

RUI MANUEL DE SOUSA SEQUEIRA ANTUNES DE ALMEIDA

**APLICAÇÃO CLÍNICA DE PRÓTESE MECÂNICA, DE DUPLO
FOLHETO, GIRATÓRIA, EM POSIÇÃO AÓRTICA.**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica, do Setor de Ciências da Saúde da Universidade Federal do Paraná, como requisito parcial para a obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Danton R. da Rocha
Loures

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos L.
Campos

CURITIBA
2000

RUI MANUEL DE SOUSA SEQUEIRA ANTUNES DE ALMEIDA

APLICAÇÃO CLÍNICA DE PRÓTESE VALVULAR MECÂNICA, DE
DUPLO FOLHETO, GIRATÓRIA, EM POSIÇÃO AÓRTICA.

Tese apresentada ao Programa de
Pós-Graduação em Clínica Cirúrgica,
do Setor de Ciências da Saúde da
Universidade Federal do Paraná,
como requisito parcial para a
obtenção do grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. Danton R. da Rocha Loures

Coordenador: Prof. Dr. Antônio Carlos L. Campos

CURITIBA

2000

*"Não sou nada.
Nunca serei nada.*

Não posso querer ser nada.

À parte isso, tenho em mim todos os sonhos do mundo."

ÁLVARO CAMPOS (heterônimo de Fernando Pessoa)

*"If you would be a real seeker after truth,
it is necessary that at least once in your life you doubt,
as far as possible, all things."*

RENE DESCARTES

"A Scientist must be like a child.

*If he sees a thing he must say that he sees it,
whether he thought he was going to see it or not.*

Otherwise you only see what you are expecting (most scientist forget that).

See first, think later, then test."

DOUGLAS ADAMS

*"Imagination is more important than knowledge.
Knowledge is limited - imagination encircles the world."*

EINSTEIN

*Aos meus pais, Ema e Armando,
por lições de vida, de humildade e de amor.*

*À Andréa, minha esposa,
pelo amor, dedicação, incentivo e compreensão,
e ao Filipe e Daniel, meus filhos,
por ao existirem, darem sentido à minha vida.*

Só uma vez nosso filho terá 3 anos,
e estará doido para sentar em nosso colo.
Só uma vez ele terá 5 anos,
e quererá brincar conosco.
Só uma vez ele terá 10 anos,
e desejará estar conosco em nosso trabalho.
Só uma vez ele será adolescente,
e verá em nós um amigo com quem conversar.
Só uma vez ele estará na Universidade,
e quererá trocar idéias conosco.
Se nós perdermos essas oportunidades,
nós perderemos o nosso filho,
ele não terá pai.

Padre Charboneau

AGRADECIMENTOS

Ao Professor Doutor Danton Richlin da Rocha Loures, orientador, mestre e amigo, que sempre tem demonstrado apoio aos meus anseios profissionais.

Ao Professor Doutor Armando Antunes de Almeida, amigo e pai, por todos os momentos em que precisei e o encontrei, pelo esforço na orientação científica da minha vida, e pelos princípios inabaláveis que guiaram sua vida.

Aos Drs. Amaury César Jorge e Thomas Kharbek, amigos e companheiros desde o início deste projeto, que com sacrifício pessoal e elevado espírito científico, realizaram os estudos ecocardiográficos nos pacientes deste trabalho.

Ao Professor Doutor Edilson de Oliveira, pela valiosa ajuda na obtenção dos dados estatísticos, e pela maneira de tornar aparentemente simples, as explicações sobre estatística.

Ao Dr. José Dantas Lima Júnior, companheiro de trabalho, pelo grande espírito de luta diária e dedicação aos pacientes.

Ao Dr. José Fernando Martins, amigo e mestre na difícil arte da convivência humana.

Ao Dr Sérgio Bichat Rodrigues, que com sua experiência, tornou fácil a montagem de uma apresentação.

Aos bioquímicos Ricardo Catelan, José Luiz Moraes e Luís Carlos Vetorazzi, pela dedicação e presteza, em sempre atenderem às solicitações.

Ao Professor Doutor Orival Alves, amigo e companheiro de luta de um ideal universitário, por guiar os meus passos no início da formação de uma nova escola médica.

À Dra. Maria João de Amorim Ferreira, exemplo de vida profissional e pessoal, amiga inseparável, que tanto ensinou, em tão pouco tempo que conosco esteve.

Aos companheiros de cirurgia, Emerson Mendes e Maria Bernardete Rocha, pelo modo sempre elegante de convívio profissional.

À secretária Jussara Aparecida Plank, pelo auxílio em trazer todos os pacientes para revisões clínicas, na datilografia deste manuscrito e primordialmente pelo empenho às causas do Serviço.

Aos Drs. Stênio Henrique de Souza e Júlio César Empinotti, pela amizade, apoio e incentivo à melhoria da minha formação profissional.

Aos Drs. Luís de Castro Bastos, Claudia Trufa de Carvalho, Vinilton Leandro Ferreira, Miguel Farah Filho, Evandro Queiróz Flores, Hugo Mizubuti, Gerson Ochimura, Flávio Pereira e Luís Fernando Gomes Pereira, colegas de trabalho do Hospital Policlínica de Cascavel.

A todos aqueles que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho.

Aos meus Amigos.

Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq), pela concessão da bolsa de pesquisa, que permitiu a realização desta Tese de Doutorado.

SUMÁRIO

LISTA DE TABELAS	viii
LISTA DE FIGURAS	ix
LISTA DE ABREVIATURAS	xi
RESUMO	xii
ABSTRACT	xiii
1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	5
3. MATERIAL E MÉTODO	22
3.1. DESCRIÇÃO DA PRÓTESE	23
3.1.1. Orifício Anelar	23
3.1.2. Anel de Reforço	23
3.1.3. Anel de Sutura	24
3.1.4. Folhetos	25
3.1.5. Geometria do Pivô	28
3.1.6. Montagem	28
3.1.7. Embalagem	30
3.1.8. Controle de Qualidade	31
3.2. TÉCNICA CIRÚRGICA	31
3.2.1. Manejo Pré-Operatório	31
3.2.2. Ato Cirúrgico	32
3.2.3. Tratamento Pós-Operatório	34
3.2.4. Alta Hospitalar	37
3.3. SEGUIMENTO CLÍNICO	37
3.3.1. Definições	37
3.3.2. Avaliação Clínica no 30°, 90°, 180° e 365° Dia do Pós-Operatório	38
3.4. DESCRIÇÃO DA CASUÍSTICA	39
3.5. MÉTODO ESTATÍSTICO E ATUARIAL	46
4. RESULTADOS	47

4.1. MORTALIDADE HOSPITALAR	48
4.2. MORBILIDADE HOSPITALAR	48
4.3. SEGUIMENTO	49
4.4. MORTALIDADE TARDIA	49
4.5. COMPLICAÇÕES	51
4.6. RESULTADOS CLÍNICOS	51
4.7. ÍNDICE CARDIOTORÁCICO	52
4.8. AVALIAÇÃO LABORATORIAL	53
4.9. AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA	56
4.10. RUÍDO DA PRÓTESE	60
4.11. CORRELAÇÕES DE VARIÁVEIS	61
5. DISCUSSÃO	64
5.1. MORTALIDADE HOSPITALAR	66
5.2. MORBILIDADE HOSPITALAR	67
5.3. SEGUIMENTO	68
5.4. MORTALIDADE TARDIA	69
5.5. COMPLICAÇÕES	69
5.6. RESULTADOS CLÍNICOS	70
5.7. ÍNDICE CARDIOTORÁCICO	70
5.8. AVALIAÇÃO LABORATORIAL	71
5.9. AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA	73
5.10. RUÍDO DA PRÓTESE	77
6. CONCLUSÕES	80
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	82
ANEXOS	106

LISTA DE TABELAS

Tabela I - Perfil das próteses ATS Medical, em posição aórtica, conforme os tamanhos	26
Tabela II - Tipo de tratamento cirúrgico, por lesão valvular	39
Tabela III - Mortalidade hospitalar	48

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1 - Corte esquemático do anel de suporte, da prótese ATS, com (A) e sem enchimento (B), com material de feltro	23
Fig. 2 - Válvula ATS, com as cavidades substituídas por semi-esferas, que permitem às cúspides a livre movimentação ...	24
Fig. 3 - Prótese valvular ATS, mostrando os folhetos abertos a 85°	25
Fig. 4 - Prótese valvular ATS, para posição aórtica	26
Fig. 5 - A válvula ATS, à esquerda, sem cavidades ou recessos, faz uma lavagem completa, não acumulando elementos de sangue que levem à estase e à formação de trombos, diferentemente de outras próteses, à direita, que têm recessos	28
Fig. 6 - Constituintes da prótese valvular ATS e seu suporte	28
Fig. 7 - Desenho esquemático da embalagem da prótese valvular	29
Fig. 8 - Desenho esquemático da técnica de sutura, usada em todas as trocas valvulares	33
Fig. 9 - Imagem cirúrgica, da prótese ATS, colocada em posição aórtica. Os folhetos são testados com uma vareta	34
Fig. 10 - Número de pacientes por faixa etária	40
Fig. 11 - Número de pacientes conforme a etiologia das lesões aórticas	41
Fig. 12 - Distribuição dos pacientes, por tipo de cirurgias	43
Fig. 13 - Distribuição dos pacientes, por classe funcional	44
Fig. 14 - Curva atuarial de sobrevida, dos pacientes	50
Fig. 15 - Curva atuarial de sobrevida, das próteses livres de quaisquer complicações	50
Fig. 16 - Classe funcional da NYHA, ao longo do estudo ...	52
Fig. 17 - Evolução do índice cardiotorácico ao longo do estudo	53

Fig. 18 - Evolução do volume globular, no período de estudo	54
Fig. 19 - Evolução dos valores do TAP, durante o período de estudo	55
Fig. 20 - Evolução dos valores da DHL, durante o estudo ..	56
Fig. 21 - Valores da fração de ejeção, durante a realização da pesquisa	57
Fig. 22 - Variação de valores do gradiente médio através da prótese ATS, no decorrer da duração da pesquisa	59
Fig. 23 - Variação de valores da espessura da parede septal do ventrículo esquerdo, ao longo do período de estudo	60
Fig. 24 - Relação entre o gradiente máximo trans-valvular e o DHL, ao final de 180 dias	62
Fig. 25 - Relação entre o VSF e a FE, do VE, ao final de um ano	63

LISTA DE ABREVIATURAS

ATS - Advancing the Standard - ATS Medical Open Pivot™ -
Prótese valvular metálica de duplo folheto, fabricada por
ATS Medical Inc., Minneapolis, MN, EUA

BAVT - Bloqueio Átrio-Ventricular Total

cm - Centímetro

cm² - Centímetro Quadrado

cm³ - Centímetro Cúbico

CPAP - Assistência Positiva com Pressão Positiva

DHL - Desidrogenase Láctica Sérica

FA - Fibrilação Atrial

FE - Fração de Ejeção do Ventrículo Esquerdo

FIO₂ - Fração Inspiratória de Oxigênio

g/% - Gramos por Cento

HP - Hydrodynamic Plus

Ht - Hematócrito

IMV - Ventilação Intermitente Mandatória

INR - International Normalised Ratio

Kg - Quilograma de peso

NYHA - New York Heart Association

PO - Pós-Operatório

SJM - St. Jude Medical®

STS - The Society of Thoracic Surgeons

TAP - Tempo de Atividade da Protrombina

UTI - Unidade de Terapia Intensiva

VDF - Volume Diastólico Final

VE - Ventrículo Esquerdo

VG - Volume Globular

VSF - Volume Sistólico Final

RESUMO

No período de maio de 1996 a outubro de 1997, no Serviço de Cirurgia Cardiovascular, do Hospital Policlínica de Cascavel, foram estudados 34 pacientes, nos quais se procedeu ao implante, em posição aórtica, da prótese valvular metálica de duplo folheto, giratória (ATS Medical Open Pivot™, tipo Standard), da qual se descrevem as partes componentes, pormenorizadamente. Destes 34 pacientes, 28 eram do sexo masculino e seis do feminino, com uma média de idade de 40,2 anos. No pré-operatório, 11 pacientes encontravam-se na classe funcional IV (32,4%), da NYHA, 15 na III (44,1%) e oito na II (23,5%), tendo sido realizadas 24 cirurgias eletivas, 12 de urgência e quatro de emergência. Houve um seguimento efetivo, por um ano, em 97,1%. Os pacientes foram avaliados, no pré- e no pós-operatório, através de anamnese, exames físico e laboratoriais, que incluíram exames hematológicos (VG, Hb, TAP, DHL), eletrocardiograma, radiografia do tórax e ecocardiograma bidimensional com Doppler colorido, com o objetivo de se obterem os seguintes dados: FE, EP, volumes sistólico e diastólico finais do VE, velocidades máxima e média do fluxo sanguíneo aórtico, gradientes máximo e médio transvalvular aórtico, e espessura de paredes septal e posterior de VE. A mortalidade hospitalar foi de 5,9%, devida a causas não cardíacas, e a complicação mais freqüente foi a insuficiência do VE (14,7%). A mortalidade tardia foi de 3,1%. As curvas atuariais, ao final de um ano, mostraram 90,9%, de sobrevida dos pacientes, e 93,9%, de próteses livres de complicações. No final do estudo 29 pacientes estavam em classe funcional I. O índice cardiotorácico, superior a 0,5 em 91,2% dos pacientes, no pré-operatório, retornou a valores normais em 73,3%. Foi possível durante o estudo manter os pacientes com um INR entre 1,5 e 2, sem complicações relacionadas com a prótese. A DHL teve valores superiores aos normais, durante o acompanhamento, mas demonstrou ser um bom parâmetro de análise da hemólise sérica. O gradiente médio das próteses implantadas, ao final de um ano, foi de $12,2 \pm 5,9$ mmHg. Houve melhora dos índices de regressão ventricular, em todo o estudo, como sejam os volumes sistólico e diastólico finais e a espessura das paredes, do VE. Verificou-se uma correlação entre o gradiente máximo transvalvular e a DHL, bem como entre o VSF e a FE. Finalmente constatou-se que apenas uma pequena porcentagem de pacientes mencionou perturbações com o ruído da prótese. Pode-se concluir que a prótese ATS Medical Open Pivot™ é uma excelente alternativa, como substituto valvular aórtico, porque teve um baixo índice de complicações associadas, durante o período de estudo, com a vantagem de poder manter um nível de INR abaixo, dos anteriormente usados, e que ocorre o remodelamento do VE, em função do seu bom desempenho hemodinâmico.

ABSTRACT

Between May 1996 and October 1997, at the "Serviço de Cirurgia Cardiovascular" of the "Hospital Policlínica de Cascavel", 34 patients were submitted to an aortic valve replacement, by a bileaflet mechanical, rotational, heart valve (ATS Medical Open Pivot™, Standard type), from which the main parts are thoroughly described. From this group, of 34 patients, there were 28 male and 6 female with a mean age of 40.2 years. Pre-operatively, 11 patients were in NYHA functional class IV (32.4%), 15 in class III (44.1%) and eight in class II (23.5%), being 24 elective procedures, 12 urgent and four emergencies. The group, was followed-up, for a year, in 97.1%. All patients were studied pre and postoperatively, by an interview, physical and laboratory exams, which included blood exams (globular volume, haematocrit, protrombin time and lactic dehydrogenase-LDH), EKG, chest X-ray and 2-D echo Doppler color, with a purpose of getting the following data: ejection fraction, percentual shortening, left ventricular end systolic and diastolic volumes, maximum and medium aortic velocity flow, maximum and medium transvalvular gradient and septal and posterior left ventricular wall thickness. The hospital mortality was 5.9%, due to non-cardiac causes and the most important complication was left ventricular failure (14.7%). The late mortality was 3.1%. The actuarial survival curves, at the end of one year, showed a 90.9% patient survival and a 93.9% freedom of valvular problems. At the end of the study, 29 patients were in NYHA class I. The cardio-thoracic index, greater than 0.5 in 91.2% of the patients, pre-operatively, return to normal values in 73.3%. It was possible to maintain the INR values between 1.5 and 2.0, without any prostheses complications. The LDH values' were above the normal range, during the follow-up period, but was a reliable parameter for seric hemolysis. The mean valvular gradient was 12.2 ± 5.9 mmHg. There was a left ventricular remodelling, during the all study, with the regression of the systolic and diastolic left ventricular volumes and the thickness off the septal and parietal. There was a correlation between the maximum transvalvular gradient and the LDH, as well as between end systolic volume and the ejection fraction. Finally, there was only a small group of patients, who complained about the valve noise. This study is able to conclude, that the ATS Medical Open Pivot™ is a excellent alternative, for an aortic valve substitute, as it has a low index of complications, during the follow-up period, with the advantage of being able to have a low INR, comparing with other prostheses, and that a reshaping of the left ventricle occurs due to its good haemodynamic performance.

INTRODUÇÃO

1. INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de uma prótese valvular cardíaca, capaz de substituir, sem restrições, uma valva cardíaca, reproduzindo as valvas naturais, representou, sempre, grande desafio à imaginação e à tecnologia do Homem.

Quando se começaram a realizar as cirurgias cardíacas, várias foram as tentativas cirúrgicas de atuação sobre as valvas cardíacas, para o tratamento das suas lesões. Em virtude de não haver perfeito desenvolvimento das técnicas cirúrgicas, para se poder trabalhar dentro do coração, mais de cinco décadas se passaram, entre o início do tratamento de algumas lesões cardíacas e o emprego de substitutos valvulares.

A cirurgia nas valvas cardíacas, em virtude da freqüência deste procedimento, sempre foi ponto de evolução tecnológica de grande importância, constituindo solução para o tratamento das doenças valvares.

Desde as primeiras intervenções cirúrgicas conservadoras, com técnicas rudimentares, até às substituições de valvas pelas próteses cardíacas atuais, decorreram apenas 50 anos, com enorme avanço tecnológico e científico.

Dentre as várias próteses disponíveis no arsenal da cirurgia cardíaca, as próteses metálicas, têm sido as mais usadas a nível mundial^(57,80).

Em 1992, a ATS apresentou modelo de prótese, de duplo folheto, com características físicas diferentes e com características hemodinâmicas semelhantes às próteses metálicas de duplo folheto, já existentes. Os relatos iniciais

do seu uso clínico foram apresentados, em 1994, durante um seminário da ATS, em Nova Iorque^(86,114,126,127,153,155,161).

Em 1996, iniciou-se o uso clínico da prótese ATS, em substituição da valva aórtica, no Serviço de Cirurgia Cardiovascular do Hospital Policlínica de Cascavel, embasado nos bons resultados experimentais apresentados^(62,153), bem como, nas seguidas publicações de experiências clínicas^(86,130,141).

Mesmo a literatura médica mundial, apresentando grande número de publicações científicas com resultados a médio e longo prazo das diversas próteses valvulares cardíacas, tem publicado pouco, sobre esta nova prótese, correlacionando os resultados clínicos, laboratoriais e ecocardiográficos.

Assim, este trabalho, tem como objetivo primário, o estudo da aplicação clínica da prótese valvular metálica, de duplo folheto, giratória, ATS Medical™, tipo Standard, em posição aórtica, através da análise clínica e laboratorial prospectiva, de um grupo de 34 pacientes, operados consecutivamente pelo Autor, no período de maio de 1996 a outubro de 1997, no Serviço de Cirurgia Cardiovascular do Hospital Policlínica de Cascavel, e tem, ainda, como objetivos secundários:

- 1) definir os resultados clínicos e laboratoriais no 1º ano de seguimento;
- 2) identificar o remodelamento do ventrículo esquerdo;
- 3) conhecer as complicações imediatas e tardias relacionadas diretamente com a prótese;
- 4) caracterizar o ruído provocado pela prótese;

5) definir o índice ideal de anticoagulação, para esta prótese.

REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Os caminhos da cirurgia cardíaca, talvez tenham sido iniciados, como consequência das afirmações de cirurgiões, como Billroth^(26,43), ao considerar não realizáveis e eticamente incorretas as cirurgias do coração.

O primeiro cirurgião a negar estas considerações foi Rehn, em 1896, ao realizar a sutura de um ferimento ventricular⁽⁴²⁾. Dois anos depois, SAMWAYS⁽¹²⁵⁾, propõe o tratamento, de uma valva mitral estenosada, com "mordidas sobre a válvula". Em 1902, BRUNTON⁽²⁸⁾, sugeriu a abertura das comissuras, como forma de tratamento da estenose valvar mitral.

Vários autores apresentaram estudos experimentais para a criação e tratamento cirúrgico das lesões valvares, porém, acredita-se que foi TUFFIER⁽¹⁵³⁾ que fez a primeira cirurgia específica de uma valva - a valva aórtica, com a dilatação da mesma, por invaginação da parede dilatada da aorta. No mesmo ano DOYEN⁽⁵³⁾ fez uma intervenção na valva pulmonar, sem sucesso.

Em 1923, CUTLER & LEVINE⁽⁴⁶⁾, fizeram uma ressecção, com um tenótomo, das margens de uma valva mitral estenosada, melhorando a sintomatologia do paciente, mas foi SOUTTAR⁽¹³⁴⁾, em 1925, que obteve o primeiro sucesso, com a abertura digital de uma valva mitral estenosada.

Apesar deste sucesso, a técnica da comissurotomia digital não foi realizada por muito tempo, em função deste cirurgião não ter conseguido mais pacientes para se submeterem à cirurgia, e do descrédito dos seus pares, quanto aos resultados desta nova técnica⁽²²⁾.

Somente em 1948, HARKEN *et. alii*⁽⁷¹⁾, BAILEY⁽⁹⁾ e BROCK⁽²⁷⁾, trabalhando individualmente, realizaram a comissurotomia mitral fechada, técnica esta já realizada 25 anos antes, padronizando-a, como é conhecida nos dias de hoje, apesar das diversas modificações que sofreu, inclusive com o uso de cateteres balões.

No entanto, os problemas, por não se poder ter uma visão direta de lesões intracardíacas, causaram vários insucessos, não havendo a possibilidade de se aumentar o espectro de tratamento de todas as lesões cardíacas⁽¹²⁾.

LAM & TABER⁽⁸⁹⁾ descreveram o tratamento de uma valva pulmonar estenótica, com visualização da mesma, com a técnica de oclusão das cavas propostas por CARREL⁽³⁵⁾, dando início à cirurgia, sob visão direta, que teve seu marco com os trabalhos de GIBBON⁽⁶⁴⁾, em 1953, ao desenvolver o complexo sistema de circulação extra-corpórea, com a oxigenação do sangue, que permitiu a abertura e reparo dos defeitos intracardíacos, sem a interrupção da circulação sangüínea sistêmica. Esta conquista, foi o marco fundamental para o tratamento das lesões intracardíacas.

Na mesma época DENTON⁽⁵¹⁾ iniciava os primeiros estudos experimentais com próteses valvulares e HUFNAGEL & HARVEY⁽⁷⁶⁾ implantavam a primeira prótese aórtica, na aorta descendente, para tratamento da insuficiência aórtica. Apesar dos inconvenientes apresentados por estas próteses, os seus resultados foram satisfatórios.

BAILEY *et alii*^(10,11), iniciaram o tratamento conservador, da insuficiência aórtica, porém, sem resultados muito satisfatórios, em 1955.

Em conseqüência destes resultados, HARKEN *et alii*⁽⁷⁰⁾, em 1960, introduziram o conceito e a técnica da substituição das valvas cardíacas por próteses, colocadas nas suas posições anatômicas, seguidos por BRAUNWALD *et alii*⁽²⁵⁾, STARR & EDWARDS⁽¹³⁵⁾, em 1960 e 1961, respectivamente.

No entanto, estas próteses, apesar de relativamente fáceis de serem fabricadas e terem a possibilidade do seu tamanho ser padronizado, apresentavam problemas e complicações, em conseqüência do seu uso, de médio para longo prazo, havendo uma necessidade natural de procurar-se um outro substituto valvular.

As válvulas cardíacas mecânicas sempre correm o risco de apresentarem algumas complicações decorrentes de falhas estruturais como, fraturas das dobradiças, deformações e desgaste dos oclusores, ou vazamentos paravalvulares, deiscência valvular, trombose maciça, hemólise incompatível com a vida, embolias cerebrais ou periféricas, infecções imediatas e outras.

Devido a estes problemas, a pesquisa sobre um outro tipo de substitutos valvulares, as próteses biológicas, e o seu uso clínico, foi crescendo em duas direções: o do uso de valvas naturais (homólogas e heterólogas) e o uso de tecidos biológicos⁽²³⁾.

Porém as biopróteses cardíacas também apresentaram problemas, principalmente, relacionados com a anatomia, com a sua constituição e com o diâmetro; o seu tecido pode romper-se, enrugar-se, calcificar-se, ou mesmo, desaparecer por reabsorção, sendo, portanto a longo prazo menos duráveis que as próteses mecânicas.

Com o aparecimento das próteses valvulares houve um aumento de intervenções cirúrgicas sobre as valvas cardíacas com lesões, pois apresentavam um grande número de vantagens, não só em relação à posição em que eram implantadas, como também em relação aos vários diâmetros que podiam ser obtidos e à facilidade de aquisição, tendo-se difundido o seu uso em vários centros.

No início dos anos sessenta, ficou aparente que a troca da valva aórtica era muito superior ao tratamento médico ou à plástica, no que concerne à probabilidade de sobrevida e à recuperação funcional, do paciente⁽⁹⁰⁾. Com a diminuição da mortalidade cirúrgica, com a progressiva melhora das condições cirúrgicas, anestésicas, técnicas de circulação extracorpórea e métodos de proteção miocárdica, a troca da valva aórtica adquiriu e consolidou a sua posição para o tratamento de disfunções da valva aórtica.

A história das próteses valvulares aórticas mecânicas pode ser dividida em três períodos, em relação à sua arquitetura⁽⁵²⁾.

O primeiro período das próteses valvulares cardíacas caracterizou-se pelo pioneirismo e o uso de próteses de bola, tendo-se iniciado com o uso da prótese de Hufnagel, na aorta descendente, em 1953⁽³¹⁾. Apesar de todos os inconvenientes que apresentava, como local a ser implantada, tamanho, ruído de excursão da bola, além de outros, esta prótese teve como vantagem o uso da bola de silicone que foi o modelo para a confecção das próteses em posição sub-coronariana. Várias próteses foram confeccionadas, neste período, como as Harken (com dupla gaiola)⁽⁷⁰⁾, Magovern-Cromie⁽¹⁰²⁾, Starr-Edwards⁽¹³⁴⁾ e Smellof-Cutter⁽³⁶⁾.

Destas, a mais representativa foi, sem dúvida, a prótese de Starr-Edwards com uma série de trabalhos publicados, com bons resultados a longo prazo^(100,108,138).

No Brasil, este primeiro período, foi representado pelas publicações de ZERBINI⁽¹⁶⁵⁾ e pelo trabalho de JATENE⁽⁷⁸⁾, numa prótese desenvolvida no Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo.

Nesta altura, tem de ser lembrado, que tanto a circulação extra-corpórea como os métodos de preservação miocárdica estavam nos seus primórdios e, portanto, os resultados não podem ser comparados aos atuais. No entanto, a evolução dos pacientes com a prótese de Starr-Edwards foi muito boa em relação a pacientes portadores de outras próteses, à disposição no mercado^(48,49).

DALE⁽⁴⁸⁾ apresentou uma análise comparativa da incidência de complicações tromboembólicas entre dois modelos da prótese de Starr-Edwards, o modelo 1200 e o 2300, mostrando que este último apresentava um resultado sensivelmente melhor com uma incidência de 4,3 por 100 pacientes/ano, num grupo de 173 pacientes, contra 11,1 do primeiro modelo, num grupo de 80 pacientes. No ano seguinte, o mesmo autor⁽⁴⁹⁾, apresentou seus resultados em 97 pacientes portadores da válvula de Lillehei-Kaster, e 99 portadores da prótese de Björk-Shiley, sendo a incidência de complicações tromboembólicas por 100 pacientes/ano, respectivamente, de 6,1 e 5,6.

Os maiores problemas que surgiram com as próteses de bola foram a infiltração lipídica da bola e a formação de fibrina e/ou coágulos na gaiola da prótese, levando ao travamento da mesma^(66,104,113,124,133,136). Outros problemas como a saída da bola da gaiola e os comuns às próteses mecânicas,

como hemólise e tromboembolismo, também foram descritos^(50,55,61,101,126).

Em função das complicações, com estas próteses, e na intenção de conseguir uma prótese baseada nos dez mandamentos de HARKEN⁽⁶⁹⁾, anunciados na década de 50, a evolução tecnológica entrou no segundo período das válvulas mecânicas, a era das próteses valvares de disco. Para uma prótese cardíaca ser considerada ideal, segundo Dwight Harken, ela deveria: 1) não propagar êmbolos; 2) ser quimicamente inerte e não interferir com os elementos sangüíneos; 3) não oferecer resistência aos fluxos fisiológicos; 4) fechar prontamente (menos de 0,05 segundos); 5) permanecer fechada durante a fase apropriada do ciclo cardíaco; 6) ter uma constituição física e geométrica, que permita ser duradoura; 7) ser inserida num local fisiológico (normalmente o local anatômico); 8) ser capaz de fixação permanente; 9) não perturbar o paciente; 10) tecnicamente fácil de ser inserida.

Iniciando-se em 1963, com a prótese de Kay⁽⁸¹⁾, este período foi marcado pelas próteses de Wada-Cutter⁽¹⁶⁰⁾, Cross-Jones⁽⁴⁵⁾, Lillehei-Kaster⁽⁹⁵⁾, Björk-Shiley⁽¹⁷⁾, Beall⁽¹⁶⁾, Cooley-Cutter⁽⁴¹⁾, Hall-Kaster⁽¹³⁰⁾ (renomeada de Medtronic-Hall⁽¹¹⁶⁾), Omniscience⁽¹⁰⁷⁾ e AorTech Ultracor⁽⁹³⁾.

No Brasil, no Instituto de Cardiologia do Estado de São Paulo, foram desenvolvidas próteses de disco, tendo algumas sido implantadas em outras instituições⁽¹⁶⁴⁾.

O conceito de disco basculante introduzido pela prótese de Wada-Cutter, mostrou uma melhora hemodinâmica em relação às próteses de bola, porém ainda com uma alta incidência de tromboembolismo e desgaste do disco⁽¹²⁶⁾.

Com o novo conceito do posicionamento do disco oclusor, apresentado por Kaster e Lillehei, em 1967, na sua prótese, com dois fulcros ou hastes laterais, na borda superior, que controlam a excursão do disco, uma nova prótese foi introduzida no arsenal do cirurgião cardiovascular. Esta prótese foi muito estudada e usada clinicamente, sendo que no Brasil, os primeiros estudos foram realizados por BRAILE *et alii*⁽²⁴⁾, CATANI *et alii*⁽³⁸⁾ e COSTA⁽⁴²⁾, tendo este último estudado detalhadamente a evolução hemodinâmica desta prótese.

Em 1969, Björk, em cooperação com Shiley, apresentaram a sua nova prótese de disco basculante, que se movimentava entre duas estruturas curvas. Esta válvula teve uma aceitação maior que a de Lillehei-Kaster, por diversas razões⁽⁹²⁾, mas ambas apresentavam uma alta incidência de trombose, relacionada ao orifício menor, da abertura da prótese^(152,162).

Algumas próteses foram abandonadas pelo pequeno número de implantes e outras como a de Björk-Shiley de "Delrin", evoluíram para a sua confecção em carbono pirolítico, com a criação dum disco convexo-côncavo e, finalmente, para uma estrutura única ("mono strut").

Em 1984, COHN *et alii*⁽⁴⁰⁾ apresentaram os resultados das complicações tromboembólicas, em um grupo de 912 pacientes, sendo 72,7% portadores de próteses biológicas do tipo Hancock, e o restante de próteses metálicas do tipo Björk-Shiley. A porcentagem de pacientes livres, ao final de nove anos, de tromboembolismo era de 85 e 83%, respectivamente, para as próteses biológicas e de disco.

A prótese Lillehei-Kaster também evoluiu para a Ominiscience em virtude de não ter sido bem aceita, provavelmente, em decorrência das hastes dificultarem a

confeção dos nós, das suturas, para a sua fixação⁽⁶⁷⁾, e principalmente, pela alta incidência de trombose que apresentava.

Como consequência deste problema houve modificações das próteses e a sua conseqüente evolução, bem como a confecção de novos modelos que pudessem diminuir a incidência de tromboembolismo, sem perderem as características de durabilidade e com a melhor condição hemodinâmica possível.

