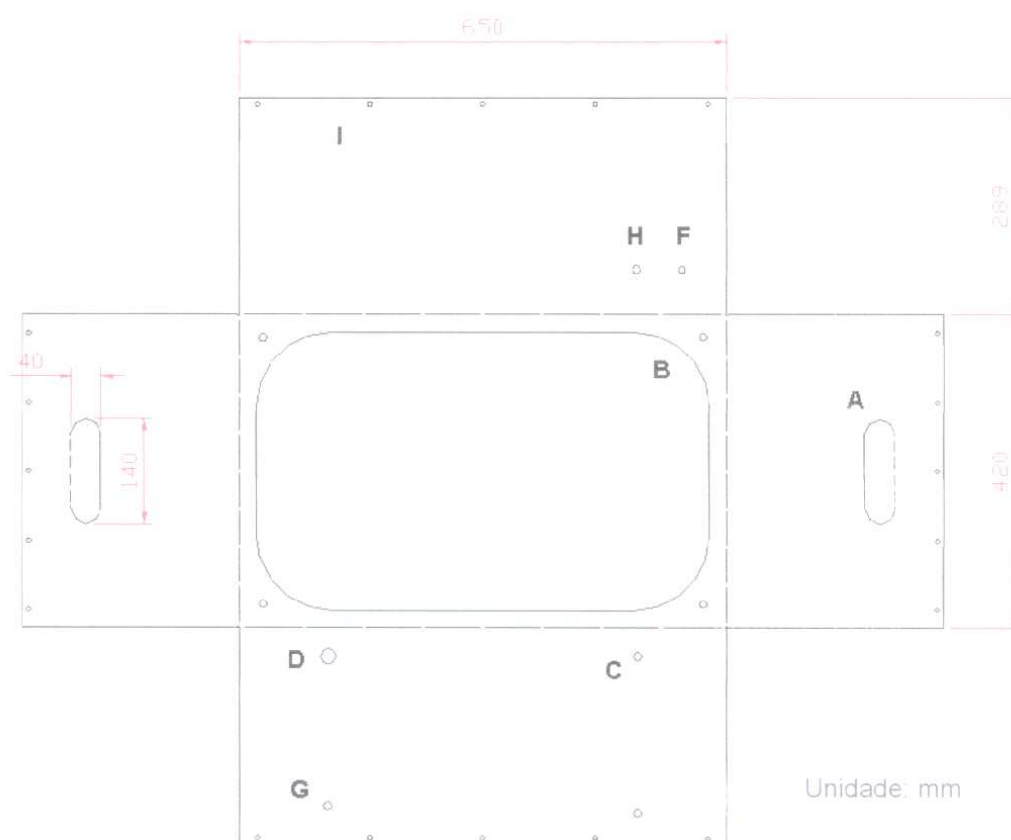


Figura 24 – Projeto planificado do gabinete mostrando (A) posicionamento das mãos, (B) encaixe dos pés de borracha, (C) conexão do visor do nível, (D) torneira de dreno, (E) cabo de alimentação de energia, (G) chave liga/desliga, (H) porta fusíveis, (I) fixação da tampa.

Todos os projetos foram feitos em Auto Cad Versão 2006 e transferidos para o TOP 100, programa específico para alimentar as informações para a máquina de corte laser (Trumpf, modelo Trumatic L4030).

Tubos de aço inoxidável 304 com 160 mm de comprimento e 25 mm de

diâmetro externo foram utilizados para a fixação da aorta. Os suportes para fixação dos tubos, confeccionados em Alumínio, foram usinados, de acordo com o projeto ilustrado na Figura 25.

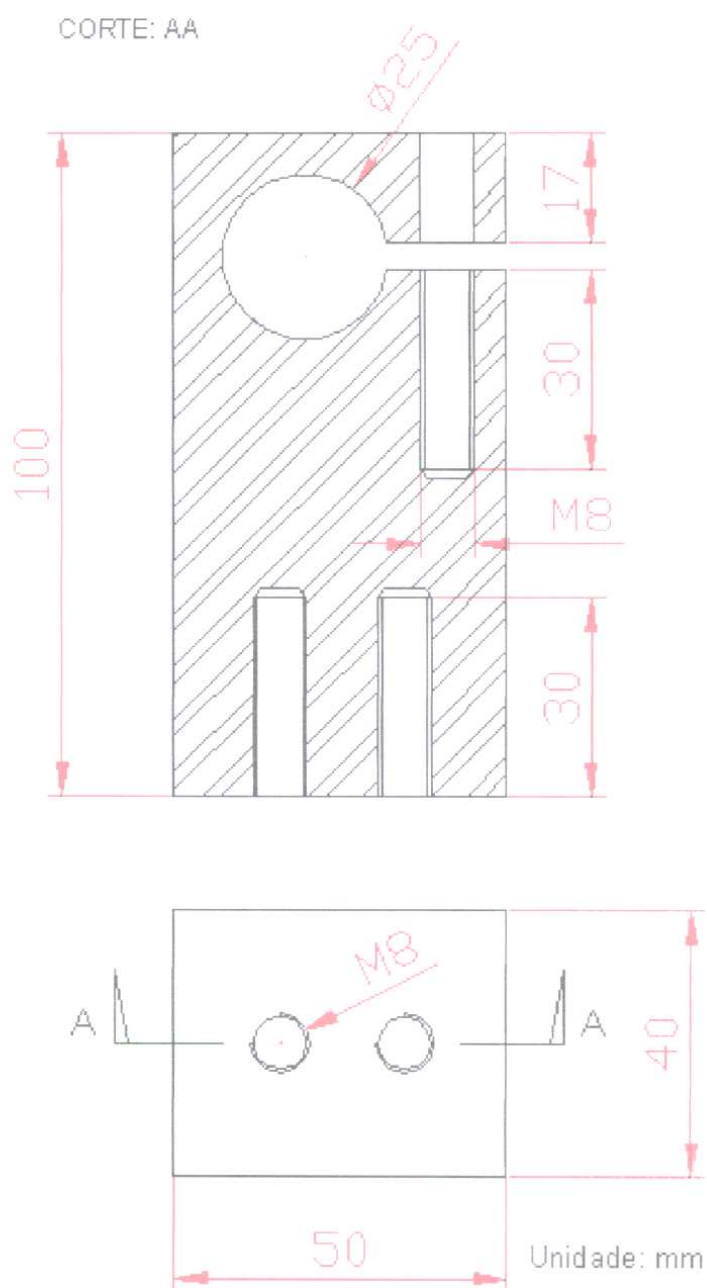


Figura 25 – Projeto do suporte do tubo.

O suporte do manômetro, em latão, foi usinado segundo especificações mostradas na Figura 26.

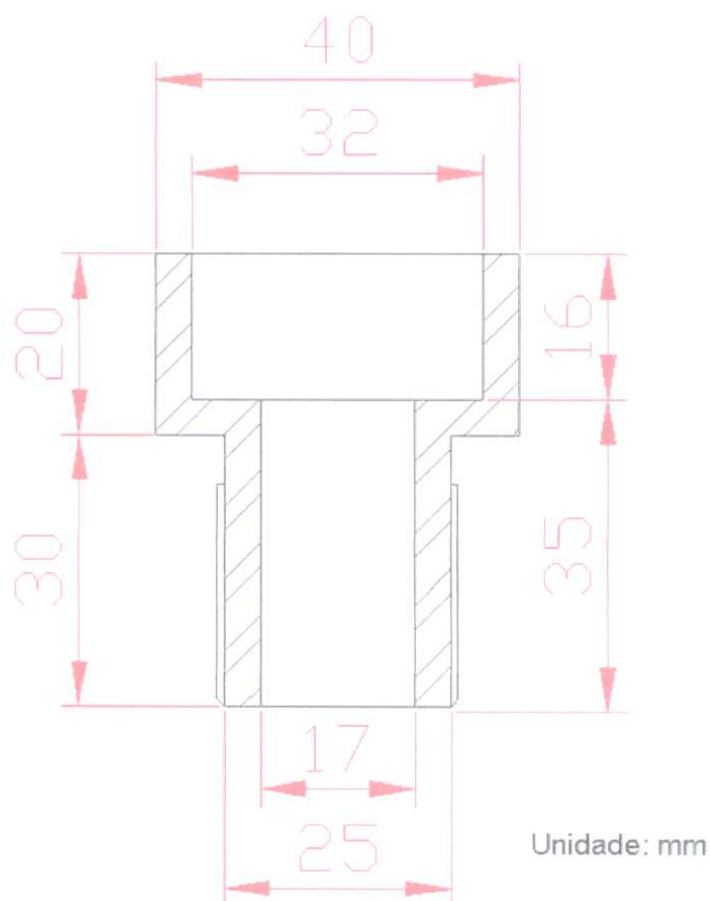


Figura 26 – Projeto do suporte do manômetro.

Para a montagem das peças plásticas (conexões) foram utilizadas cola e veda-rosca.

A relação das peças utilizadas na montagem do equipamento pode ser vista na Tabela 01.

Tabela 1 – Relação de componentes para a construção do equipamento.

Componente	Material	Dimensões
Mangueira externa	Malha de aço inox	40 cm x 19 mm
Mangueiras internas	Plástico	40 cm x 19 mm
Nípel	Plástico	3/4"
Registro de pressão	Bronze	3/4"
Registro dreno	Bronze cromado	3/4"
Tubos	Aço inox 304	16 cm x 25,4mm
Dreno	Bronze cromado	25 mm x 3/4"
Reservatório	Plástico	340 mm x 220 mm x 150 mm
Mangueira da bomba	Borracha sanfonada	20 cm x 40 mm
Cotovelos	Plástico	3/4"
Porta fusível	Plástico	Padrão 12 mm
Chave acionadora	Metal / plástico	10A - 10 mm
Tampa do dreno	Plástico	3/4"
Manipulo de aperto	Metal / plástico	8 mm x 60 mm
Conexão L do nivel	Latão	7 mm
Conexão L	Plástico	3/4"
Conexão T	Plástico	3/4"
Parafuso	Metal	6 mm x 12 mm
Porca	Metal	6 mm
Arruela	Metal	6 mm

A Figura 27 mostra o projeto final do equipamento, onde foram agrupadas todas as peças desenvolvidas no projeto.

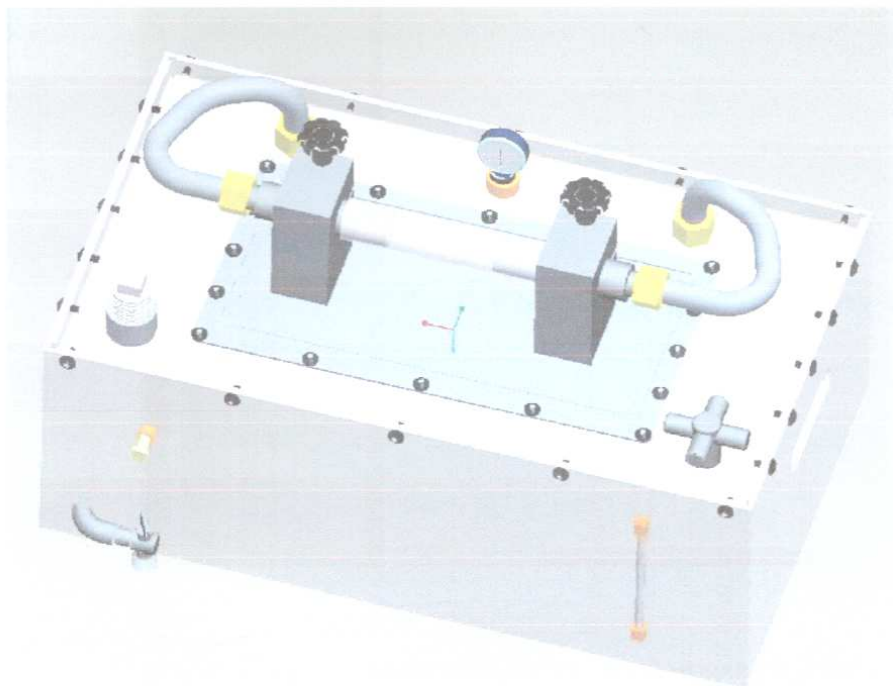


Figura 27 – Desenho do projeto em 3D

4.2 Ensaaios

Para a realização dos ensaios, foram utilizadas 3 litros de uma mistura de água destilada e carboximetilcelulose, a fim de se obter um fluido com viscosidade próxima à do sangue. A viscosidade conseguida foi de 4×10^{-3} Pa.s. A viscosidade foi verificada no laboratório de Química da PUCPR, com o auxílio de um viscosímetro de discos.