Assim, no ano de 1977 surgiu a prótese de Hall-Kaster, que foi renomeada de Medtronic-Hall. Esta prótese diminuía a área de suporte do disco, com a colocação do disco numa porção mais central, com a modificação do ângulo de abertura do disco e com o aumento da distância entre o disco e o suporte do anel da prótese, com o disco fechado, permitindo uma insuficiência valvar leve para a lavagem de elementos do sangue, evitando a formação de coágulos⁽¹³⁰⁾.

Neste período, houve o aparecimento das válvulas de Björk-Shiley com o disco ocluser convexo-concavo e a sua abertura a 60 e 70°, que pela grande incidência de fratura das hastes, foram gradualmente desaparecendo do mercado.

Além dos problemas, anteriormente referidos, acrescenta-se, também, o problema de formação de "pannus". Esta formação parece ser um fenômeno biológico que o organismo do paciente desenvolve para isolar um corpo estranho. Como se pode deduzir, apesar de aparecer independente do tipo da prótese, tem uma enorme importância nas próteses de disco, quando comparadas às de bola e/ou biológicas de fluxo central, pois tende a travar o disco levando a uma dupla disfunção. RIZZOLI *et alii*⁽¹²³⁾, verificaram que apesar da trombogenicidade ser a maior causa de reoperações em pacientes portadores de próteses

mecânicas, a formação de tecido de crescimento concêntrico, no anel, era a segunda causa e que tendia a aumentar, exponencialmente, com o número de anos da sua implantação.

As últimas próteses que apareceram no mercado, do tipo disco, foram a Sorin Allcarbon⁽⁴⁴⁾ (1979), e a AorTech Ultracor⁽¹⁰⁵⁾ (1985), desenhada por Kaster.

O terceiro período das próteses valvulares mecânicas inicia-se com o aparecimento dos substitutos valvulares de duplo folheto.

Baseados nos conceitos propostos, em 1965, por LILLEHEI *et alii*⁽⁹⁶⁾, a primeira prótese foi submetida a uma série de estudos experimentais, uma vez que contrariava todos os conceitos anteriores, em relação ao uso, criação de áreas de estagnação e fluxo turbulento em volta das estruturas da contenção dos semi-discos. Os primeiros substitutos eram muito rudimentares, porém apresentavam uma boa performance hemodinâmica sendo que os dois semidiscos abriam apenas em ângulos de 60 graus e a prótese era totalmente feita de titânio. Apesar dos resultados experimentais, esta prótese não teve aceitação comercial até 1976, quando a St. Jude Medical adotou o conceito, fazendo modificações que aumentaram para 85 graus, a abertura dos folhetos, abrindo o mecanismo de excursão, dos folhetos, confeccionados dentro da estrutura do suporte e introduzindo o carvão pirolítico em substituição ao titânio⁽¹⁵⁷⁾. O uso deste novo componente foi baseado nos estudos prévios com a prótese de Lillehei-Kaster.

O primeiro implante clínico desta prótese foi realizado no final do ano de 1977, por Nicoloff⁽⁶⁰⁾. Cinco anos mais tarde, baseadas neste novo conceito de próteses de duplo folheto, surgem as válvulas da Duromedics^{™(85)}, e depois da

CarboMedics[®] (13) (1986), da Sorin Bicarbon[™] (21) (1990) e da ATS⁽⁵⁴⁾ (1992).

De todas estas válvulas a que foi considerada como padrão ouro e a mais implantada a nível mundial foi a prótese de St. Jude Medical[®]. Com uma larga experiência clínica e resultados, de boa qualidade, a médio e longo prazo, foi sempre considerada um dos substitutos valvulares de eleição⁽³⁾.

Com o aparecimento de novos substitutos valvulares e, principalmente, com as mudanças que estavam sendo implantadas nas outras próteses, houve uma mudança na confecção das válvulas SJM Medical[®].

Com o reconhecimento da importância do fluxo sanguíneo, através da prótese, e do posicionamento dos discos, em relação ao anel valvar^(84,88), adveio a necessidade de rodar o anel da prótese, para a melhor colocação, e o aparecimento, da válvula ATS, em 1992. A rotatibilidade da prótese ATS^(128,129), tem a vantagem de facilitar a sua orientação e conseqüentemente se poder orientar a sua disposição colocando os folhetos na melhor posição em relação ao fluxo de sangue do ventrículo esquerdo para a aorta, podendo os folhetos serem orientados em relação aos óstios das coronárias, aumentando a perfusão coronariana, durante a sístole, e permitindo o posicionamento dos mesmos longe de eventuais resquícios de cálcio que possam interferir com a sua abertura, na sístole, quando em posição aórtica.

Esta vantagem foi obtida pela primeira vez pela prótese CarboMedics[®](63), sendo o sistema de rotação idêntico na prótese ATS.

A segunda vantagem importante, da prótese ATS, é que o mecanismo de pivotagem dos semidiscos é constantemente lavado

e, por não ter cavidades, diminui o risco da formação de coágulos sangüíneos. Esta vantagem reduz a hemólise, presente em próteses metálicas, ao minimizar os feixes de escape da prótese, impedindo os jatos de escape de alta velocidade, que levam à lise dos componentes sangüíneos. Outra vantagem é a diminuição da incidência de tromboembolismo, ao eliminar a estase na cavidade e diminuir o jato de fluxo, em consequência de um sistema de lavagem dos pivôs, eficiente.

A área efetiva do orifício valvular é também um dos pontos altos desta prótese, pois tem mostrado ter um diâmetro interno maior para um mesmo número, em relação a outras próteses⁽⁸²⁾. Apesar de em alguns casos os gradientes transvalvares serem maiores, quando se relacionam diferentes tipos de próteses com o mesmo número, o fluxo é mais uniforme e o débito melhor.

A CarboMedics apresentou as suas válvulas de menor diâmetro externo, mas com a manutenção do seu diâmetro interno (16 a 18 mm), em 1991, seguido pela série Top Hat™, para posição aórtica, supra-anulares, em 1993, e um ano depois pela prótese na qual os folhetos podiam ser rodados.

Face a estas mudanças a St. Jude Medical aperfeiçoou a sua prótese lançando no mercado a sua série "Masters" com algumas das vantagens já obtidas pela prótese da ATS.

A prótese Medtronic Parallel™ (1996), foi retirada de uso clínico, em virtude dos altos níveis de trombose valvular e tromboembolismo, apresentados nos primeiros implantes^(20, 58, 59, 65, 73,).

Através do grande número de implantes com próteses de duplo folheto, a nível mundial, e das suas grandes vantagens hemodinâmicas, todas as outras próteses mecânicas têm

diminuído a sua porcentagem de implantes, sendo que somente alguns centros usam próteses de disco único⁽⁹⁴⁾.

Para se poderem conhecer melhor as diferenças entre as próteses de duplo folheto, torna-se necessária uma análise física de cada uma delas, nos seus mais recentes modelos, em relação às suas principais características. Assim, têm-se:

- a prótese de SJM , que foi apresentada em 1977, e depois modificada através de uma série HP e "Master" para melhorar, respectivamente, as condições hidrodinâmicas e de implantação;

- a prótese DuromedicsTM (1992), modificada e hoje conhecida como Baxter Edwards TeknaTM (1993);

- a prótese de CarboMedics[®] (1986) e a sua evolução para supra-anular, em posição aórtica e Kinetic;

- a prótese Sorin BicarbonTM (1990);

- a prótese ATS Medical Open PivotTM (1992) é a mais recente prótese de duplo folheto que está à disposição do mercado e para a qual ainda não existe muita literatura, a médio e a longo prazo. O modelo da série AP diferencia-se do Standard por apresentar uma área geométrica maior do orifício, que melhora as variáveis hemodinâmicas, e um anel de suporte menor, para a sua colocação supra-anular.

Quando comparadas entre si, as próteses de duplo-folheto, têm uma série de pontos comuns e de diferenças que são apresentadas a seguir.

A gaiola, ou anel, da prótese é, na maioria das próteses, de carvão pirolítico, à exceção da válvula Sorin Bicarbon, que é constituída de liga de titânio recoberta por

fina camada de carvão pirolítico, e a CarboMedics® Kinetic™, em que o anel é de cobalto e crômio.

Em relação às características de desenho, todas elas têm dois folhetos, confeccionados em carvão pirolítico, porém nas válvulas CarboMedics® e ATS os folhetos estão impregnados com tungstênio.

O ângulo de abertura dos folhetos varia de 70, na Sorin, 77, na Tekna™, 78, na CarboMedics®, 85, tanto na St. Jude Medical® como na ATS, a 90 graus na Medtronic Parallel™. A prótese ATS, com o ângulo máximo de abertura dos folhetos de 85 graus, tem a vantagem de diminuir a hemólise e o gradiente transvalvular.

O ângulo de abertura dos folhetos é dependente do fluxo sanguíneo localizado e pode variar de 71 a 85 graus. No entanto, em posição aórtica, este ângulo tem o valor de 71 graus, como demonstraram AOYAGI *et alli*⁽⁴⁾, num estudo em que apresentaram, apenas uma pequena amostra.

Outro dos fatores positivos desta prótese é a sua radiopacidade, em consequência da impregnação, nos folhetos, de partículas de tungstênio no substrato de grafite, que reveste o carvão pirolítico. Esta radiopacidade faz com que seja possível o estudo da abertura dos folhetos, com fluoroscopia e assim detectar-se qualquer anormalidade na movimentação normal dos folhetos⁽⁴⁾.

O perfil dos folhetos é côncavo nas próteses Baxter Edwards Tekna™ e Sorin Bicarbon™ e reto nas demais próteses.

A altura dos folhetos, abaixo do anel, também variou de 9,0 mm na Baxter Edwards Tekna™, 6,7 mm na Sorin Bicarbon™,

6,0 mm na CarboMedics® e na ATS, para 3,4 mm na St. Jude Medical®.

A disposição do eixo de suspensão dos folhetos, na sua área mais central, tem como objetivo a diminuição da turbulência destes, ao tornar, as áreas laterais ao eixo, semelhantes.

A composição do tecido, do anel de sutura, é diferente em todas as próteses, mas todos eles têm como finalidade diminuir a proliferação de "pannus"⁽⁵⁾.

Além das diferentes características físicas e arquitetônicas existem, em função destas, diferenças hemodinâmicas, relacionadas ou não ao tamanho da prótese, à superfície corpórea e à idade do paciente. Outros fatores que dependem de uma interação com o organismo do paciente, como o ruído de abertura e de fechamento dos folhetos, o uso ou não de cumarínicos, e o índice de anticoagulação são pontos importantes que vão diferenciar no resultado final da sobrevida livre de troca destas próteses⁽¹⁸⁾.

A anticoagulação em pacientes portadores de próteses metálicas sempre foi um dos óbices ao uso destas. Em parte isto deve-se aos múltiplos fatores que atuam neste processo. As características físicas, como o material e o desenho, da prótese, o fluxo sanguíneo conseqüente ao débito cardíaco, turbulência e estagnação e as características do próprio paciente, como os estados de hipercoaguabilidade, são fatores que têm uma influência direta no tromboembolismo, como descrito na tríade de Virchow⁽⁸²⁾ - alterações na parede do vaso, alterações nos componentes sanguíneos e estase venosa.

O ponto de equilíbrio entre a dose de anticoagulante, capaz de ser eficaz, quanto à trombose da prótese e episódios

de embolia, e aquela que leva ao sangramento espontâneo ou acima do necessário, é extremamente difícil de se achar e é diferente para cada tipo de prótese valvular^(30,75).

Uma série de trabalhos tem mostrado que as próteses de duplo folheto, tanto em posição aórtica, como em mitral, necessitam de um nível de anticoagulação menor que as demais próteses mecânicas^(15,32,72,99).

A maioria dos trabalhos discutem qual deverá ser esse valor e qual o melhor esquema terapêutico a ser usado⁽⁷⁴⁾. A adoção de um esquema com um INR baixo, porém seguro, tem sido o objetivo final da maioria dos autores⁽²⁹⁾.

Outra das características, que toma uma dimensão importante, com o uso de anticoagulantes, é a hemólise. Fatores como hipertrofia residual, em consequência de uma pequena regressão da massa muscular do ventrículo esquerdo, e comprometimento da função ventricular esquerda, são fatores que podem aumentar os níveis de hemólise, com consequente anemia, como descrito por LUND⁽⁹⁸⁾, além, é claro, de todos os fatores dependentes da arquitetura da prótese, como o material da sua confecção, o ângulo de abertura e o mecanismo de pivotagem dos folhetos e o fluxo não laminar (turbulento).

O nível de ruído^(97,110), provocado pela abertura e fechamento dos folhetos ou discos das próteses, é um fator importante na decisão do tipo da prótese a ser usada, em consequência do tipo de paciente para o qual a mesma vai ser implantada. Vários autores têm descrito a importância deste aspecto, na vida diária, dos pacientes^(19,91).

Trabalhos mais recentes têm demonstrado que a prótese ATS é uma das próteses com maior aceitação, em relação ao ruído que ela produz, em virtude de uma baixa amplitude e uma alta

frequência, dos seus sons de fechamento, que a torna quase imperceptível para a maioria dos pacientes, igualando-se às próteses de bola de "silastic". Este fator é devido ao desenho da cavidade de pivotagem da prótese⁽¹³¹⁾.

MATERIAL E MÉTODO

3. MATERIAL E MÉTODO

3.1. DESCRIÇÃO DA PRÓTESE

A prótese ATS Medical Open Pivot™, Standard, é uma prótese valvular cardíaca mecânica, de baixo perfil, pivotada, de duplo folheto, construída em carvão pirolítico, e composta por dois folhetos móveis, inseridos numa gaiola anelar, com pivôs auto-laváveis e esférico-convexos (tipo dobradiça).

Esta prótese tem como característica a possibilidade de girar a porção do orifício anelar, sobre o anel de sutura, em virtude de apresentar um anel de reforço.

Existem, portanto, algumas estruturas na prótese ATS, que devem ser descritas, pormenorizadamente, e que são: o orifício anelar, o anel de reforço, o anel de sutura, os folhetos e a geometria do pivô.

3.1.1. Orifício Anelar

O orifício anelar, circular, é de carbono pirolítico, permitindo uma espessura correta de material, o que leva a uma maior durabilidade, sem um volume excessivo e sem a conseqüente diminuição da área de fluxo do orifício.

O orifício anelar, com esta constituição, tem uma maior flexibilidade permitindo a sua deformação para a inserção dos folhetos.

3.1.2. Anel de Reforço

O anel de reforço, que é a estrutura que dá a rigidez necessária à prótese, é constituído de titânio e é colocado após os dois folhetos terem sido inseridos. Como é de titânio, este anel, tem, também, a característica de ser mais radiopaco

à fluoroscopia ou ao raio-X e proteger o orifício anelar, das pontas das agulhas de sutura, que podem penetrar em estruturas de carbono pirolítico.

O anel de reforço é montado externamente ao orifício anelar, de forma a permitir um movimento rotacional, mas não axial, por meio de um fio de titânio inserido através de uma abertura no anel de reforço, que leva a um canal circular; uma metade deste canal é formada no diâmetro externo do orifício anelar e a outra no diâmetro interno do anel de reforço. Entre estas duas estruturas existe um material de poliéster, que controla a fricção, das mesmas, durante o movimento rotacional.

3.1.3. Anel de Sutura

O anel de sutura, ou de suporte, da válvula ATS, é feito de poliéster de duplo "velour Dacron" (DuPont, Wilmington, DE), sendo que nas próteses, de maior diâmetro, é usado material de feltro para preencher o anel de sutura (Fig. 1).

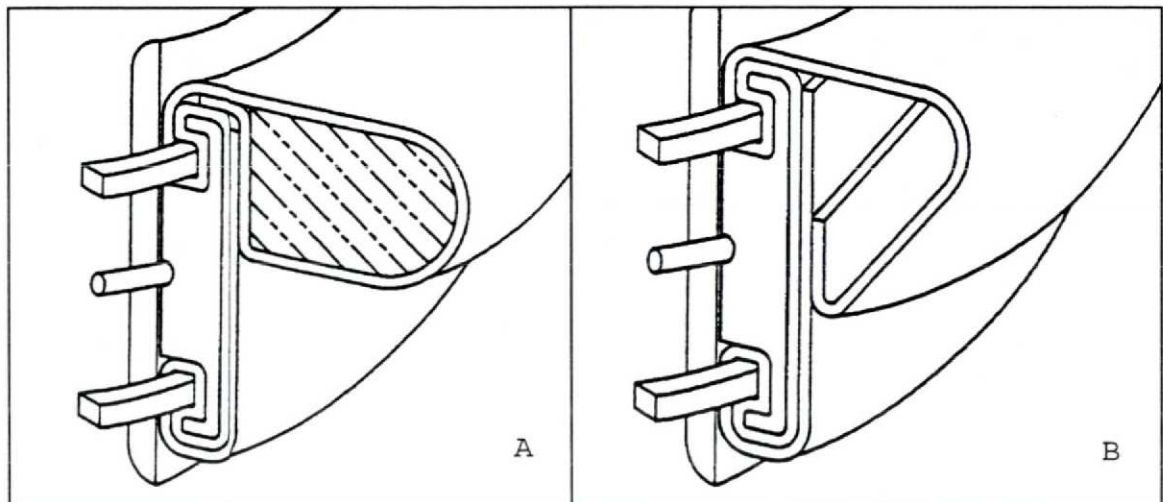


Fig. 1 - Corte esquemático do anel de sutura, da prótese ATS, com (A) e sem enchimento (B), com material de feltro.

Dois anéis de travamento, em titânio, prendem o material do anel de sutura ao de reforço.

Nas válvulas usadas para a posição aórtica existem três marcas pretas, no anel de sutura, com intervalos de 120 graus, para auxiliarem a colocação uniforme de suturas em volta do "anel" da valva.

3.1.4. Folhetos

Os folhetos da válvula são planos e quase semicirculares, em sua forma, constituídos de carbono pirolítico, revestidos por um substrato de grafite, que está impregnado com 20% de partículas de tungstênio, que lhes confere uma maior radiopacidade.

Os dois folhetos pivotam sobre dois chanfros, em forma de arco, nas bordas planas de ambos os lados, que se encaixam em esferas opostas protuberantes no orifício (Fig. 2).

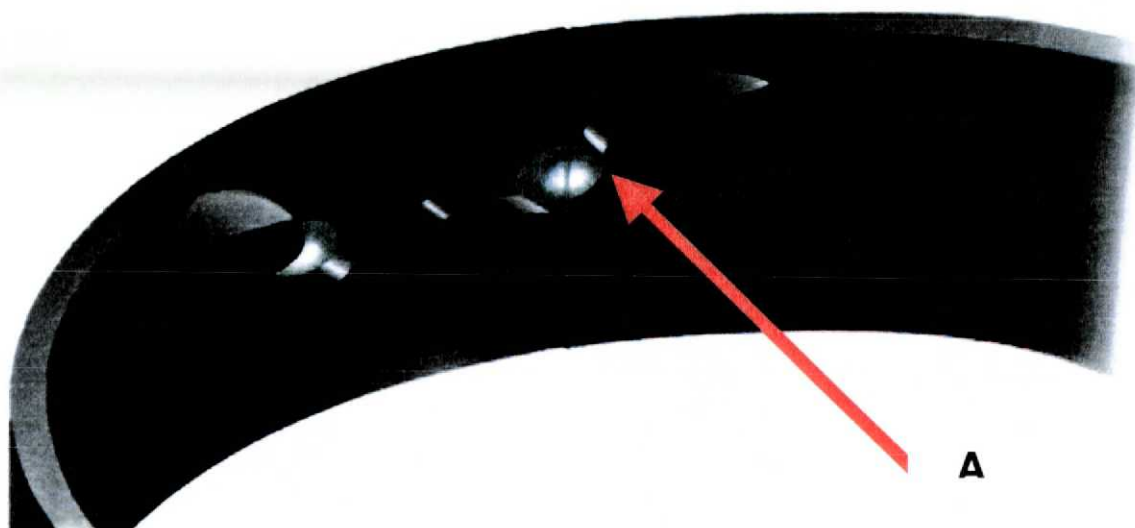


Fig. 2 - Válvula ATS, com as cavidades substituídas por semi-esferas (A), que permitem às cúspides a livre movimentação.

Cada folheto abre até 85 graus, com uma trajetória do arco de 55 graus, em todos os tamanhos, fechando a 30 graus (Fig. 3).

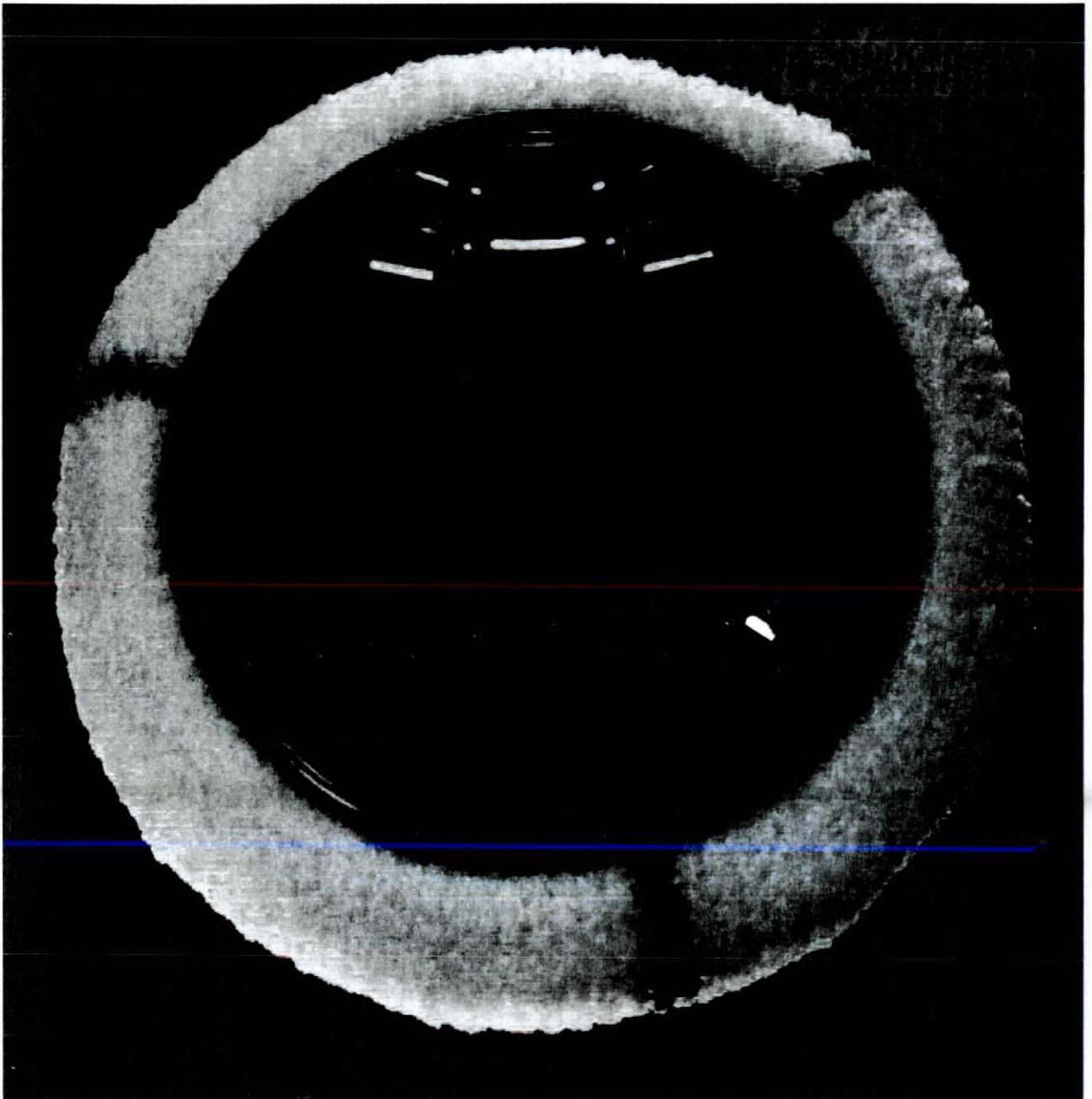


Fig. 3 - Prótese valvular ATS, mostrando os folhetos abertos a 85 graus.

O baixo perfil desta prótese (Tabela I), é devido à arquitetura da área de pivotação dos folhetos estar completamente dentro do orifício anelar da prótese.

Tabela I - Perfil das próteses ATS Medical, em posição aórtica, conforme os tamanhos.

Altura Externa (mm)							
Tamanho	19	21	23	25	27	29	31
	6,9	7,4	7,9	9,2	9,9	10,4	10,8
Altura Total (mm)							
Tamanho	19	21	23	25	27	29	31
	9,3	10,3	11,3	12,3	13,3	14,3	15,4

Este baixo perfil do orifício anelar, é possível devido ao comprometimento entre um maior ângulo dos folhetos, em posição fechada, e um menor ângulo do arco de curso dos folhetos. Ângulos menores de fechamento, porém com maior arco de curso, exigem uma maior altura do orifício anelar (Fig. 4).

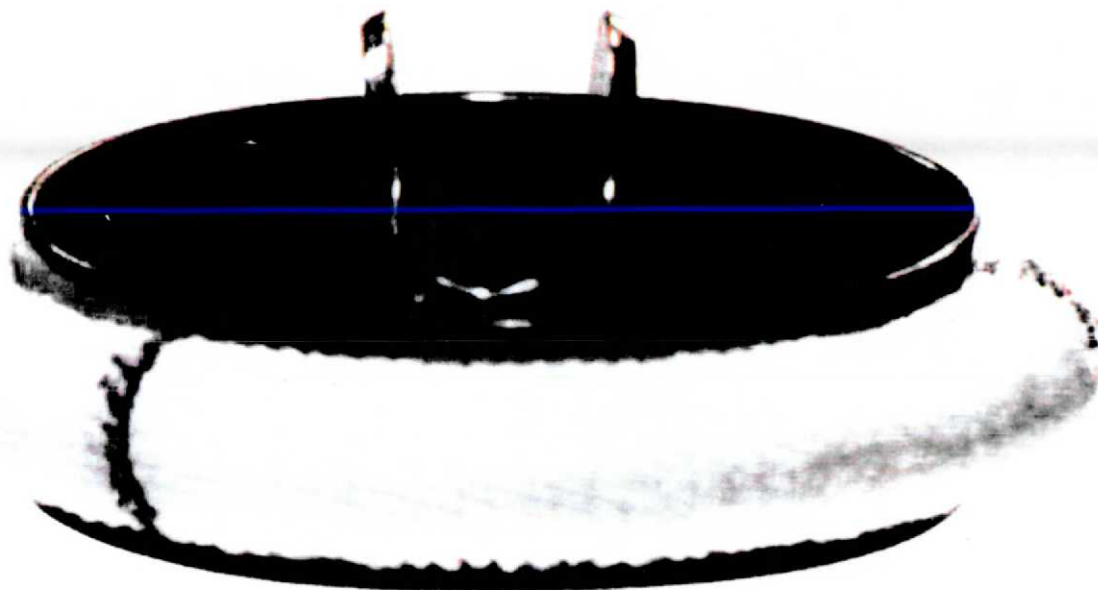


Fig. 4 - Prótese valvular ATS, para posição aórtica.

3.1.5. Geometria do Pivô

O desenho desta prótese tem como base um pivô aberto, caracterizado por protruções, na face interna do anel do

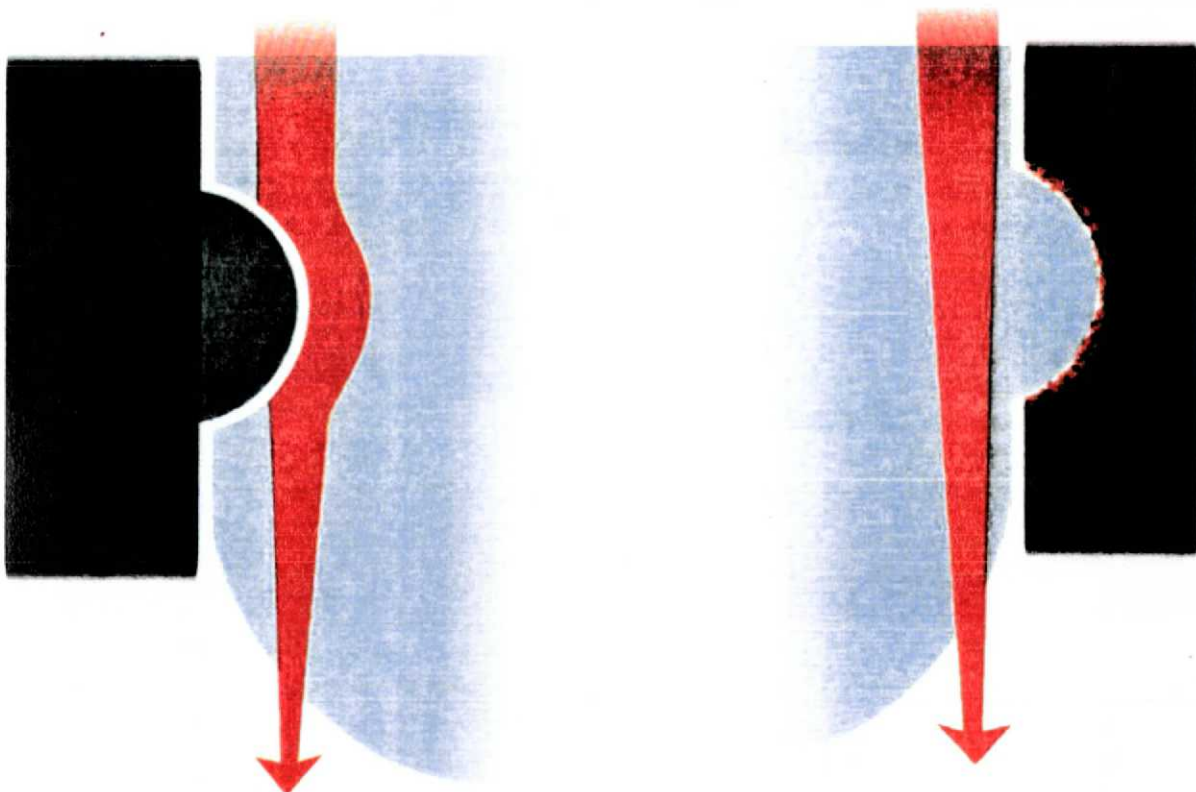
orifício valvar; as cavidades de pivotagem dos folhetos foram substituídas por semi-esferas, que permitem a abertura e o fechamento livre, dos folhetos. Como não existem cavidades ou reentrâncias, nesta prótese, não existe condição para o acúmulo e, portanto estase, do sangue, que poderia levar à formação de trombos.

A geometria do pivô da prótese consiste na existência de ranhuras, em formato de arco, formadas de cada lado de ambos os folhetos e da protrusão esférica que ocorre em quatro pontos no orifício anelar, duas esferas opostas para cada folheto. Os folhetos giram sobre as esferas e são contidos nestas, pelo movimento de influxo e efluxo associado a cada esfera (Fig. 5).

A parada destes movimentos limita a rotação dos folhetos, entre o ângulo fechado de 30 e o ângulo aberto de 85 graus, além de ajudar a limitar a velocidade e o volume de vazamento, de sangue, quando a prótese está fechada.

3.1.6. Montagem

Numa primeira etapa são montados, o anel de sutura e o anel da prótese. Em seguida, são colocados os folhetos da



ar
de
s,
te

Fig. 5 - A válvula ATS, à esquerda, sem cavidades ou recessos, faz uma lavagem completa, não acumulando elementos de sangue que levem à estase e à formação de trombos, diferentemente de outras próteses, à direita, que têm recessos.