Para verificar o comportamento do equipamento em relação à vazão e pressão e para eliminação de ar do sistema, inicialmente instalou-se um tubo de polietileno na região de teste, como mostra a Figura 28, verificando-se que o sistema comporta uma pressão máxima de 190 mmHg, registrados no manômetro instalado.

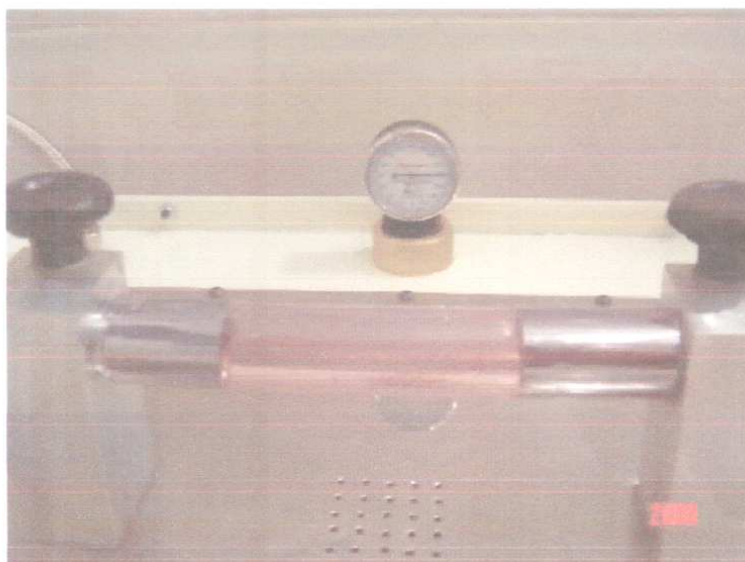


Figura 28 – Teste realizado com um tubo transparente de polietileno.

A relação dos materiais para a execução dos testes encontra-se na tabela 2

Tabela 2 – Relação de materiais para a realização dos testes

Material	Característica
Agulha	Shalon
Linha	Mononylon 6-0
Aorta	Bovina 120 mm
Coronária	Bovina 100 mm
Régua	150 mm
Látex	0,46 mm
Carboximetilcelulose	Viscosidade $4 \cdot 10^{-3}$ Pa.s
Pinça	Travante
Presilha plástica	210 mm e 150 mm

Antes de se dar início aos ensaios com materiais naturais, utilizou-se tubos de látex, como mostra a Figuras 29.

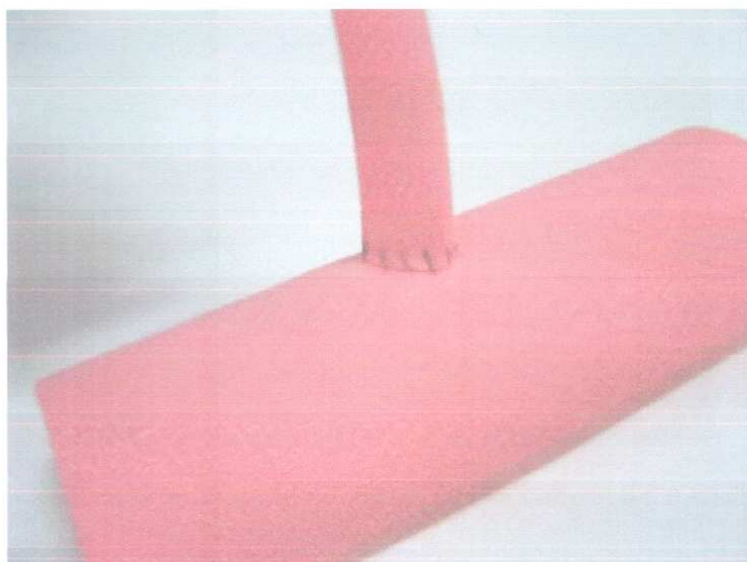


Figura 29 – Sutura em tubos de látex.

A Figura 30 mostra o sistema em operação, utilizando-se uma anastomose em tubos de látex. Os vazamentos ocorreram nos furos da agulha para a passagem dos fios.



Figura 30 – Teste realizado em tubos de látex.

Para a realização das suturas, foi utilizado fio 6-0, agulha Shalon e pinça, como ilustra a Figura 31.

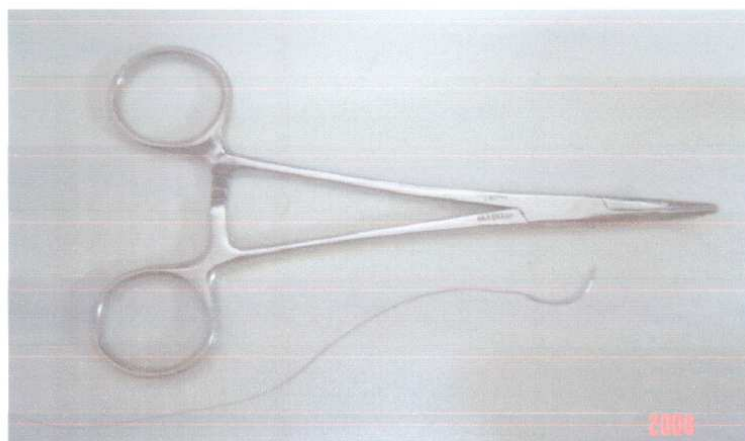


Figura 31 – material utilizado na anastomose. Pinça, fio mononaylon 6-0 e agulha Shalon.

Para a realização das anastomoses foram utilizadas artérias de boi, como mostra a Figura 32, que foram coletadas em matadouro. Oito médicos, sendo dois residentes (R3) e seis especialistas, treinados em anastomoses, foram voluntários para a realização das suturas manuais no equipamento.



Figura 32 – Artérias bovinas utilizadas nos ensaios de anastomose. À esquerda, uma artéria aorta em vista de topo e lateral e à esquerda uma coronária.

5 RESULTADOS

Neste capítulo são apresentados os resultados do projeto e dos ensaios realizados.

5.1 Equipamento

Duas presilhas foram utilizadas para a fixação do tubo de látex para a realização do teste de pressão. A partir de 100 mmHg o látex começou a inflar e se rompeu a 140 mmHg. Na pressão de 100 mmHg, ocorreram vazamentos nos furos de passagem da agulha, resistindo a união das duas partes.

A Figura 33 mostra o equipamento montado, com a colocação de um tubo do látex na região de teste, para ilustração.

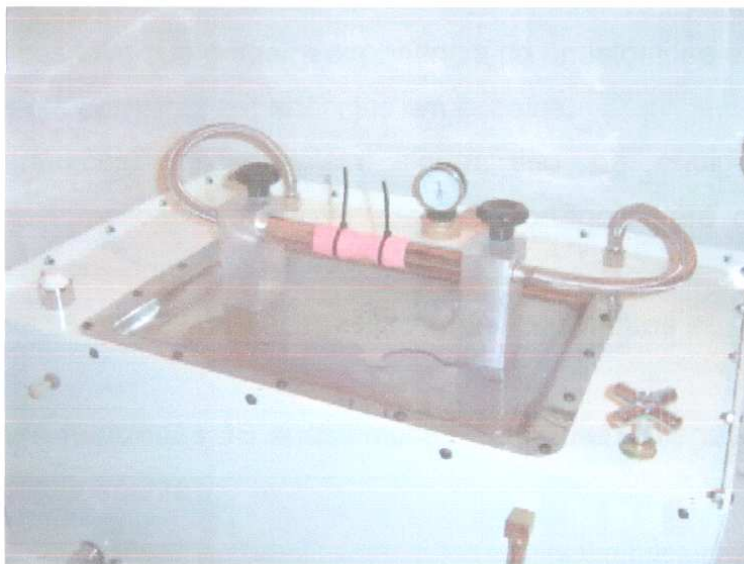


Figura 33 – Fixação do tubo de látex com duas presilhas, para o experimento.

Para iniciar os experimentos, o reservatório foi abastecido com líquido com uma viscosidade semelhante à do sangue. A viscosidade foi conseguida com

mistura carboximetilcelulose em água. O abastecimento é feito pelo bocal na tampa superior e acompanhado pelo visor de nível, ficando entre o mínimo e o máximo.

Para iniciar a operação do equipamento, de forma adequada, é necessária a utilização de um pedaço de tubo para a comunicação das duas partes do circuito. Ao primeiro acionamento da bomba não há pressão suficiente para se iniciar os ensaios e alguns minutos de funcionamento são necessários para que todo o ar saia do sistema e comece a pressurização do mesmo. Após a estabilização da pressão, o tubo é retirado e o material de ensaio é posicionado.

Para o controle de pressão, indicada pelo manômetro, tem-se o registro que controla a vazão do líquido. A pressão, após definida, permanece constante.

Na utilização de artéria aorta bovina, deve-se ter cuidado em o seu corte para que haja encaixe perfeito nos tubos, evitando vazamentos e quedas de pressão. Por segurança, utilizou-se quatro presilhas plásticas. Notou-se a necessidade de utilização de tubos corrugados para o encaixe da aorta, pois sua parede interna é muito lisa, dificultando sua fixação e vedação do sistema.

Segundo os médicos voluntários, o equipamento traz uma condição favorável à realização de suturas em um meio limpo e com a possibilidade de se verificar o resultado do trabalho em relação à existência de vazamentos.

Um dos médicos teve sua primeira experiência de anastomose em humanos e os demais tiveram suas primeiras experiências em cobaias.

Todos os médicos desconheciam algum tipo de equipamento para treinamento em anastomoses e relataram a sua importância para o treinamento antes da realização de anastomoses em cobaias.

Três dos médicos relataram casos clínicos de vazamentos em anastomoses após a cirurgia.

Ao todo, foram realizadas 18 anastomoses com sutura manual em material bovino utilizando o equipamento.

5.2 Ensaio

A capacidade da bomba é de 190 mmHg. Com as perdas de carga no sistema, alcança-se 160 mmHg, o que corresponde a uma perda de aproximadamente em 15%.

A pressão mínima registrada foi de 60 mmHg com uma vazão de 6,5 L/min e a pressão máxima foi de 160 mmHg, com vazão zero. Neste caso, o sistema fechado não acusa fluxo de fluido, registrando apenas a pressão da bomba. A Figura 34 mostra o comportamento do equipamento em relação à pressão e vazão.

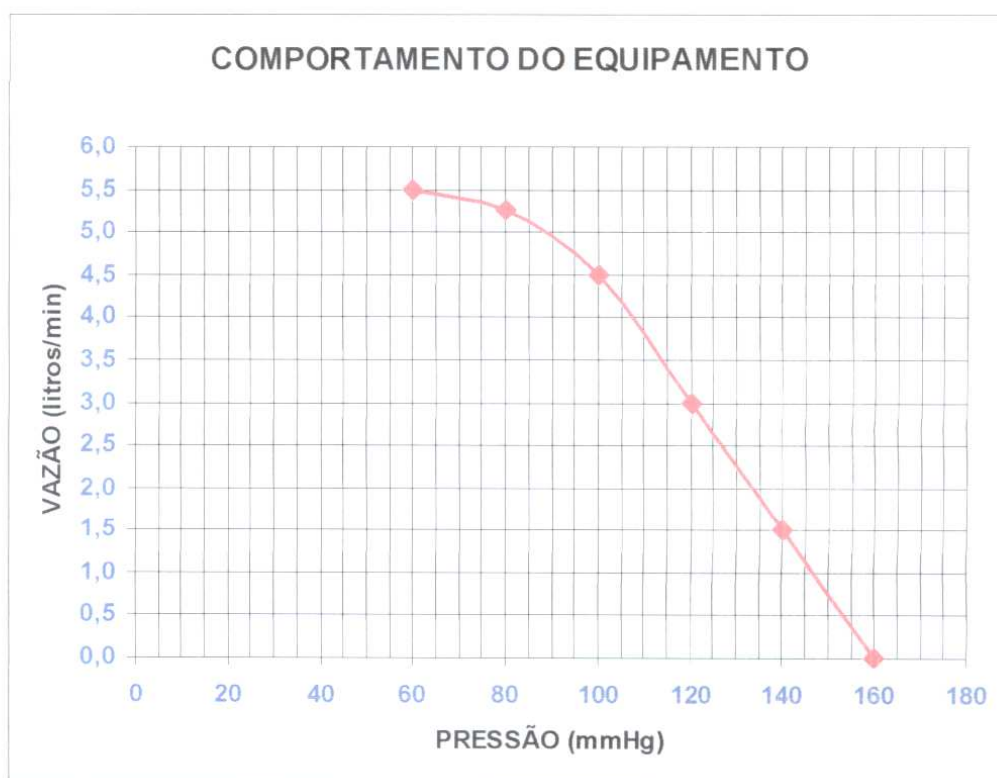


Figura 34 – Gráfico da pressão máxima em relação a vazão.