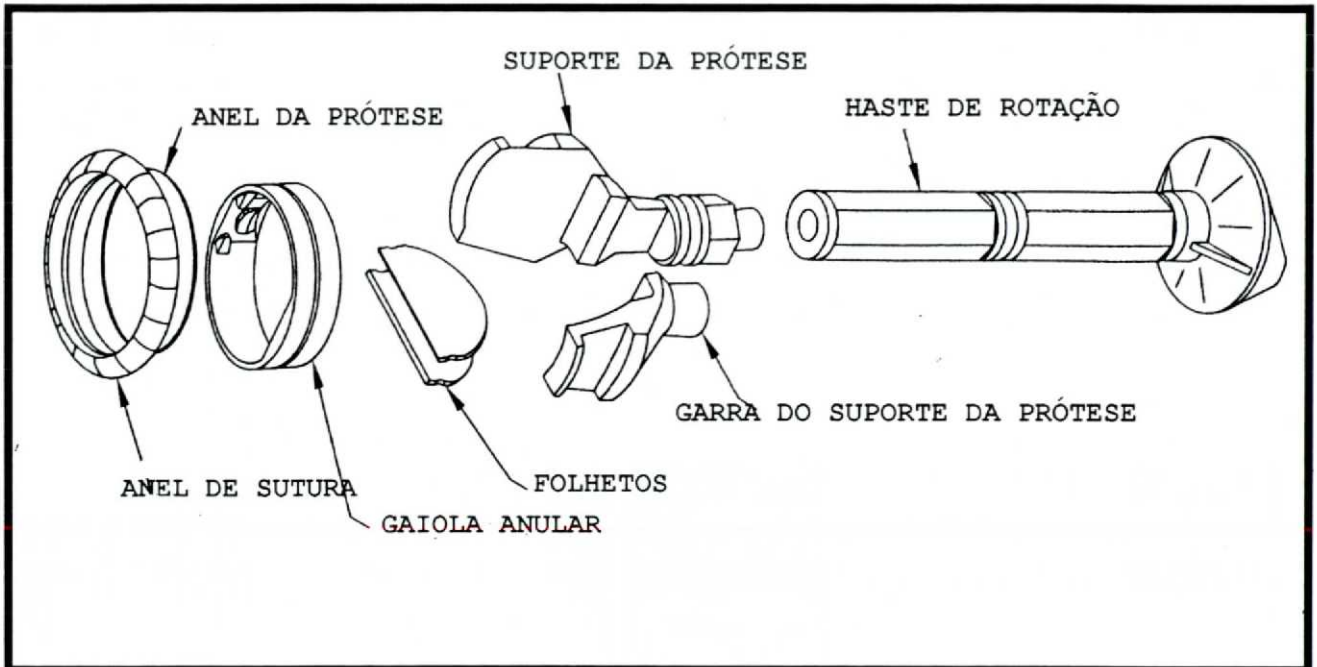


Fig. 6 - Constituintes da prótese valvular ATS e seu suporte.

3.1.7. Embalagem

A válvula ATS, para a posição aórtica, é pré-montada num suporte ligado a um extensor e uma haste de rotação, de cor verde. Este conjunto, é colocado numa bandeja interna (Fig. 7),

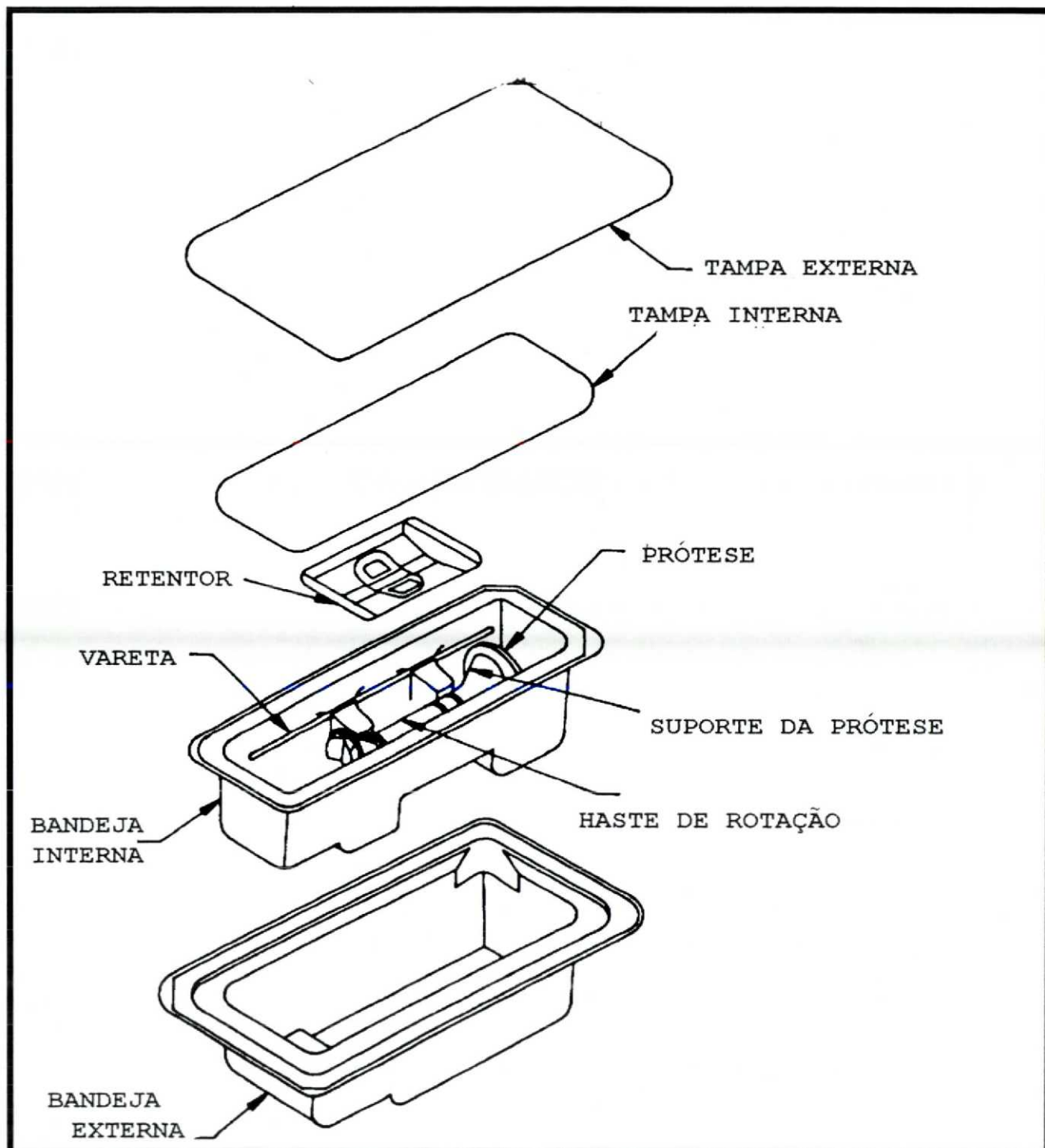


Fig. 7 - Desenho esquemático da embalagem da prótese valvular.

transparente e fixa por um retentor. Nesta mesma bandeja é colocada uma vareta, de cor azul, para manipulação dos folhetos metálicos da prótese.

A bandeja é fechada com uma tampa de papel e colocada dentro da segunda bandeja, a externa, que é fechada do mesmo modo.

3.1.8. Controle de Qualidade

O controle de qualidade desta prótese é feito nos seus materiais, separadamente e em conjunto. Os componentes de carbono são manufaturados pela CarboMedics®; o tecido de poliéster do anel, o material de feltro e todo o material de sutura, preenchem os requisitos da USP XXII.

3.2. TÉCNICA CIRÚRGICA

Inclui-se neste item o manejo pré-operatório, o ato cirúrgico e o tratamento pós-operatório até à alta hospitalar.

3.2.1. Manejo Pré-Operatório

Os pacientes foram internados dois dias antes da data provável da cirurgia, procedendo-se à sua avaliação clínica, ao exame físico e à análise laboratorial rotineira do Serviço, incluindo volume globular, hematócrito, tempo e atividade de protrombina e desidrogenase láctica sérica, radiografia do tórax (incidência pósterio-anterior), eletrocardiograma e ecocardiograma bidimensional, com Doppler colorido. Os ecocardiogramas bidimensionais, com Doppler colorido, foram realizados num equipamento Esaote Sim 7000, com um transdutor de 5,0 MHz. Neste exame foi dada especial atenção, à obtenção dos seguintes dados: fração de ejeção, encurtamento

percentual, volumes sistólico e diastólico finais do ventrículo esquerdo, velocidades máxima e média do fluxo sanguíneo aórtico, gradientes máximo e médio entre ventrículo esquerdo e aorta, e espessura das paredes septal e parietal do ventrículo esquerdo.

No dia anterior à cirurgia, os pacientes foram submetidos a uma avaliação pré-anestésica, ocasião em que, se necessário, foi prescrita medicação pré-anestésica (15 mg, via oral, de midazolan). No dia da cirurgia, duas horas antes do ingresso do paciente no centro cirúrgico, era realizada a tricotomia do paciente, sendo em seguida o paciente encaminhado para um banho de aspersão, com degermante.

3.2.2. Ato Cirúrgico

A monitorização do paciente, já no centro cirúrgico, consistiu em: frequência cardíaca, através de um monitor cardíaco Dixtal 920, medição da saturação de oxigênio e de anidrido carbônico, através de um oxímetro de pulso e de um capnógrafo, Dixtal DX 7100, respectivamente, pressão arterial invasiva contínua, pressão venosa central, sensor de temperatura nasofaringeana e cateterização vesical.

Na indução anestésica, por via endovenosa, foram associados midazolan (0,1 mg/kg), citrato de fentanil (5 mg/kg), brometo de pancurônio (0,1 mg/kg) e etomidato (0,3 mg/kg). A seguir, o paciente foi entubado e mantido em respirador K.Takaoka 674 com oxigênio e halotano. A manutenção anestésica foi realizada com a associação do anestésico inalatório e doses endovenosas fracionadas de fentanil, midazolan e pancurônio, conforme a necessidade.

Concomitantemente, procedeu-se ao reaquecimento do paciente, a aorta foi despinçada e interrompeu-se a circulação extracorpórea, após a estabilização hemodinâmica.

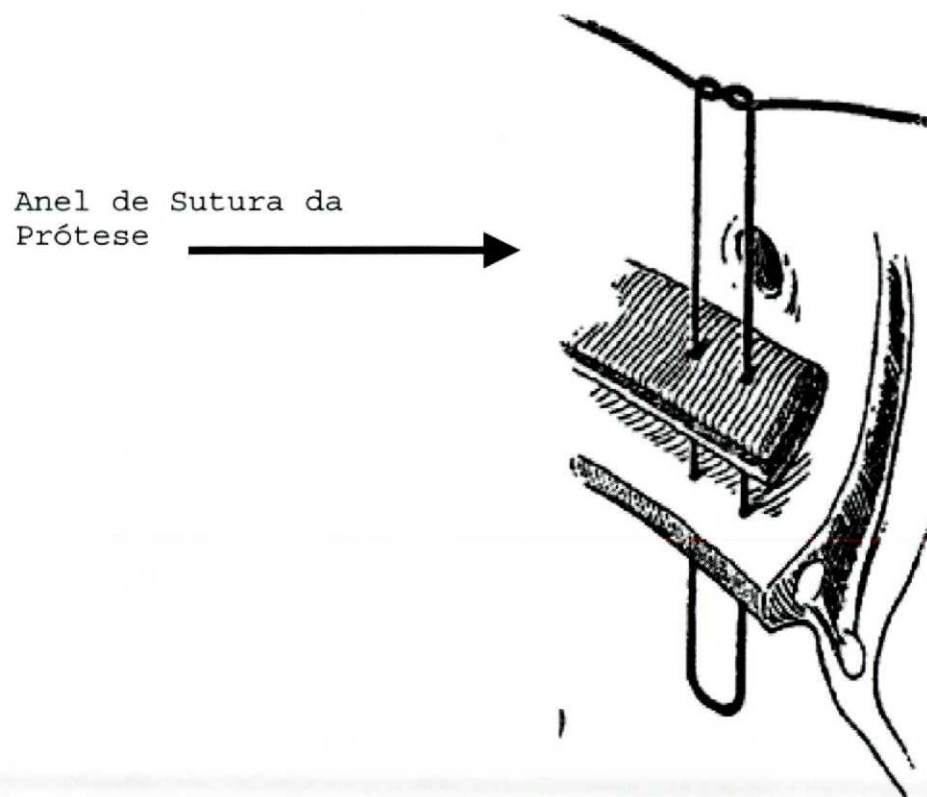


Fig. 8 - Desenho esquemático da técnica de sutura, usado em todas as trocas valvulares.

Revertida a heparina, com sulfato de protamina, na dosagem de um miligrama de sulfato de protamina para cada miligrama de heparina, foram feitos novos controles de anticoagulação, e revisão da hemostasia, fechamento do pericárdio e dos demais planos, e por último, curativo. No final da cirurgia avaliou-se o balanço sangüíneo e hídrico.

3.2.3. Tratamento Pós-Operatório

Os pacientes foram transferidos para a UTI, curarizados sob ventilação pulmonar com a FIO_2 a 40%, feita em ventilador a

volume, que foi ajustado de acordo com as dosagens gasométricas. Foram monitorizados o eletrocardiograma, a frequência cardíaca, a temperatura esofágica, a pressão venosa

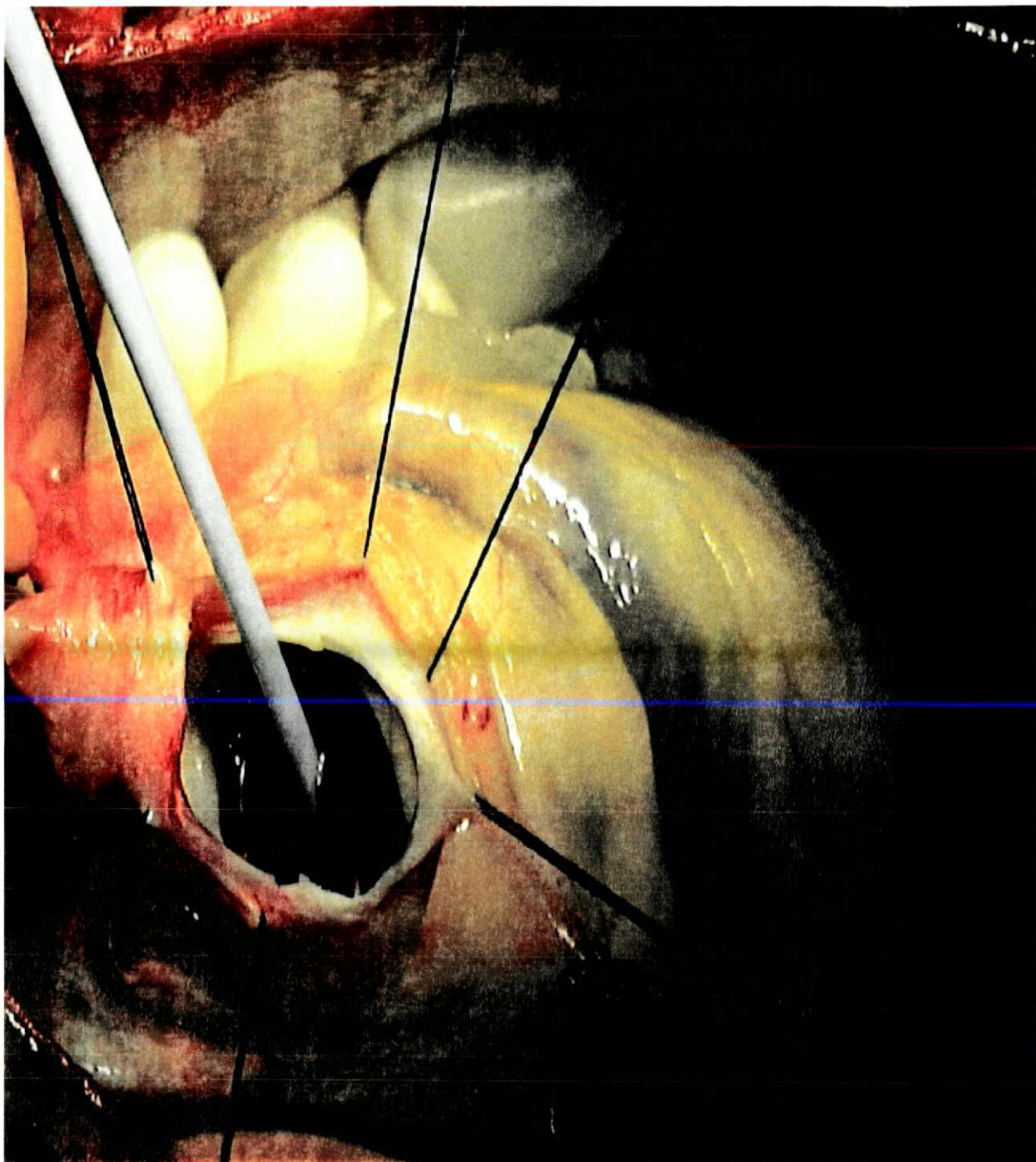


Fig. 9 - Imagem cirúrgica, da prótese ATS, colocada em posição aórtica. Os folhetos são testados com uma vareta.

central e a pressão arterial, além da aferição rigorosa da diurese.

Na admissão dos pacientes na UTI, foi feita radiografia do tórax (incidência antero-posterior), com novos controles a cada 24 horas, ou conforme a necessidade. Os controles das funções vitais, do balanço hídrico e sanguíneo foram realizados a cada meia hora, nas primeiras seis horas, e depois, a cada hora. De rotina, os pacientes receberam soro glicosado 5% com magnésio, cloreto de potássio e insulina. O nitroprussiato de sódio, a dopamina e/ou dobutamina foram administrados em doses suficientes para a manutenção da pressão periférica e diurese adequadas. O volume foi repostado de acordo com o balanço hídrico.

A profilaxia para úlcera de "stress" foi feita com cimetidina e/ou antiácidos e a antibioticoterapia com cefalosporina (12,5 mg/Kg de peso a cada seis horas), até a retirada dos cateteres e drenos. Foram também realizados exames laboratoriais visando, um controle hidroeletrólítico e ácido-básico.

Após a descurarização espontânea, que ocorreu entre seis e oito horas, deixou-se o paciente em IMV e/ou CPAP, com FIO₂ a 21%. Estando os pacientes acordados, e com todos os parâmetros equilibrados, procedeu-se à sua extubação.

Após 36 horas do pós-operatório, foram retirados os drenos e cateteres, e os pacientes foram encaminhados para a enfermaria com medicação oral de rotina, sem antibióticos e com anticoagulante oral.

Eletrocardiograma, radiografia do tórax (incidência pósterio-anterior), ecocardiograma bidimensional com Doppler colorido, gasometria arterial, dosagem de eletrólitos, uréia e

creatinina, glicemia, hemograma completo, tempo e atividade da protamina e desidrogenase láctica sérica foram os exames realizados entre o quinto e o sétimo dia do pós-operatório, como exames de rotina.

3.2.4. Alta Hospitalar

Após o 7º dia do pós-operatório, o paciente recebeu alta hospitalar, tendo retornado para avaliação clínica e laboratorial no 30º, 90º, 180º e 365º dia, do pós-operatório.

Os pacientes tiveram o seguimento de seu retorno feito por computador, que emitiu listagens para este controle, e conseqüente evolução.

3.3. SEGUIMENTO CLÍNICO

3.3.1. Definições

As definições abaixo apresentadas foram usadas em todo o estudo.

A cirurgia de emergência foi definida como a realizada até 12 horas, após o internamento cirúrgico do paciente, com deterioração das suas condições gerais. A cirurgia de urgência foi definida como a realizada até dois dias, após o internamento cirúrgico do paciente, com deterioração das suas condições gerais. Todas as outras cirurgias foram consideradas eletivas.

Mortalidade hospitalar foi definida como o óbito do paciente no período pós-operatório imediato ou até 30 dias, se já tiver tido alta hospitalar ou de local de convalescença específico.

A morbidade hospitalar foi definida como toda e qualquer complicação ocorrida durante o internamento hospitalar, independente do tempo que o mesmo durou.

São consideradas como complicações relacionadas à prótese⁽⁵⁶⁾ a deterioração estrutural valvular (desgaste, fratura, rachadura), a disfunção não estrutural (travamento pela presença de "pannus" ou sutura, escape para-valvular, colocação errônea, anemia hemolítica), a trombose valvular, a embolia, o sangramento e a endocardite infecciosa.

A classe funcional da NYHA foi determinada a partir da última revisão desta entidade⁽¹⁴²⁾.

O índice cardiotorácico foi considerado como sendo a relação entre o diâmetro transverso do tórax, ao nível da cúpula diafragmática direita e o diâmetro transverso do coração, em uma radiografia de tórax na incidência pósterio-anterior. O diâmetro cardíaco foi calculado somando-se o maior segmento obtido na medida cardíaca à direita do eixo central, com o maior segmento obtido à esquerda do eixo central.

A fração de ejeção, avaliada pelo método de Simpson, foi considerada normal quando os valores eram superiores a 53% e comprometida com valores abaixo.

3.3.2. Avaliação Clínica no 30°, 90°, 180° e 365° Dia do Pós-Operatório

Os pacientes foram avaliados no 30°, 90°, 180° e 365° dia do pós-operatório, sendo realizados anamnese, exame físico e exames laboratoriais. Os exames laboratoriais incluíram exames hematológicos (VG, Hb, DHL e TAP), eletrocardiograma, radiografia do tórax (incidência pósterio-anterior) e ecocardiograma bidimensional com Doppler colorido. Este exame

foi realizado, dando especial atenção para se obterem os seguintes dados: fração de ejeção, encurtamento percentual, volumes sistólico e diastólico finais do ventrículo esquerdo, velocidades máxima e média do fluxo sanguíneo aórtico, gradientes máximo e médio valvular aórtico e espessura das paredes septal e parietal, do ventrículo esquerdo.

3.4. DESCRIÇÃO DA CASUÍSTICA

De maio de 1996 a outubro de 1997, foram operados no Serviço de Cirurgia Cardiovascular, do Hospital Policlínica de Cascavel, 356 pacientes, entre os quais 86 pacientes com doença valvar adquirida, correspondente a 24,2%, sendo que 46 pacientes (53,5%) eram portadores de lesão valvar mitral isolada, 31 (36,0%) de lesão aórtica valvar isolada e nove (10,5%) de lesão valvar aórtica associada a lesão valvar mitral⁽⁵⁶⁾.

No subgrupo de lesões valvares mitrais, 30 pacientes (65,2%) foram submetidos a troca e 16 (34,8%) a plástica da valva mitral; no subgrupo de lesões valvares aórticas, 30 pacientes (96,8%) foram submetidos a troca e um (3,2%) a plástica da valva aórtica e no subgrupo das lesões mitro-aórticas, sete pacientes (77,8%) foram submetidos a dupla troca e dois (22,2%) a troca da valva aórtica com plástica da valva mitral (Tabela II).

Tabela II - Tipo de tratamento cirúrgico, por lesão valvar.

	N.º Pacientes	Troca	Plástica + Troca	Pacientes do Estudo
Mitrais	46	30	16	
Aórticos	31	30	1	25
Mitro-Aórticos	9	7	2	9

Nove pacientes do subgrupo de cardiopatias valvares mitrais e três do subgrupo de cardiopatias valvares aórticas, já haviam sido submetidos a, pelo menos, uma cirurgia prévia.

Dos 86 pacientes submetidos a cirurgias valvares, por doenças adquiridas, 11 (12,8%) eram portadores de cardiopatias associadas, não valvares.

Dos 31 pacientes aórticos, oito (25,8%) eram portadores de outras cardiopatias: quatro (50%) de doença arterial coronariana, dois (25%) de aneurisma da aorta ascendente e dois (25%) de cardiopatia congênita; dos 46 pacientes com cardiopatia mitral, três (6,5%) eram portadores de lesões cardíacas associadas, como sejam doença arterial coronariana, em dois casos (66,7%), e cardiopatia congênita, em um caso (33,3%).

Para o presente estudo selecionaram-se, prospectivamente, trinta e quatro pacientes, que foram submetidos a troca da válvula aórtica, pela prótese valvular metálica de duplo folheto ATS, Standard, correspondendo a 39,5% (34/86) do total dos pacientes valvares atendidos no período, consideradas as plásticas valvares e as trocas valvares simples e múltiplas.

Os únicos critérios de exclusão, no período de estudo, foram a contra-indicação absoluta para o uso de prótese metálica, por motivo clínico, e/ou a recusa formal do paciente. Por estes critérios foram excluídos cinco pacientes.

Dos 34 pacientes, 28 (82,4%) eram do sexo masculino e seis (17,6%) do sexo feminino, com média de idade de 38,9 anos e 46,7 anos, respectivamente. Os pacientes tinham de 17 a 75 anos, com uma média global de $40,2 \pm 17,5$ anos. As faixas

etárias predominantes foram a terceira e a quarta década de vida (Fig. 10).

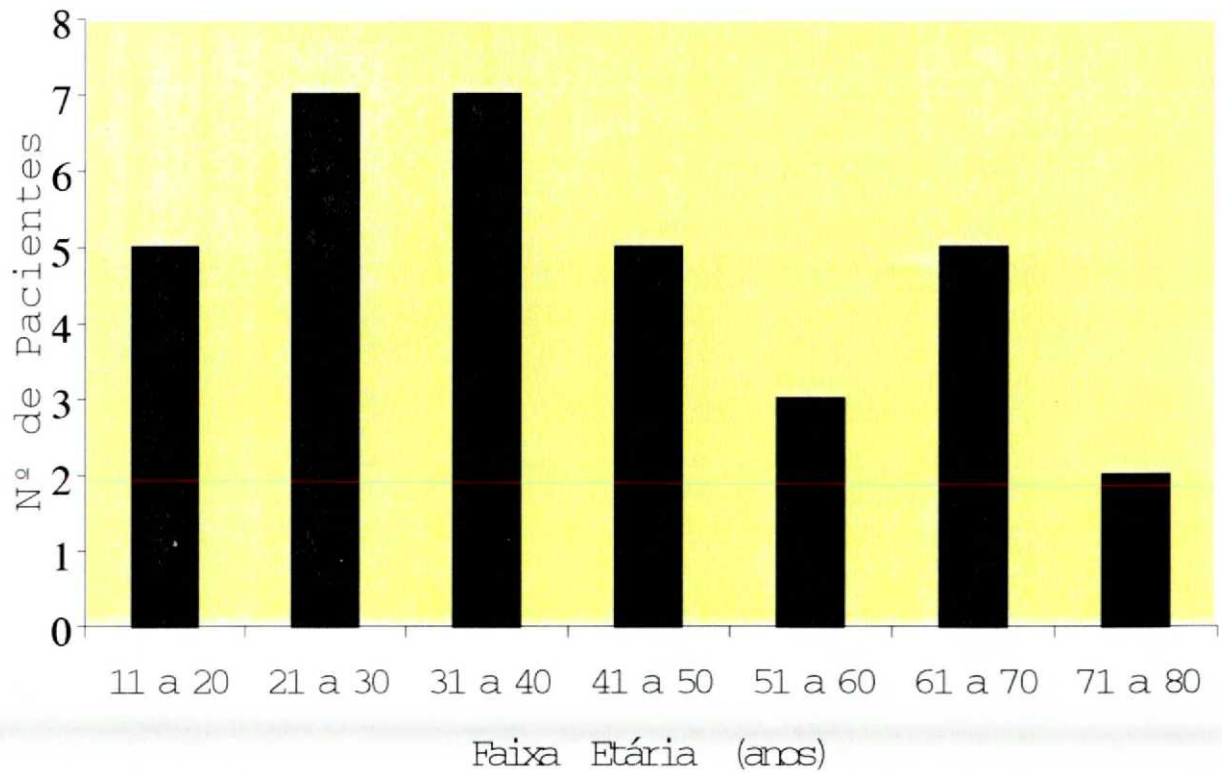


Fig. 10 - Número de pacientes por faixa etária.

Entre as causas das lesões aórticas, a doença reumática foi a mais comum (70,6%). A iatrogenia, a endocardite infecciosa, a cardiopatia congênita e a esclerose valvar do idoso foram detectadas em índices que variaram de 2,9% a 17,6% (Fig. 11).

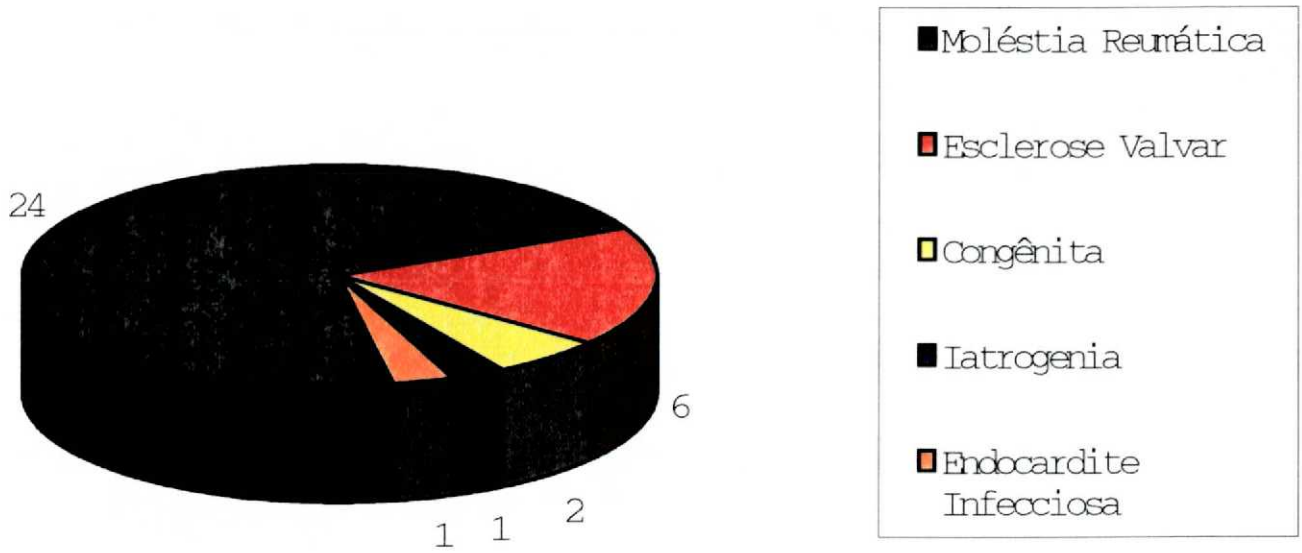


Fig. 11 - Número de pacientes conforme a etiologia das lesões aórticas.

Os critérios para se estabelecer a etiologia da lesão valvar, nos casos de seqüela de doença reumática, foram baseados nas diretrizes da "American Heart Association"⁽⁴⁷⁾.

A lesão predominante, que levou à troca da valva aórtica, foi a estenose, em 17 casos (50%), e a insuficiência em 17 (50%). Dos 17 casos de estenose valvar aórtica, dez eram estenoses isoladas e sete estavam associados a insuficiência; dos 17 casos de insuficiência valvar aórtica, 12 eram isoladas, em quatro era predominante, em relação à estenose, e em um havia disfunção da prótese biológica. A calcificação valvar esteve presente em onze pacientes (64,7%), com predomínio nos casos da estenose valvar.

Entre os pacientes, dois (5,9%) tinham sido submetidos a operações por disfunção das biopróteses; um paciente havia sido submetido a três cirurgias sobre a valva mitral (há

cinco, onze e dezanove anos) e o outro a cirurgia sobre a valva aórtica (há nove anos), com implante de sistema de estimulação cardíaca artificial definitivo.

A associação com outras cardiopatias representou 44,1% (15/34) deste grupo de pacientes. A associação mais comum foi com a dupla disfunção valvar mitral (4), seguida da revascularização coronariana (3), insuficiência valvar mitral (2), estenose mitral calcificada (2), cardiopatias congênitas (coarctação da aorta e estenose supra-aórtica), disfunção de prótese valvar mitral (1) e aneurisma dissecante da aorta ascendente (1).

Neste grupo de pacientes a cirurgia foi eletiva em 70,6%, de urgência em 17,5% e de emergência em 11,8% dos casos (Fig. 12).

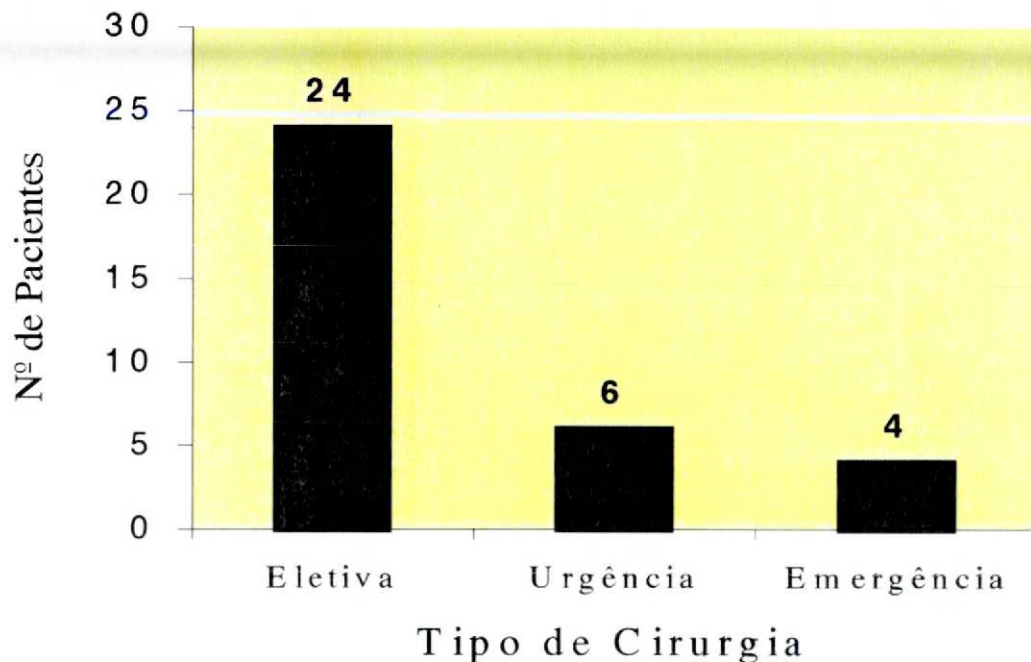


Fig. 12 - Distribuição dos pacientes, por tipo de cirurgia.