Nos ensaios mecânicos realizados, foram avaliadas tensão e pressão de rompimento. Os resultados obtidos foram equivalentes aos observados nas anastomoses convencionais, sendo que nestes ensaios, a pressão necessária para ocorrência de vazamento foi superior a 60 mmHg.

Para viabilizar o equipamento em teste de vazamento foram necessárias as confecções de anastomoses com sutura manual. A intenção de realizar este

experimento foi verificar se o equipamento traz benefício ao cirurgião, examinando a eficácia das suas suturas quanto a vazamentos.

A Figura 35 mostra uma anastomose realizada com o equipamento desligado, simulando o “clampeamento” da aorta. Existe também a possibilidade de realização da sutura com fluxo de líquido simulando cirurgia sem circulação extracorpórea.



Figura 35 – Anastomose em artéria aorta bovina.

Para a melhor utilização das artérias, cada voluntário realizou duas anastomoses em uma mesma artéria, como mostra a Figura 36. Em dez casos foi necessário fazer a segunda anastomose para que o furo já existente na artéria fosse fechado deixando o ambiente sem vazamentos.

Todas as anastomoses foram feitas em término-lateral de 90°, com suturas contínuas, sendo feitas em 8 aortas com 2 anastomoses por aorta.



Figura 36 – Duas suturas realizadas em uma artéria aorta, sem pressão.

Em todos os ensaios, após realizada a sutura, foi aberto o fluxo de 4,5 L/mim, em uma pressão de 100 mmHg a fim de se verificar a existência de vazamentos. Em dezoito anastomoses, cinco necessitaram de retrabalho e uma foi mal posicionada e teve que ser refeita.

A Figura 37 mostra o vazamento em uma saída da artéria. Pode-se notar que não houve vazamentos nas duas suturas (anastomoses) realizadas.



Figura 37 – Teste de vazamento na anastomose. O vazamento ocorre em outra região da artéria que estava aberta.

Em todos os casos as suturas foram testadas a uma pressão constante de 100 mmHg.

Anastomoses feitas com linha mononylon 6-0 e agulha Shalon em artérias bovinas, mostraram-se eficientes nos estudos ressaltando que 5 delas tiveram que ser re-trabalhadas.

Nos experimentos foi verificada a necessidade de uma tampa para que se possam realizar os testes com o sistema ligado evitando que o líquido, com pressão, seja ejetado do equipamento.

Portanto, após terminado os ensaios com 18 amostras bovinas, obteve-se os seguintes resultados:

- 12 anastomoses sem vazamento;
- 5 re-trabalhos devido à vazamento;
- 1 anastomose refeita por mal posicionamento.

Quando utilizou-se 5 amostras artificiais (látex), todas as anastomoses apresentaram vazamento através da linha.

6 DISCUSSÃO

Muitos esforços estão voltados para o desenvolvimento de procedimentos cirúrgicos menos invasivos, de modo que a recuperação do paciente seja mais rápida e com menor probabilidade de complicações pós-cirúrgicas.

O desenvolvimento de tecnologias e formas de abordagem vem sendo discutido para que o cirurgião possa ter toda a informação de como proceder, mas é somente com a prática que a sua habilidade se mostra, como no caso de uma sutura em anastomose.

Muitas formas de treinamentos vêm sendo praticadas, como a em cobaias, em látex e em equipamentos para treinamentos de nós de sutura. Neste trabalho tentou-se mostrar uma alternativa na forma de treinamento e verificação quanto a vazamentos após a sutura em anastomoses.

A forma em que o autor, PESSOA, 2002, descreve o treinamento em tubos de látex toma-se um processo não real, principalmente, devido ao material utilizado que não tem a mesmas propriedades do material natural. Tubo de látex tem sua espessura próxima de 0,46 mm muito diferente de uma artéria que chega a aproximadamente 12 mm como as que foram submetidas aos estudos, neste trabalho. Quando se perfura um tubo de látex tem-se o furo aparente e visível. Em artérias os furos são vedados naturalmente, evitando o vazamento quando submetido a testes.

O autor EBRAM NETO, 1998, desenvolveu um equipamento para treinamentos de suturas, com ênfase maior nos nós. O produto propõe que o profissional faça os nós em diversas situações, porém não de forma tridimensional, ou seja, em posições não ergométricas, como ocorre durante as cirurgias. A prática requer o treinamento não somente do nó em todas as posições.

Todas as formas de treinamento em suturas pesquisadas não foram evidenciadas em relação à sua viabilidade para aplicação em seres humanos, pois não foram realizados ensaios de resistência como o proposto neste trabalho.

Para o treinamento em cobaias é necessário um ambiente apropriado com condições para a realização de cirurgias, e com um custo envolvido muito alto. O que este equipamento mostrou é que o treinamento pode ser realizado em qualquer ambiente onde exista fonte de energia elétrica e uma bancada. O material a ser

trabalhado pode ser fornecido por frigoríficos, com um custo irrisório.

Dispositivos mecânicos vêm sendo desenvolvidos para substituir as suturas convencionais e o equipamento proposto traz a forma adequada para realizar ensaios com materiais naturais semelhantes aos ensaios *in vivo*. O desenvolvimento de um dispositivo requer vários tipos de análises e ensaios para disponibilizá-lo em animais e seres humanos. O aperfeiçoamento de um dispositivo mecânico torna-se, muitas vezes, inviável por falta de equipamentos adequados para a confirmação de sua aplicabilidade e viabilidade cirúrgica.