Os pacientes deste estudo apresentavam, em média, um peso de $66,7 \pm 13,1$ Kg, uma altura de $1,69 \pm 0,09$ m e uma superfície corpórea de $1,74 \pm 0,18$ m².

De acordo com os padrões de classificação da NYHA, 32,4% dos pacientes encontravam-se na classe IV, 44,1% na classe III e 23,5% na classe II (Fig. 13).

A valva aórtica foi substituída por próteses ATS, em todos os pacientes, sendo usada prótese n.º 19, em um caso, prótese n.º 21, em dois, prótese n.º 23, em 19, prótese n.º 25, em sete, prótese n.º 27, em um, e prótese n.º 29, em quatro casos.

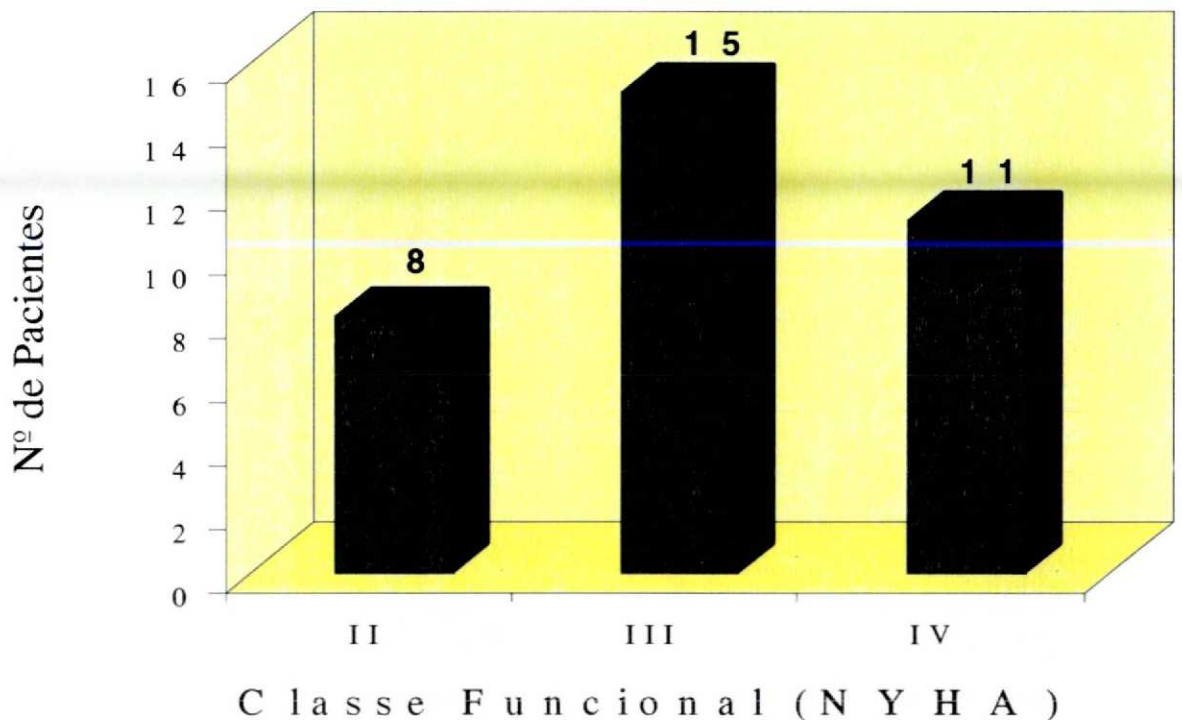


Fig. 13 - Distribuição dos pacientes, por classe funcional.

Houve a necessidade de ampliação do "anel" aórtico, pela técnica de Manouguian⁽¹⁰³⁾, em um caso, para se poder usar uma

prótese n.º 23, em paciente jovem com superfície corpórea de $1,73\text{m}^2$ ⁽³⁴⁾.

As doenças associadas foram tratadas concomitantemente, à exceção de um caso de coarctação da aorta, que foi corrigida cirurgicamente, pela técnica da istmoplastia da aorta, com retirada do segmento coarctado, um mês antes da troca da valva aórtica.

A doença valvar mitral, de origem reumática, foi a associação mais comum, com nove casos. O tratamento realizado foi a troca da valva mitral, em seis casos, por bioprótese de pericárdio bovino (Braile Biomédica, SP) (três casos de dupla disfunção, dois de estenose com calcificação importante e um de insuficiência), a plástica da valva mitral, em dois casos, com colocação de anel, tipo Carpentier (Braile Biomédica, SP), (um caso de dupla disfunção e outro de insuficiência) e a retroca da prótese biológica, em um caso, por uma prótese mecânica ATS.

Nos três casos de revascularização do miocárdio, concomitantes, foram realizados quatro enxertos venosos, para os ramos marginais da artéria circunflexa, em dois casos, para a artéria interventricular anterior, em um caso e para o ramo diagonal, em um caso.

Nos dois restantes casos, em que houve associação de doenças, foram realizadas aortoplastia, com a interposição de retalhos de pericárdio bovino (Braile Biomédica, SP), para correção, tanto do aneurisma dissecante, como da estenose supra aórtica.

O tempo médio de circulação extracorpórea e de clampeamento aórtico foi, respectivamente, de $91,1 \pm 30,3$ e $60,0 \pm 24,2$ minutos. Quando analisado o subgrupo da troca

valvar isolada os tempos médios foram, respectivamente, de $71,7 \pm 16,5$ e $47,0 \pm 13,3$ minutos. No subgrupo de troca valvar e correção das associações, os tempos foram, respectivamente, de $122,4 \pm 18,7$ e $81,1 \pm 23,1$ minutos.

3.5. MÉTODO ESTATÍSTICO E ATUARIAL

Os dados obtidos, quando ocorreram em curtos espaços de tempo, foram apresentados na forma de porcentagem, ou seja, o número de eventos dividido pelo número de pacientes⁽⁵⁶⁾, como no intervalo entre a cirurgia e a alta hospitalar.

Os dados obtidos foram também apresentados na forma de sobrevivência atuarial, tanto para a sobrevivência como para as complicações analisadas. O método atuarial foi usado, para o percentual de pacientes vivos e de pacientes com válvula funcionando, em relação ao tempo, através do gráfico de linha, do Programa Microsoft Excel 97.

As análises estatísticas foram efetivadas, com a utilização do software Statistica e Microsoft Excel 97.

Para a avaliação das alterações das variáveis utilizadas, ao longo do tempo, foram realizados gráficos de linha com representações de médias e barras de desvios padrão.

As inter-relações entre as variáveis laboratoriais foram estudadas através de regressões lineares simples, análises de correlação e análise visual gráfica, dos resultados observados em relação à reta estimada pela regressão.

As relações, entre as variáveis, foram consideradas estatisticamente significativas, quando o nível de significância p foi menor que 0,05.

RESULTADOS

4. RESULTADOS

4.1. MORTALIDADE HOSPITALAR

A mortalidade hospitalar observada pode ser constatada na Tabela III, tendo sido de 5,9% (2/34).

Tabela III - Mortalidade hospitalar

No. Pacientes	No. Óbitos	Mortalidade (%)
34	2	5,9

Os dois óbitos ocorreram por causas não cardíacas. O primeiro, em decorrência de um problema neurológico (isquemia cerebral difusa, por hipóxia), no 30° dia do pós-operatório, e o segundo, de complicação pulmonar (tromboembolismo pulmonar concomitante a um quadro de infecção pulmonar), no 18° dia do pós-operatório.

4.2. MORBIDADE HOSPITALAR

A complicação mais freqüente foi a insuficiência ventricular esquerda, apresentada clinicamente como síndrome de baixo débito, em cinco casos (14,7%), seguido por sangramento em quatro casos (11,8%), sendo em um deles por discrasia sangüínea, bloqueio átrio-ventricular total, temporário, em três casos (8,8%), infecção pulmonar em um caso (2,9%), tromboembolismo pulmonar em um caso (2,9%), insuficiência para-valvular em um caso (2,9%) e acidente vascular cerebral isquêmico em um caso (2,9%). Em um dos casos de BAVT temporário, houve a necessidade de implante de marca-passo definitivo (2,9%). Em três casos de sangramento,

realizou-se uma nova cirurgia de emergência, toracotomia exploradora, nas primeiras seis horas de pós-operatório (8,8%). O tempo médio, de permanência hospitalar no período pós-operatório, foi de 9 dias.

4.3. SEGUIMENTO

Os pacientes deste grupo de estudo foram acompanhados pelo período de um ano, conforme objetivo deste trabalho. O seguimento foi efetivo em 97,1% dos casos. Em um paciente houve a perda do seguimento, face à mudança de endereço, sem localização do mesmo.

As curvas de sobrevida dos pacientes e das próteses são mostradas nas Figuras 14 e 15, respectivamente.

4.4. MORTALIDADE TARDIA

A mortalidade tardia neste período foi de 3,1% (1/32). Este óbito foi consequência de um acidente vascular hemorrágico maciço, em um paciente com níveis altos de anticoagulação não controlados, clínica e/ou laboratorialmente, no sétimo mês de pós-operatório, comprovado por autópsia.

4.5. COMPLICAÇÕES

A curva atuarial da Figura 15 mostra a sobrevivência dos pacientes livres de complicações ligadas à prótese.

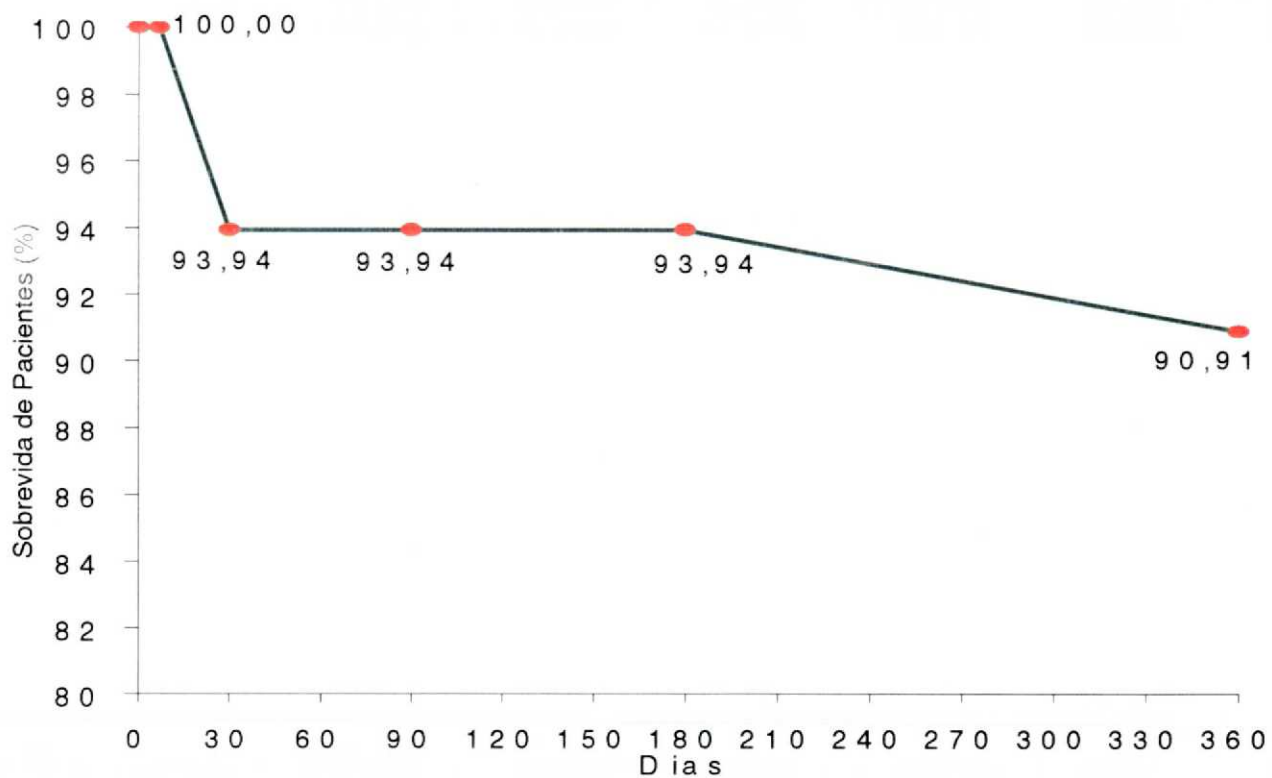


Fig. 14 - Curva atuarial de sobrevivência, dos pacientes.

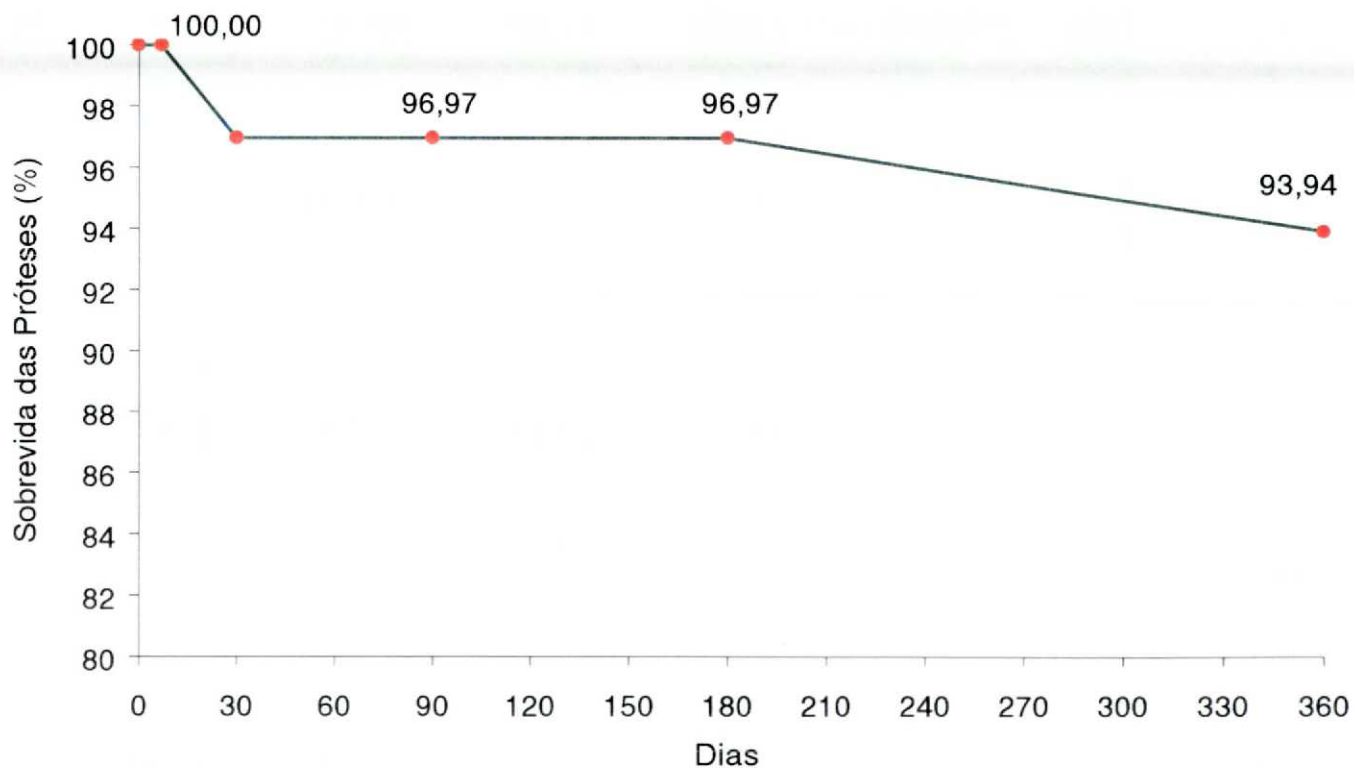


Fig. 15 - Curva atuarial de sobrevivência, das próteses livres de quaisquer complicações.

Neste grupo de pacientes não houve nenhum caso de endocardite infecciosa nem de tromboembolismo. Houve um caso de vazamento para-valvular leve, que foi observado, sem ter havido um aumento da regurgitação e com o paciente em classe funcional I. Houve, também, um caso de sangramento relacionado ao uso de anticoagulante, de caráter fatal.

4.6. RESULTADOS CLÍNICOS

No pré-operatório, e de acordo com a classificação da "New York Heart Association", onze pacientes encontravam-se na classe funcional IV, quinze na classe III e oito na classe II.

O tempo médio de ventilação mecânica, no pós-operatório, foi inferior a oito horas em 18 pacientes (53,0%), em 13 entre oito e 24 horas (38,2%) e em três casos superior a um dia (8,8%).

O tempo de permanência, na Unidade de Tratamento Intensivo, foi de dois dias em 26 pacientes (76,4%), três dias em dois (5,9%), quatro dias em dois (5,9%), seis dias em dois (5,9%), 11 dias em um caso (2,9%) e 30 dias em outro (2,9%).

No pré-operatório imediato, 30 pacientes estavam em ritmo sinusal, três em ritmo de fibrilação atrial e um em ritmo de marca-passo, por bloqueio átrio-ventricular total. No pós-operatório 28 pacientes persistiram com ritmo sinusal, quatro estavam em ritmo de fibrilação atrial e dois em ritmo de marca-passo.

Todos os pacientes com fibrilação atrial eram portadores de lesão mitral associada. Dos dois pacientes que apresentaram ritmo de marca-passo no pós-operatório, um era portador de marca-passo, antes desta cirurgia, por um BAVT iatrogênico da

cirurgia anterior, e o outro apresentou um bloqueio de 1º grau que evoluiu para BAVT, após a alta hospitalar.

Ao final de um ano, todos os 30 pacientes, seguidos clinicamente, encontravam-se na classe funcional I, à exceção de um paciente, que estava na classe II (Fig. 16).

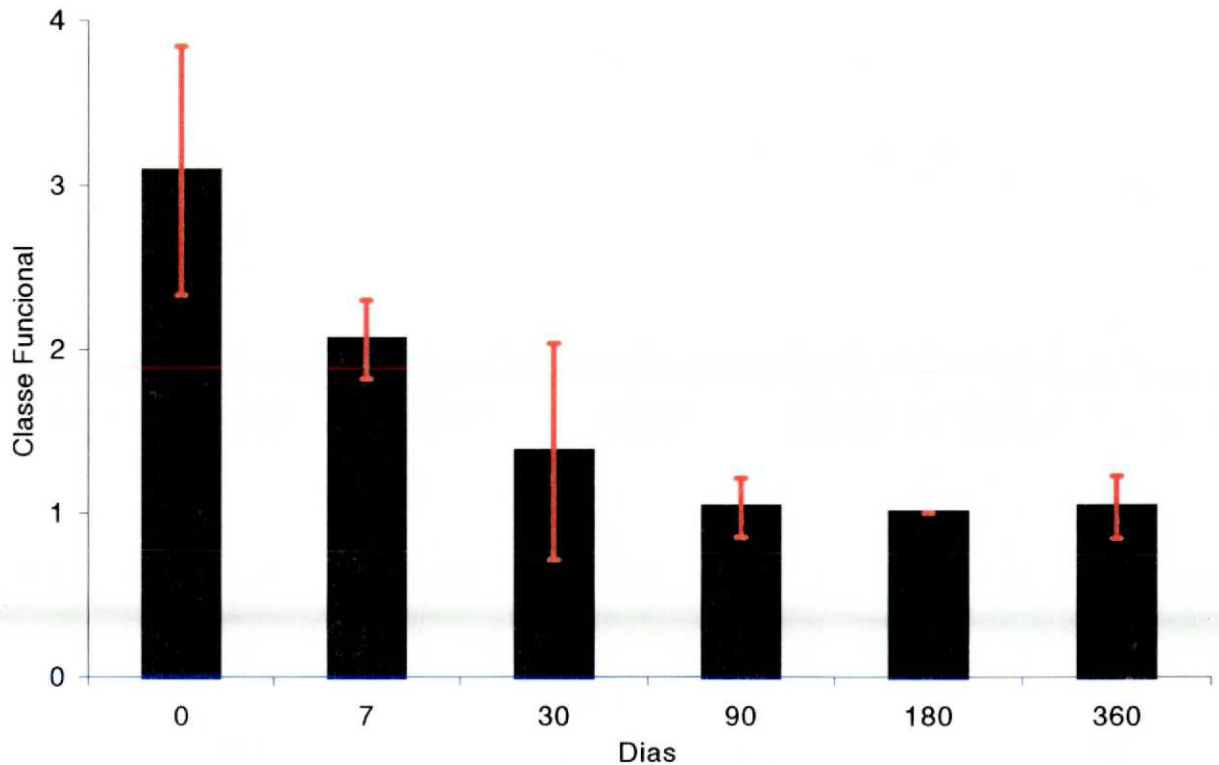


Fig. 16 - Classe funcional da NYHA, ao longo do estudo.

4.7. ÍNDICE CARDIOTORÁCICO

O índice cardiotorácico, no pré-operatório, foi superior a 0,50 em todos os pacientes, com exceção de três, apresentando uma média de $0,57 \pm 0,06$.

Durante o seguimento houve uma diminuição deste índice (Fig. 17), sendo que no final deste estudo, apenas oito pacientes, tinham esta relação superior a 0,50, com uma média de $0,48 \pm 0,06$.

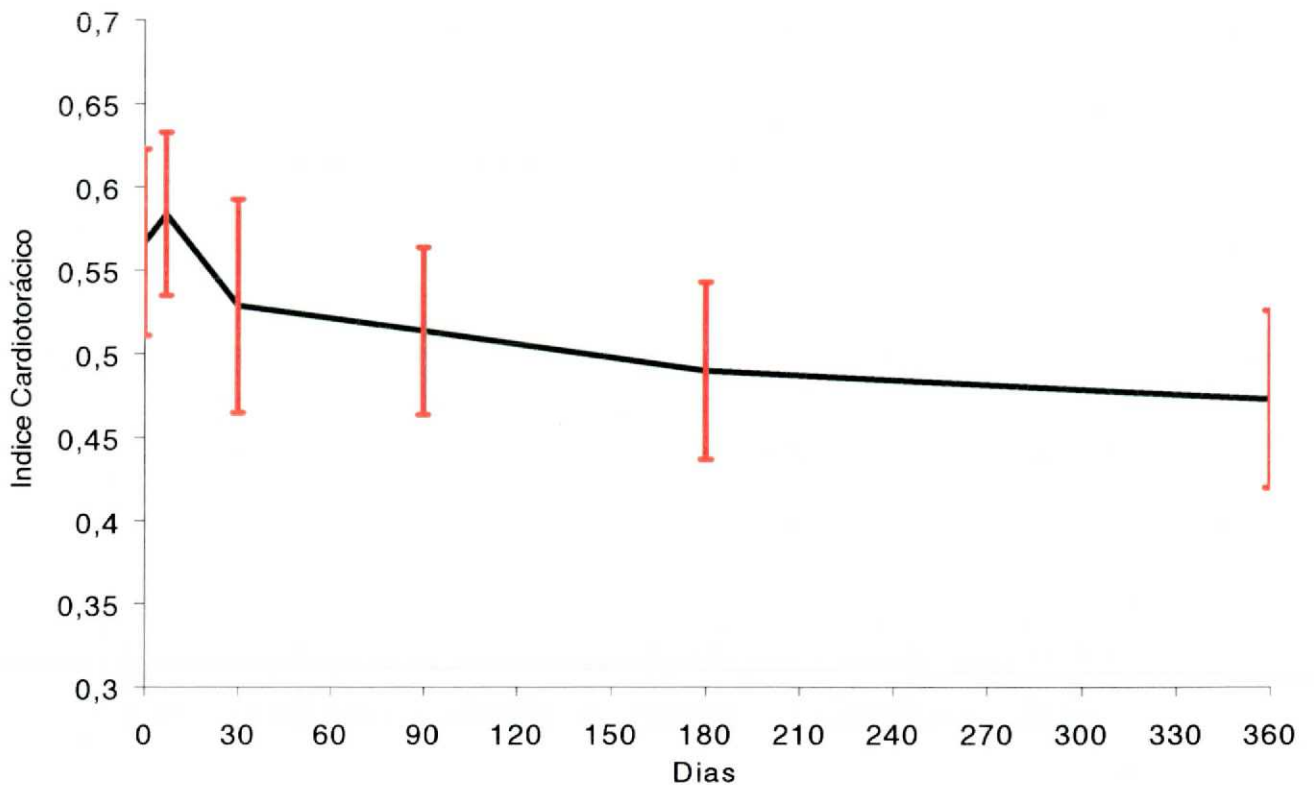


Fig. 17 - Evolução do índice cardiotorácico ao longo do estudo.

4.8. AVALIAÇÃO LABORATORIAL

Neste estudo, foi possível observar uma relação constante entre o volume globular e o hematócrito.

O volume globular apresentou, em média, uma queda de 17,7%, do pré-operatório ($43,5 \pm 4,8\%$), para o 7º dia do pós-operatório ($35,8 \pm 3,8\%$), independente da reposição de sangue estocado, com uma recuperação ao final de 30 dias ($40,8 \pm 4,3\%$) e a volta ao normal após 90 dias ($43,4 \pm 4,3\%$) (Fig. 18).

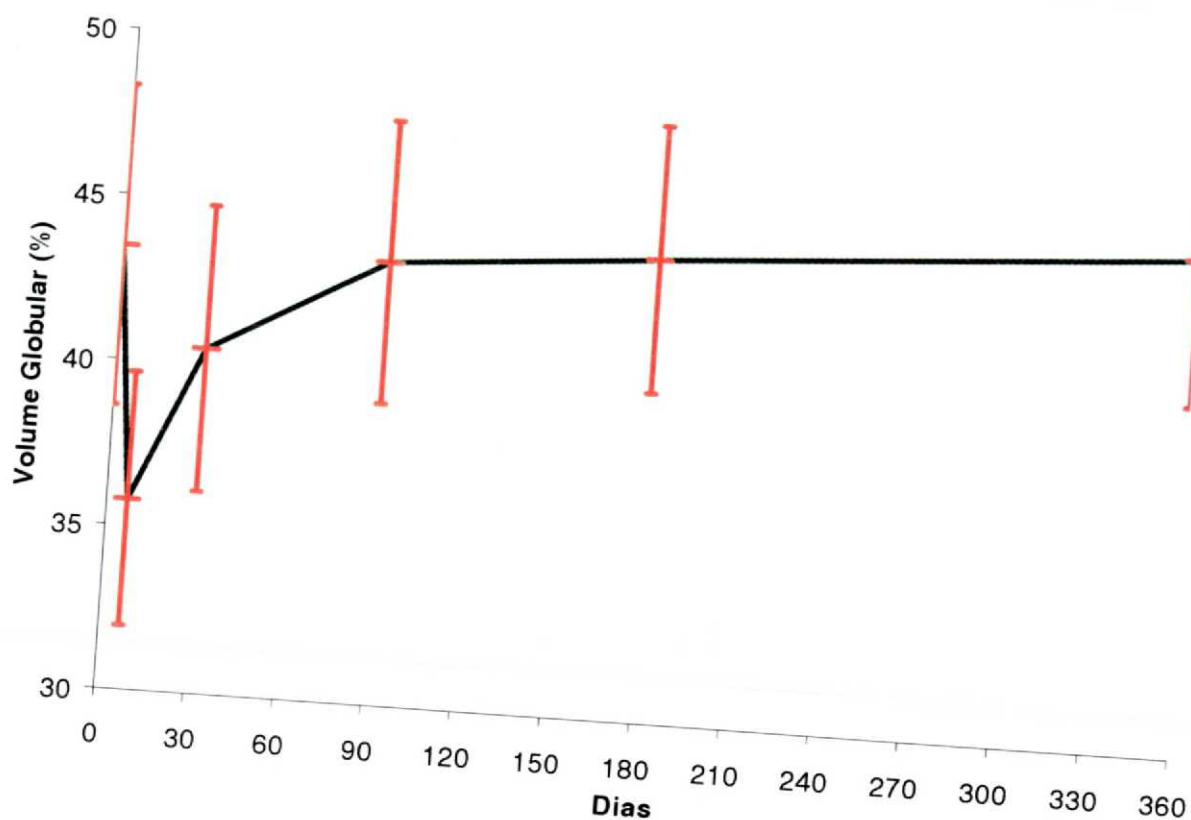


Fig. 18 - Evolução do volume globular, no período de estudo.

O mesmo acontece com o hematócrito sendo os valores de pré-operatório, no 7º, 30º e 90º dias de pós-operatório, respectivamente, $14,6 \pm 1,9g\%$, $12,1 \pm 1,5g\%$, $13,3 \pm 1,6g\%$ e $14,4 \pm 1,5g\%$.

Outro dos parâmetros analisados foi o tempo e atividade de protrombina, com o uso de baixas doses de anticoagulante, cumarínico, sendo que ao, se considerar o valor de pré-operatório ($89,8 \pm 16,9\%$), sem anticoagulação, como padrão, verificou-se uma diminuição do seus valores de 31,3%, em média, até ao final do 1º ano ($61,7 \pm 21,9\%$), variando de 43,3% a 46,8%, aos 30 ($50,9 \pm 21,4\%$) e 90 dias ($47,8 \pm 22,4$) (Fig. 19), respectivamente.

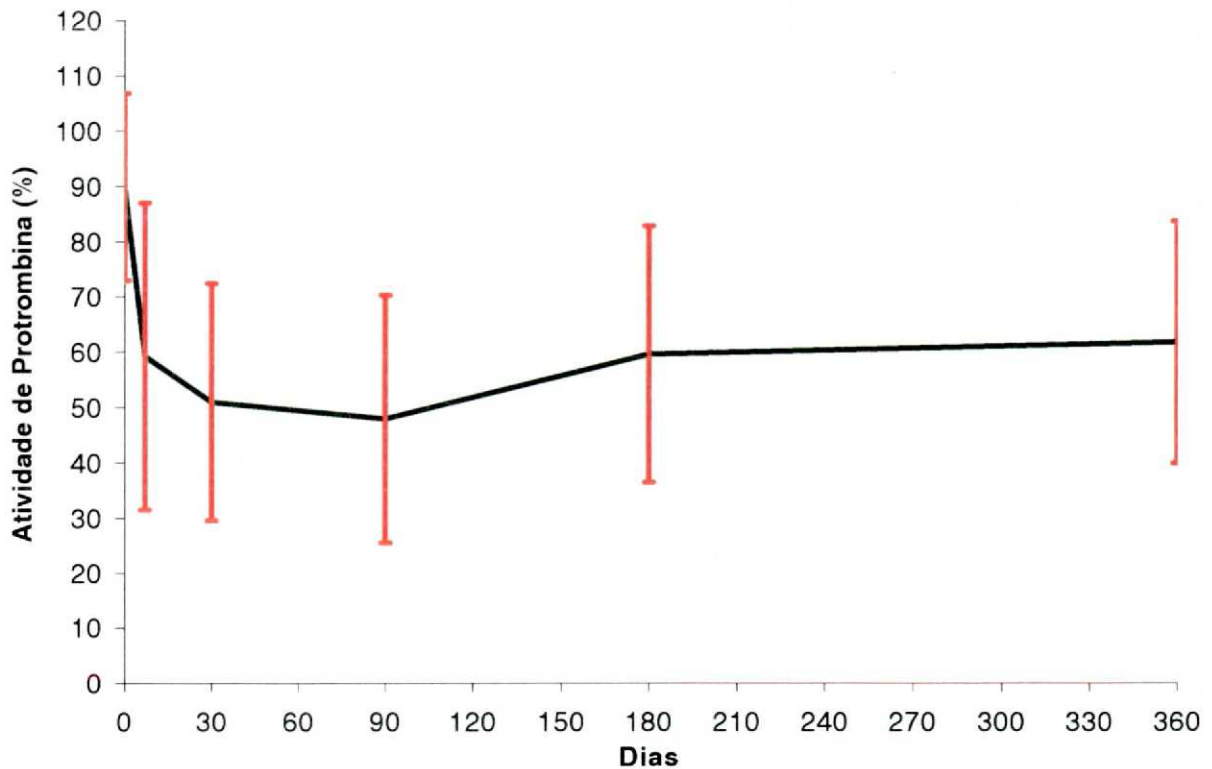


Fig. 19 - Evolução dos valores do TAP, durante o período de estudo.

Ao final do estudo o INR médio do grupo foi de 1,44, com um valor mínimo de 1,11 e um máximo de 2,80.

A análise da desidrogenase láctica sérica foi outro dos exames laboratoriais usados. O valor médio da DHL no pré-operatório foi de 207,1 U/l, sendo considerados normais valores entre 80 e 240 U/l.

Como se pode observar na Figura 20, houve uma elevação no pós-operatório imediato, até aos 30 dias, com valores médios, que chegaram a 426,4 U/l e verificando-se, após, uma queda, mas os níveis mantiveram-se acima do normal, no entanto

estáveis, a partir dos 90 dias (329,8 U/l) até ao final do estudo, quando chegaram a 289,8 U/l.

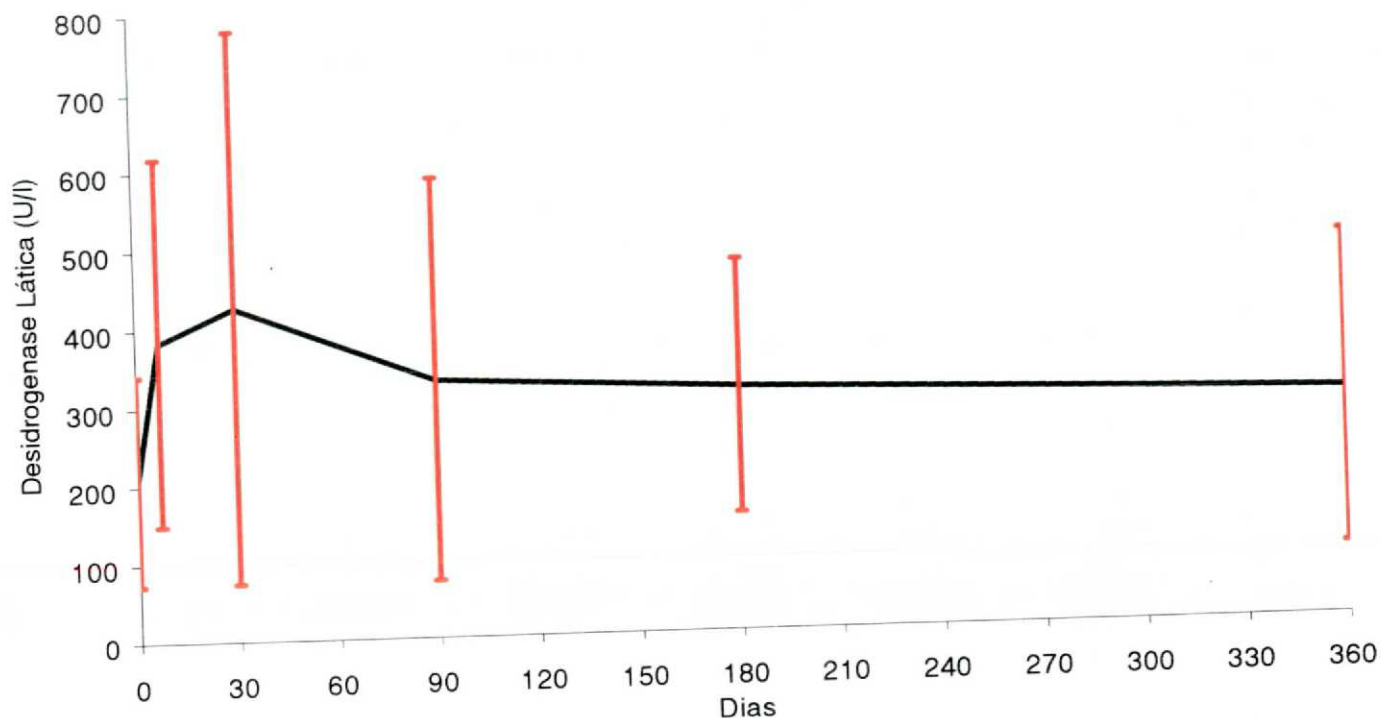


Fig. 20 - Evolução dos valores da DHL, durante o estudo.

4.9. AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA

Através da ecocardiografia, foram analisadas, as seguintes variáveis: fração de ejeção, encurtamento percentual, volumes sistólico e diastólico finais do ventrículo esquerdo, velocidades máxima e média do fluxo sanguíneo através da prótese, gradientes máximo e médio entre ventrículo esquerdo e aorta e espessura do septo e da parede parietal.

Em 20 pacientes (58,8%) a fração de ejeção foi superior a 53%, no pré-operatório, e nos restantes abaixo, variando

entre 40 e 53%, em 11 pacientes (32,4%) e abaixo de 40% em três pacientes (8,8%).

A média da fração de ejeção no pré-operatório, foi de $58,0 \pm 14,8\%$, sendo que houve uma piora dos valores no 7º dia do pós-operatório ($53,2 \pm 15,3\%$), voltando aos valores normais após 30 dias ($58,9 \pm 13,5\%$) e permanecendo nestes valores após um ano ($59,9 \pm 9,2\%$) (Fig. 21).

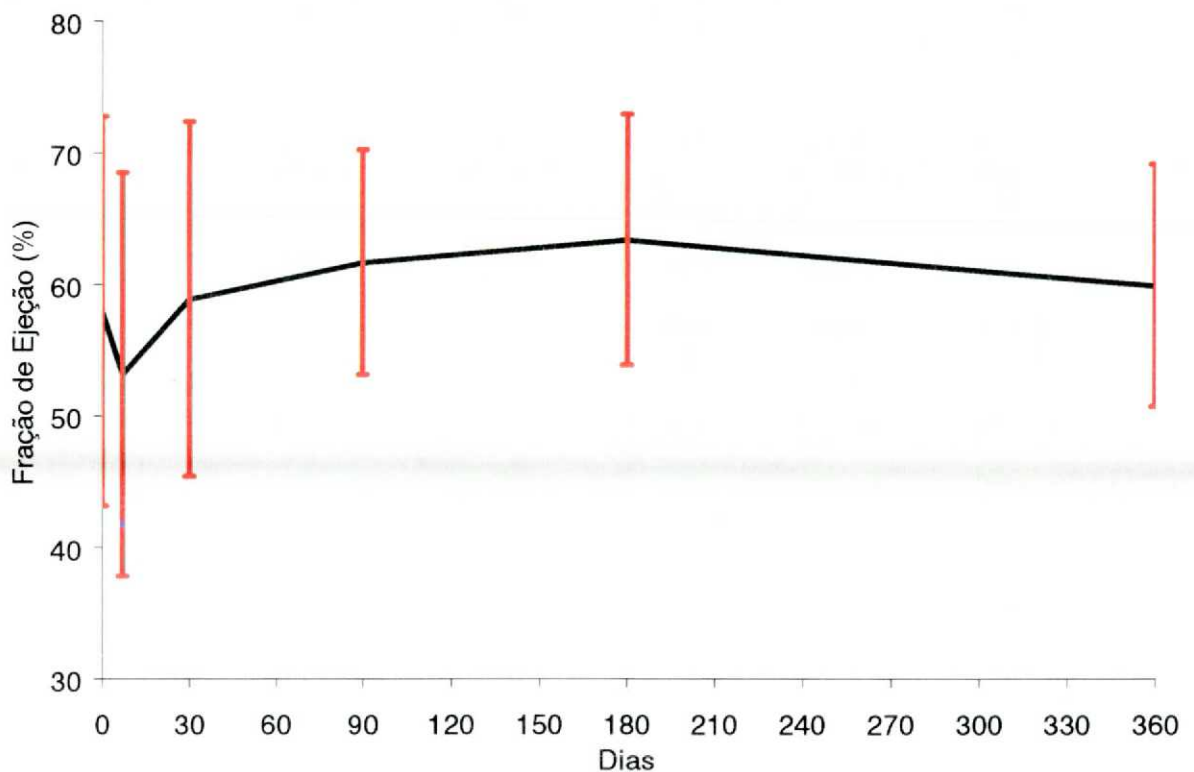


Fig. 21 - Valores da fração de ejeção, durante a realização da pesquisa.

O encurtamento percentual também teve o mesmo comportamento, sendo que os valores para o pré-operatório, 7º, 30º e 365º dias de PO, foram $30,9 \pm 9,4$, $28,2 \pm 9,9$, $32,4 \pm 9,5$ e $33,5 \pm 8,2$, respectivamente.

O volume sistólico final do ventrículo esquerdo teve uma diminuição logo após a cirurgia, sendo que os valores médios do pré-operatório para o 7º dia do pós-operatório diminuíram de $42,8 \pm 10,9 \text{ cm}^3$ para $38,5 \pm 9,8 \text{ cm}^3$, mantendo-se assim até ao 365º dia com valores de $36,0 \pm 9,6 \text{ cm}^3$.

A relação do volume diastólico final do ventrículo esquerdo, foi semelhante, à do volume sistólico, com a redução, no 7º dia do pós-operatório, de $62,1 \pm 9,7 \text{ cm}^3$ para $53,3 \pm 7,8 \text{ cm}^3$, mantendo-se estes valores até ao final de um ano ($52,4 \pm 12,3 \text{ cm}^3$).

Verificou-se uma relação direta entre a velocidade máxima de fluxo sanguíneo e o gradiente máximo, entre o ventrículo esquerdo e a aorta, bem como entre velocidade média do fluxo sanguíneo e o gradiente médio, entre o ventrículo esquerdo e a aorta, sendo mais representativos os valores dos gradientes.

Tanto o gradiente máximo, através da prótese, como o gradiente médio, mantiveram-se constantes desde o pós-operatório imediato até ao final do primeiro ano, sendo respectivamente de $26,2 \pm 9,0 \text{ mmHg}$, $23,5 \pm 9,0 \text{ mmHg}$ e $14,4 \pm 4,7 \text{ mmHg}$, $12,2 \pm 5,9 \text{ mmHg}$ (Fig. 22).

Os gradientes de pré operatório são dependentes do tipo de afeção da valva aórtica e não têm significado, nem relação com os do pós-operatório.

Outra, das variáveis analisadas foi a espessura das paredes septal e posterior do ventrículo esquerdo. Quando se comparam as medidas do pré-operatório com as do pós-operatório, verifica-se uma tendência para a diminuição dos

valores da espessura, tanto para a parede septal, como para a parede posterior.

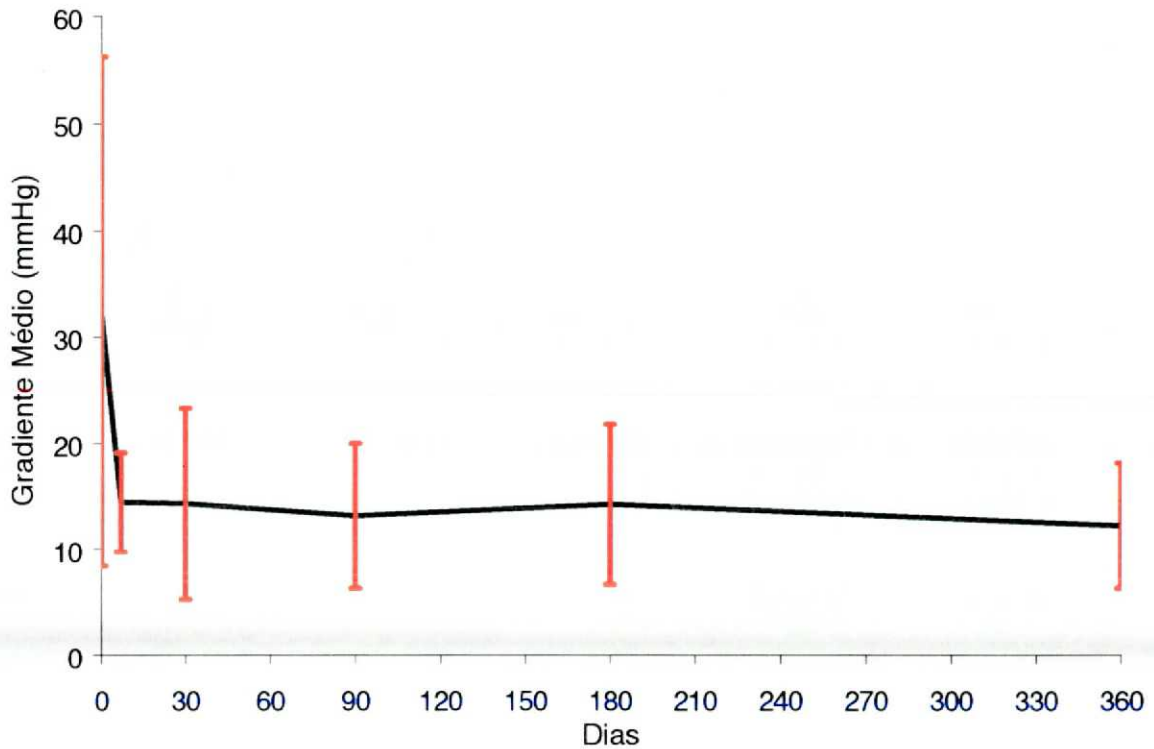


Fig. 22 - Variação de valores do gradiente médio através da prótese ATS, no decorrer da duração da pesquisa.

Os valores da espessura da parede septal do ventrículo esquerdo, do pré-operatório, variaram de $1,06 \pm 0,27$ mm a $0,94 \pm 0,18$ mm, no final do ano de estudo (Fig. 23).

Os valores da espessura da parede posterior do ventrículo esquerdo também diminuíram de $1,02 \pm 0,26$ mm, no pré-operatório, para $0,94 \pm 0,17$ mm, no final do estudo.

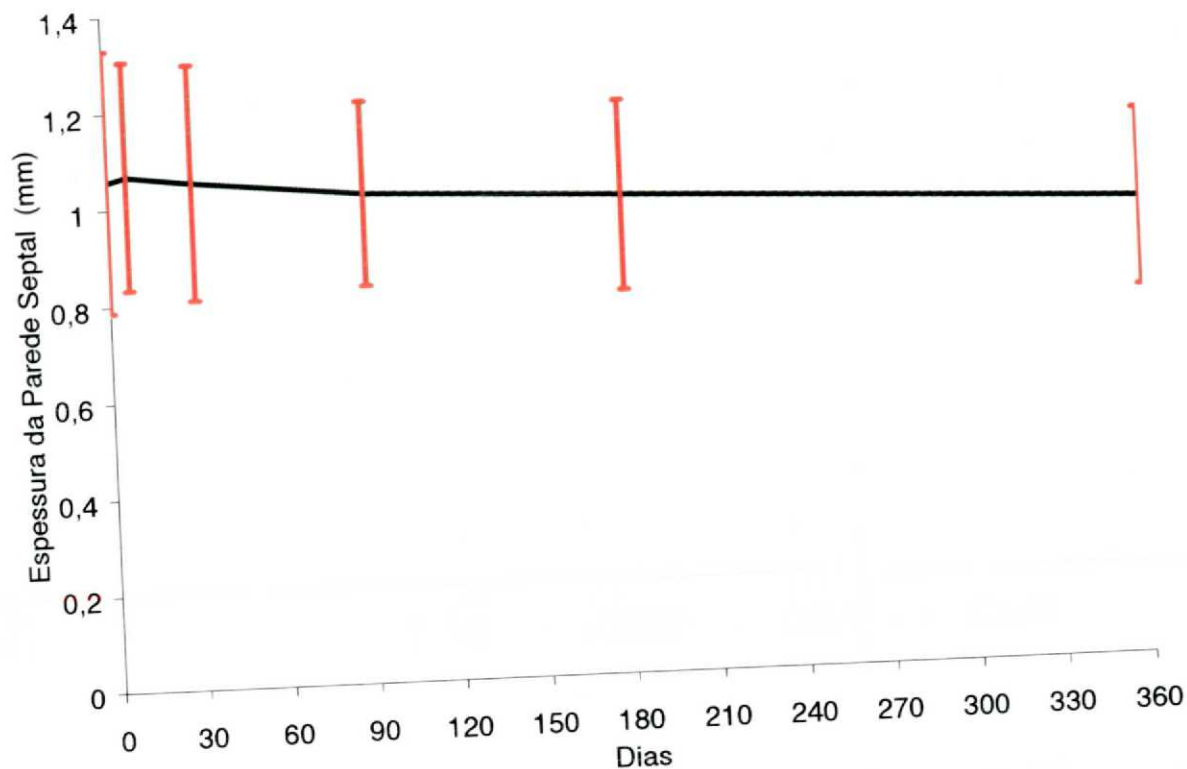


Fig. 23 - Variação de valores da espessura da parede septal do ventrículo esquerdo, ao longo do período de estudo.

4.10. RUÍDO DA PRÓTESE

A análise do ruído provocado pelo fechamento dos folhetos da prótese foi realizada em todos os pacientes, após a alta hospitalar.

A análise foi subjetiva, pois foi apenas perguntado se o ruído era audível, pelos pacientes ou por outros, quando presente, se escutavam durante o período diurno e/ou noturno, e se em algum caso perturbava a sua vida.

No final de 30 dias, 22 pacientes (68,8%) não escutavam a prótese, oito (25%) escutavam, somente, no período noturno, e dois (6,2%) dioturnamente. Apenas um paciente referiu estar perturbado por este ruído (3,1%).

Ao final de 90 dias o número de pacientes que não escutavam a prótese aumentou para 26 (81,3%), quatro (12,5%) escutavam, somente, no período noturno, e dois (6,3%) dioturnamente. Apenas um paciente referiu estar perturbado por este ruído (3,1%).

Após seis meses 26 pacientes (83,9%) não escutavam a prótese e apenas cinco pacientes (16,1%) a escutavam somente no período noturno.

Ao final de um ano de estudo 28 dos pacientes (93,3%) não escutavam a prótese e dois, escutavam somente, no período noturno (6,7%).

4.11. CORRELAÇÃO DE VARIÁVEIS

Quando se correlacionaram diferentes dados observou-se que existiam certas relações, entre as variáveis, que podiam identificar tendências.

Uma das correlações analisadas foi entre o gradiente máximo trans-valvular e os níveis da DHL, ao final de 180 dias; podendo-se observar uma tendência entre o gradiente máximo e o valor da DHL, que representa o nível de hemólise causado pela prótese, ao final de seis meses de observação (Fig. 24).

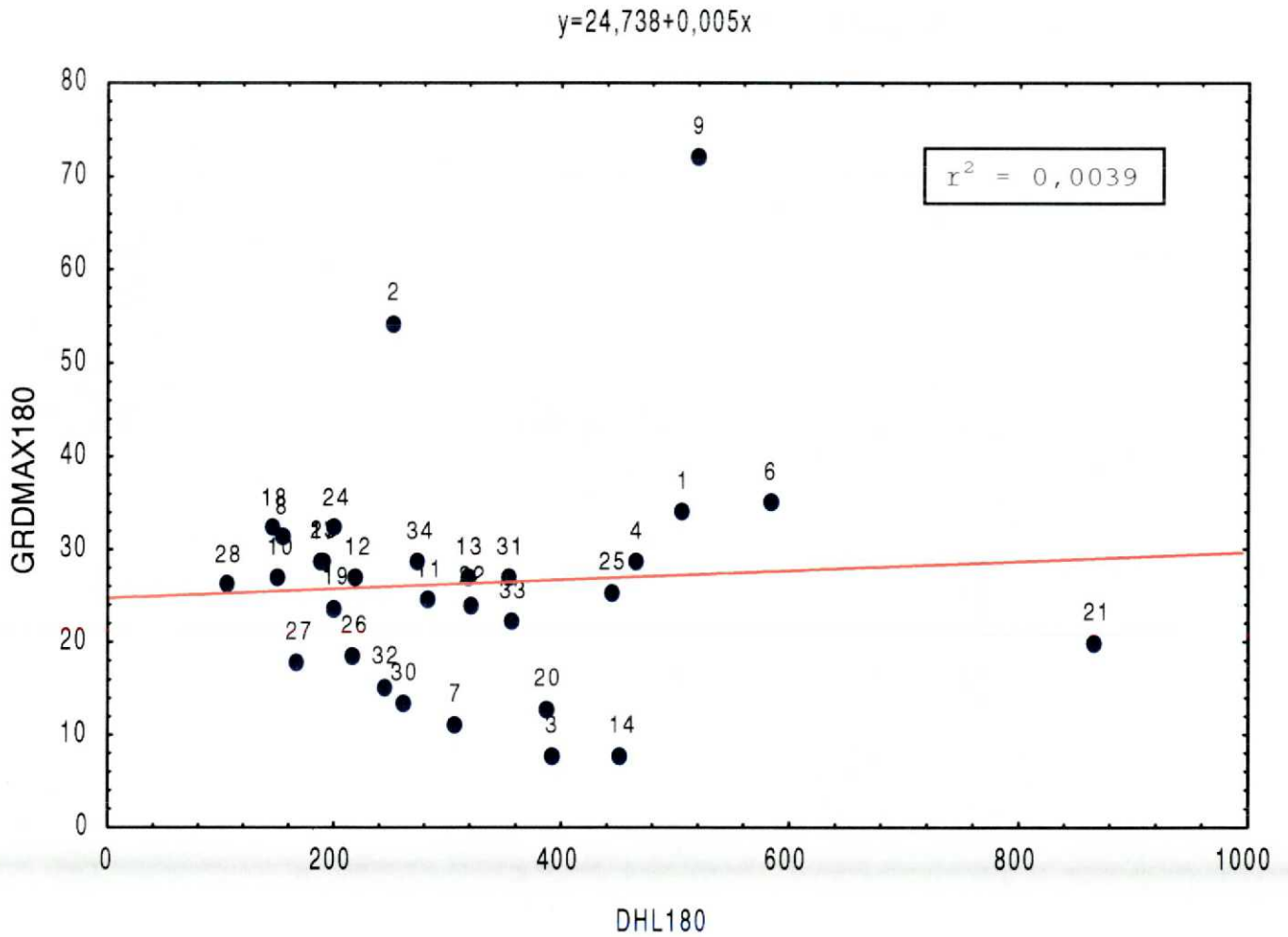


Fig. 24 - Relação entre o gradiente máximo trans-valvular e a DHL, ao final de 180 dias.

Para determinar o nível de correlação entre o volume sistólico final do ventrículo esquerdo e a fração de ejeção, obtidos ecocardiograficamente, os valores foram representados num gráfico, sendo que houve uma correlação direta, com um coeficiente (r^2) de 0,47 (Fig. 25).

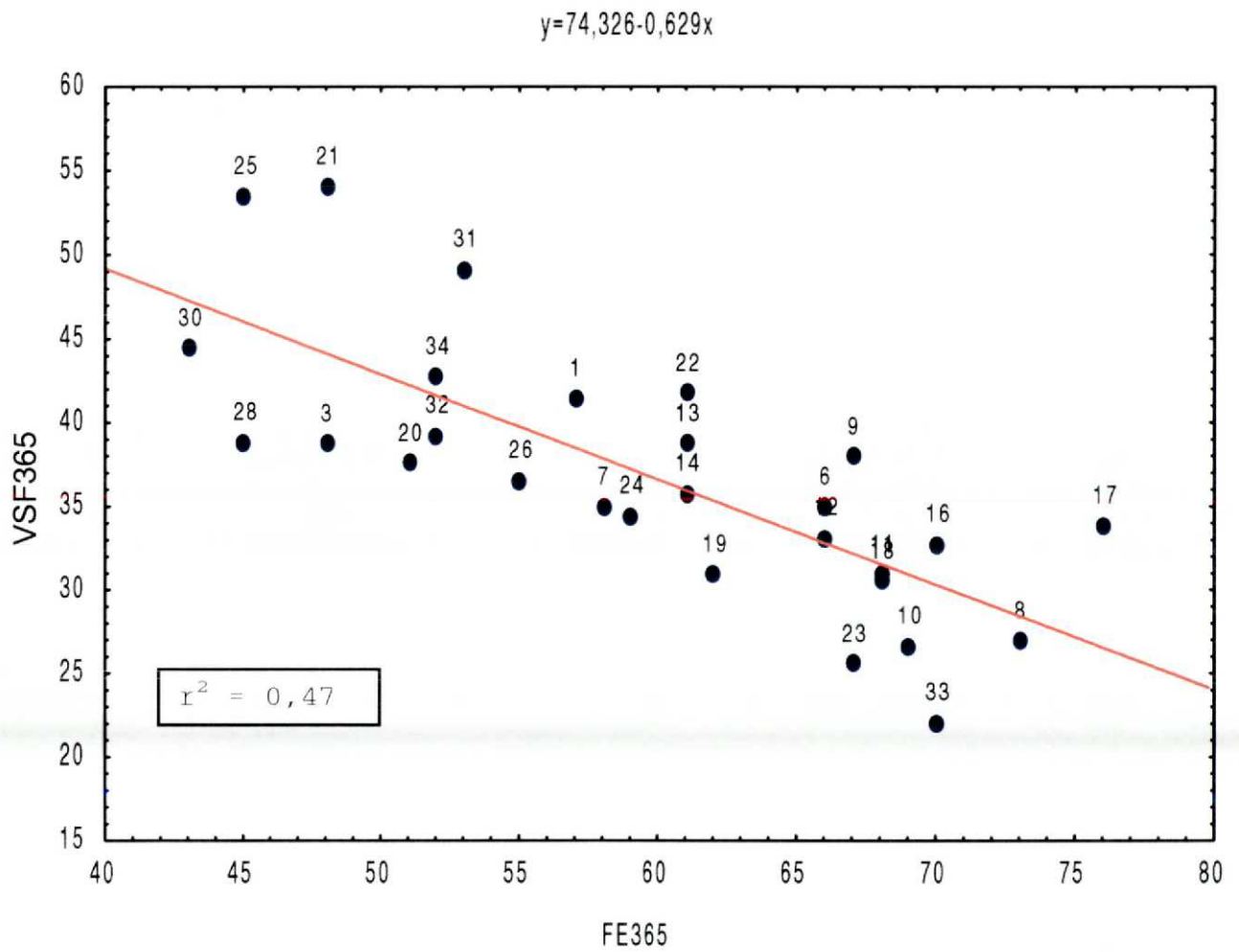


Fig. 25 - Relação entre o volume sistólico final e a fração de ejeção, de ventrículo esquerdo, ao final de um ano.

DISCUSSÃO

*"Medical progress is a step-by-step process
of evolution through innumerable contributions."*

Rene Geronimo Favaloro

5. DISCUSSÃO

Apesar do grande crescimento do uso de próteses valvulares cardíacas biológicas, os dados da "The Society of Thoracic Surgeons", dos Estados Unidos da América, mostram que as próteses metálicas são os substitutos valvulares mais usados para a substituição da valva aórtica, quando comparadas às próteses biológicas confeccionadas. Nos anos de 1996 e 1997⁽¹¹⁹⁾ o uso deste tipo de prótese, foi, nos Estados Unidos da América, de 52,88% e 48,63%, respectivamente. Dentre as próteses metálicas usadas, as de duplo folheto têm tido resultados bons, a médio e longo prazo^(7,8,68).

A prótese ATS, ao ser confeccionada e após a sua aplicação clínica em 1992, teve como intuito melhorar os pontos negativos de outras próteses metálicas de duplo folheto e acrescentar uma série de melhorias.

Os pontos mais importantes desta prótese são o desenho do pivô, a rotatibilidade dentro de si mesma, o baixo perfil, a área geométrica orifical, o ângulo de abertura dos folhetos, a radiopacidade e o ruído do fechamento dos folhetos.

Até ao início deste projeto de pesquisa, não havia estudos nacionais sobre o desempenho do uso das próteses ATS, a curto e médio prazo, pelo que se decidiu realizar este estudo prospectivo.

Quando se avaliou a amostra deste estudo e se comparou com os dados da STS⁽¹⁴³⁾, verificou-se que:

a)houve uma predominância do sexo masculino (82,4%) na amostra estudada, para 58,2% da STS;

b)a idade média deste grupo foi de 40,2 anos, inferior à média de 65,2 anos, apresentada pelos pacientes americanos;

c) os tempos de circulação extra-corpórea e de clampeamento aórtico, são compatíveis com os resultados de outros autores⁽¹⁵⁾;

d) o número de cirurgias de emergência (11,8% para 1,5%), bem como, de urgências (17,5% para 13,4%), foi superior aos números da STS; porém inferior ao número de cirurgias, de emergência, apresentado por ANTUNES *et alli*⁽²⁾, de 21%.

No entanto, todas as indicações cirúrgicas se basearam nas diretrizes do "American College of Cardiology" e da "American Heart Association"⁽⁴⁷⁾.

A associação de outras cardiopatias, à lesão valvar aórtica, representou 44,1% neste estudo, sendo que outros autores apresentaram uma incidência de associações que variaram de 24 a 52%^(14,63,140). Nesta amostra o índice de associações foi alto em decorrência da alta porcentagem de seqüelas cardíacas da doença reumática (70,6%), sendo o maior comprometimento o da valva mitral (26,5%).

5.1. MORTALIDADE HOSPITALAR

Os dados estatísticos da STS mostram que a mortalidade, para a troca valvar, é de 3,8%, nas trocas valvares isoladas⁽¹⁴⁶⁾, aumenta para 7 a 8%, quando associada à cirurgia de revascularização do miocárdio e para 8 a 9%, quando associada à troca valvar mitral^(77,148).

Por outro lado, AROM *et alli*⁽⁷⁾, numa série de 783 pacientes submetidos à troca valvar aórtica isolada e com associações, obtiveram uma mortalidade hospitalar, para a troca isolada, de 3,4%, para a associada à revascularização coronariana de 2,6%, de 5,3%, para a associação de dupla

troca, e quando acrescida de revascularização coronariana, de 10%. Estes índices são secundados por trabalhos de outros autores, como AOYAGI *et alli*⁽³⁾, que apresentaram uma mortalidade hospitalar de 3,9%, na troca valvar isolada de 178 pacientes, e de 7,2%, na dupla troca valvar, em 153 pacientes, como NISTAL *et alli*⁽¹¹⁵⁾, que tiveram uma mortalidade hospitalar de 5,3%, em 209 trocas valvares isoladas, e de 13,2% para duplas trocas e como ZELLER *et alli*⁽¹⁶³⁾, que apresentaram uma mortalidade de 5,5%, em lesão aórtica isolada, e de 4,4% em lesões associadas.

No presente estudo, a mortalidade hospitalar foi de 5,9% (2/34), num grupo de pacientes que apresentaram associações com outras cardiopatias e em que estavam incluídas reoperações, mas estes óbitos foram considerados não cardíacos e não relacionados à prótese⁽⁵⁶⁾. Os dois óbitos não tiveram relação nem com o tipo de prótese usado, nem com a classe funcional no pré-operatório, mas sim com as características do paciente⁽¹⁰⁶⁾, já que os dois pacientes se encontravam na classe funcional III, da NYHA.

5.2. MORBIDADE HOSPITALAR

Na pesquisa apresentada por ARANKI *et alli*⁽⁶⁾, verificou-se um índice de complicações no pós-operatório imediato de 48, por 100 pacientes, contra 47 complicações, por cem pacientes, ocorrida no presente estudo.

A complicação com maior incidência foi a insuficiência ventricular esquerda, em cinco casos, todos relacionados à função ventricular esquerda no pré-operatório.

No que diz respeito a outras complicações, elas são comparáveis aos dados da STS^(144,145), à exceção das reoperações

por sangramento, as quais tiveram um índice muito alto (8,8% comparado com 4,14 a 5,41%) e da embolia pulmonar (2,9% comparado com 0,1-0,4%).

O tempo de permanência hospitalar, no período do pós-operatório, de nove dias, foi igual ao da STS⁽¹⁴⁷⁾.

No pós-operatório imediato, verificou-se um caso de escape para-valvular, leve a moderado, que se decidiu pelo seu acompanhamento, sem ter havido piora do quadro clínico e laboratorial ao longo do período de estudo. RALLIDIS *et alli*⁽¹²¹⁾, ao analisarem ecocardiograficamente, um grupo consecutivo de 84 pacientes submetidos a troca valvar aórtica, acharam a presença de escape para-valvular, em 47,6%, no pós-operatório imediato, sendo 10% de escapes moderados. Comparando com o grupo sem escape, ao longo de um período de cinco anos, os autores não verificaram nenhum comprometimento de função e dimensões do ventrículo esquerdo. No entanto, nenhum destes fatores de morbidade hospitalar, pode ser relacionado direta ou indiretamente ao tipo de prótese usada.

5.3. SEGUIMENTO

O seguimento, neste estudo, foi realizado em 97,1% dos pacientes, estando acima do índice mínimo de 95%, sugerido para trabalhos que analisam mortalidade e morbidade, após cirurgias valvares⁽⁵⁶⁾.