Através da utilização do equipamento proposto, diferentes técnicas de suturas como término-terminal, término-lateral e latero-lateral podem ser realizadas com ou sem dispositivos mecânicos, a fim de se analisar a eficiência em relação à vazão de sangue, pontos de turbulência e pontos de vazamento.

7 CONCLUSÕES

De acordo com os resultados e discussões apresentados, pode-se concluir que:

- O equipamento projetado auxilia no desenvolvimento da experiência do cirurgião e acadêmicos a obter um melhor desempenho em seu procedimento cirúrgico;
- O equipamento propicia a prática inicial, tendendo a diminuição no número de ensaios *in vivo*, tanto para treinamento em anastomoses, como para verificação da eficiência da sutura ou de dispositivos mecânicos;
- O equipamento tem um custo fixo, não necessitando mais investimentos para a realização de treinamento;
- Os ensaios não necessitam de espaço físico específico como salas esterilizadas ou climatizadas, podendo ser realizados em qualquer ambiente inclusive em salas de aula;

O equipamento mostrou-se de fácil manuseio e instalação de artérias para ensaios de vazamento em anastomoses e de treinamento, podendo ser utilizado por cirurgiões em vários estágios de aprendizagem.

8 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Foi observado neste protótipo que algumas melhorias que poderão contribuir para um melhor aproveitamento nos treinamentos.

Uma bomba com maior capacidade de fluxo pode ser útil para análise da resistência de uma anastomose em pressão máxima. Além disso, um sistema pulsante pode fornecer condições mais próximas da natural durante um procedimento de anastomose.

Tubos de plástico transparentes podem ser utilizados na seção de trabalho a fim de se analisar o tipo de escoamento, vórtices e pontos de estagnação, variando-se o tipo de anastomose e a inclinação das mesmas. Desta forma, pode-se verificar a eficiência de cada procedimento.

Anastomoses confeccionadas com dispositivos mecânicos podem ser comparadas com as realizadas com sutura manual, em relação ao tempo e eficiência do procedimento.

Os tipos de sutura também podem ser comparados quanto à eficiência e tempo de realização, utilizando-se artérias bovinas.

Vários fluídos, de várias densidades, podem ser utilizados, inclusive com coloração vermelha para simular de forma mais realista as condições em um procedimento cirúrgico.

9 REFERÊNCIAS

ALMEIDA, Rui Manoel Sequeira de et al . Enxertos valvares aórticos homólogos: estudo experimental em cães. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São José do Rio Preto, v. 13, n. 1, 1998.

ANTONA, C. et al. Evaluation of a new sutureless anastomotic device in coronary surgery. **Cardiovascular Surgery**. v. 13, p. 70, 2001.

AROM, V.K.; ASAVAPIYANOND, S.; PITIGUAGOOL, V.. Use of radial conduits and St. Jude Aortic Connector. **Heart F. Surg**. v.7, supp. 1, p.83, 2004.

ASSAD, M, Lemieux N, Rivard CH & Yahia LH, Comparative in vitro biocompatibility of nickel-titanium, pure nickel, pure titanium, and stainless steel: genotoxicity and atomic absorption evaluation. **Biomed Mat Eng** V 9, 1-12, 1999.

BERGNSLAND, J. et al. Intraoperative and intermediate term angiographic results of coronary artery bypass surgery with Symmetry proximal anastomotic device. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg**. v.128, p. 718-724, 2004.

BERTOLO, L.A. **Física do Sistema Cardiovascular**. 2001. Disponível em: <<http://www.bertolo.pro.br/Biofisica/Fluidos/Coracao.htm>>. Acesso em: 29 jul 2006.

BERTULANI, Carlos. **Viscosidade, turbulência e tensão superficial**. Disponível em: <<http://www.if.ufrj.br/teaching/fis2/hidrodinamica/viscosidade.html>> Acesso em: 29 jul 2006..

BONILLA, F.L., SULLIVAN, D.J. New approaches for vascular anastomoses. **Curr. Interv. Cardiol. Resp.**, v.3, p. 44-49, 2001.

BORST, C. et al. Sutureless coronary anastomosis with an anastomotic device and tissue adhesive in off pump porcine coronary bypass grafting. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg**. v.123, p. 788-794, 2002.

BRASIL, Luiz Antônio et al. Myocardial revascularization without cardiopulmonary bypass: experience and initial results. **Rev Bras Cir Cardiovasc.** 2000, vol. 15, no.1.

CONTESINI, E.A. et al. Implante de traquéia de Gallus domésticos na microanastomose arterial em cães. **Acta Scientiae Veterinariae.** Porto Alegre. N.32, p. 89-95. 2004

DANGELO, J., FATTINI. **Sistema Esquelético.** Anatomia humana sistêmica e segmentar, 2. ed., RJ, Ed. Atheneu. 1988

DAVID, Dagma Rocha; VALE, Déborah Gomes. **Reabilitação fisioterápica de pacientes com doenças coronarianas.** Goiânia, 2003. Artigo de revisão.

DEWEY, M.T. et al. First year outcomes of beating heart coronary artery bypass grafting using proximal mechanical connectors. **Ann. Thorac. Surg.** v. 77, p. 1542-1549, 2004.

DOBRIN, P. & ROVICK, A. Influence of vascular smooth muscle on contractile mechanisms and elasticity of arteries. **American Journal of Physiology,** New York, 277, 1644–1651, 1969.

EBRAM NETO, João et al. MODELO DE DISPOSITIVO PARA TREINAMENTO E AVALIAÇÃO DAS HABILIDADES EM TÉCNICA OPERATÓRIA. **Acta Cir. Bras.** São Paulo, v. 13, n. 1, 1998.

ECKSTEIN, F. S. et al. Minimizing aortic manipulation during OPCAB using the symmetry aortic connector system for proximal vein graft anastomosis. **Ann. Thorac. Surg.** v. 72, p. 995-998, 2001.

ENDO, M. et al. Avoiding aortic clamping during coronary artery bypass using an automated anastomotic device. **Ann. Thorac. Surg.** v. 73, p. 2-4, 2002.

FLAMENG, W.J., Role of myocardial protection for coronary artery bypass grafting on the beating heart. **Ann. Thorac. Surg.**, v. 63, p. 18-22, 1997.

FORTE, Henrique L. S., NEVES, Wilma Carvalho. Alterações imunológicas pós-circulação extracorpórea. **Revista Brasileira de Alergia e Imunopatologia**, v. 23, n. 5, p. 143-150, 2000.

GOLDENBERG, S. & FARIA NETTO, A. J. **Atos operatórios fundamentais**. Bases da cirurgia. 2.ed. São Paulo, E.P.U., 1984. p.65-98.

GUYTON, Arthur C. **Fisiologia Humana**. Editora Guanabara , 6. ed.1988. 564 p.

GUYTON, Arthur C. **Tratado de Fisiologia Médica**. Editora Guanabara , 8. ed.1992. 864 p.

JATENE, Fabio B. et al., Initial results on the use of mechanical devices for proximal saphenous vein graft anastomoses: a clinical and angiographic evaluation. **Rev Bras Cir Cardiovasc**, 2003, vol. 18, no. 4, 332-338.

KALLAS, Ibrahim Elias, KALLAS, Alexandre Carvalho and KALLAS, Elias. Anastomoses Arteriais: passado, presente e futuro. **Acta Cir. Bras**. Oct./Dec. 1999, vol.14, no.4

KARAKAWA, Masanori. **A Mathematical Approach to Cardiovascular Disease**. Mechanics of Blood Circulation. 1ª edição, 1998. 152 p.

KUBRUSLY, Luiz Fernando et al . In vitro evaluation of an intraventricular axial flow pump for mechanical circulatory support. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São Paulo, v. 15, n. 2, 2000.

LAHTINEN, J. et al. Fatal complications after use of the Symmetry aortic connector in coronary artery bypass surgery. **Ann. Thorac. Surg**. v.77, p. 1817, 2004.

LANDOLFO, K.P. et al. Combined use of off pump techniques and a sutureless proximal anastomotic devices reduce intraoperative cerebral microemboli during off-pump CABG. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg**. v. 126, p. 1561-1567, 2003.

LEE, J. D., DANG, C.R., YAMAUCHI, H. Off-pump Bypass Results in Fewer Complications. **Journal Report, American Heart Association**, Honolulu, 06/11/2003.

MACHADO, J.C. **Reologia e escoamento de fluidos**. Rio de Janeiro: Interciência, 1ª edição, 2002, 257 p.

MACK, M.J. et al. Initial experience with proximal anastomoses performed with a mechanical connector. *Ann. Thorac. Surg.*, v. 75, p. 1866 – 1870, 2003.

MAISANO, F. et al. Off pump coronary artery surgery with the use of anastomotic devices: an additional tool for challenging patients. **Heart Surgery.**, Fórum, v. 5, p. 25-27, 2002.

MARTINS, Paulo Ney Aguiar. The importance of experimental microsurgery for transplantation. **Acta Cir. Bras.**, São Paulo, v. 18, n. 1, 2003.

MERCK, **Manual de Informação Médica Distúrbios do Coração e dos Vasos Sangüíneos**, 2006, capítulo 14 - Biologia do Coração e dos Vasos Sangüíneos.

MICHAEL, J. Mack et al, Initial Experience With Proximal Anastomoses Performed With a Mechanical Connector, **Ann Thorac Surg**. 2003, n. 75, p. 1866-1871.

MIGLIAVACCA, F. DUBINI, G. Computational modeling of vascular anastomoses, **Biomechanics and Modeling in Mechanobiology**, volume 3, numero, p. 235-250, 16 mar 2005.

MILANI, Rodrigo Mussi. **Análise dos resultados imediatos de estudo comparativo entre anastomose mecânica aortosafena versus anastomose convencional**. Curitiba. 2005. Tese de Doutorado da UFPr.

NINA, Vinícius José da Silva; O'BRIEN, Mark F.. Stentless aortic valve: what we have learnt. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São José do Rio Preto, v. 16, n. 2, 2001.

OREFICE, Rodrigo Lambert. **Bio materiais, Fundamentos & Aplicações**. 1ª edição, Rio de Janeiro, Cultura Medica, 2006, 538 p.

PESSOA, Breno Bezerra Gomes de Pinho e PESSOA, Salustiano Gomes de Pinho. O retalho hipogástrico cutâneo no cão: modelo para o aprendizado experimental de microcirurgia. **Acta Cir. Brás**. São Paulo, v.17, n.3, p.198-202, mai 2002. (A)

PESSOA, Breno Bezerra Gomes de Pinho e PESSOA, Salustiano Gomes de Pinho. Treinamento em microanastomoses utilizando tubos de látex. **Acta Cir. Bras**. São Paulo, vol.17, no.2, p.143-146, mar./abr 2002. (B)

PIRES, Marco T. Baccharini. Faculdade de medicina UFMG. **Revascularização Cirúrgica do Miocárdio - parte IV**. Belo Horizonte. 2006.

RATNER, B.D. et al, **Biomaterials Science**, Academic Press, Boston, 1996.

REUTHEBUCH, O.T. et al. Graft occlusion after deployment of the symmetry bypass system. **Ann. Thorac. Surg.**, v. 75, p. 1626-1629, 2003.

SADER, Soraya Lopes et al . Partial replacement of dog pericardium with a natural latex membrane. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São José do Rio Preto, v. 15, n. 4, 2000.

SALLES, Claudio A. et al . Reconstrução da aorta com conduto de pericárdio bovino corrugado. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São José do Rio Preto, v. 13, n. 2, 1998.

SANTOS, Paulo César et al . A juvenile sheep model for the stentless bioprostheses implanted as aortic root replacements. **Rev Bras Cir Cardiovasc.**, São José do Rio Preto, v. 17, n. 1, 2002.

SHETH, S., LITVACK, F., DEV, V. et al. Subacute Thrombosis and Vascular Injury Resulting From Slotted-Tube Nitinol and Stainless Steel Stents in a Rabbit Carotid Artery Model, *Circulation* aha journals, v 94, p. 1733 – 1740, Oct 1996.

SHIN H.; JO S.; MIKOS A.G, **Biomimetic materials for tissue engineering**, Biomaterials, Volume 24, Numero 24, Novembro 2003, p. 4353-4364.