A curva atuarial de sobrevivência dos pacientes, que inclui os óbitos hospitalares e tardios, é semelhante à apresentada por AOYAGI *et alli*⁽³⁾, no trabalho sobre evolução de um tipo de prótese de duplo-folheto. BAUDET *et alli*⁽¹⁴⁾, apresentam uma curva atuarial de sobrevivência, ao final de um ano, de 95%.

A curva atuarial dos pacientes livres, de qualquer complicação relacionada à prótese, mostra que 93,94% das próteses não tiveram nenhuma alteração ao final de um ano.

As duas próteses que tiveram complicações foram em decorrência de escape para-valvular, por problema técnico cirúrgico, e de hemorragia, em consequência do uso inadequado do cumarínico.

5.4. MORTALIDADE TARDIA

A mortalidade, após a alta hospitalar e até ao final do primeiro ano, foi de um caso, por acidente vascular cerebral hemorrágico. Este paciente apresentou alterações importantes, com sufusões hemorrágicas de pele e hemorragia digestiva, tendo sido internado para tratamento do distúrbio de coagulação causado pelo uso indevido do cumarínico. No decorrer da internação fez um acidente vascular hemorrágico, extenso, sem reversibilidade. Este óbito é descrito como relacionado à prótese.

5.5. COMPLICAÇÕES

As únicas complicações durante a evolução do estudo foram escape para-valvular leve, em um caso, que foi diagnosticado na revisão do 30º dia, o qual não foi tratado, encontrando-se o paciente na classe funcional I, e acidente vascular cerebral, em outro caso.

Não houve nenhuma outra complicação, nem relacionada à prótese, nem relacionada ao paciente.

5.6. RESULTADOS CLÍNICOS

Ainda que a maioria dos pacientes (76,5%), se encontrassem nas classes funcionais III ou IV, no pré-operatório, houve, a partir da cirurgia até ao 30º dia de pós-operatório, uma importante melhora da classe funcional, com a maioria dos pacientes passando para classe I.

Esta melhora clínica pode ser relacionada, além de outros fatores, ao excelente desempenho hemodinâmico da prótese ATS^(4,83,87).

Outro dos pontos, que se deve ressaltar é o uso, em três casos, de próteses, de pequena área geométrica do orifício do anel (uma prótese n.º 19 e duas n.º 21), com seguimento, ao longo do estudo de dois pacientes, os quais não apresentaram nenhuma repercussão clínica.

5.7. ÍNDICE CARDIOTORÁCICO

O índice cardiotorácico foi um excelente marcador para a avaliação da melhora clínica, pois houve uma relação direta entre a classe funcional e a diminuição deste índice.

Esta relação já foi comprovada anteriormente, para pacientes com cardiomiopatias⁽¹³⁹⁾, com relevância para os casos em que não é possível realizar avaliação ecocardiográfica.

Neste estudo, houve uma relação entre o índice cardiotorácico tanto com a fração de ejeção como com o encurtamento percentual do ventrículo esquerdo, no pré-operatório e na avaliação de 180 dias do pós-operatório, que foram estatisticamente significativas, bem como entre o índice

cardiotorácico e as espessuras das paredes septais e posterior de ventrículo esquerdo, ao final de 180 dias.

Embora estas médias, ao final do período de observação, não sejam estatisticamente significativas, elas mostram que houve uma redução desta relação, importante, sob o ponto de vista clínico.

5.8. AVALIAÇÃO LABORATORIAL

A avaliação do volume globular e do hematócrito, foi importante em função da análise da DHL e da sua correlação com os níveis de hemólise.

A relação entre o volume globular e o hematócrito foi sempre constante, e com significância estatística, razão pela qual se utilizou o primeiro, para qualquer correlação.

Ao se obterem valores do volume globular normais, é excluída a possibilidade de quadros de anemia, que prejudicaria a análise dos resultados da DHL.

Outro dado laboratorial usado foi o tempo e atividade de protrombina, para avaliar o percentual de anticoagulação ideal, para pacientes, portadores desta prótese.

A anticoagulação, em pacientes portadores de próteses metálicas, foi sempre um óbice ao uso das mesmas⁽¹³⁷⁾, mas com a evolução verificada na sua arquitetura, observou-se uma diminuição da tromboogenicidade; o uso de cumarínicos, para realizar a anticoagulação, conseguiu diminuir a incidência dos fenômenos embólicos para 1%/paciente/ano⁽³²⁾. O nível ideal de anticoagulação oral para estes pacientes, ou seja, o nível no qual as complicações tromboembólicas são efetivamente

prevenidas, sem haver um aumento de sangramentos, é ainda desconhecido. No entanto alguns autores sugerem como ideal níveis INR entre 2,5 e 4,9^(33,159).

Vários trabalhos têm indicado uma tendência para diminuir o nível de anticoagulação, nos paciente portadores de próteses mecânicas^(1,136,154) e, principalmente, nos portadores das próteses de duplo folheto^(87,112).

Neste estudo, o intuito era usar um índice de anticoagulação baixo, sendo o objetivo final, um INR entre 1,5 e 2, tentando manter o valor do TAP, entre 40 e 70%, do valor normal.

O nível médio de INR ao final de um ano foi de 1,44, não se verificando nenhum episódio de embolia. Apenas um paciente teve níveis de INR, mantidos acima de 2,5, em consequência de se ter submetido, concomitantemente, ao implante de uma prótese mecânica de duplo folheto, em posição mitral.

A desidrogenase láctica sérica tem sido apontada como um dos índices confiáveis para a indicação de hemólise sistêmica, em decorrência do implante de alguma prótese cardíaca^(98,111), pelo que se utilizou este índice, pois trata-se de um exame, que pode ser facilmente realizado.

O grupo estudado apresentou níveis normais da DHL, no pré-operatório, sendo que no pós-operatório houve um aumento importante dos valores obtidos. Em média, os valores alcançaram o dobro, dos valores iniciais, no trigésimo dia do pós-operatório, sendo que baixaram para 59%, acima do normal, 50% e 37%, respectivamente, nos controles de 90, 180 e 365 dias do pós-operatório. Apesar destes pacientes terem diminuído, gradualmente, a DHL e, portanto ter diminuído a

hemólise intravascular, o desvio padrão da amostra ainda foi muito elevado em todas as datas de controle.

A dosagem da DHL permaneceu acima do normal em 14 pacientes nos controles de 30 e 90 dias, em 16 no controle de 180 dias e em 11 no controle de 365 dias. Porém, ao tentar correlacionar esta variável com as velocidades máxima e média do fluxo sanguíneo através da prótese, com os gradientes médio e máximo transvalvares não se encontrou nenhuma relação estatisticamente significativa.

Quando analisado o grupo de pacientes que apresentaram níveis da DHL, superiores ao dobro do normal, observou-se que apenas sete destes o faziam, e destes apenas dois em todos os controles. Um destes pacientes havia sido submetido a uma dupla troca valvar por duas próteses mecânicas de duplo folheto e o outro apresentava um escape para-valvular, sem repercussão hemodinâmica. Apesar do grau de hemólise, em nenhum caso houve anemia nestes pacientes.

5.9. AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA

Em todo o estudo houve uma relação direta entre a fração de ejeção e o encurtamento percentual, que foi estatisticamente significativa. Em vista deste fato, somente se discutirá a fração de ejeção como variável e as suas correlações.

Analisada a fração de ejeção no pré-operatório, pode concluir-se que o grupo era de alto risco, visto que 41,2% apresentaram uma fração de ejeção menor que 40%.

Considerada, isoladamente, foi constatada uma piora da fração de ejeção no sétimo dia do pós-operatório, sendo que

esta piora está relacionada à cirurgia com circulação extra-corpórea e à proteção miocárdica.

Pelos valores apresentados, 30 dias após a cirurgia houve retorno aos valores pré-operatórios da FE, sendo que estes se mantiveram ao longo do estudo. A prótese não teve influência nos resultados desta variável.

Ao final do estudo não havia nenhum paciente com FE menor que 40%, o que comprova que a correção cirúrgica do defeito, bem como o tipo de prótese, tiveram um resultado positivo na melhora da contração da câmara ventricular esquerda e indiretamente na qualidade de vida destes pacientes^(109,120).

Quando a fração de ejeção foi, correlacionada com todas as outras, obteve-se uma significância estatística para os volumes sistólicos e diastólicos finais do ventrículo esquerdo, para as velocidades máxima e média de fluxo sanguíneo, através da válvula, e os gradientes máximo e médio.

O volume sistólico final do ventrículo esquerdo teve uma diminuição de 16%, durante o tempo de acompanhamento. Esta redução já tinha sido mencionada na troca da valva aórtica, por PANTELY *et alli*⁽¹¹⁸⁾.

O volume diastólico final do ventrículo esquerdo, também teve uma redução, que correspondeu a 19% do valor inicial.

REDIKER *et alli*⁽¹²²⁾ numa série de 42 pacientes submetidos à troca da valva aórtica, com estenose aórtica, por diferentes tipos de próteses, observaram que nem sempre existe melhora das variáveis que representam a disfunção sistólica do VE, mas o resultado clínico foi excelente independentemente da FE.

A troca da valva aórtica por uma prótese implica na aceitação de um gradiente residual através da mesma. O gradiente residual tem sido proposto como sendo o estímulo para a persistência ou regressão incompleta da hipertrofia ventricular esquerda. A diminuição da massa ventricular esquerda, após a troca da valva aórtica é devida à regressão da hipertrofia da célula miocárdica e à fibrose intersticial.

Por esta razão analisaram-se os gradientes máximo e médio, através das próteses, mostrando que houve uma diminuição de 10 e 15%, ao longo do ano de acompanhamento, respectivamente, apesar de haver uma melhora da FE, que poderia aumentar mais estes gradientes.

CHAKRABORTY *et alli*⁽³⁹⁾, numa série de 82 trocas valvares aórticas, por próteses CarboMedics®, obtiveram um gradiente máximo, através da prótese, de $26,1 \pm 8,2$ e um médio $14,7 \pm 5,1$ mmHg, o que se compara aos resultados da prótese ATS deste estudo, que foram de $23,6 \pm 9,0$ e de $12,2 \pm 5,8$ mmHg, ao final de um ano.

ZIMMERLI *et alli*⁽¹⁶⁶⁾, num estudo de seguimento a longo prazo da prótese de SJM, analisaram os resultados por número da prótese obtendo valores semelhantes, num período médio de 3,9 anos.

THOMSON *et alli*⁽¹⁴⁹⁾, num estudo para comparar a regressão de massa ventricular, usando diferentes tipos de próteses, observaram que as próteses biológicas, sem suporte Cryolife-O'Brien, apresentaram, ao final de seis meses, um gradiente átrio-ventricular médio e máximo menor do que as próteses mecânicas ATS. Os valores obtidos pelas próteses ATS, foram, respectivamente, de 12 ± 7 e 22 ± 9 mm Hg, semelhantes aos obtidos neste trabalho ($14,2 \pm 7,5$ e $26,3 \pm 12,8$ mm Hg).

Apesar dos gradientes serem maiores nas próteses ATS, a regressão na massa ventricular do VE foi igual nestas e na prótese biológica sem suporte.

Ao se compararem as válvulas ATS e SJM, em posição aórtica, VILLEMOT *et alli*⁽¹⁵⁸⁾, ao final de 10 e 180 dias, verificaram que os valores dos gradientes transvalvulares médio e máximo, entre as duas próteses, não eram significativamente diferentes. Constataram, ainda, que as próteses ATS, que apresentavam valores mais elevados eram as números 19 e 21, ao final de 6 meses, com gradientes máximos de 50 ± 14 e 29 ± 8 mm Hg, e médios de 30 ± 6 e 17 ± 6 mm Hg, respectivamente, porém com resultados clínicos satisfatórios. No grupo deste estudo havia apenas um paciente com uma prótese 19 que apresentou um gradiente máximo de 46 mm Hg e um médio de 31 mm Hg, ao final de um ano, porém na classe funcional I, e uma prótese 21 com gradientes de 28 e 13,1 mm Hg, respectivamente.

PARRAVICINI *et alli*⁽¹¹⁹⁾, num estudo de 32 pacientes submetidos a troca valvar aórtica, obtiveram também, os mesmos resultados em relação aos gradientes transvalvares, porém com apenas 82% de melhora da classe funcional, e todos os pacientes, à exceção de dois, com INR no limiar ótimo, sem no entanto indicar quais os pacientes que apresentavam DHL normais.

Quando se correlacionaram as variáveis de gradientes transvalvulares, máximos e médios, com a fração de ejeção, obtiveram-se valores significativos para alguns controles (7°, 90° e 365° dia do pós-operatório), indicando que não houve aumento dos gradientes, mesmo com a melhora da fração de ejeção.

As medidas de espessura, tanto da parede septal como da posterior, do ventrículo esquerdo mostraram uma diminuição de seus valores em relação aos valores de pré-operatório.

JIN *et alii*⁽⁷⁹⁾, quando analisaram 137 pacientes submetidos a troca valvar aórtica, por próteses biológicas, sem anel de sustentação ou homoenxerto aórtico, verificaram uma regressão na hipertrofia ventricular esquerda. Quando comparados os valores de pré-operatório da espessura das paredes septal e posterior do ventrículo esquerdo, com os valores ao final de um ano, houve uma regressão de 7,7% para a parede septal e 18,7% para a posterior. No presente estudo também houve uma diminuição da espessura ventricular esquerda, sem, no entanto, superior a da parede septal (11,3%), do que a posterior (7,8%).

Analisando a regressão da hipertrofia ventricular e a diminuição do volume da cavidade ventricular, pode-se verificar que houve um remodelamento desta cavidade com valores próximos ao normal.

5.10. RUÍDO DA PRÓTESE

O ruído, provocado pelo fechamento de uma prótese metálica, sempre foi reconhecido com fator indesejável, para alguns pacientes após uma troca valvar⁽¹³¹⁾. Pontos que favorecem este ruído são sem dúvida o tipo de material, de que a prótese é constituída, o impacto de colisão, do ou dos folhetos, e as propriedades de ressonância de cada organismo^(117,132), bem como a acuidade auditiva dos pacientes. Em alguns pacientes este ruído pode piorar a sua qualidade de vida⁽¹⁵⁰⁾ e os pacientes mais idosos tendem a ter menos percepção do ruído da prótese.

Diferentes próteses metálicas produzem níveis de ruído diferentes, como foi comprovado por THULIN *et alii*⁽¹⁵¹⁾, que também demonstraram, em testes *in vitro*, que as próteses de duplo folheto eram geralmente mais silenciosas do que outras próteses metálicas e que havia uma relação com o ângulo de abertura dos folhetos.

No estudo de MORITZ *et alii*⁽¹¹⁰⁾, verificaram que 65% dos pacientes, portadores de próteses de St. Jude Medical® e Duromedics™, podiam ouvir a sua prótese, dos quais 18% tinham perturbações do sono e 5% durante o dia. Estes resultados contrastam com os do presente estudo, em que no primeiro mês somente 31,2% dos pacientes tinham a percepção da prótese e 3,1% tinham perturbação do sono.

LAURENS *et alii*⁽⁹¹⁾, demonstraram que as próteses em posição aórtica, eram mais silenciosas que as em posição mitral e que a incidência de distúrbios, ocasionados pelo ruído, ocorriam em 14,2% dos pacientes. Neste estudo verificou-se que o ruído era audível por 31,3% dos pacientes ao final de 30 dias de implante e que este número diminuía para 6,7% ao final de um ano.

Estes dados foram confirmados por SEZAI *et alii*⁽¹³¹⁾, que ao compararem as próteses ATS e SJM, obtiveram um melhor resultado para as próteses ATS, sendo que apenas 15,6% dos pacientes tinham noção da presença de uma prótese metálica, pelo seu ruído, diferentemente de 71,9% dos portadores de prótese de SJM. Este estudo verificou que 19,3% dos pacientes ouviam a sua prótese, durante o período diurno e 21,1% no noturno, ao final de um mês de implante, considerando o grupo das duas próteses; estes valores são diferentes dos encontrados nesta pesquisa que demonstrou, no mesmo período, valores de 6,2 e 25%, respectivamente.

Apesar deste estudo não ter analisado os índices de frequência dos sons, provocados pelas próteses, nem da acuidade auditiva dos pacientes, foram avaliados dados subjetivos, semelhantes aos estudos de outros autores⁽⁸⁷⁾, e constatando-se uma melhor qualidade de vida destes pacientes.

CONCLUSÕES

6. CONCLUSÕES

Baseados nos resultados obtidos nesta pesquisa pode concluir-se que:

- a prótese valvular ATS Medical Open Pivot™, tem aplicação clínica como substituto valvular em posição aórtica;

- a prótese ATS, foi um substituto valvular, em posição aórtica, que mostrou resultados clínicos e laboratoriais iguais ou superiores aos encontrados na literatura, no 1º ano de seguimento;
- o remodelamento do ventrículo esquerdo ocorreu com a diminuição dos volumes sistólico e diastólico finais, do ventrículo esquerdo, e a espessura das paredes septal e parietal, do ventrículo esquerdo;
- o índice de complicações imediatas, relacionado à prótese, foi de 2,9%, e o de tardias de 3,1%, em decorrência do uso irregular de cumarínico;
- o ruído provocado por esta prótese é menor, do que o de outras próteses, de duplo-folheto;
- o índice ideal de anticoagulação, atingido neste estudo, para esta prótese, é de um INR entre 1,5 e 2,0.

REFERÊNCIAS

BIBLIOGRÁFICAS

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1) ALTMAN, R.; ROUVIER, J.; GURFINKEL, E.; SCAZZIOTA, A.; TURPIE, A.G. - Comparison of high-dose with low-dose aspirin in patients with mechanical heart valve replacement treated with oral anticoagulant. *Circulation*, v.94, n.9, p.2113-2116, 1996.
- 2) ANTUNES, M.J.; WESSELS, A.; SADOWSKI, R.G.; SCHULTZ, J.G.; VANDERDONCK, K.M.; OLIVEIRA, J.M.; FERNANDES, L.E. - Medtronic Hall valve replacement in a third-world population group: A review of the performance of 1000 prostheses. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.95, n.6, p.980-993, 1988.
- 3) AOYAGI, S.; ORYOJI, A.; NISHI, Y.; TANAKA, K.; KOSUGA, K.; OISHI, K. - Long-term results of valve replacement with the St. Jude Medical valve. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.108, n.6, p.1021-1029, 1994.
- 4) AOYAGI, S.; KAWARA, T.; FUKUNAGA, S.; MIZOGUCHI, T.; NISHI, Y.; KAWANO, H.; ARINAGA, K. - Cinecardiographic evaluation of ATS Open Pivot bileaflet valves. *J. Heart Valve Dis.*, v.6, n.3; p.258-263, 1997.
- 5) AOYAGI, S.; NISHIMI, M.; KAWANO, H.; TAYAMA, E.; FUKUNAGA, S.; HAYASHIDA, N.; AKASHI, H.; KAWARA, T. - Obstruction of St. Jude Medical valves in the aortic position: Significance of a combination of cineradiography and echocardiography. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.120; n.1,; p.142-147, 2000.
- 6) ARANKI, S.F.; RIZZO, R.J.; COUPER, G.S.; ADAMS, D.H.; COLLINS, J.J.; GILDEA, J.S.; KINCHLA, N.M.; COHN, L.H. - Aortic valve replacement in the elderly: effect of gender

- and coronary artery disease in operative mortality. *Circulation*, v.88, n.5(Pt 2), p.17-23, 1993.
- 7) AROM, K.V.; NICOLOFF, D.M.; KERSTEN, T.E.; NORTHRUP, W.F. 3d.; LINDSAY, W.G.; EMERY, R.W. - Ten years' experience with the St. Jude Medical valve prosthesis. *Ann. Thorac. Surg.*, v.47, n.6, p.831-837, 1989.
 - 8) AROM, K.V.; NICOLOFF, D.M.; KERSTEN, T.E.; NORTHRUP, W.F.; LINDSAY, W.G.; EMERY, R.W. - Ten-years follow-up study of patients who had double valve replacement with the St. Jude Medical prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.98(5 Pt 2), p.1008-1016, 1989.
 - 9) BAILEY, C. P. - Surgical treatment of mitral stenosis (mitral commissurotomy). *Dis. Chest*, v.15, p.377-397, 1949.
 - 10) BAILEY, C.P.; RAMIREZ, H.P.R.; LARZELERE, H.B. - The surgical treatment of aortic stenosis. *J.A.M.A.*, v.150, p.1647-1652, 1952.
 - 11) BAILEY, C.P.; GLOVER, R.P.; O'NEILL, T.J.E.; RAMIREZ, H.P.R. - Experiences with the experimental surgical relief of aortic stenosis. *J. Thorac. Surg.*, p.516-541, 1951.
 - 12) BAILEY, C.P.; BOLTON, H.E.; NICHOLS, H.T.; JAMISON, W.L.; LITWAK, R.S. - The surgical treatment of aortic stenosis. *J. Thoracic Surg.*, v.31, n.4, p.375-439, 1956.
 - 13) BALDWIN, J.T.; CAMPBELL, A.; LUCK, C.; OGILVIE, W.; SAUTER, J. - Hydrodynamics of the CarboMedics® aortic Kinetic™ prosthetic heart valve. In: PIWNICA, A. & WESTABY, S. *Surgery for acquired aortic valve disease*. Isis Medical Media Ltd., 1997. p.365-370.
 - 14) BAUDET, E.; ROQUES, X.; McBRIDE, J.; PANÈS, F.; GRIMAUD, J.Ph. - A 8 year follow-up of the Edwards-Duromedics

- bileaflet prosthesis. **J. Cardiovasc. Surg.**, v.36, n.5, p.437-442, 1995.
- 15) BAUDET, E.M.; OCA, C.C.; ROQUES, X.F.; LABORDE, M.N.; HAFEZ, A.S.; COLLOT, M.A.; GHIDONI, I.M. - A 5½ years experience with the St. Jude Medical cardiac valve prosthesis. **J. Thorac. Card. Surg.**, v.90, n.1, p.137-144, 1985.
- 16) BEALL Jr., A.C.; BRICKER, D.L.; MESSMER, B.J. - Results of mitral valve replacement with Dacron velour-covered teflon-disc prosthesis. **Ann. Thorac. Surg.**, v.9, p.195-202, 1970.
- 17) BJÖRK, V.O. - Aortic valve replacement with the Björk-Shiley tilting disc valve prosthesis. **Br. Heart. J.**, v.33(suppl), p.42-46, 1971.
- 18) BLACKSTONE, E.H. - The choice of a prosthetic heart valve: how shall patient-specific recommendations be made? **J. Heart Valve Dis.**, v.7, n.1, p.1-3, 1998.
- 19) BLOME-EBERWEIN, S.A.; MROWINSKI, D.; HOFMEISTER, J.; HETZER, R. - Impact of mechanical heart valve prosthesis sound on patients' quality of life. **Ann. Thorac. Surg.**, v.61, n.2, p.594-602, 1996.
- 20) BODNAR, E. - The Medtronic Parallel valve and the lessons learned. **J. Heart Valve Dis.**, v.5, n.6, p.572-573, 1996.
- 21) BONA, G.; RINALDI, S.; VALLANA, F. - Design characteristics of the BICARBON™ bileaflet heart valve prosthesis. In: PIWNICA, A. & WESTABY, S. **Surgery for acquired aortic valve disease**. Isis Medical Media Ltd., 1997. p.392-396.
- 22) BRAILE, D.M.; GODOY, M.F. - História da cirurgia cardíaca. **Arq. Bras. Cardiol.**, v.66, p.6, p.329-337, 1996.

- 23) BRAILE, D.M.; VOLPE, M.A.; RAMIN S.L.; SOUZA, D.R.S.; - Estudo crítico das próteses valvares. **RSCESP**, v.3, n.3, p.64-71, 1993.
- 24) BRAILE, D.M.; ANACLETO, J.C.; ARAUJO, J.D.; BILAQUI, A.; RIBEIRO, R.A.; MOREIRA, L.; BELLINI, A.J.; GARZON, S.A.; LORGA, A.M.; ARDITO, R.V.; MENDONÇA, L.K.; AYOUB, J.C.A.; GUIRADO, L.F.; MURAD NETO, A. - Experiência inicial com emprego das próteses de Lillehei-Kaster. **Arq. Bras. Cardiol.**, v.27(Supl.1), p.14, 1974.
- 25) BRAUNWALD, N.S.; COOPER, T.C.; MORROW, A.G. - Complete replacement of the mitral valve. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.40, p.1-11, 1960.
- 26) BROCK, R.C. - Early days of Cardiac Surgery. In: Davilla, J.C. **Second Henry Ford Hospital International Symposium on Cardiac Surgery**. New York: Appleton-Century-Crofts, 1977, p.31.
- 27) BROCK, R.C. - Surgery of the heart and great vessels. **Proc. R. Soc. Med.**, v.44, p.995-1003, 1951.
- 28) BRUNTON, L. - Preliminary note on possibility of treating mitral stenosis by surgical methods. **Lancet**, v.1, p.352, 1902.
- 29) BUTCHART, E.G.; LEWIS, P.A.; KULATILAKE, E.N.; BRECKENRIDGE, I.M. - Anticoagulation variability between centres: implications for comparative prosthetic valve assessment. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, v.2, n.2, p.72-81, 1988.
- 30) BUTCHART, E.G.; LEWIS, P.A.; BETHEL, J.A.; BRECKENRIDGE, I.M. - Adjusting anticoagulation to prosthesis thrombogenicity and patient risk factors: Recommendations for the Medtronic Hall Valve. **Circulation**, v.84(5 Suppl), p.III61-III69, 1991.

- 31) CALE, A.R.J.; SANG, C.T.M.; CAMPANELLA, C.; CAMERON, E.W.J. - Hufnagel revisited: A descending thoracic aortic valve to treat prosthetic valve insufficiency. **Ann. Thorac. Surg.**, v.55, n.5, p.1218-1221, 1993.
- 32) CANNEGIETER, S.C.; ROSENDAAL, F.R.; BRIET, E. - Thromboembolic and bleeding complications in patients with mechanical heart valve prostheses. **Circulation**, v.89, n.2, p.635-641, 1994.
- 33) CANNEGIETER, S.C.; ROSENDAAL, F.R.; WINTZEN, A.R.; VANDER MEER, F.J.; VANDENBROUCKE, J.P.; BRIET, E. - Optimal oral anticoagulant therapy in patients with mechanical heart valves. **N. Engl. J. Med.**; v.333, n.1, p.11-17, 1995.
- 34) CAPPS, S.B.; ELKINS, R.C.; FRONK, D.M. - Body surface area as a predictor of aortic and pulmonary valve diameter. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.119, n.5, p.975-982, 2000.
- 35) CARREL, A. - On the experimental surgery of the thoracic aorta and heart. **Ann. Surg.**, v.52, p.83, 1910.
- 36) CARTWRIGHT, R.S.; SMELOFF, E.A.; DAVEY, T.B.; KAUFMAN, B. - Development of a titanium double-caged full-orifice ball valve. **Trans. Am. Soc. Art. Intern. Organs**, v.10, p.231, 1964.
- 37) CARVALHO, R.G.; ALMEIDA, R.; TAKESHITA, N.; HILU JUNIOR, M.; MACEDO, J.F.; CARVALHO, N.T.; DE OLIVEIRA, P.F.; BROFMAN, P.R.; LOURES, D.R. - Revascularização do miocárdio em pacientes com severa hipocontratilidade ventricular esquerda. **Arq. Bras. Cardiol.**, v.35, n.4, p.299-304, 1980.
- 38) CATANI, R.; FORTE, V.; BUFFOLO, E.; ANDRADE, J.C.S.; MIRA, A.S.; GODOY, M.F.; ALBERTINI, M.V.; GALLUCI, C. - Resultados das substituições valvares por prótese de Lillehei-Kaster. **Arq. Bras. Cardiol.**, v.27(Supl.1), p.12, 1974.

- 39) CHAKRABORTY, B.; QUEK, S.; PIN, D.Z.; SIONG, C.T.; KHENG, T.L. - Evaluation of normal hemodynamic profile of CarboMedics prosthetic valves by Doppler echocardiography. *Angiology*, v.48, n.12, p.1055-1061, 1997.
- 40) COHN, L.H.; ALLRED, E.N.; DISESA, V.J.; SAWTELLE, K.; SHEMIN, R.J.; COLLINS JR., J.J. - Early and late risk of aortic valve replacement. A 12 year concomitant comparison of the porcine bioprosthesis and tilting disc prosthetic aortic valves. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.88(5 Pt 1), p.695-705, 1984.
- 41) COOLEY, D.A. - New mitral and aortic valve prosthesis; design and clinical results. Cardiovascular diseases. *Bull. Texas Heart Inst.*, v.1, p.46-54, 1974.
- 42) COSTA, I.S.E.A. - **Substituição da valva mitral pela prótese de Lillehei-Kaster**. Curitiba, 1978. Tese - Concurso de Professor Titular do Departamento de Cirurgia - Universidade Federal do Paraná.
- 43) COSTA, I.S.E.A. - Introdução. In: Costa, I.A. **História da Cirurgia Cardíaca Brasileira**. São Paulo: Sociedade Brasileira de Cirurgia Córdio-Vascular, 1996. p.8.
- 44) COTRUFO, M.; FESTA, M.; RENZULLI, A.; DE LUCA, L.; SANTE, P.; GIANNOLO, B. - Clinical results after cardiac valve replacement with the Sorin prosthesis. A 6-year experience. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, v.2, n.5, p.355-359, 1988.
- 45) CROSS, F.S.; JONES, R.D. - The development of the Cross-Jones cage-lens prosthesis. *Ann. Thorac. Surg.*, v.48(3 Suppl), p.S45-46, 1989.
- 46) CUTLER, E. C.; LEVINE, S. A. - Cardiectomy and valvulotomy for mitral stenosis. *Boston Med. & Surg. J.*, v.188, p.1023, 1923.

- 47) DAJANI, A.S.; AYOUB, E.; BIERMAN, F.Z.; BISNO, A.L.; DENNY, F.W.; DURACK, D.T.; FERRIERI, P.; FREED, M.; GERBER, M.; KAPLAN, E.L.; KARCHMER, A.W.; MARKOWITZ, M.; RAHIMTOOLA, S.H.; SHULMAN, S.T.; STOLLERMAN, G.; TAKAHASHI, M.; TARANTA, A.; TAUBERT, K.A.; WILSON, W. - Guidelines for Diagnosis of Rheumatic Fever: Jones Criteria, Updated 1992. Special Writing Group of the Committee on Rheumatic Fever, Endocarditis, and Kawasaki Disease of the Council on Cardiovascular Disease in the Young, American Heart Association. *Circulation*, v.89, n.2, p.916-922, 1994.
- 48) DALE, J. - Arterial thromboembolic complications in patients with Starr-Edwards aortic ball valve prosthesis. *Am. Heart J.*, v.91, n.5, p.653-659, 1976.
- 49) DALE, J. - Arterial thromboembolic complications in patients with Björk-Shiley and Lillehei-Kaster aortic disc valve prostheses. *Am. Heart J.*, v.93, n.6, p.715-722, 1977.
- 50) DALE, J.; MYHRE, E. - Intravascular hemolysis in the late course of aortic valve. *Am. Heart J.*, v.96, n.1, p.24-30, 1978.
- 51) DENTON, G.R. - A plastic prosthesis without moving parts for the AV valves. *Surg. Forum*, v.1, p.239-245, 1950.
- 52) DEWALL, R.A.; QASIM, N.; CARR, L. - Evolution of mechanical heart valves. *Ann. Thorac. Surg.*, v.69, n.5, p.1612-1621, 2000.
- 53) DOYEN, E. - Chirurgie des malformations congenitales ou acquises du couer. *Presse Med.*, v.21, p.860, 1913.
- 54) DROGUE, J.; VILLAFANA, M. - ATS Medical Open Pivot™ valve. In: PIWNICA, A. & WESTABY, S. *Surgery for acquired aortic valve disease*. Isis Medical Media Ltd., 1997. p.410-416.

- 55) DUREN, D.R.; BECKER, A.E.; WELLENS, H.J. - Fatal dislodgement of ball from aortic Starr-Edwards valve prosthesis. **Eur. J. Cardiol.**, v.3, n.2, p.129-132, 1975.
- 56) EDMUNDS JR., L.H.; CLARK, R.E.; COHN, L.H.; GRUNKEMEIER, G.L.; MILLER, D.C.; WEISEL, R.D. - Guidelines for reporting morbidity and mortality after cardiac valvular operations. The American Association for Thoracic Surgery, Ad Hoc Liason Committee for Standardizing Definitions of Prosthetic Heart Valve Morbidity. **Ann. Thorac. Surg.**, v.62, n.3, p.932-935, 1996.
- 57) EDWARDS. M.-B.; TAYLOR, K.M. - A profile of valve replacement surgery in the UK (1986-1997): A study from the UK Heart Valve Registry. **J. Heart Valve Dis.**, v.8, p.697-701, 1999.
- 58) ELLIS, J.T.; HEALY, T.M.; FONTAINE, A.A.; SAXENA, R.; YOGANATHAN A.P. - Velocity measurements and flow patterns within the hinge region of the Medtronic Parallel bileaflet mechanical valve with clear housing. **J. Heart Valve Dis.**, v.5, n.6, p.591-599, 1996.
- 59) ELLIS, J.T.; HEALY, T.M.; FONTAINE, A.A.; WESTON, M.W.; JARRET, C.A.; SAXENA, R.; YOGANATHAN A.P. - In vitro investigation of the retrograde flow fields of two bileaflet mechanical heart valves. **J. Heart Valve Dis.**, v.5, n.6, p.600-606, 1996.
- 60) EMERY, R.W.; METTLER, E.; NICOLOFF, D.M. - A new cardiac prosthesis: the St. Jude Medical cardiac valve: in vivo results. **Circulation**, v.60(2 Pt 2), p.48-54, 1979.
- 61) FALK, R.H.; MACKINNON, J.; WAINSCOAT, J.; MELIKIAN, V.; BIGNELL, A.H. - Intravascular haemolysis after valve replacement: comparative study between Starr-Edwards (ball

- valve) and Björk-Shiley (disc valve) prosthesis. **Thorax**, v.34, n.6, p.746-748, 1979.
- 62) FENG, Z.; UMEZU, M.; FUJIMOTO, T.; TSUKAHARA, T.; NURISHI, M.; KAWAGUCHI, D.; MASUDA, S. - Analysis of ATS leaflet behaviour by in vitro experiment. **J. Artif. Organs**, v.2, p.46-52, 1999.
- 63) FIANE, A.E.; SAATVEDT, K.; SVENNEVIG, J.L.; GEIRAN, O.; NORDSTRAND, K.; FROYSAKER, T. - The CarboMedics valve: midterm follow-up with analysis of risk factors. **Ann. Thorac. Surg.**, v.60, n.4, p.1053-1058, 1995.
- 64) GIBBON JR., H. J. - Applications of a mechanical heart and long apparatus to cardiac surgery. **Minn. Med.**, v.37, p.171-180, 1954.
- 65) GROSS, J.M.; SHU M.C.S.; DAI, F.F.; ELLIS, J.; YOGANATHAN A.P. - A microstructural flow analysis within a bileaflet mechanical heart valve hinge. **J. Heart Valve Dis.**, v.5, n.6, p.581-590, 1996.
- 66) GRUNKEMEIER, G.L., STARR, A. - Late ball variance with the Model 1000 Starr-Edwards aortic valve prosthesis. Risk analysis and strategy of operative management. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.91, n.6, p.918-923, 1986.
- 67) HALL, K.V. -Long-term experience with tilting disc valves. In: RÁBAGO, G. & COOLEY, D.A. **Heart valve replacement & future trends in cardiac surgery**. New York: Futura Publishing Company, Inc., 1987. p.145-152.
- 68) HARADA, Y.; IMAI, Y.; KUROSAWA, H.; ISHIHARA, K.; KAWADA, M.; FUKUCHI, S. - Ten-year follow-up after valve replacement with the St. Jude Medical prosthesis in children. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.100, n.2, p.175-180, 1990.

- 69) HARKEN, D.E. - Heart valves: Ten commandments and still counting. **Ann. Thorac. Surg.**, v.48(3 Suppl), p.S18-19, 1989.
- 70) HARKEN, D.E.; SOROFF, H.S.; TAYLOR, W.J.; LEFEMINE, A.A.; GUPTA, S.K.; LUNZE, S. - Partial and complete prostheses in aortic insufficiency. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.40, p.744-762, 1960.
- 71) HARKEN, D.L.; ELLIS, L.B.; WARE, P.F.; NORMAN, L.R. - The surgical treatment of mitral stenosis. I. Valvuloplasty. **N. Engl. Med.**, v.239, p.801-809, 1948.
- 72) HARTZ, R.S.; LOCICERO, J.; KUCICH, V.; DeBOER, A.; O'MARA, S.; MEYERS, S.N.; MICHAELIS, L.L. - Comparative study of warfarin versus antiplatelet therapy in patients with a St. Jude Medical valve in the aortic position. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.92, p.684-690, 1986.
- 73) HASENKAM, J.M.; NYGAARD, H.; TERP, K.; RIIS, C.; PAULSEN, P.K. - Hemodynamic evaluation of a new bileaflet valve prosthesis: An acute animal experimental study. **J. Heart Valve Dis.**, v.5, n.6, p.574-580, 1996.
- 74) HASENKAM, J.M.; KIMOSE, H.H.; KNUDSEN, L.; GRONNESBY, H.; HALBORG, J.; CHRISTENSEN, T.D.; ATTERMANN, J.; PILEGAARD H.K. - Self management of oral anticoagulant therapy after heart valve replacement. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.** v.11, n.5, p.935-942, 1997.
- 75) HIRSH, J.; DALEN, J.E.; DEYKIN, D.; POLLER, L. - Oral anticoagulants: Mechanism of Action, Clinical Effectiveness, and Optimal Therapeutic Range. **CHEST**, v.102(4 Suppl), p.312S-326S, 1992.
- 76) HUFNAGEL, C.A.; HARVEY, W.P. - The surgical correction of aortic insufficiency. **Bull. Georgetown U. Med. Cent.**, v.6, p.60-65, 1953.

- 77) JAMIESON,, W.R.; EDWARDS, F.H.; SCHWARTZ, M.; BERO, J.W.; CLARK, R.E.; GROVER, F.L. - Risk stratification for cardiac valve replacement. National Cardiac Surgery Database. Database Committee of the Society of Thoracic Surgeons. **Ann. Thorac. Surg.**, v. 67, n.4, p.943-951, 1999.
- 78) JATENE, A.D. - Reoperations on mechanical heart valves. In: RÁBAGO, G. & COOLEY, D.A. **Heart valve replacement & future trends in cardiac surgery**. New York: Futura Publishing Company, Inc., 1987. p.435-42.
- 79) JIN, X.Y.; ZHANG, Z.M.; GIBSON, D.G.; YACOUB, M.H.; PEPPER, J.R. - Effects of valve substitute on changes in left ventricular function and hypertrophy after aortic valve replacement. **Ann. Thorac. Surg.**, v.62, n.3, p.683-690, 1996.
- 80) KARPUZ, H.; JEANRENAUD, X.; HURNI, M.; AEBISCHER, N.; KOERFER, J.; FISCHER, A.; RUCHAT, P.; STUMPE, F.; SADEGHI, H.; KAPPENBERGER, L. - Doppler echocardiographic assessment of the new ATS Medical prosthetic valve in the aortic position. **Am. J. Cardiol.**, v.10, n.4, p.254-260, 1996.
- 81) KAY, E.B.; SUZUKI, A. - Evolution of aortic valvular prostheses. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.45, p.372-381, 1963.
- 82) KELLY, S.G.; VERDONCK, P.R.; VIERENDEELS, J.A.; RIEMSLAGH, K.; DICK, E.; VAN NOOTEN, G.G. - A three-dimensional analysis of flow in the pivot regions of an ATS bileaflet valve. **Int. J. Artif. Organs**, v.22, n.11, p.754-763, 1999.
- 83) KIRZNER, C.F.; VINALS, B.; MOYA, J.; PUENTE, J.G.; RABAGO, R.; ARTIZ, V.; MARTINELLI, J.; FRAILE-CHIEF, J. - Hemodynamic performance evaluation of small aortic ATS Medical valves by Doppler echocardiography. **J. Heart Valve Dis.**, v.6, n.6, p.661-665, 1997.

- 84) KLEINE, P.; PERTHEL, M.; HASENKAM, J.M.; NYGAARD, H.; HANSEN, S.B.; LAAS, J. - Downstream turbulence and high intensity transient signals (HITS) following aortic valve replacement with Medtronic Hall or St. Jude Medical valve substitutes. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, v.17, n.1, p.20-24, 2000.
- 85) KLEPETKO, W.; MORITZ, A.; KHUNL-BRADY, G.; SCHREINER, W.; SCHLICK, W.; MLCZOCH, J.; KRONIK, G.; WOLNER, E. - Implantation of the Duromedics bileaflet cardiac valve prosthesis in 400 patients. **Ann. Thorac. Surg.**, v.44, n.3, p.303-309, 1987.
- 86) KRIAN, A. - Herzzentrum Kaiser - Wilhelm Krankenhaus clinical experience with ATS Medical open pivot bileaflet valves. In: ATS Medical, Inc., **Proceedings from ATS Medical Seminar**. New York, 1994, p.22-24.
- 87) KRIAN, A. - Clinical results of a large series of ATS valve implants. In: KRIAN, A., MATLOFF, J.M. & NICOLOFF, D.M. **Advancing the technology of bileaflet mechanical heart valves**. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1998. p.53-71.
- 88) LAAS, J.; KLEINE, P.; HASENKAM, M.J.;, NYGAARD, H. - Orientation of tilting disc and bileaflet aortic valve substitutes for optimal hemodynamics. **Ann. Thorac. Surg.**, v.68, n.3, p.1096-1099, 1999.
- 89) LAM, C.R.; TABER, R.E. - Simplified technique for direct vision pulmonary valvotomy. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.38, p.309-318, 1959.
- 90) LARZELERE, H.B.; BAILEY, C.P. - Aortic commissurotomy. **J. Thoracic Surg.**, v.25, p.31-66, 1953.
- 91) LAURENS, R.R.; WIT, H.P.; EBELS, T. - Mechanical heart valve prostheses: sound level and related complaints. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, v.6, n.2, p.57-61, 1992.

- 92) LEVANG, O.W. - Aortic valve replacement. A randomized study comparing the Bjork-Shiley and Lillehei-Kaster disc valves. Preoperative haemodynamic evaluation and early results. **Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.12, n.3, p.197-205, 1978.
- 93) LI, H.H.; JEFFREY, R.R.; DAVIDSON, K.G.; SEIFERT, D.; KORFER, R., GRUNKEMEIER, G.L. - The Ultracor tilting disc heart valve prosthesis: a seven-year study. **J. Heart Valve Dis.**, v.7, n.6, p.647-654, 1998.
- 94) LILLEHEI, C.W. - Mechanical valves in the aortic position: are there differences? In: PIWNICA, A. & WESTABY, S. **Surgery for acquired aortic valve disease**. Isis Medical Media Ltd., 1997. p.189-97.
- 95) LILLEHEI, C.W.; KASTER, R.L.; STAREK, P.J.; REES, J. R. - A new central flow pivoting disc aortic and mitral prosthesis: initial clinical experience. **Am. J. Cardiol.**, v.26, p.668, 1970.
- 96) LILLEHEI, C.W.; NAKIB, A.; KASTER, R.L.; KALKE, B.R.; REES, JR. - The origin and development of three new mechanical valve designers: toroidal disc, pivoting disc, and rigid bileaflet cardiac prostheses. **Ann. Thorac. Surg.**, v.48(3 Suppl), p.S35-S37, 1989.
- 97) LIMB, D.; KAY, P.H.; MURDAY, A.J. - Problems associated with mechanical heart valve sounds. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, v.6; n.11, p.618-620, 1992.
- 98) LUND, O. - Late chronic hemolysis after valve replacement for aortic stenosis. Relation to residual hypertrophy and impaired left ventricular function. **J. Heart Valve Dis.**, v.41, n.10, p.836-847, 1990.
- 99) LUND, O.; NIELSEN, S.L.; ARILDSEN, H.; ILKJAER, L.B.; PILEGAARD, H.K. - Standard aortic St. Jude valve at 18

- 107) MIKHAIL, A.A.; ELLIS, R.; JOHNSON, S. - Eighteen-year evolution from the Lillehei-Kaster valve to the Omni design. **Ann. Thorac. Surg.**, v.48(3 Suppl), p.S61-64, 1989.
- 108) MILLER, D. C.; OYER, P. E.; MITCHELL, R. S.; STINSON, E. B.; JAMIESON, S. W.; BALDWIN, J. C.; SHUMWAY, N. E. - Performance characteristics of the Starr-Edwards model 1260 aortic valve prosthesis beyond ten years. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.88, n.2, p.193-207, 1984.
- 109) MONTALECOT, G.; THOMAS, D.; DROBISNKI, G.; EVANS, J.I.; VICAUT, E.; CHATELLIER, G.; WHYTE, R.I.; BUSQUET, P.; BEJEAN-LEBUISSON, A.; GROSGOGEAT, Y. - Clinical and ultrasound results after aortic valve replacement: intermediate-term follow-up with the St. Jude Medical Prosthesis. **Am. Heart J.**, v.118, n.1, p.104-113, 1989.
- 110) MORITZ, A.; STEINSEIFER, U.; KOBINIA, G.; NEUWIRTH-RIEDL, K.; WOLTERS, H.; REUL, H.; WOLNER, E. - Closing sounds and related complaints after heart valve replacement with St. Jude Medical, Duromedics Edwards, Bjork-Shiley Monostrut, and Carbomedics prostheses. **Br. Heart. J.**, v. 67, n.6, p.460-465, 1992.
- 111) MYHRE, E.; RASMUSSEN, K.; ANDERSEN, A. - Serum lactic dehydrogenase activity in patients with prosthetic heart valves: a parameter of intravascular hemolysis. **Am. Heart J.**, v.80, n.4, p.463-468, 1970.
- 112) NAIR, C.K.; MOHIUDDIN, S.M.; HILLEMANN, D.E.; SCHULTZ, R.; BAILEY, R.T. JR.; COOK, C.T.; SKETCH, M.H. SR. B - Ten-year results with the St. Jude Medical prosthesis. **Am. J. Cardiol.**, v.65, n.3, p.217-225, 1990.
- 113) NEWMAN, M.M.; HOFFMAN, M.S.; GESINK, M.H. - Mechanical failure of Starr-Edwards aortic prosthesis due to ball

- fracture. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.53, n.3, p.398-400, 1967.
- 114) NICOLOFF, D. - Opening remarks and welcome. In: *ATS Medical, Inc., Proceedings from ATS Medical Seminar*. New York, 1994, p.1-3.
- 115) NISTAL, J.F.; HURLE, A.; REVUELTA, J.M.; GANDARILLAS, M. - Clinical experience with the CarboMedics valve: early results with a new bileaflet mechanical prosthesis. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.112, n.1, p.59-68, 1996.
- 116) NITTER-HAUGE, S.; ABDELNOOR, M. - Ten year experience with the Medtronic-Hall valve prosthesis. *Circulation*, v.80(3 Pt 1), p.143-48, 1989.
- 117) NYGAARD, H.; JOHANSEN, P.; RIIS, C.; HASENKAM, J.M.; PAULSEN, P.K. - Assessment of perceived mechanical heart valve sound level in patients. *J. Heart. Valve Dis.*, v.8, n.6, p.655-661, 1999.
- 118) PANTELY, G.; MORTON, M.; RAHIMTOOLA, S.H. - Effects of successful, uncomplicated valve replacement on ventricular hypertrophy, volume, and performance in aortic stenosis and in aortic incompetence. *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.75, n.3, p.383-391, 1978.
- 119) PARRAVICINI, R.; BARCHETTI, M.; REGGIANINI, L.; COCCONCELLI, F.; ASGHARNEJAD FAHIM, N.; CERIOLI, G.; AMORTH, M.E.; ZOBBI, G.; BELLONI, G.P.; TONELLI, M. - *ATS prosthetic valves AP series: echocardiographic evaluation*. In: *KRIAN, A.; MATLOFF, J.M. & NICOLOFF, D.M. Advancing the technology of bileaflet mechanical heart valves*. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1998. P.112-115.
- 120) PAULIS, R.; SOMMARIVA, L.; COLAGRANDE, L.; MATTEIS, G.M.; FRATINI, S.; TOMAI, F.; BASSANO, C.; PEPPINO, A.P.; CHIARIELLO, L. - Regression of left ventricular hypertrophy

after aortic valve replacement for aortic stenosis with different valve substitutes, *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, v.116, n.4, p.590-598, 1998.

- 121) RALLIDIS, L.S.; MOYSSAKIS, I.E.; IKONOMIDIS, I.; NIHOYANNOPOULOS, P. - Natural history of early aortic paraprosthetic regurgitation: a five-year follow-up. *Am. Heart J.*, v.138, n.2, p.351-357, 1999.
- 122) REDIKER, D.E.; BOUCHER, C.A.; BLOCK, P.C.; AKINS, C.W.; BUCKLEY, M.J.; FIFER, M.A. - Degree of reversibility of left ventricular systolic dysfunction after aortic valve replacement for isolated aortic valve stenosis. *Am. J. Cardiol.*, v.60, n.1, p.112-118, 1987.
- 123) RIZZOLI, G.; GUGLIELMI, C.; TOSCANO, G.; PISTORIO, V.; VENDRAMIN, I.; BOTTIO, T.; THIENE, G.; CASAROTTO, D. - Reoperations for acute prosthetic thrombosis and pannus: an assessment of rates, relationship and risk. *Eur. J. Cardiothorac. Surg.*, v.16, n.1, p.74-80, 1999.
- 124) ROBERTS, W.C.; MORROW, A.G. - Fatal degeneration of the silicone rubber ball of the Starr-Edwards prosthetic aortic valve. *Am. J. Cardiol.*, v.22, n.5, p.614-620, 1968.
- 125) SAMWAYS, D. W. - Cardiac peristalsis: its nature and effects. *Lancet*, v.1, p.927, 1898.
- 126) SCHAEFFER, J.W.; MARKS, S.D.; WOLF, P.S.; SHANDER, D.; CRADDOCK, L.D.; BLOUNT JR., S.G. - Systemic embolization of the disk occluder of the Wada-Cutter prosthetic valve. A late complication. *Chest*, v.71, n.1, p.44-46, 1977.
- 127) SCHRADER, D.D.; SELLANES, M.A.; LASCHOVER, N.K.; MACCHI, R.J.; ESEREQUIS, M.; MIZRAJI, J.I.; NOJEK, C.A. - Prosthetic ball free in the left ventricle in a patient with an aortic Starr-Edwards prosthesis. *Cleve. Clin. J. Med.*, v.55, n.2, p.175-177, 1988.

- 128) SCULTE, H.D. - University of Dusseldorf clinical experience with the ATS Medical open pivot bileaflet valve. In: ATS Medical, Inc., **Proceedings from ATS Medical Seminar**. New York, 1994, p.4-10.
- 129) SEIFERT, D. - Herzzentrum Nordrhein clinical experience with ATS Medical open pivot bileaflet valve. In: ATS Medical, Inc., **Proceedings from ATS Medical Seminar**. New York, 1994, p.16-18.
- 130) SEMB, B.K.; NITTER-HAUGE, S.; HALL, K.V. - Intraoperative and postoperative hemodynamic studies in patients undergoing aortic valve replacement with the Hall-Kaster cardiac disc valve prosthesis. **Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.27, n.2, p.92-97, 1979.
- 131) SEZAI, A.; SHIONO, M.; ORIME, Y.; HATA, H.; YAGI, S.; NEGISHI, N.; SEZAI, Y. - Evaluation of valve sound and its effects on ATS prosthetic valves in patients' quality of life. **Ann. Thorac. Surg.**, v.69, n.2, p.507-512, 2000.
- 132) SHIONO, M.; SEZAI, Y.; SEZAI, A.; OMOTO, R.; KYO, S.; HATANAKA, M.; KITAMURA, S.; KAWACHI, K.; HASEGAWA, J.; KAWAZOE, K.; SASAKI, T. - Ministry of Health and Welfare study for the ATS medical bileaflet valve in Japan. In: KRIAN, A., MATLOFF, J.M. & NICOLOFF, D.M. **Advancing the technology of bileaflet mechanical heart valves**. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1998. p.37-46.
- 133) SIVATHASAN, C.; CHENG, C.T.; CHUAN, T.N. - Acute thrombosis of Starr-Edwards aortic prosthesis. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.94, n.5, p.790-791, 1987.
- 134) SOUTTAR, H. S. - The surgical treatment of mitral stenosis. **Brit. Med. J.**, v.2, p.603-606, 1925.

- 135) STARR, A.; EDWARDS, M. L. - Mitral replacement: clinical experience with a ball valve prosthesis. **Ann. Surg.**, v.154, p.726-740, 1961.
- 136) STARR, A.; PIERIE, W.R.; RAIBLE, D.A.; EDWARDS, M.L.; SIPOSS, G.G.; HANCOCK, W.D. - Cardiac valve replacement. experience with the durability of silicone rubber. **Circulation**, v.33(4 Suppl), p.I115-I123, 1966.
- 137) STEIN, P.D.; ALPERT, J.S.; DALEN, J.E.; HORSKOTTE, D.; TURPIE, A.G. - Antithrombotic therapy in patients with mechanical and biological prosthetic heart valves. **Chest**, v.114(5suppl), p.602S-610S, 1998.
- 138) SWANSON, J.S.; STARR, A. - The ball valve experience over three decades. **Ann. Thorac. Surg.**, v.48(3 Suppl), p.S51-2, 1989.
- 139) TARASOUTCHI, F.; VIANNA, C.B.; BARROS, L.F.M.; DAUAR, D.; GRINBERG, M.; BARRETO, A.C.P.; BELLOTTI, G.; PILLEGGI, F. - Valor do índice cardiorotorácico na avaliação do comportamento cardíaco em miocardiopatias dilatadas. **Arq. Bras. Cardiol.**, v.45, n.6, p.403-406, 1985.
- 140) TATINENI, S.; BARNER, H.B.; PEARSON, A.C.; HALBE, D.; WOODRUF, R.; LABOVITZ, A.J. - Rest and exercise evaluation of St. Jude Medical and Medtronic Hall prostheses: Influence of primary lesions, valvular type, valvular size, and left ventricular function. **Circulation**, v.80, n.3(Pt 1), p.16-23, 1989.
- 141) TESAR, P.J.; O'BRIEN, M.F.; MAU, T.K.; POHLNER, P.G. - Queensland/Australian experience with the ATS mechanical valve. November 1996. In: KRIAN, A., MATLOFF, J.M. & NICOLOFF, D.M. **Advancing the technology of bileaflet mechanical heart valves**. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1998. p.75-88.

- 142) The Criteria Committee of the New York Heart Association. **Nomenclature and Criteria for Diagnosis of Diseases of the Heart and Great Vessels**. Boston: Little, Brown & Co., 1994. P.253-256.
- 143) The Society of Thoracic Surgeons National Database - Data Analyses of the STS National Cardiac Surgery Database - January 1999 - Annual Trends and Summaries - Valve Type - U.S. Data Aortic Valve Replacement. <http://www.sts.org/graphics/sts/db/us98/gchart48.gif>
- 144) The Society of Thoracic Surgeons National Database - Data Analyses of the STS National Cardiac Surgery Database - January 1999 - Incidence of Complications Summary - Operative Morbidity Summary - U.S. Data 1997 Aortic Valve Replacement. <http://www.sts.org/graphics/sts/db/us98/gchart88.gif>.
- 145) The Society of Thoracic Surgeons National Database - Data Analyses of the STS National Cardiac Surgery Database - January 1999 - Incidence of Complications Summary - U.S. Data 1997 Aortic Valve. <http://www.sts.org/doc/2989>.
- 146) The Society of Thoracic Surgeons National Database - Data Analyses of the STS National Cardiac Surgery Database - January 1999 - Operative Mortality Summaries - Annual Summary - U.S. Data Aortic Valve Replacement. <http://www.sts.org/graphics/sts/db/us98/gchart54.gif>.
- 147) The Society of Thoracic Surgeons 2000 Cardiac Surgery Data Summary - 1999 Data - Mean Post-Procedure Length of Stay for Aortic Valve Procedures. <http://www.sts.org/database/dataanalysis2000/PLOS-Mean-SUM-AORTIC.gif>
- 148) The Society of Thoracic Surgeons 2000 Cardiac Surgery Data Summary - 1999 Data - Unadjusted Aortic Valve Operative Mortality. <http://www.sts.org/database/dataanalysis2000/OPMORT-SUM-AORTIC.gif>.

- 149) THOMSON, H.L.; O'BRIEN, M.F.; ALMEIDA, A.A.; TESAR, P.J. DAVISON, M.B.; BURSTOW, D.J. - Haemodynamics and left ventricular mass regression: a comparison of the stentless, stented and mechanical aortic valve replacement. **Eur. J. Cardiothorac. Surg.**, v.13, n.5, p.572-575, 1998.
- 150) THULIN, L.I.; LUHRS, C.H.; OLIN, C.L. - Perception of mechanical heart valve sounds. **Scand. J. Thorac. Cardiovasc Surg.**, v.23, n.3, p.259-261, 1989.
- 151) THULIN, L.I.; REUL, H.; GIERSIEPEN, M.; OLIN, C.L. - An in vitro study of prosthetic heart valve sound. **Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.23, n.1, p.33-37, 1989.
- 152) TILLMANN, W.; REUL, H.; HEROLD, M.; BRUSS, K.-H.; VAN GILSE, J. - In-vitro wall shear measurements at aortic valve prostheses. **J. Biomechanics**, v.17, n.4, p.263-279, 1984.
- 153) TUFFIER, T - État actuel de la chirurgie intrathoracique. In: **International Medical Congress**, London, 1913. Sect 7, Surg, Part 2, p.247, 1914.
- 154) UETSUKA, Y.; KATSUKA, T.; AOSAKI, M.; IWANE, K.; HASHIMOTO, A.; KOYANAGI, H.; SAITO, M.; YAGINUMA, Y.; HOSODA, S. - International normalized ratio (INR) for optimal anticoagulant therapy. **Kokyu To Junkan**, v.41, n.9, p.885-890, 1993.
- 155) VAN NOOTEN, G. - University of Ghent clinical experience with ATS Medical open pivot bileaflet valve. In: **ATS Medical, Inc., Proceedings from ATS Medical Seminar**. New York, 1994, p.11-15.
- 156) VERDONCK, P.; KLEVEN, A.; VERHOEVEN, R.; ANGELSEN, B.; VANDENBOGAERDE, J. - Computer-controlled in vitro model of the left heart. **Med. Biol. Eng. Comput.**, v.30, n.6, p.656-659, 1992.

- 157) VILLAFANA, M.A. - "It will never work!"- The St. Jude valve. **Ann. Thorac. Surg.**, v.48(3 Suppl), p.S53-54, 1989.
- 158) VILLEMOT, J.P.; PERLOT, P.; CARTEAUX, J.P.; SALTI, N.; BISCHOFF, N.; TZVETANOV, K. - Echo and doppler controlled behaviour of aortic ATS valve comparison with aortic SJM. In: KRIAN, A., MATLOFF, J.M. & NICOLOFF, D.M. **Advancing the technology of bileaflet mechanical heart valves**. Darmstadt: Steinkopff Verlag, 1998. P.117-127.
- 159) VONGPATANASIN, E.; HILLIS, L.D.; LANGE, R.A. - Prosthetic heart valves. **N. Engl. J. Med.**, v.335, n.6, p.407-416, 1996.
- 160) WADA, J.; KOMATSU, S.; KAMATA, K. - Cardiac valve replacement with Wada-Cutter prosthesis. **Ann. Thorac. Surg.**, v.14, n.1, p.38-46, 1972.
- 161) WESTABY, S. - John Radcliffe Hospital clinical experience with ATS Medical open pivot bileaflet valve. In: ATS Medical, Inc., **Proceedings from ATS Medical Seminar**. New York, 1994, p.19-21.
- 162) WRIGHT, J.O.; HIRATZKA, L.F.; BRANDT 3D, B.; DOTY, D.B. - Thrombosis of the Bjork-Shiley prosthesis: illustrative cases and review of the literature. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.84, n.1, p.138-144, 1982.
- 163) ZELLNER, J.L.; KRATZ, J.M.; CRUMBLEY, A.J. 3RD.; STROUD, M.R.; BRADLEY, S.M.; SADE, R.M.; CRAWFORD, F.A. JR. - Long-term experience with the St. Jude Medical valve prosthesis. **Ann. Thorac. Surg.**, v.68, n.4, p.1210-1218, 1999.
- 164) ZERBINI, E.J. - Lesões multivalvares. In: Zerbini, E.J. **Tratamento cirúrgico das lesões das valvas mitral, aórtica e tricúspide**. Carlo Erba, São Paulo, 1968, p.91.

- 165) ZERBINI, E.J.; BITTENCOURT, D.; PILEGGI, F.; JATENE, A. - Surgical correction of aortic and mitral valve lesions. Results in a series of 105 patients who underwent valvular replacement with the Starr prosthesis. **J. Thorac. Cardiovasc. Surg.**, v.51, n.4, p.474-483, 1966.
- 166) ZIMMERLI, M.; KIPFER, B.; WAGDI, P. - Long-term Doppler echocardiographic follow up in normally functioning aortic St. Jude Medical prosthesis. **J. Heart Valve Dis.**, v.6, n.5, p.531-534, 1997.

ANEXOS

ANEXO I - Protocolo de Próteses Mecânicas

PROCOLO DE PRÓTESES MECÂNICAS - ATS

Protocolo N.º:

Nome:

Idade:

Sexo:

Cor:

Endereço:

Telefone:

a)

a)

b)

b)

História Clínica:

- Dispnéia
 - Pré-cordialgia
 - Síncope
 - I.C.C.
- Palpitações

1) Exame Físico:

Peso:

Altura:

Sup. Corpórea:

F.C.=

P.A.=

Pulso:

Frêmito no Pescoço:

Sopro em Carótidas:

Íctus:

Frêmito:

Sopro: -

-

Click de ejeção:

2ª bulha Aórtica:

2) ECG

3) Raio X de Tórax

Índice Córdio-pulmonar:

Descrição:

4) Exames de Laboratório:

Rotina de Pré-Op.:

ANEXO I (cont.)

- VG = Hb = DHL = TAP =

5) **Ecocardiograma:**

F.E. = E.P. = %

V.E. - Volume Sistólico Final =

- Volume Diastólico Final =

Velocidade de Fluxo Sangüíneo - Máxima = Média =

Gradiente Valvular Aórtico - Máximo = Médio =

Área Valvular Aórtica:

Espessura de Parede de V.E. - Septo = P.P. =

Comentários:

6) **Cirurgia:**

Data:

Tempo de Cirurgia = Tempo de C.E.C. = Tempo x. Ao. =

Temperatura = Proteção Nervo Frênico:

Descrição da valva aórtica:

N.° Prótese:

Comentários:

7) **Pós-Operatório:**

- Uso de Catecolaminas: Tempo:

- Sangramento Total:

- Reposição de:

- Papa de hemácias
- Plasma
- Sangue total

- Tempo de Assistência Respiratória:

- Tempo de Permanência em UTI:

ANEXO I (cont.)

Comentários:

8) Avaliação no 7° PO:

- Clínica :

- Laboratório :VG = Hb = DHL = TAP=

- ECG:

- Raio X de Tórax

Índice Córdio-pulmonar:

Descrição:

- Ecocardiograma:

F.E. =

E.P. = %

V.E. - Volume Sistólico Final =

- Volume Diastólico Final =

Velocidade de Fluxo Sangüíneo - Máxima =

Média =

Gradiente Valvular Aórtico - Máximo =

Médio =

Área Valvular Aórtica:

Espessura de Parede de V.E. - Septo =

P.P. =

Comentários:

9) Avaliação no 30° PO:

- Data:

- Clínica :

- Laboratório :VG = Hb = DHL = TAP=

- ECG:

- Raio X de Tórax

Índice Córdio-pulmonar:

Descrição:

ANEXO I (cont.)

- Ecocardiograma:

F.E. = E.P. = %

V.E. - Volume Sistólico Final =

- Volume Diastólico Final =

Velocidade de Fluxo Sangüíneo - Máxima =

Média =

Gradiente Valvular Aórtico - Máximo =

Médio =

Área Valvular Aórtica:

Espessura de Parede de V.E. - Septo =

P.P. =

Comentários:

Avaliação do Ruído da Prótese:

10) Avaliação no 90° PO:

- Data:

- Clínica :

- Laboratório :VG = Hb = DHL = TAP=

- ECG:

- Raio X de Tórax

Índice Córdio-pulmonar:

Descrição:

- Ecocardiograma:

F.E. = E.P. = %

V.E. - Volume Sistólico Final =

- Volume Diastólico Final =

Velocidade de Fluxo Sangüíneo - Máxima =

Média =

Gradiente Valvular Aórtico - Máximo =

Médio =

Área Valvular Aórtica:

Espessura de Parede de V.E. - Septo =

P.P. =

Comentários:

ANEXO I (cont.)

- Ecocardiograma:

F.E. =

E.P. = %

V.E. - Volume Sistólico Final =

- Volume Diastólico Final =

Velocidade de Fluxo Sangüíneo - Máxima =

Média =

Gradiente Valvular Aórtico - Máximo =

Médio =

Área Valvular Aórtica:

Espessura de Parede de V.E. - Septo =

P.P. =

Comentários:

Avaliação do Ruído da Prótese:

NEXO II (cont.)

20	IC	04/04/1997	IV	II	I	I	I	I	I	0,57	0,56	0,54	0,53	0,53	0,51	49,5	39,9	42,4	46,1	47	45
21	WC	20/06/1997	II	II	I	I	I	I	I	0,51	0,56	0,47	0,44	0,44	0,46	46,3	35	35	40	40	40
22	OVS	24/06/1997	IV	II	II	I	I	I	I	0,60	0,59	0,54	0,49	0,4	0,47	48,2	27,2	35	48	48	47
23	HW	26/06/1997	II	II	I	I	I	I	I	0,62	0,57	0,54	0,56	0,52	0,43	44,3	39,8	45	44	41	48
24	LAC	30/06/1997	II	II	I	I	I	I	I	0,59	0,59	0,56	0,52	0,47	0,48	42,6	38	40	43	43	42
25	LS	24/07/1997	IV	II	I	I	I	I	I	0,65	0,66	0,56	0,56	0,53	0,59	34,4	36,2	42	46	47	44,6
26	TB	14/08/1997	III	II	I	I	I	I	I	0,60	0,64	0,58	0,56	0,55	0,56	38,4	34	34,4	39	38	40
27	SEM	18/08/1997	III	II	II	I	I	I	I	0,57	0,64	0,56	0,55	0,53		41,3	45	44	40	46	
28	PF	10/09/1997	III	II	I	I	I	I	I	0,45	0,52	0,47	0,42	0,38	0,4	47,2	37,4	48	46	45	52
29	HC	23/09/1997	III	II						0,61	0,6					39	36,3				
30	AG	08/10/1997	III	II	I	I	I	I	I	0,54	0,64	0,57	0,55	0,54	0,54	50	36,9	43	47	45	48
31	AS	15/10/1997	IV	II	II	I	I	I	II	0,57	0,62	0,58	0,58	0,58	0,6	42,6	32,3	35,0	40	46	48
32	JLS	20/10/1997	IV	II	I	I	I	I	I	0,49	0,54	0,55	0,55	0,55	0,48	44,2	30,1	41	45	47	46
33	SAP	22/10/1997	III	II	I	I	I	I	I	0,57	0,57	0,52	0,46	0,43	0,45	42,3	37,6	38	40	45	53
34	PFS	24/10/1997	III	II	I	I	I	I	I	0,65	0,64	0,57	0,56	0,49	0,5	41,7	37	43	44	45	45

ANEXO III - Valor do Hematócrito, da Desidrogenase Láctica Sérica e do Tempo de Atividade da Protrombina dos pacientes.

Nº	Hb (%)										DHL (U/l)										TAP (%)									
	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO						
1	9,1	10,4	12,8	15,0	15,0	17,6	125,6	292,3	322,6	126,4	505,5	188,5	76	54	45	43	38	35												
2	14,5	14,0	14,3	15,1	15,0	13,3	314,2	183,0	317,3	252,9	251,3	183,0	88	100	70	100	100	76												
3	17,3	11,6	14,5	13,3	15,3	16,2	133,8	306,0	152,9	185,7	390,7	144,7	76	100	26,5	26,5	29,5	32,5												
4	17,2	11,7	14,6	14,6	13,6		120,1	254,0	422,8	385,7	464,5		100	100	39	31	48													
5	14,5	12,6	10,3				180,3	363,4	347,0				100	76	70															
6	13,6	10,3	11,0	10,2	11,3	11,9	503,7	953,7	1677,0	1139,6	582,1	560,2	100	26,5	42	35	24	24												
7	15,1	10,4	14,3	16,0	15,2	15,6	112,4	404,4	316,9	273,2	306,0	292,3	88	76	100	76	88	76												
8	13,6	9,2	14,3	13,3	13,4	14,0	387,0	284,1	371,6	280,6	152,9	150,2	88	76	54	54	65	76												
9	11,6	14,1	11,6	11,6	10,9	12,6	292,3	194,7	532,6	502,8	519,2	341,5	100	100	22	18	65	35												
10	13,6	13,1	14,7	13,3	13,1	13,3	157,2	448,0	390,7	144,7	150,2	202,1	100	100	38	38	100	76												
11	16,1	14,8	15,6	18,6	17,0	15,0	131,1	144,7	191,2	251,3	281,4	177,5	100	100	76	100	65	88												
12	16,9	11,1	13,3	15,6	15,3	15,0	122,9	352,5	166,6	289,6	218,5	177,5	76	88	54	28,5	35	30,5												
13	15,5	13,6	13,1	15,2	15,0	15,0	202,1	371,6	306,3	431,7	316,8	177,5	88	43	19,5	43	43	35												
14	15,1	12,2	13,6	15,0	13,3	13,3	188,4	188,0	256,8	366,1	450,9	352,5	88	38	43	54	88	54												
15	14,9	11,1	9,6				491,0	688,0	344,3				100	88	65															
16	12,5	10,5	14,0	14,6	17,0	15,0	112,4	250,3	185,7	166,6	169,3	152,9	88	65	43	38	65	88												
17	14,3	11,6	13,8	14,0	15,7	16,6	166,6	265,0	281,4	183,0	188,5	234,9	100	28,5	76	43	76	88												
18	14,5	11,8	14,6	15,0	15,0	15,0	125,6	169,3	236,9	180,3	144,7	202,1	100	54	73	38	54	36												
19	15,7	12,2	13,1	14,0	14,0	17,0	180,3	243,1	230,1	213,0	199,4	196,7	88	25	30	32,5	26,5	76												

ANEXO III (cont.)

20	17,6	13,9	14,8	15,1	15,6	14,6	120,1	420,8	442,7	401,7	385,3	275,9	88	35	28,5	19	22	100
21	15,4	11,3	11,3	13,3	13,3	13,3	196,7	726,9	874,4	855,3	865,6	1117,7	13	28,5	26,5	38	20	45
22	16,7	9,9	11,3	16,0	16,0	15,6	520,8	800,7	494,6	289,6	319,7	281,4	100	54	76	76	100	80
23	15,1	14,5	15,0	14,6	13,6	15,7	237,7	215,8	226,7	180,3	188,4	237,7	100	25	54	28,5	43	88
24	14,7	12,5	13,3	14,1	14,3	14,0	150,2	237,7	234,9	161,1	199,4	180,3	88	76	65	32,5	65	54
25	11,6	12,4	14,0	15,3	15,2	14,6	587,5	461,8	259,5	210,3	232,8	285,6	54	54	35	76	61	70
26	11,8	12,1	10,9	13,0	12,4	13,3	142,0	232,2	232,3	174,8	215,8	196,7	100	15	32	65	65	59
27	13,9	15,0	14,6	13,3	15,1		98,9	259,5	245,4	152,9	166,6		88	65	35	65	54	
28	14,9	13,4	16,0	15,3	14,7	17,3	139,3	322,4	199,4	150,2	104,1	221,3	100	54	54	65	65	59
29	13,2	12,7					128,3	1172,4					100	32				
30	17,7	13,0	14,3	15,6	15,0	16,0	125,6	297,8	161,1	177,5	259,5	193,9	88	54	88,0	28,5	65	86
31	14,9	11,3	11,3	13,3	15,3	16,0	142,0	420,8	300,5	295,1	352,5	429,0	100	28,5	32,5	38,0	35	46
32	14,2	10,7	13,6	14,3	15,2	15,3	105,8	202,1	221,3	213,1	243,1	377,1	100	35	38	76	65	43
33	14,6	9,9	12,4	13,1	14,7	17,6	180,3	535,6	442,7	420,8	355,2	344,3	88	32,5	88,0	54	88	75
34	14,8	13,1	14,3	14,6	15,0	14,7	119,2	366,1	461,5	229,5	273,2	174,8	88	88	43	23,0	59	59

ANEXO IV - Valores da Fração de Ejeção, do Encurtamento Percentual e do Volume Sistólico Final do Ventrículo Esquerdo dos pacientes.

N°	FRAÇÃO DE EJEÇÃO (%)					ENCURTAMENTO PERCENTUAL (%)					VOLUME SISTÓLICO FINAL V.E. (mm³)							
	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO
1	25	34	32	47	59	57	12	17	16	24	32	30	70,00	67,90	60,50	45,10	43,30	41,50
2	54	38	37	49	64	66	29	19	18	25	35	37	49,00	51,00	53,80	35,00	31,50	33,20
3	52	62	66	69	78	48	27	34	36	39	46	24	46,00	36,00	27,00	32,50	24,10	38,80
4	43	33	47	59	65		23	17	24	32	36		54,00	49,20	42,70	34,90	34,50	
5	45						23						44,00					
6	46	49	56	71	49	66	24	25	29	41	25	37	47,70	40,40	37,00	32,90	38,80	35,00
7	76	55	68	47	56	58	38	29	39	24	30	30	43,00	39,30	32,80	43,80	38,90	35,00
8	78	58	66	77	82	73	42	31	36	46	51	42	37,00	34,90	28,40	27,00	24,10	27,00
9	46	44	64	69	71	67	23	22	35	39	41	37		33,40	33,90	32,00	31,00	38,00
10	81	70	66	74	73	69	51	39	37	43	42	38	26,00	28,80	30,20	28,40	28,00	26,70
11	70	75	79	71	77	68	39	44	48	41	45	38	27,10	25,80	26,20	28,80	25,10	31
12	72	77	84	68	67	66	40	45	54	37	37	57	31,00	25,30	22,30	27,10	28,40	33,20
13	56	44	45	52	63	61	30	22	22	27	35	33	56,00	38,00	38,20	38,80	38,80	38,8
14	47	36	66	66	55	61	23	17	36	36	28	33		42,30	31,50	31,50	36,30	35,8
15	45	58					23	31					47,00	42,80				
16	61	47	51	55		70	33	24	26	29		40	42,80	38,00	36,30	34,50		32,8
17	38,5	48	56	54	57	76	18,2	24	30	27	30	46	60,00	47,20	44,70	42,00	40,20	33,90
18	84	62	71	65	65	68	46	33	41	36	36	38	28,00	33,40	31,10	32,90	35,00	30,60
19	57	78	74	60	41	62	31	39	43	32	20	34	49,70	29,00	34,90	37,20	41,5	31

ANEXO IV (cont.)

20	68	53	54	55	50	51	31	27	27	27	29	26	26	42,00	36,30	38,80	40,60	45,00	37,6
21	74	53	67	64	77	48	44	27	38	35	35	46	25	29,70	39,30	42,60	34,90	29,00	54,1
22	59		69	64	63	61	32		39	35	35	35	34,00	41,50		35,40	35	37,9	41,8
23	45	42	75	66	68	67	22	20	43	36	36	38	37	42,00	37,60	19,00	26,60	26,10	25,60
24	45	58	64	73	62	59	23	31	35	43	43	33	31	49,80	35,40	35,40	28,5	28,40	34,5
25			43	58	56	45			22	31	31	30	23			56,80	47,00	46,4	53,5
26	43	31	50	64	64	55	22	15	25	35	35	35	29	51,40	47,70	37,40	34,90	32,90	36,6
27	71	76	79	60	64		41	45	48	46	46	34		39,30	28,40	25,60	30,50	27,60	
28	72	79	58	64	76	45	35	47	31	54	54	45	23	32,00	24,00	30,6	31,5	27,5	38,9
29	78	77					47	45						23,10	20,20				
30	65	51	60	59	54	43	30	26	33	32	32	28	21	30,60	40,90	38,20	39,90	37,40	44,50
31	56	54	52	71	58	53	30	27	26	41	41	31	28	42,00	37,50	40,80	35,00	45,00	49,2
32	36	35	38	49	67	52	18	17	23	25	25	31	27	54,60	51,40	51,60	48,2	34,90	39,3
33	63	37	46	65	67	70	35	18	23	33	33	37	46,8	49,20	47,60	45	31,90	30,6	2,12
34	62	34	43	49	54	52	34	16	21	25	25	28	27	40,90	45,70	41,80	43,70	41,30	42,8

ANEXO V - Valores do Volume Diastólico Final do Ventrículo Esquerdo, da Velocidade Máxima e Média do Fluxo Sangüíneo dos pacientes.

N°	VOLUME DIASTÓLICO FINAL V.E. (mm ³)						VELOCIDADE MÁXIMA FLUXO SANGÜÍNEO (m/s)						VELOCIDADE MÉDIA FLUXO SANGÜÍNEO (m/s)						
	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	PRÉ	7°PO	30°PO	90°PO	180°PO	365°PO	
1	81,00	77,20	71,80	68,80	63,90	59,40		2,00	2,56	2,77	2,93	2,48		1,35	1,82	1,87	2,25	2,03	
2	69,00	64,00	44,10	48,00	48,50	52,40	3,97	2,04	2,40	2,36	3,69	3,05		2,47	1,66	1,65	2,48	1,72	
3	64,00	55,00	43,00	53,50	44,70	51,10	3,93	1,12	1,21	1,21	1,40			3,33	1,50	0,97	1,09		
4	70,00	58,30	55,90	51,10	53,80		1,96	1,13	2,12	1,16	2,69			1,21	1,52	1,56	0,74	1,68	
5	57,00						5,49							4,05					
6	62,40	54,10	52,00	56,10	51,60	55,00	2,16	3,13	2,52	2,97	2,97	3,21		1,48	1,82	1,97	1,74	1,61	
7	70,00	55,50	53,30	57,80	55,50	50,30	1,96	1,38	1,48	1,60	1,68	1,44		1,60	0,82	1,16	1,19	0,93	
8	72,00	50,60	44,60	50,00	48,70	46,70	2,93	3,61	2,52	2,93	2,81	2,77		2,24	2,00	1,76	2,10	2,08	
9		42,80	52,10	52,10	52,40	48,00		3,49	4,49	4,33	4,25	3,41			2,25	3,44	2,91	3,10	2,76
10	53,00	47,60	52,90	49,80	48,70	43,30	4,73	3,05	2,77	3,05	2,61	2,65		3,72	1,88	1,97	1,80	1,66	
11	44,60	45,90	50,70	48,50	45,70	50,3	4,73	2,97	3,33	3,13	2,48	2,85		3,89	2,30	2,23	1,93	2,1	
12	54,00	46,30	48,40	43,30	45,00	52,40	5,01	2,97	3,33	2,73	2,61	2,93		3,80	1,77	2,53	1,91	2,06	
13	74,00	48,50	49,20	52,10	59,50	58	5,16	2,32	2,81	2,16	2,61	2,52		3,90	1,62	1,88	1,45	1,62	
14		51,10	49,40	49,40	50,70	53,8		2,32	2,81	2,73	1,40	2,2			1,35	2,07	1,94	1,56	
15	60,60	62,00					2,12	2,77						1,53	1,77				
16	64,20	49,00	49,00	48,50		54,2	1,83	2,44	2,12	2,48		2,52		1,42	1,44	1,84		1,49	
17	73,00	62,40	63,90	58,60	57,70	62,40	1,86	2,08	2,24	2,73	2,69	2,52		1,77	1,83	2,10	1,95	1,62	
18	52,00	50,20	52,40	51,60	54,60	49,20	4,64	2,65	2,56	2,48	2,85	2,40		3,71	1,66	1,83	1,91	1,65	
19	71,80	48,00	50,60	54,60	52,00	46,8	2,40	3,04	2,77	2,20	2,44	2,97		1,66	1,88	1,17	1,74	1,89	

ANEXO V (cont.)

20	60,00	49,80	52,10	57,30	57,00	50,7	2,18	1,92	1,84	2,12	1,8	2,32	1,30	1,46	1,39	1,56	1,29	1,73
21	52,00	54,10	68,80	53,60	53,60	72,3	4,85	2,80	1,90	2,24	2,24	2,47	1,39	1,30	1,26	1,54	1,25	1,32
22	61,20		58,10	53,8	57,7	62,9	4,57		1,84	2,4	2,36	1,96	1,27		1,39	1,63	1,98	1,28
23	53,00	47,20	34,00	41,30	41,80	40,30	5,20	2,52	2,48	2,85	2,69	1,76	4,00	2,08	1,52	2,07	1,97	1,22
24	64,70	51,10	54,60	49,7	45,50	50,3	2,56	2,46	2,89	2,73	2,85	2,24	1,99		2,29	1,74	2,05	1,43
25			72,70	68,30	66,7	69,7			2,52	2,40	2,52	2,47			1,53	1,56	1,84	1,22
26	65,60	56,10	50,20	54,10	50,60	51,4	1,40	2,40	2,20	2,36	2,16	1,88	1,02	1,58	1,36	1,54	1,39	1,16
27	66,70	51,90	49,20	44,7	42,10		2,20	3,17	2,40	2,08	2,12		1,31	1,75	1,08	1,67	1,07	
28	49,00	45,50	44,1	48,5	50,3	50,3	4,72	2,69	2,24	2,36	2,56	2,28	3,71	2,01	1,74	1,60	1,67	1,5
29	43,30	36,90					4,37	2,61					3,21	1,62				
30	47,60	55,30	56,80	58,5	52,10	56,5	3,73	2,16	1,84	1,84	1,84	1,6	2,29	1,39	1,18	1,28	1,35	1,23
31	59,90	57,20	56,10	59,50	66,00	68,3	2,81	2,60	2,85	2,93	2,61	2,44	2,14	2,00	1,96	1,69	1,48	1,33
32	69,80	66,70	63,40	64,4	56,10	53,6	1,40	1,32	1,88	1,68	1,96	1,44	1,02	1,45	1,42	1,04	1,35	1,05
33	76,20	58,10	58,60	49,80	48,5	1,57	2,28	2,28	2,28	2,24	2,36	2,12	1,62	1,87	1,85	1,43	1,49	1,57
34	61,90	54,60	53,10	58,50	57,50	58,6	2,16	2,36	2,97	2,00	2,69	2,14	1,43	1,44	1,80	1,30	1,88	1,78

ANEXO VI - Valores dos Gradientes Máximo e Médio Valvular Aórtico e da Espessura da Parede Septal do Ventrículo Esquerdo dos pacientes.

N°	GRADIENTE MÁXIMO VALVAR AÓRTICO (mmHg)					GRADIENTE MÉDIO VALVULAR AÓRTICO (mmHg)					ESPESURA PAREDE SEPTAL VE (cm)							
	PRÉ	7° PO	30° PO	90° PO	180° PO	365° PO	PRÉ	7° PO	30° PO	90° PO	180° PO	365° PO	PRÉ	7° PO	30° PO	90° PO	180° PO	365° PO
1		18,00	26,30	30,60	34,20	24,70		9,00	14,30	16,60	22,30	17,60		0,83	1,08	1,13	1,03	0,79
2	55,60	31,00	23,10	22,40	54,40	37,10	29,70	15,00	12,50	12,80	27,60	16,00	0,80	0,84	0,96	1,09	0,70	1,09
3	61,70	20,00	5,00	5,90	7,90	23,00	44,60	13,00	3,90	3,70	5,10	14,00	0,70	0,84	0,90	0,96	1,23	0,80
4	15,40	20,90	18,00	5,40	28,80		6,90	13,30	11,00	2,50	13,30		1,10	1,10	1,10	1,03	0,83	
5	120,60						70,90						1,40					
6	18,70	39,10	25,50	35,20	35,20	36,10	9,60	18,80	14,20	17,70	14,90	13,50	0,98	0,98	0,80	0,70	0,70	0,80
7	15,30	7,60	8,80	10,30	11,30	8,30	10,10	4,60	3,10	5,90	6,10	4,10	1,10	0,93	1,18	0,96	1,09	1,14
8	34,20	36,10	25,50	34,20	31,50	30,60	21,40	18,40	16,80	14,20	19,10	18,70	1,20	1,20	1,22	0,90	0,98	0,89
9		48,60	80,60	74,90	72,20	46,00		23,80	52,60	40,50	42,20	31,00		1,43	1,65	1,33	1,44	1,15
10	89,50	37,10	30,60	37,10	27,10	28,00	59,40	15,50	16,60	17,90	15,40	13,10	1,00	1,00	0,92	0,92	0,93	0,83
11	89,50	33,20	44,30	39,10	24,70	32,4	63,50	22,60	21,80	18,50	17,00	19,7	1,18	0,80	0,74	0,79	1,13	0,74
12	100,40	35,20	44,30	29,70	27,10	34,20	61,90	14,90	28,50	16,10	15,6	19,50	1,53	1,40	1,44	1,44	1,22	0,92
13	107,00	21,60	31,50	18,70	27,10	25,5	65,00	11,80	15,80	9,70	11,00	12,1	1,20	1,44	1,42	1,35	1,28	1,08
14		21,60	31,50	29,70	7,90	19,4		8,90	19,10	16,90	4,70	10,6		1,08	1,22	1,22	0,87	1,04
15	18,00	30,60					10,30	14,90					0,76	0,89				
16	6,90	23,90	18,00	24,70		25,5	1,23	13,90	9,20	14,80		10,6	0,79	0,70	0,74	0,74		0,74
17	6,80	17,40	20,10	29,70	28,80	25,50		13,00	14,50	19,00	17,20	13,00	1,00	1,33	1,18	1,00	1,05	1,13
18	96,00	28,00	26,30	24,70	32,40	23,10	59,00	21,80	12,70	14,90	17,20	12,00	1,40	1,23	1,20	1,00	0,93	1,09
19	23,10	36,90	30,60	19,40	23,90	35,2	12,80	22,90	16,60	7,00	14	17,2	0,79	0,80	0,80	0,87	0,66	0,8

ANEXO VI (cont.)

20	16,10	14,80	13,6	18,00	13,00	21,60	8,20	9,10	9,20	10,80	7,00	13,60	1,00	1,31	0,92	0,87	0,90	0,80
21	94,10	20,00	11,90	20,10	20,10	22,4	48,60	12,00	6,90	11,00	7,60	8,7	1,30	0,90	0,90	0,80	1,28	0,90
22	83,00		13,60	23,1	24	15,4	54,00		8,50	11,9	15	7,6	1,00		1,22	1,27	0,9	0,93
23	100,00	25,00	24,70	32,40	28,90	12,40	65,00	18,00	10,40	18,90	17,70	6,80	1,20	0,90	1,26	1,10	0,98	1,33
24	26,30	24,30	33,30	29,70	32,40	20,1	17,00	24,67	22,20	14,70	18,90	9,7	0,60	0,98	0,92	0,98	0,80	0,83
25			25,50	23,10	25,5	17,4			11,70	11,90	15,3	7,5			1,04	1,20	0,87	0,96
26	13,60	23,10	19,40	22,40	18,70	14,2	8,60	11,90	8,60	11,60	9,30	0,5	1,00	0,98	1,33	1,13	0,93	1,37
27	19,40	40,10	23,10	17,40	18,00		8,30	15,50	7,00	11,80	5,70		1,20	1,26	1,43	0,93	1,26	
28	89,00	28,80	20,1	22,4	26,3	20,9	59,00	17,70	12,9	11,8	12,8	11	1,35	1,57	0,96	0,87	1,05	1,09
29	76,30	27,10					45,50	12,40					1,33	1,38				
30	55,60	18,70	13,60	13,6	13,60	10,3	25,90	9,20	6,80	7,30	8,10	6,5	1,60	1,20	0,82	1,26	0,90	1,08
31	28,00	26,00	32,40	34,20	27,10	23,9	17,00	17,50	18,00	14,10	12,10	9,8	0,70	0,8	0,80	1,04	1,04	0,82
32	14,00	12,80	14,20	11,30	15,40	8,3	9,00	9,10	8,00	5,00	8,20	4,9	0,70	0,8	0,80	0,89	0,93	0,89
33	20,00	20,90	20,90	20,10	22,40	18	12,10	14,40	14,10	10,00	10,70	10,7	0,84	0,92	0,79	0,92	1,14	0,92
34	18,70	22,40	35,20	16,10	28,80	24	9,70	10,40	16,00	7,90	15,80	14,1	0,90	1,13	0,84	0,76	0,69	0,57

ANEXO VII - Valores da Espessura da Parede Posterior do Ventrículo Esquerdo dos pacientes.

N°	ESPESSURA PAREDE POSTERIOR VE (cm)									
	PRÉ	7° PO	30° PO	90° PO	180° PO	365° PO				
1		0,83	1,03	1,13	1,03	0,87				
2	0,80	0,84	0,96	1,05	0,83	1,05				
3	0,70	0,84	0,90	0,96	1,18	0,80				
4	1,10	1,10	1,10	0,84	0,87					
5	1,40									
6	0,98	0,98	0,80	0,93	0,93	0,70				
7	1,10	0,98	1,05	1,14	1,04	1,18				
8	1,20	1,20	1,22	0,93	0,98	0,89				
9		1,43	1,65	1,33	1,24	1,15				
10	1,00	1,00	0,83	0,83	0,84	0,83				
11	1,18	0,90	0,87	0,87	1,08	0,79				
12	1,44	1,44	1,40	1,27	1,27	0,87				
13	1,20	1,44	1,42	1,14	1,23	1,08				
14		1,08	1,01	0,96	0,87	1,06				
15	0,76	0,89								
16	0,74	0,69	0,74	0,74		0,79				
17	1,00	1,28	1,08	1,00	0,96	0,98				
18	1,30	1,23	1,15	1,00	1,00	1,20				
19	0,70	0,80	0,80	0,87	0,61	0,8				

ANEXO VII (cont.)

20	1,00	1,31	0,92	0,96	0,90	0,70
21	1,20	0,80	0,93	0,79	1,13	0,90
22	1,00		1,05	1,27	0,8	0,93
23	1,10	0,90	1,15	0,96	0,93	1,33
24	0,60	1,10	0,83	0,98	0,83	0,83
25			0,93	1,15	0,87	1
26	1,20	1,28	1,33	1,13	1,03	1,2
27	1,20	1,31	1,28	0,89	1,26	
28	1,20	1,35	0,86	0,96	0,92	1,05
29	1,23	1,33				
30	1,60	1,20	0,82	0,87	0,70	1,08
31	0,60	0,82	0,70	1,09	0,60	0,87
32	0,64	0,82	0,80	1,08	0,93	0,89
33	0,84	0,80	0,70	0,92	1,14	0,96
34	0,90	1,13	0,74	0,76	0,64	0,61

ANEXO VIII - Médias e Desvio Padrão

	N° Amostra	Média	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão
IDADE	34	40,235	17	75	17,4999
PESO	34	60,706	46	100	13,098
ALTURA	34	168,559	150	185	8,846
SUPERFÍCIE CORPÓREA	34	173,882	141	215	18,440
MASSA CORPORAL	34	23,390	17	32	3,716
TEMPO DE C.E.C.	34	91,088	50	156	30,267
TEMPO CLAMPEAMENTO Ao.	34	60,029	32	128	24,247
NYHA PRÉ-OP.	34	3,088	2	4	0,7535
NYHA 7°	34	2,059	2	3	0,2388
NYHA 30°	32	1,375	1	4	0,6599
NYHA 90°	31	1,032	1	2	0,1796
NYHA 180°	31	1,000	1	1	0,0000
NYHA 365°	28	1,036	1	2	0,1890
ICT PRÉ-OP.	34	0,565	0,45	0,71	0,0557
ICT 7°	34	0,584	0,51	0,74	0,0492
ICT 30°	33	0,529	0,38	0,69	0,0617
ICT 90°	31	0,513	0,42	0,62	0,0494
ICT 180°	31	0,491	0,38	0,65	0,0544
ICT 365°	29	0,484	0,4	0,61	0,0577
VG PRÉ-OP.	34	43,453	30	52	4,8349
VG 7°	34	35,791	27,2	45	3,8480
VG 30°	33	40,476	32	48	4,3149
VG 90°	31	43,439	33	56	4,2795
VG 180°	31	44,065	34	51	4,0492
VG 365°	29	45,159	36	53	4,4818
Hb PRÉ-OP.	34	14,609	9,1	17,7	1,8633
Hb 7°	34	12,118	9,2	15	1,5135
Hb 30°	33	13,339	9,6	16	1,6039
Hb 90°	31	14,365	10,2	18,6	1,4932
Hb 180°	31	14,532	10,9	17	1,3936
Hb 365°	29	14,979	11,9	17,6	1,4920

ANEXO VIII (cont.)

DHL PRÉ-OP.	34	207,100	98,9	587,5	134,1567
DHL 7°	34	383,197	144,7	1172,4	234,3087
DHL 30°	33	426,424	152,9	1677	352,3305
DHL 90°	31	329,832	126,4	1139,6	256,3176
DHL 180°	31	311,687	104,1	865,6	161,8806
DHL 365°	29	289,766	144,7	1117,7	199,4326
TAP PRÉ-OP.	34	89,382	13	100	16,9241
TAP 7°	34	59,250	15	100	27,7216
TAP 30°	33	50,955	19,5	100	21,3857
TAP 90°	31	47,839	18	100	22,3612
TAP 180°	30	59,583	20	100	23,2082
TAP 365°	29	61,724	24	100	21,9490
FE PRÉ-OP.	33	57,985	25	84	14,8316
FE 7°	31	53,161	31	79	15,3408
FE 30°	31	58,903	32	84	13,4842
FE 90°	31	61,742	47	77	8,5478
FE 180°	30	63,400	41	82	9,5434
FE 365°	29	59,897	43	76	9,2015
EP PRÉ-OP.	33	30,885	12	51	9,3915
EP 7°	31	28,161	15	47	9,9602
EP 30°	31	32,387	16	54	9,4857
EP 90°	31	34,774	24	54	7,4508
EP 180°	30	34,867	20	51	7,1329
EP 365°	29	33,510	21	57	8,1764
VSF PRÉ-OP.	31	42,787	23,1	70	10,8677
VSF 7°	31	38,539	20,2	67,9	9,8235
VSF 30°	31	37,113	19	60,5	9,6960
VSF 90°	31	35,245	26,6	48,2	6,0418
VSF 180°	30	34,317	24,1	46,4	6,7057
VSF 365°	29	35,959	2,12	54,1	9,5798
VDF PRE-OP.	31	62,048	43,3	81	9,6672
VDF 7°	31	53,323	36,9	77,2	7,8176
VDF 30°	31	53,390	34	72,7	8,3602
VDF 60°	31	53,413	41,3	68,8	6,4416
VDF 180°	30	52,617	41,8	66,7	6,4322
VDF 365°	29	52,406	1,57	72,3	12,3012

ANEXO VIII (cont.)

VMFS PRÉ-OP.	29	3,376	1,4	5,49	1,3280
VMFS 7°	30	2,489	1,12	3,61	0,5908
VMFS 30°	31	2,457	1,21	4,49	0,6181
VMFS 90°	31	2,427	1,16	4,33	0,6124
VMFS 180°	30	2,496	1,4	4,25	0,5902
VMFS 365°	28	2,394	1,44	3,41	0,5002
VMEFS PRÉ-OP.	28	2,382	1,02	4,05	1,0886
VMEFS 7°	30	1,714	1,03	2,31	0,3438
VMEFS 30°	31	1,718	0,82	3,44	0,5000
VMEFS 90°	31	1,623	0,45	2,91	0,4479
VMEFS 180°	30	1,714	1,03	3,1	0,4506
VMEFS 365°	28	1,593	0,93	2,76	0,3875
GMVA PRÉ-OP.	29	51,697	6,8	120,6	37,4555
GMVA 7°	31	26,155	7,6	48,6	9,0223
GMVA 30°	31	25,532	5	80,6	13,8428
GMVA 90°	31	25,019	5,4	74,9	12,7782
GMVA 180°	30	26,290	7,9	72,2	12,7593
GMVA 365°	29	23,569	8,3	46	9,0324
GMEVA PRÉ-OP.	28	32,344	1,23	70,9	23,9107
GMEVA 7°	30	14,443	4,6	23,8	4,6885
GMEVA 30°	31	14,306	3,1	52,6	9,0228
GMEVA 90°	31	13,142	2,5	40,5	6,8182
GMEVA 180°	30	14,230	4,7	42,2	7,5541
GMEVA 365°	29	12,210	0,5	31	5,9148
ES PRÉ-OP.	29	1,057	0,6	1,6	0,2708
ES 7°	31	1,068	0,7	1,57	0,2361
ES 30°	31	1,051	0,74	1,65	0,2437
ES 90°	31	1,015	0,7	1,44	0,1911
ES 180°	30	0,991	0,66	1,44	0,1960
ES 365°	29	0,949	0,57	1,37	0,1828
EP PRÉ-OP.	29	1,024	0,6	1,6	0,2627
EP 7°	31	1,068	0,69	1,44	0,2295
EP 30°	31	1,002	0,7	1,65	0,2346
EP 90°	31	0,994	0,74	1,33	0,1502
EP 180°	30	0,955	0,6	1,27	0,1863
EP 365°	29	0,944	0,61	1,33	0,1717