SRIVASTAVA, S.P. et al. Off pump complete revascularization through a left lateral thoracotomy(Thoracab). **Ann. Thorac. Cardiovasc. Surg.** v. 76, p 46-49, 2003.

STEVEN J. Keteyian, Merle L. Foss, **Fox bases fisiológicas do exercício e do esporte**, traduzido por Giuseppe Taranto; Rio de Janeiro :Guanabara Koogan ,2000.

STRONG, A.B. **Plastics – Materials and Processing**. Columbus, Ohio: Prentice-Hall, 2ª edição, 2000, 812 p.

TAL et al. What is cardiac bypass surgery. **E health MD**, outubro 2004.

UVA et al, Cirurgia Coronária em Doentes com Aorta Porcelana. **Rev. Port Cardiol.** Lisboa, p. 769-780, 2001.

WEBSTER, Ronaldo; ELY, Pedro Bins. Treinamento em microcirurgia vascular: é economicamente viável?. **Acta Cir. Bras.**, São Paulo, v. 17, n. 3, 2002.

WIKLUND, L.; BUNGGE, M.; BERGLIN, E. Angiographic results after the use of suturless aortic connector for proximal vein graft anastomoses. **Ann. Thorac. Surg.** v. 73, p. 1993-1994, 2002.

WILLIAMS SK, Berman SS and Kleinert LB. Differential healing and neovascularization of ePTFE implants in subcutaneous versus adipose tissue. **Journal of Biomedical Materials Research.** 1996. p. 33.

YAU, T.M. et al. Evaluation of a novel sutureless anastomotic connector: from endothelial function to mid – term 86 clinical and angiographic follow up. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.** v.126, p. 1555-1560, 2003.

YAZLLE ROCHA, Juan Stuardo et al . Inequalities among patients hospitalized for cardiac and cerebral-vascular diseases in the City of the State of S. Paulo, Brazil, 1986. **Rev. Saúde Pública.**, São Paulo, v. 23, n. 5, 1989.

10 REFERÊNCIAS TAMBÉM CONSULTADAS

ANA P. T. Pezzin, Cecília A. C. Zavaglia, Eliana A. R. Duek, Faculdade de Engenharia Mecânica, Estudo da Degradação In Vitro de Blendas de Poli(p-dioxanona)/Poli(l-Acido Lático) (PPD/PLLA) Preparadas por Evaporação de Solvente, UNICAMP, Polímeros: Ciência e Tecnologia, vol. 12, nº 4, p. 285-294, 2002

ABIPLAST (Associação Brasileira da Indústria de Plásticos) (2000) Perfil 2000: Indústria Brasileira de Transformação de Material Plástico. São Paulo.

Brasil.Ministério da Saúde. Indicadores de mortalidade por doenças circulatórias.[online].Brasilia:MS;2001.[cited 2001 Nov 20].Available from:<http://www.saude.gov.br>

CASTRO, I.A. Circulação Extracorpórea Gera Tristeza em Pacientes. Jornal da Paulista – Pesquisa, UNIFESP, ano 14, no. 155, 2001.

DELRIVIERE L., Kamada N. & Goto S. 1993. Replantation of the liver in the rat. *Microsurgery*. 14: 416-419.

ECKSTEIN FS, Bonilla LF, Englberger L, Stauffer E, Berg TA, Carrel TP. Minimizing aortic manipulation using the Symmetry aortic connector system for proximal vein graft anastomosis. *Ann Thorac Surg* 2001;72:S995-8.

FIALHO, B. C.; Hasenclever, L. & Hemais, C. A. - Innovation, competencies and technological change in the polymer industry, The Tenth International Conference on Management of Technology – IAMOT 2001, Lausanne, Switzerland, 174BCF (2001).

FIALHO, B. C.; Hasenclever, L. & Hemais, C. A. - Aspectos teóricos da mudança tecnológica: uma análise exploratória da área de polímeros, ALTEC (Asociación Latino-Iberoamericana de Gestión Tecnológica) 99 – Resúmenes y ponencias, VIII Seminario Latino-Iberoamericano de Gestión Tecnológica, Valencia, España, p.275 (1999).

GOFFI FS. Contribuição experimental para o estudo das anastomoses arteriais cirúrgicas [tese doutorado]. São Paulo: Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo; 1951.

GÜNTER E, Walter L. The major histocompatibility complex of the rat. Immunogenetics 2001.

HEMAIS, C. A., Rosa, E. O. R. & Barros, H. M. - "A não-globalização tecnológica da indústria brasileira de polímeros medida através de patentes", Revista de Administração Contemporânea, 3 (3): 157-177 (1999).

JOHNSON J, Kirby CD, Allam MW, Hagan W. The growth of vascular anastomosis with continuous posterior and interrupted anterior silk sutures. Surg 1951;29:721-5

Plástico no Brasil (2002), Plásticos em Revista, 40, 470, abril.

SANTOS, Paulo César, GEROLA, Luís Roberto, PESSA, Clodualdo J.N. et al. Implante de tubo valvulado bioprótese "stentless" em posição aórtica: estudo experimental em ovinos. Rev Bras Cir Cardiovasc. jan./mar.. 2002, vol.17, no.1

SAKO Y, Chisholm TC, Merindino KA, Vargo RL. An experimental evaluation of certain methods of suturing the thoracic aorta. Ann Surg, 1949;130:363-83.

Secretaria de Estado de Saúde de São Paulo – - Grupo Técnico de Informações de Saúde. Mortalidade do município de São Paulo, 2000. São Paulo:SES/SP; 2000.

STEINBECKER K.M., Teague J.L. & Wiltfong D.B. 1999. Testicular histology after transparenchymal fixation using polytetrafluoethylene suture: an animal model. Journal of Pediatric Surgery. 34: 1822-1825.

THURSTON HF, Lamb EB. Circular suture of blood vessels: an experimental study. Arch Surg 1933;27:786-800.

VESELY J., Bravo C. & Samohýl J. 2000. A survey of different successful microsurgical vascular prostheses in animal experiments. *Acta Chirurgiae Plasticae*. 42: 43-45.

YOSHIDA W.B., Naresse L.E. & Rodrigues A.C. 2002. End-to end arterial anastomosis with fibrin glue in larger arteries: histology, hydroxyproline concentration and tensile strength study in carotids of rabbits. *Acta Cirúrgica Brasileira*.17: