

Vivian Carla da Silva Gomes

Modelo experimental de estudo da hipertensão intra-abdominal: efeitos sobre o fluxo aórtico e pressão arterial sistêmica

Tese apresentada à Faculdade de Medicina da
Universidade de São Paulo para obtenção do
título de Doutora em Ciências

Programa de Clínica Cirúrgica
Orientador: Prof. Dr. Erasmo Simão da Silva

(Versão corrigida. Resolução CoPGr 6018/11, de 1 de novembro de 2011. A versão original está disponível na Biblioteca da FMUSP)

São Paulo
2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

Preparada pela Biblioteca da
Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo

Gomes, Vivian Carla da Silva

Modelo experimental de estudo da hipertensão intra-abdominal : efeitos sobre o fluxo aórtico e pressão arterial sistêmica / Vivian Carla da Silva Gomes. -- São Paulo, 2016.

Tese(doutorado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo.
Programa de Clínica Cirúrgica.

Orientador: Erasmo Simão da Silva.

Descritores: 1.Hipertensão intra-abdominal 2.Pressão arterial 3.Perfusão
4.Fluxo sanguíneo regional 5.Simulação 6.Hemodinâmica 7.Hipotensão

USP/FM/DBD-400/16

Dedicatória

Acima de tudo, a **Deus**, fonte de toda sabedoria e força, por ter me dado saúde, coragem e uma família maravilhosa. A Ele toda honra e todos os méritos.

À minha família, referência firme de amor, trabalho e honestidade, sem a qual seria impossível chegar até aqui.

Agradecimentos

Em primeiro lugar, a **Deus**, pela paz, saúde e ânimo constantes que tem me dado. Serei eternamente grata por tudo que **Ele** tem feito.

“ Ó Senhor Deus, como é bom dar-Te graças! Como é bom cantar hinos em tua honra, ó Altíssimo! Como é bom anunciar de manhã o Teu amor e de noite a Tua fidelidade(...)”
(Salmo 92:1-2).

Ao meu maravilhoso **pai**, meu melhor amigo nesta terra, o Engenheiro **Jorge Gomes**, pelo exemplo de conduta cristã, amor, apoio e amizade! Obrigada por todas as sugestões e preciosas contribuições na confecção da parte elétrica do simulador! O senhor de fato é um dos coautores do projeto e me orgulho muito em dizer isto!!! Obrigada, pai!

À minha doce e maravilhosa **mãe**, a Psicopedagoga **Vera da Silva Gomes**, minha melhor amiga nesta terra, pelo exemplo de conduta cristã, amor, apoio e amizade. Muito obrigada pelas orações, pela torcida e pelo ouvido sempre pronto a me escutar. A presença da senhora na minha vida e no meu consultório faz tudo ser mais agradável e factível!!! Obrigada, amiga!

Ao meu querido **irmão**, o Engenheiro Civil e Mestre pela Escola Politécnica da USP e Advogado pela USP, **Jorge Eduardo da Silva Gomes**, pelo exemplo de conduta

cristã, amor, apoio e amizade. Obrigada pelas sugestões e pela ajuda com o texto deste trabalho! Quero registrar aqui que ter você como irmão mais velho academicamente bem sucedido sempre foi desafiador pra mim! Observar você estudar forjou em mim o mesmo hábito! Obrigada, Du!

À minha querida **cunhada**, a Pedagoga **Graciela de Queiroz Gomes**, pela amizade e carinho! Além de ser muito habilidosa e talentosa, certamente você é um presente precioso para a nossa família! Obrigada pelo apoio, Gra!

À minha querida e linda **sobrinha**, **Júlia de Queiroz Gomes**, por alegrar tanto a nossa vida e a nossa família. Que um dia eu tenha o privilégio de estar na sua banca de pós-graduação, Julinha!

Ao **Prof. Dr. Erasmo Simão da Silva**, Livre Docente do Departamento de Cirurgia Vascular e Endovascular da Faculdade de Medicina da USP (FMUSP), meu orientador, pela paciência, companheirismo, ensinamentos e apoio acadêmico de sempre, desde a época da residência médica. Obrigada por ser tão acessível e por ser sempre tão humano! O senhor é um exemplo como cirurgião, professor e pesquisador. Muito obrigada por todas as oportunidades que o senhor tem me proporcionado no mundo da pesquisa. Obrigada por apoiar outros projetos e idéias que temos desenvolvido no Laboratório. Agradeço também por sua amizade e exemplo de conduta.

Ao **Prof Dr. Pedro Puech Leão**, Professor Titular do Departamento de Cirurgia Vascular e Endovascular da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo,

pelos ensinamentos durante a residência, pelo exemplo de dedicação e pela oportunidade da Pós-Graduação.

Ao **Prof Dr. Nelson de Luccia**, Professor Titular do Departamento de Cirurgia Vascular e Endovascular da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, pelos ensinamentos durante a residência , pelo exemplo de dedicação e pela oportunidade da Pós-Graduação.

Ao **Prof. Dr. Madhavan Lakshmi Raghavan**, Bioengenheiro da Iowa State University, pela preciosa contribuição a este projeto. Obrigada pelo tempo despendido para validação do meu projeto piloto durante sua temporada aqui no Brasil no outono de 2015. Sua participação ativa em vários experimentos foi fundamental. Obrigada também pelas correções e comentários dos manuscritos e sugestões sempre construtivas.

Ao Mestre em Bioengenharia da Iowa State University, **Timothy Kwang-Joon Chung**, pela preciosa ajuda na validação dos instrumentos de medição deste trabalho (manômetros) e pela confecção dos tubos de silicone usados como corpo de prova. Mesmo estando longe, sua participação foi fundamental ao bom desenvolvimento dos ensaios experimentais.

Ao **Prof. Dr. Antonio Eduardo Zerati**, Livre Docente do Departamento de Cirurgia Vascular e Endovascular da FMUSP, pelo apoio, paciência e didática durante ensinamentos práticos na residência médica (estágio do Instituto do Câncer do Estado de São Paulo - FMUSP) e pela participação valiosa na banca do Exame de Qualificação desta tese.

Ao **Prof. Dr. José Augusto Tavares Monteiro**, médico assistente do Departamento de Cirurgia Vascular e Endovascular da FMUSP, pela dedicação e orientações durante a residência médica no estágio do Instituto do Coração e pela preciosa participação na banca do Exame de Qualificação desta tese, contribuindo com correções tão construtivas e minuciosas no manuscrito deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Bruno Souza Carmo**, docente do departamento de Engenharia Mecânica da Escola Politécnica da USP, pela importante participação na banca do Exame de Qualificação desta tese e por continuar apoiando este trabalho através de materiais didáticos e explicações. Obrigada por me receber na Escola Politécnica para esclarecimento de dúvidas e aprofundamento da discussão sobre os experimentos.

Ao **Prof. Dr. Otávio Ninomiya**, cirurgião vascular, pela amizade, pela conduta médica admirável e pelo exemplo acadêmico inspirador. Obrigada pela participação na banca do Exame de Qualificação desta tese como membro suplente, contribuindo com correções tão construtivas e minuciosas no manuscrito deste trabalho.

Ao **Prof. Dr. Glauco Saes**, cirurgião vascular, pela amizade e conduta médica exemplar. Obrigada pela participação na banca do Exame de Qualificação desta tese como membro suplente, pela dedicação na correção deste estudo e pelas preciosas sugestões que tanto incrementaram a discussão deste trabalho.

À Bióloga **Gina Camillo Rocha Silvestre**, da equipe do LIM 02 da Faculdade de Medicina da USP, meus sinceros agradecimentos pela amizade e participação ativa em

todos os trabalhos que tenho desenvolvido no Laboratório. Obrigada pelo apoio em todas as etapas deste projeto!

Ao Biólogo **Alexandre Queiroz Silva**, da equipe do LIM 02 da Faculdade de Medicina da USP, meus sinceros agradecimentos pela amizade e participação ativa em todos os trabalhos que tenho desenvolvido no Laboratório. Obrigada pelo apoio em todas as etapas deste projeto!

À Farmacêutica **Michele Alberto Marques**, da equipe do LIM 02 da Faculdade de Medicina da USP, meus sinceros agradecimentos pela amizade e participação ativa nos trabalhos que tenho desenvolvido no Laboratório. Obrigada pelo apoio em todas as etapas deste projeto!

Ao **Professor Dr. Carlos Augusto Pasqualucci**, Diretor do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da Universidade de São Paulo, pelo apoio a este projeto e contribuição para a fase piloto.

Ao **Sr. Nilton Fontes Neuman e a todos os funcionários do Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da Universidade de São Paulo**, pelo apoio a este projeto e preciosa contribuição na coleta de materiais de experimentação para a fase piloto.

À **Sra Junko Takano Osaka**, pela amizade e incentivo a este trabalho desde seu início. Obrigada também pelo valioso apoio dado a experimentos-piloto de outros

trabalhos que eu desenhei, envolvendo animais de experimentação. Agradeço pela doação de tantos materiais (como a glicerina) usados nos presentes experimentos.

Ao **Prof. Dr. José Pinhata Otoch**, Livre-Docente da Disciplina de Técnica Cirúrgica, pelo apoio ao presente projeto e a outros pilotos que realizei em seu laboratório (Lim 26). Agradeço também a todos os **amigos e funcionários da Disciplina de Técnica Cirúrgica (Santana, Claudinho, Sr. Elias)**, em especial ao Médico veterinário **Dr. Alessandro Belon** pela ajuda com vários experimentos-piloto.

A todos os **Docentes e Assistentes da Disciplina de Cirurgia Vascular e Endovascular do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP**, pelos valiosos ensinamentos desde a época da graduação.

A todos os **amigos da Biblioteca Central da Faculdade de Medicina da USP (em especial Sra. Maria do Céu, Milton Rosendo, Belo, Rogéria, Moisés, Marinalva, Márcia, Valéria, Quintino, Neide e Fernanda)** pela imensa ajuda e contribuição desde os anos da graduação. Obrigada por tantos materiais emprestados, pelos artigos conseguidos com tanto esforço, pela preciosa ajuda na edição final deste trabalho e pela amizade. Obrigada pela companhia em todos estes anos e por participarem de forma tão ativa na minha formação!

À colega de residência e de trabalho **Dra. Priscila Urtiga e Silva**, cirurgiã vascular, pela amizade, apoio e companhia em tantos procedimentos. Obrigada pelas opiniões valiosas, por tantas conversas boas e pelo ombro amigo!

À colega de residência e de Pós-Graduação, **Dra. Inez Ohashi Torres Ayres**, cirurgiã vascular, pela amizade e apoio. Obrigada também pelo material endovascular emprestado para a realização de vários experimentos.

À colega de trabalho **Dra. Karina Nascimento Eloy**, cirurgiã vascular, pela amizade e companheirismo nos muitos plantões que demos juntas e pela preciosa ajuda na realização de experimentos-piloto.

A todos os **colegas de Graduação FMUSP, Residência Médica e dos hospitais onde trabalhei e trabalho**, pela amizade e apoio em vários momentos importantes da minha vida.

À **Sra Leide**, secretária da Disciplina de Cirurgia Vascular e Endovascular, pelo apoio e pelas autorizações oficiais para uso do Laboratório durante fins de semana e feriados.

À **Sra Eliane Gazetto**, Secretária da pós-Graduação da Disciplina de Clínica Cirúrgica, pelo apoio na realização de todas as etapas desta tese.

Aos **cadáveres e a seus familiares**, meu respeitoso agradecimento.

À **Casa de Arnaldo**, oficina valiosa onde minhas ferramentas profissionais têm sido construídas e aperfeiçoadas até hoje.

*“A mente que se abre a uma nova idéia,
jamais voltará ao seu tamanho original.”*

Albert Einstein

Esta tese está de acordo com as seguintes normas, em vigor no momento desta publicação:

Referências: adaptado de International Committee of Medical Journals Editors (Vancouver).

Universidade de São Paulo. Faculdade de Medicina. Divisão de Biblioteca e Documentação. Guia de apresentação de dissertações, teses e monografias. Elaborado por Anneliese Carneiro da Cunha, Maria Julia de A. L. Freddi, Maria F. Crestana, Marinalva de Souza Aragão, Suely Campos Cardoso, Valéria Vilhena. 3a ed. São Paulo: Divisão de Biblioteca e Documentação; 2011.

Abreviaturas dos títulos dos periódicos de acordo com List of Journals Indexed in Index Medicus.

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO	1
2 OBJETIVOS	8
3 MÉTODOS	10
3.1 Da composição do Sistema	12
3.2 Do detalhamento dos corpos de prova	15
3.3 Do detalhamento dos ensaios experimentais	20
3.4 Metodologia estatística	28
4 RESULTADOS	29
5 DISCUSSÃO	60
6 CONCLUSÕES	73
7 ANEXO	75
8 REFERÊNCIAS	77

APÊNDICES

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS e SÍMBOLOS

AAIR	Aorta Abdominal infrarrenal
ANOVA	Análise de Variância
cm	centímetro(s)
Dr(a).	Doutor(a)
et al.	e outros
EUA	Estados Unidos da América
fms	fluxo médio na sístole
fmd	fluxo médio na diástole
fsh	fluxo no <i>shunt</i>
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HIA	Hipertensão Intra-abdominal
IMC	Índice de Massa Corpórea
kg	quilograma(s)
L	litro(s)
LIM	Laboratório de Investigação Médica
m	metro(s)
min	minuto(s)
mm	milímetro(s)
mmHg	milímetro(s) de mercúrio
mH ₂ O	metro de coluna de água
PAD	Pressão Arterial Diastólica
PA	Pressão Arterial Sistêmica
PAM	Pressão Arterial Média

PAS	Pressão Arterial Sistólica
PIA	Pressão Intra-abdominal
PPA	Pressão de Perfusão Abdominal
Prof.	Professor
psi	pound per square inch (libra por polegada quadrada)
PVC	Policloreto de Vinila
Qd	Fluxo diastólico
Qs	Fluxo sistólico
s	segundo(s)
SCA	Síndrome Compartimental Abdominal
SPSS	Statistical Package of Social Science
Sr(a).	Senhor(a)
SSI	SSI® Technologies enterprise
SVOC	Serviço de Verificação de Óbitos da Capital
USP	Universidade de São Paulo
XP	Tipo de silicone usado na confecção do corpo de prova
WSACS	World Society of Abdominal Compartment Syndrome
+	adição
/	divisão
°C	grau(s) Celsius
=	igual
±	mais ou menos
x	multiplicação
%	percentagem
-	subtração

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1 - Fotografia mostrando uma visão geral da composição do sistema circulatório pulsátil 11
- Figura 2 - Diagrama em perspectiva ilustrando todos os componentes do simulador 12
- Figura 3 - Diagrama de tempo representando os ciclos determinados pelo temporizador..... 14
- Figura 4 - Fotografias que ilustram o tubo de silicone utilizado como corpo de prova..... 16
- Figura 5 - Fotografias que ilustram a prótese de Dacron e sua associação com o tubo de silicone 18
- Figura 6 - Fotografias que ilustram a endoprótese e sua associação com o tubo de silicone 19
- Figura 7 - Fotografias que ilustram o anteparo rígido de madeira, o qual simula a coluna vertebral 20
- Figura 8 - Fotografia que ilustra o tubo de silicone fixado sobre o anteparo de madeira 21
- Figura 9 - Diagrama em perspectiva ilustrando as relações entre o espécime, o anteparo rígido e a película plástica 22
- Figura 10 - Fotografias ilustrando as relações entre o espécime, o anteparo rígido e a película plástica 23

Figura 11 -	Fotografia ilustrando o colabamento do espécime devido ao aumento da PIA (vista superior da caixa, com a tampa transparente fechada)	30
Figura 12 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a montante e a PIA - Normotensão.....	35
Figura 13 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a montante e a PIA – Hipotensão grave	35
Figura 14-	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a montante e a PIA – Hipotensão leve.....	35
Figura 15 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a montante e a PIA – Hipertensão leve.....	35
Figura 16 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a montante e a PIA – Hipertensão grave.....	35
Figura 17 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a montante e a PIA – Normotensão.....	39
Figura 18 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a montante e a PIA – Hipotensão grave.....	39
Figura 19 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a montante e a PIA – Hipotensão leve.....	39
Figura 20 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a montante e a PIA – Hipertensão leve.....	39
Figura 21 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a montante e a PIA – Hipertensão grave.....	39
Figura 22 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a jusante e a PIA – Normotensão.....	43

Figura 23 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a jusante e a PIA – Hipotensão grave.....	43
Figura 24 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a jusante e a PIA – Hipotensão leve.....	43
Figura 25 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a jusante e a PIA – Hipertensão leve.....	43
Figura 26 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Sistólica a jusante e a PIA – Hipertensão grave.....	43
Figura 27 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a jusante e a PIA – Normotensão	47
Figura 28 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a jusante e a PIA – Hipotensão grave.....	47
Figura 29 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a jusante e a PIA – Hipotensão leve.....	47
Figura 30 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a jusante e a PIA – Hipertensão leve.....	47
Figura 31 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão Arterial Diastólica a jusante e a PIA – Hipertensão grave.....	47
Figura 32 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Sistólico e a PIA – Normotensão.....	51
Figura 33 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Sistólico e a PIA – Hipotensão grave.....	51
Figura 34 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Sistólico e a PIA – Hipotensão leve.....	51

Figura 35 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Sistólico e a PIA – Hipertensão leve	51
Figura 36 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Sistólico e a PIA – Hipertensão grave	51
Figura 37 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Diastólico e a PIA – Normotensão.....	55
Figura 38 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Diastólico e a PIA – Hipotensão grave	55
Figura 39 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Diastólico e a PIA – Hipotensão leve.....	55
Figura 40 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Diastólico e a PIA – Hipertensão leve	55
Figura 41 -	Gráfico ilustrando a relação entre o Fluxo Diastólico e a PIA – Hipertensão grave.....	55
Figura 42 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão de Perfusão Abdominal e a PIA – Normotensão.....	59
Figura 43-	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão de Perfusão Abdominal e a PIA – Hipotensão grave.....	59
Figura 44 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão de Perfusão Abdominal e a PIA – Hipotensão leve.....	59
Figura 45 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão de Perfusão Abdominal e a PIA – Hipertensão leve.....	59
Figura 46 -	Gráfico ilustrando a relação entre a Pressão de Perfusão Abdominal e a PIA – Hipertensão grave.....	59

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Caracterização dos tipos de pacientes analisados neste estudo: valores de pressão sistólica e diastólica a montante iniciais e valores de fluxo sistólico e diastólico iniciais.....	26
Tabela 2 -	Valores aferidos de PAS a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	32
Tabela 3 -	Valores aferidos de PAS a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	32
Tabela 4 -	Valores aferidos de PAS a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	32
Tabela 5 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – PAS a montante	33
Tabela 6 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - PAS a montante	34
Tabela 7 -	Valores aferidos de PAD a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	36
Tabela 8 -	Valores aferidos de PAD a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	36
Tabela 9 -	Valores aferidos de PAD a montante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	36
Tabela 10 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – PAD a montante	37
Tabela 11 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - PAD a montante	38

Tabela 12 -	Valores aferidos de PAS a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	40
Tabela 13 -	Valores aferidos de PAS a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	40
Tabela 14 -	Valores aferidos de PAS a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	40
Tabela 15 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – PAS a jusante	41
Tabela 16 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - PAS a jusante.....	42
Tabela 17 -	Valores aferidos de PAD a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	44
Tabela 18 -	Valores aferidos de PAD a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	44
Tabela 19 -	Valores aferidos de PAD a jusante ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	44
Tabela 20 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – PAD a jusante	45
Tabela 21 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - PAD a jusante.....	46
Tabela 22 -	Valores aferidos de Fluxo sistólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	48
Tabela 23 -	Valores aferidos de Fluxo sistólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	48

Tabela 24 -	Valores aferidos de Fluxo sistólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	48
Tabela 25 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – Fluxo sistólico.....	49
Tabela 26 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - Fluxo sistólico.....	50
Tabela 27 -	Valores aferidos de Fluxo diastólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	52
Tabela 28 -	Valores aferidos de Fluxo diastólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	52
Tabela 29 -	Valores aferidos de Fluxo diastólico ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	52
Tabela 30 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – Fluxo diastólico.....	53
Tabela 31 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - Fluxo diastólico.....	54
Tabela 32 -	Valores calculados de Pressão de perfusão abdominal ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipotensão grave.....	56
Tabela 33 -	Valores calculados de Pressão de perfusão abdominal ao longo do incremento da PIA. Cenário de Normotensão.....	56
Tabela 34 -	Valores calculados de Pressão de perfusão abdominal ao longo do incremento da PIA. Cenário de Hipertensão grave.....	56
Tabela 35 -	Média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA – Pressão de perfusão abdominal.....	57

Tabela 36 -	Comparações múltiplas de Tukey considerando os diferentes espécimes e cenários - Pressão de perfusão abdominal.....	58
-------------	---	----

RESUMO

Gomes VCS. *Modelo experimental de estudo da hipertensão intra-abdominal: efeitos sobre o fluxo aórtico e pressão arterial sistêmica* [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2016.

INTRODUÇÃO: A pressão intra-abdominal tem demonstrado possuir um importante efeito sobre a homeostase, podendo ser alterada por influência de diversos fatores. A literatura atual mostra que valores de pressão intra-abdominal acima de 200 mmHg podem ser observados mesmo durante fenômenos fisiológicos como a tosse. Relatos de caso recentemente publicados descrevem o colapso total da aorta abdominal decorrente da hipertensão intra-abdominal. Neste estudo, através de simulação, aferiu-se o grau de prejuízo ao fluxo através da aorta abdominal, bem como à pressão arterial sistêmica e pressão de perfusão abdominal durante o aumento progressivo da pressão intra-abdominal. **OBJETIVOS:** Estimar, através de simulação, como o aumento da pressão intra-abdominal pode influenciar o status hemodinâmico, comprometendo a pressão arterial sistêmica e o fluxo através da aorta abdominal. Averiguar a validade do uso da pressão de perfusão abdominal, na forma como é calculada atualmente, como parâmetro de monitorização hemodinâmica. **MÉTODOS:** Um sistema circulatório artificial possibilitou a simulação dos efeitos da pressão intra-abdominal sobre o fluxo através da aorta abdominal infrarenal (representada por um tubo de silicone) bem como sobre a pressão arterial sistêmica. Conduitos prostéticos foram colocados dentro do tubo de silicone (Dacron e endoprótese) para simular uma abordagem cirúrgica sobre a aorta. Cinco cenários de experimentação simulando situações clínicas foram definidos no ponto inicial do trabalho: hipotensão grave, hipotensão leve, normotensão, hipertensão leve e hipertensão grave. **RESULTADOS:** Foram analisados os dados obtidos durante o incremento progressivo da pressão intra-abdominal de 10 a 230 mmHg, considerando três diferentes espécimes (tubo de silicone / tubo de silicone + Dacron / tubo de silicone + endoprótese), cinco cenários de experimentação e sete variáveis (pressões sistólica e diastólica a montante e a jusante, fluxos sistólico e diastólico e pressão de perfusão abdominal). Conforme avaliação estatística através de análise de variância, observou-se que a pressão intra-abdominal tem uma clara influência em todas as variáveis de interesse ($p < 0,001$), independentemente do cenário de experimentação e do espécime considerado. Utilizando-se o teste de Tukey, na comparação dos espécimes dois a dois, observou-se que a combinação tubo de silicone + endoprótese apresentou a maior resiliência aos efeitos deletérios da pressão intra-abdominal na maior parte dos cenários de experimentação ($p = 0,05$), para todas as variáveis, exceto para a pressão de perfusão abdominal. A pressão de perfusão abdominal, calculada através da fórmula usada na literatura atual, apresentou as maiores reduções nos experimentos envolvendo o espécime tubo de silicone + endoprótese. **CONCLUSÕES:** A pressão intra-abdominal tem uma clara influência sobre todas as variáveis de interesse. A fórmula que descreve o cálculo da pressão de perfusão abdominal pode não levar em consideração a relação de dependência que pode existir entre a pressão arterial média e a pressão intra-abdominal.

Descritores: hipertensão intra-abdominal; pressão arterial; perfusão; fluxo sanguíneo regional, simulação; hemodinâmica; hipotensão.

ABSTRACT

Gomes VCS. *The effect of intra-abdominal pressure over the systemic arterial pressure and the abdominal aorta flow: an experimental assay* [Thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2016.

INTRODUCTION: The intra-abdominal pressure has been shown to possess an important effect over homeostasis and might be influenced by numerous conditions. The present medical literature shows that intra-abdominal pressure values above 200 mmHg might be observed, even in physiological phenomena as coughing. Recent case reports describe the collapse of abdominal aorta due to intra-abdominal hypertension. In this study, through simulation, we measured the hazard degree to the flow through infrarenal abdominal aorta as well as to systemic arterial pressure and abdominal perfusion pressure during progressive intra-abdominal pressure increments. **OBJECTIVES:** To estimate, through simulation, how the intra-abdominal pressure increment would influence the hemodynamic status, compromising the systemic arterial pressure and the flow through abdominal aorta. Evaluate the validity of the abdominal perfusion pressure usage, as it is calculated today, as a reliable parameter in hemodynamic monitoring. **METHODS:** An artificial circulatory system enabled the simulation of the intra-abdominal pressure effects over the flow through the infrarenal abdominal aorta (represented by a silicone tube) as well as over the systemic arterial pressure. Prosthetic conduits were set inside the silicone tube (Dacron or endoprosthesis) to simulate a surgical approach over the aorta. Five experiment categories simulating clinical scenarios were defined at the study starting point: severe hypotension, slight hypotension, normotension, slight hypertension and severe hypertension. **RESULTS:** The data obtained along the intra-abdominal pressure increment from 10 up to 230 mmHg were analyzed considering three different specimens (silicone tube / silicone tube + Dacron / silicone tube + endoprosthesis), five experimental scenarios and seven variables of interest (upstream and downstream systolic and diastolic pressures, systolic and diastolic flow and abdominal perfusion pressure). Statistical evaluation through variance analysis showed that the intra-abdominal pressure has a clear influence in all variables of interest ($p < 0,001$), independently of the experimental scenario or the specimen considered. The Tukey test, in the comparison of the specimens two by two, showed that the combination silicone tube + endoprosthesis had the greatest resilience to the deleterious intra-abdominal pressure effect in most part of the experimental scenarios ($p = 0,05$) over all the interest variables, with exception to the abdominal perfusion pressure. The abdominal perfusion pressure, calculated by the formula used in the medical literature, presented the most significant decrement along the silicone tube + endoprosthesis experiments. **CONCLUSIONS:** The intra-abdominal pressure has a clear influence in all variables of interest. The formula which describes the abdominal perfusion pressure calculation might not consider the dependency relationship that might exist between mean arterial pressure and the intra-abdominal pressure.

Descriptors: intra-abdominal hypertension; arterial pressure; perfusion; regional blood flow; simulation; hemodynamics; hypotension

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

Na literatura médica, desde o século XIX, muito se tem discutido a respeito dos efeitos da pressão intra-abdominal* (PIA) sobre a homeostase. Em 1876, Wendt** apud Hunter (2004)¹ publicou o que seria o primeiro registro da associação entre aumento da pressão intra-abdominal e oligúria.

Emerson*** (1911) apud Papavramidis (2011)² publicou os resultados de seu estudo, relatando os efeitos da alta PIA sobre o sistema cardiovascular e demonstrou que a drenagem de líquido ascítico levava à recuperação de parâmetros hemodinâmicos como pressão arterial e frequência cardíaca.

Estudo em humanos publicado em 1947 por Bradley³ et al. evidenciou que a pressão plasmática renal e o ritmo de filtração glomerular diminuem com o aumento da PIA.

Em 1948, o cirurgião pediátrico Gross⁴ já demonstrava preocupação com os efeitos do aumento da PIA no pós-operatório, propondo portanto o reparo escalonado das onfaloceles. Isto permitiria a correção do defeito da parede abdominal sem tensão e consequentemente, sem aumento significativo da PIA.

Devido ao crescente interesse nas consequências fisiológicas deflagradas pelo aumento da PIA, numerosas publicações propuseram variadas formas de aferição e monitorização desta grandeza. Kron IL et al. (1984)⁵, da Universidade da Virgínia, foram os primeiros a utilizar a pressão intravesical (obtida pela conexão entre a sonda

* pressão intra-abdominal: pressão no interior da cavidade abdominal.

**Wendt E. Ueber den einfluss des intraabdominalen druckes auf die absonderungsgeschwindigkeit des harness. *Arch Physiologische Heilkunde*. 1876; 57:525-7.

*** Emerson H. Intra-abdominal pressures. *Arch Intern Med*. 1911;7(6):754-84.

vesical de demora já implantada no paciente e um transdutor de pressão) como instrumento para mensuração da PIA. Esta foi a primeira técnica de aferição de PIA descrita na literatura, sendo a mais utilizada até os dias de hoje (o detalhamento desta técnica está registrado no apêndice A). O referido estudo estabeleceu que, pacientes em pós-operatório, que apresentem pressão intra-abdominal acima de 25 mmHg, adequada volemia e débito urinário baixo, devem ser reabordados para descompressão cirúrgica do abdome. Neste estudo observacional, todos os pacientes com valores de PIA acima de 25 mmHg desenvolveram insuficiência renal aguda e evoluíram a óbito.

Van Ramshorst et al.⁶ apresentaram mais um método não invasivo para aferição da PIA através da medida da tensão da parede abdominal (TPA) utilizando um aparato pressionado contra a superfície do abdome capaz de identificar a quantidade de força necessária para produzir determinada deformação na parede. O estudo foi realizado com dados de voluntários e de cadáveres e concluiu que a medida não invasiva da tensão da parede abdominal pode ser utilizada para se inferir a PIA. Porém, devido à praticidade e ao baixo custo do método proposto pelo grupo da Universidade da Virgínia, o método descrito por Kron et al. continua sendo o mais utilizado até os dias de hoje.

As observações delineadas acima atraíram a atenção de pesquisadores de todo o mundo, culminando em 2004 com a criação da World Society of the Abdominal Compartment Syndrome (WSACS) – Sociedade Mundial da Síndrome Compartmental Abdominal⁷. Esta entidade foi fundada por um grupo internacional de clínicos e cirurgiões que reconheceram a necessidade de uma abordagem coesa para promover a pesquisa e educação continuada com o objetivo de promover a melhora dos pacientes com elevação da PIA.

A pressão intra-abdominal em adultos criticamente doentes é de aproximadamente 5-7 mmHg. O Consenso da WSACS publicado em 2013⁸ define como Hipertensão

Intra-abdominal (HIA) o aumento da PIA a valores que se mantenham acima de 12 mmHg. Já o conceito de Síndrome Compartimental Abdominal (SCA) refere-se ao cenário em que se observam valores mantidos de PIA acima de 20 mmHg, associados a disfunção adicional de órgãos ou sistemas. Define-se como Pressão de Perfusão Abdominal a relação entre a pressão arterial média e o valor da PIA, expressa pela fórmula 1:

$$\text{Pressão de Perfusão} = \text{Pressão Arterial Média} - \text{Pressão Intra-abdominal Abdominal}$$

(1)

A HIA é classificada em quatro diferentes categorias:

- Grau I: PIA entre 12 e 15 mmHg
- Grau II: PIA entre 16 e 20mmHg
- Grau III: PIA entre 21 e 25 mmHg
- Grau IV: PIA acima de 25 mmHg

Muitos são os fatores de risco que podem promover significativo aumento da pressão intra-abdominal, tanto em pacientes cirúrgicos quanto em pacientes clínicos.

Destacam-se entre eles:

- **Fatores que reduzem a complacência abdominal:** elevação da cabeça além de 30 graus quando em decúbito dorsal horizontal, cirurgia abdominal, grande queimado;

- **Fatores que aumentam o conteúdo das alças intestinais:** íleo paralítico, Síndrome de Ogilvie, volvo de cólon;

- **Fatores que aumentam o conteúdo abdominal:** massas intra-abdominais (tumores, coleções, gestação), ascite, peritonite, pneumoperitônio, pancreatite aguda, sangramento/hematoma retroperitoneal;

- **Exsudação capilar/ Ressuscitação volumosa com fluidos:** infusão excessiva de cristalóides ou hemoderivados;

- **Outros:** obesidade (IMC acima de 30 kg/m²), Pico da pressão positiva ao final da expiração (PEEP) acima de 10 cm H₂O, coagulopatia, idade^{9,10}.

Trabalhos experimentais e em humanos demonstram diversas alterações provocadas na macro e microcirculação pelo aumento da PIA¹¹. Pouco se sabe, porém, na literatura atual, qual seria o grau de comprometimento do fluxo através da aorta abdominal e da pressão arterial sistêmica (PA) durante os incrementos da PIA.

Um dos poucos trabalhos que aborda este tema é o estudo experimental em suínos conduzido por Jacques et al. (2011)¹². Este evidenciou aumento significativo na pressão arterial média (PAM) dos animais (monitorização invasiva com catéter na Artéria Carótida Comum) quando do aumento da PIA até 30 mmHg.

Mesmo considerando a grande quantidade de trabalhos defendendo uma aplicação mais ampliada da mensuração da PIA como uma importante ferramenta para detecção precoce e prevenção de SCA, apenas um pequeno número de unidades de terapia intensiva mede a PIA de todos os pacientes que apresentam alto risco de SCA¹³. Ravishankar et al.¹⁴, no seu estudo nacional com questionários pelo correio, registraram que 24% dos participantes da pesquisa (todos médicos intensivistas do Reino Unido) nunca tinham medido a PIA porque consideravam esta informação um desperdício de tempo. Complementarmente, considerando a população de pacientes submetidos a algum procedimento cirúrgico, internados em unidades de terapia intensiva, Malbrain et al. (2004)¹⁵ concluíram que, se comparados os resultados de mensuração intravesical da PIA com uma avaliação clínica (inspeção / palpação) do abdome dos pacientes, a equipe médica tem menos de 50% de chance de corretamente identificar o aumento da PIA apenas pelo exame físico.

A informação acima se torna mais instigante quando uma cuidadosa revisão da literatura neste tema revela que a maior parte dos protocolos clínicos e experimentais publicados na última década sobre os efeitos da PIA descreve os achados relacionados a valores de PIA de apenas até 30 mmHg. Porém, no estudo de Iqbal et al.¹⁶, foram observados em voluntários saudáveis valores de pressão intravesical de até 226 mmHg e 255 mmHg durante movimentos de tosse e vômito, respectivamente.

Krol et al.¹⁷ publicaram um relato de caso registrado através de tomografia computadorizada, no qual uma significativa compressão da aorta abdominal, artérias ilíacas e veias abdominais foi observada devido ao aumento da PIA em um episódio de vômito apresentado pelo paciente durante a captação das imagens. Em relato de caso publicado por Paschold¹⁸ em 2013, colapso total da aorta abdominal foi também registrado através de tomografia computadorizada em uma paciente apresentando volumoso pneumoperitônio devido a uma perfuração gástrica. Durante o exame físico, uma perfusão prejudicada de membros inferiores associada a ausência bilateral de pulsos nas artérias femorais foi percebida, apesar de a paciente apresentar aparente estabilidade hemodinâmica à admissão no serviço de urgência. Assim que foi detectada tal alteração na imagem, a equipe médica assistente punccionou o abdome da paciente com um cateter sobre agulha (abocath), possibilitando a evacuação do gás aprisionado quase em sua totalidade. Isto reverteu a compressão sobre a Aorta e possibilitou o retorno dos pulsos femorais e a reperfusão dos membros inferiores.

Diante do exposto, observa-se que a literatura atual relata que uma grande quantidade de médicos não costuma mensurar a PIA em pacientes críticos, que a estimativa da PIA através do exame físico tem um elevado índice de erro e que é possível colabar a aorta abdominal mesmo mantendo aparente estabilidade

hemodinâmica. Dentro deste contexto, qual poderia ser então o grau de prejuízo ao fluxo da aorta abdominal e à pressão arterial sistêmica quando do aumento da PIA? Qual é o comportamento da pressão arterial de membros superiores e inferiores durante incrementos da PIA? É possível “mascarar” uma real instabilidade hemodinâmica quando a monitorização de sinais vitais é baseada fundamentalmente em dados de pressão arterial de membros superiores? A definição matemática da pressão de perfusão abdominal (PPA), a qual é dependente da PIA, é confiável como grandeza de monitorização hemodinâmica dos pacientes? Considerando a área da Cirurgia Vascular, existe alguma diferença no efeito sobre o fluxo da aorta abdominal e sobre a pressão arterial sistêmica se um material prostético (Dacron ou endoprótese) foi previamente usado na aorta?

O presente estudo tem a intenção de fornecer possíveis respostas aos questionamentos acima e de contribuir com o arsenal de informações hoje existente a respeito dos efeitos da pressão intra-abdominal sobre a homeostase.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

2.1 Determinar as alterações de fluxo através de tubo de silicone de complacência similar à da aorta abdominal infrarrenal durante incrementos da PIA em modelo experimental. Determinar tais alterações também no contexto de simulação de abordagens cirúrgicas sobre a aorta (tubo de silicone com prótese de Dacron ou Endoprótese em seu interior).

2.2 Determinar os efeitos da elevação da PIA sobre a pressão arterial sistêmica em modelo experimental que simula medições em membros superiores e inferiores. Determinar tais alterações também no contexto de simulação de abordagens cirúrgicas sobre a aorta (tubo de silicone com prótese de Dacron ou endoprótese em seu interior).

2.3 Verificar a aplicabilidade da pressão de perfusão abdominal (da forma como é calculada hoje) como parâmetro de monitorização hemodinâmica de pacientes com risco de HIA / SCA.

3 MÉTODOS

3 MÉTODOS

O protocolo de estudo desenvolvido nesta tese foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da FMUSP em 24/06/15 sob o número 263/15 (anexo).

Um sistema circulatório artificial (figura 1) foi desenvolvido no Laboratório de Investigação Médica (LIM) número 02 da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP), o qual consiste em três circuitos hidráulicos associados a um circuito elétrico de alimentação e controle (diagrama esquemático - figura 2).

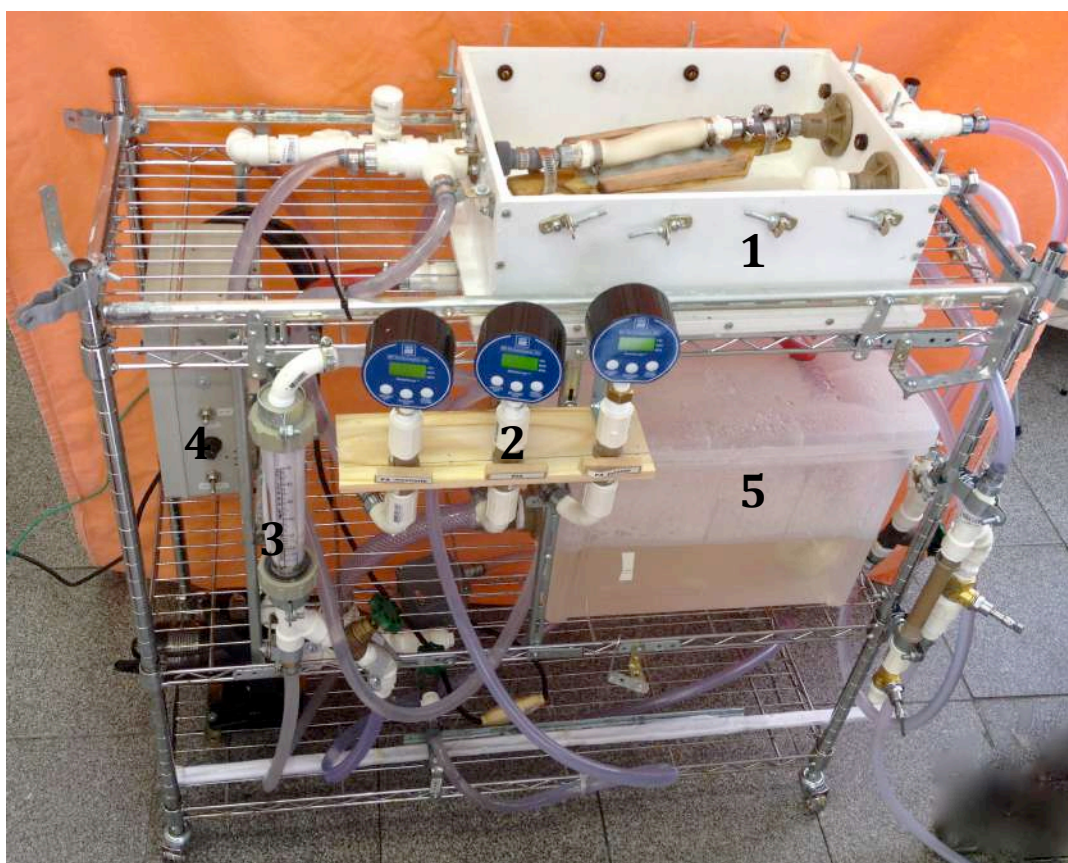


Figura 1: O sistema circulatório artificial. 1. Caixa pressurizável 2. Manômetros digitais 3. Fluxômetro 4. Painel de Controle 5. Reservatório.

3.1 Da composição do Sistema (figura 2):

3.1.1 Quanto aos circuitos

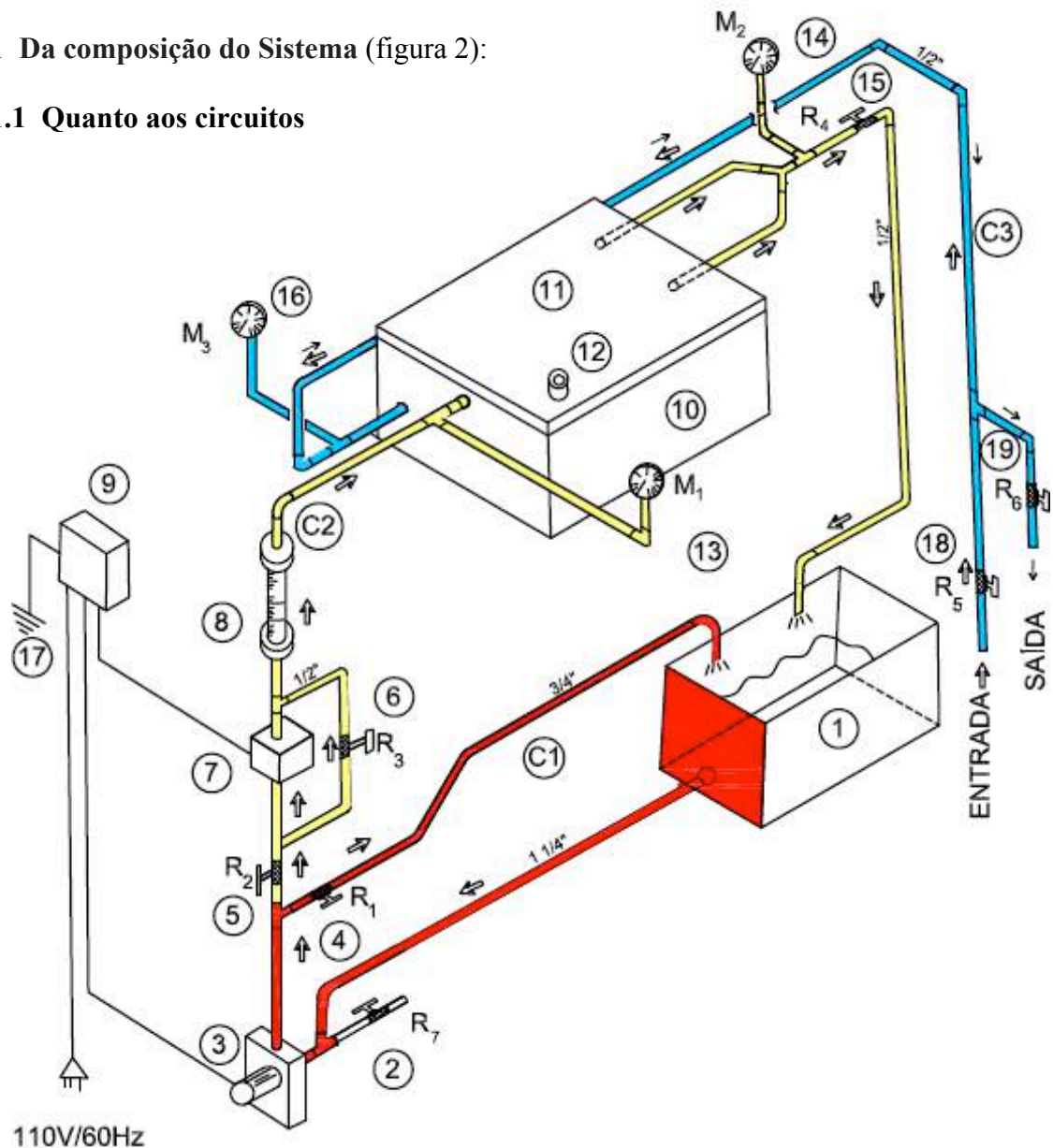


Figura 2 – Diagrama esquemático em perspectiva ilustrando os componentes do simulador.

- | | |
|---|---|
| 1. reservatório principal | 12. ponto para acesso auxiliar |
| 2. dreno (R7) | 13. manômetro (M1) – pressão arterial a montante |
| 3. bomba | 14. manômetro (M2) – pressão arterial a jusante |
| 4. registro (R1) | 15. registro (R4) |
| 5. registro (R2) | 16. manômetro (M3) – pressurização da caixa |
| 6. registro (R3) / “shunt” | 17. fio terra |
| 7. válvula solenóide | 18. registro (R5) – entrada para pressurização da caixa |
| 8. fluxômetro | 19. registro (R6) – saída para drenagem da caixa |
| 9. painel de controle | C1 – circuito hidráulico 1 (vermelho) |
| 10. caixa pressurizável para o espécime | C2 – circuito hidráulico 2 (amarelo) |
| 11. tampa transparente com vedação de borracha para pressurização | C3 – circuito hidráulico 3 (azul) |

O circuito hidráulico 1 (em cor vermelha na figura 2) consiste em um reservatório conectado a uma bomba propulsora através de tubulação flexível. O circuito hidráulico 2 (em cor amarela na figura 2) consiste em uma válvula solenóide, um fluxômetro e uma caixa pressurizável de policloreto de vinila (PVC) para apoio do espécime, conectada ao circuito da bomba também através de tubulação flexível. O circuito hidráulico 3 (em cor azul na figura 2) permite o preenchimento e pressurização da caixa supracitada. O circuito elétrico fornece energia para a bomba e, através de uma válvula solenóide, permite dois padrões de perfusão do espécime: contínuo ou pulsado. Um maior detalhamento de cada elemento do simulador está apresentado no apêndice B.

Devido à válvula citada acima, este aparelho permite a simulação das pressões sistólica e diastólica, correspondentes à contração e relaxamento do ventrículo esquerdo respectivamente. Também permite o ajuste inicial da frequência de pulso através do temporizador cíclico incluído sistema de controle.

Uma solução de glicerina:água¹⁹ (42:58 % por massa), a qual a 20° C apresenta viscosidade semelhante à do sangue ($0,004 \text{ kgm}^{-1}\text{s}^{-1}$), foi utilizada em todos os experimentos aqui descritos.

Para facilitar o transporte do equipamento, todas as instalações foram fixadas sobre uma estante móvel (carrinho metálico). Há também um instrumento para aferição do fluxo que passa pelo espécime, um fluxômetro (tipo rotâmetro) com capacidade de registro de até 10 Litros por minuto.

A caixa onde o espécime é fixado pode ser pressurizada, utilizando-se uma tampa com vedação de borracha para líquidos e gases, a qual conta com presilhas metálicas para assegurar seu posicionamento durante o experimento. Este recipiente suporta pressões de até 235 mmHg. A pressurização da caixa foi possível conectando-se diretamente a entrada do simulador, através de tubulação flexível, a uma torneira do

sistema hidráulico do prédio da Faculdade. O LIM 02 localiza-se no primeiro andar de um prédio de aproximadamente 24 metros de altura. A pressão correspondente a tal altura é de 24 mH₂O ou 1765 mmHg (1 mH₂O = 73,55 mmHg).

3.1.2 – Quanto ao Controle

O controle do sistema é feito através de um painel (elemento 9 da figura 2) cuja função central é ligar/desligar e proteger o sistema, bem como fornecer a base de tempo para o ajuste da frequência de abertura e fechamento da válvula solenóide (frequência de pulso). O detalhamento de cada elemento do painel de controle está descrito no apêndice C.

Uma frequência de 60 ciclos por minuto foi arbitrariamente definida para uso em todos os experimentos, sendo que, em cada ciclo (figura 3), 1/3 do tempo (T) representa a sístole (válvula solenóide aberta) e 2/3 representam a diástole (válvula solenóide fechada). Os gráficos representativos da operação do sistema estão registrados no apêndice D.

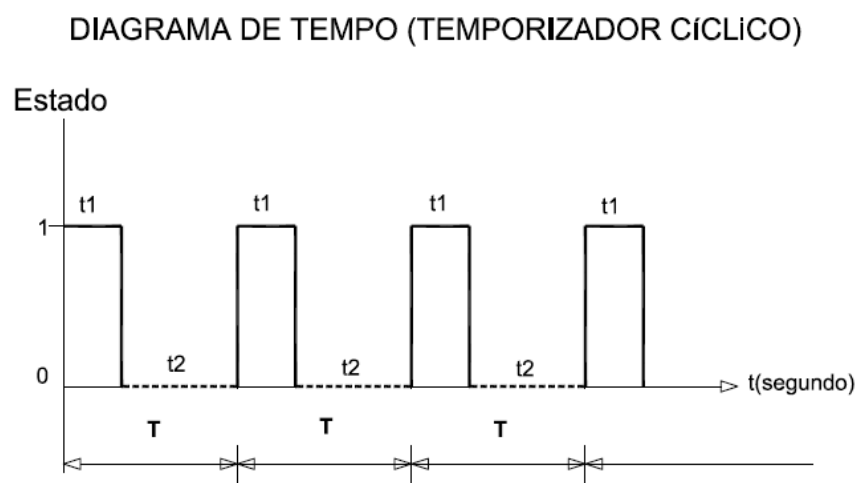


Figura 3: Diagrama de tempo representando os ciclos determinados pelo temporizador. Estado 1 = válvula aberta, representando a sístole. Estado 0 = válvula fechada, representando a diástole. T = tempo total de um ciclo completo (período); t1 = tempo em sístole e t2 = tempo em diástole.

3.2 Do detalhamento dos corpos de prova

3.2.1 Usando como espécime um tubo de silicone

Na fase piloto deste estudo, 3 experimentos usando 3 espécimes frescos (aortas abdominais) coletados durante procedimentos de necrópsia no Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da USP (SVOC-USP) foram realizados. Porém, tais materiais não se mostraram eficientes, já que os espécimes, mesmo após cuidadosa sutura de seus ramos, apresentaram vazamentos que comprometeriam os resultados do projeto. Os resultados destes testes-piloto de viabilidade mostraram que um tubo de silicone seria uma opção mais confiável, uma vez que não haveria a possibilidade de vazamentos a partir de ramificações. Os detalhes dos experimentos-piloto de viabilidade realizados com espécimes frescos estão registrados no apêndice E.

Com o objetivo de simular as propriedades biomecânicas de uma aorta normal, foi desenvolvido no Departamento de Bioengenharia da Iowa State University (EUA) um tubo de silicone XP-565 (figuras 4 A e B) em moldes confeccionados em impressora 3D (Ultimaker 2) com as seguintes características: 20 cm de comprimento, 2,4 cm de diâmetro externo e parede de 1 mm de espessura (diâmetro interno de 2,2 cm). Este material é uma cortesia do Prof. Dr Madhavan Lakshmi Raghavan, Docente da Faculdade de Engenharia da Iowa State University, o qual tem parceria científica com o LIM 02 de longa data.

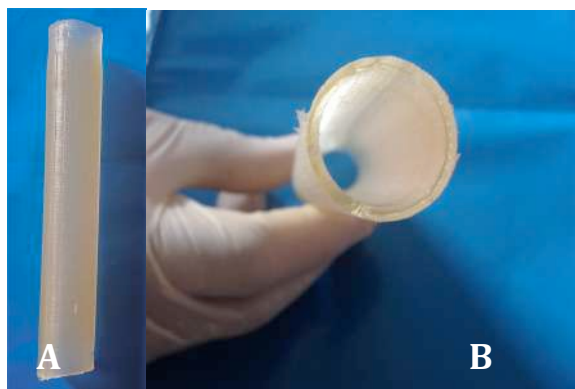


Figura 4 : A e B: tubo de silicone utilizado em todos os experimentos;

Pensando-se em evitar o desgaste e danificação do espécime em uma eventual região de bifurcação devido à grande quantidade de experimentos, optou-se por um tubo de silicone não bifurcado. Durante o planejamento dos ensaios experimentais, decidiu-se utilizar sempre o mesmo tubo de silicone para evitar que qualquer viés de produção do espécime pudesse interferir nos resultados. Por isso procurou-se evitar quaisquer fatores que pudessem aumentar o risco de algum dano ao conduto, como por exemplo, a presença de uma bifurcação.

Considerando que a complacência de um vaso é definida como a porcentagem de alteração no seu diâmetro entre a pressão sistólica e diastólica, foi possível avaliar esta propriedade biomecânica do tubo de silicone mencionado previamente, usando a fórmula 2, proposta por Tai et al.²⁰.

$$\text{Complacência} = \frac{(\text{diâmetro sistólico} - \text{diâmetro diastólico})}{\text{diâmetro diastólico}} \times 100$$

$$\text{pressão sistólica} - \text{pressão diastólica}$$

(2)

Para o cálculo da complacência, o tubo de silicone foi fixado no aparato através de abraçadeiras metálicas, mantendo-se um anteparo rígido (de madeira) justaposto a ele para simular o papel da coluna vertebral no espaço retroperitoneal.

Então um vídeo de 20 segundos de duração foi gravado para registro do comportamento do espécime sob uma pressão de 110x80 mmHg, no modo de fluxo pulsátil (pressão arterial média = 90 mmHg). É importante destacar que a caixa pressurizável, descrita anteriormente, foi mantida vazia e aberta para realização deste vídeo, fato que garantiu que a pressão dentro da caixa não interferisse nos resultados.

As imagens foram processadas e um “software” para medições digitais (Onde Ruler® - *app* para Mac) foi usado para maior precisão. A complacência calculada foi de 3,246 % / mmHg. Sob o mesmo valor de pressão arterial média (90 mmHg), Tai et al. descreveram a complacência de artérias humanas (no caso, amostras de artérias ilíacas externas coletadas de doadores de transplantes de órgãos) de aproximadamente 3,0 % / mmHg x 10⁻². Esta informação aponta para a similaridade biomecânica entre o tubo de silicone utilizado como corpo de prova e uma artéria real, validando-o como um adequado substituto da aorta para o presente experimento.

3.2.2 Usando como espécime uma prótese de Dacron 20 mm associada ao tubo de silicone

Em um segundo conjunto de experimentos, foi utilizado como espécime o mesmo tubo de silicone descrito no item anterior, agora contendo uma prótese corrugada de poliéster (Dacron) de 20 mm de diâmetro em seu interior (figura 5 A).

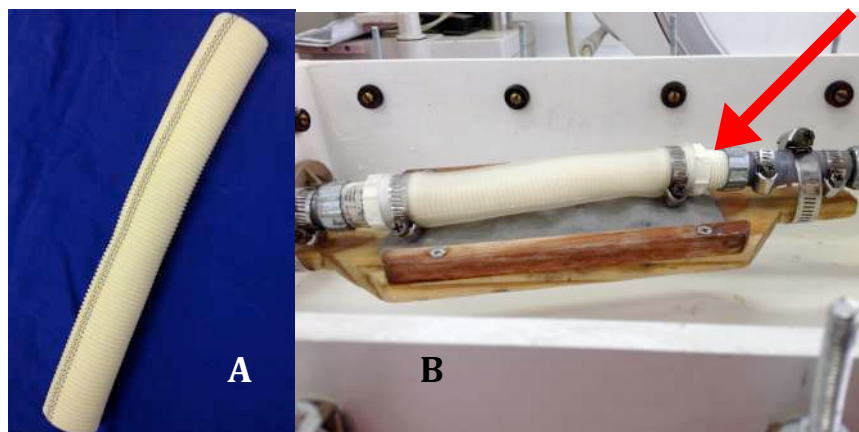


Figura 5: A: prótese de Dacron 20 mm; B: tubo de silicone + Dacron; a seta indica o adaptador de PVC do tipo “nipple”.

Para fixação no interior do tubo de silicone, a prótese de Dacron foi inicialmente encaixada por sobre adaptador de PVC do tipo “nipple”, indicado na figura 5 B pela seta vermelha. Na sequência, as extremidades do tubo de silicone também foram encaixadas por sobre o “nipple” já revestido pelo Dacron. O conjunto (tubo de silicone + Dacron) então foi fixado sobre o adaptador com abraçadeira metálica.

Esta etapa do estudo foi desenhada para simular os efeitos da PIA em pacientes submetidos a correção aberta de aneurisma de aorta abdominal infrarrenal. Como na cirurgia convencional, uma vez finalizadas as anastomoses, o saco do aneurisma é suturado de modo a cobrir a prótese de Dacron, procurou-se simular este cenário colocando-se uma prótese de Dacron 20 mm dentro do tubo de silicone previamente descrito. A idéia central neste caso foi avaliar como a morfologia da prótese corrugada pode interferir na suscetibilidade da combinação tubo de silicone + Dacron ao colapso consequente ao aumento da PIA.

Neste estágio, mais uma vez o objetivo principal foi investigar quais alterações ocorreram no fluxo através do espécime, bem como nas pressões arteriais a montante e a jusante do mesmo ao longo do incremento da PIA.

3.2.3 Usando como espécime uma endoprótese associada ao tubo de silicone

Em um terceiro conjunto de experimentos, foi utilizado como espécime o mesmo tubo de silicone descrito nos itens anteriores, agora contendo uma endoprótese em seu interior (figuras 6 A e B). Foi utilizada uma endoprótese Endurant® (Medtronic®), construída como uma peça única com esqueleto de nitinol e cobertura com poliéster de alta densidade (dimensões: 28x13x145 mm). Trata-se de uma peça bifurcada, porém a ramificação curta foi mantida fechada com um pequeno pedaço de fita plástica durante os experimentos, simulando uma prótese aortomonoiliaca. Isto evitou que vazamentos entre a endoprótese e o tubo de silicone ocorressem durante os experimentos.

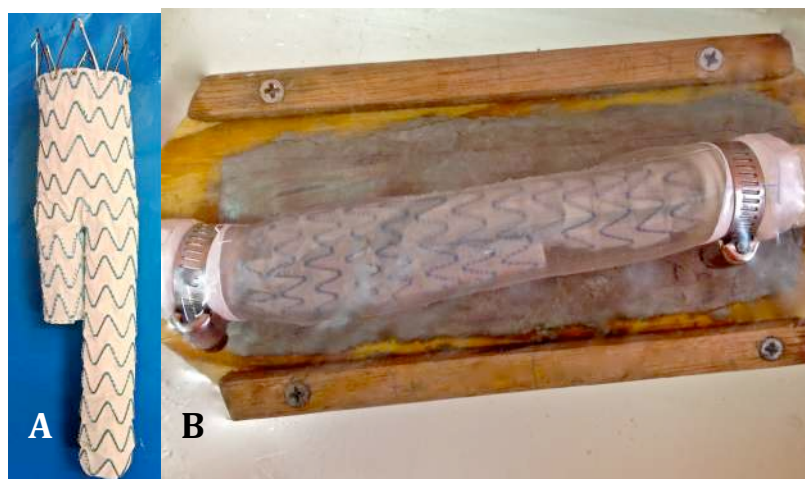


Figura 6: A: endoprótese Endurant® (Medtronic®); B: tubo de silicone + endoprótese.

Esta etapa foi desenhada para simular os efeitos da PIA em pacientes submetidos à correção endovascular de aneurisma de aorta abdominal. A idéia central aqui foi avaliar como o esqueleto metálico deste material prostético poderia promover resistência extra à compressão do conduto devido ao aumento da PIA. Mais uma vez o objetivo principal foi investigar quais alterações no fluxo através do espécime bem como nas pressões arteriais a montante e a jusante do mesmo são observadas ao longo do incremento da PIA.

3.3 Do detalhamento dos ensaios experimentais

Todos os experimentos aconteceram em ambiente com acesso à rede hidráulica do prédio da Faculdade de Medicina da USP (LIM 02), o que possibilitou a pressurização do circuito hidráulico 3.

O ponto de partida do experimento é a montagem dos circuitos hidráulicos. O reservatório do circuito hidráulico 1 (circuito principal) deve receber pelo menos 12 L da solução glicerizada previamente descrita. Isto evita a entrada de bolhas de ar no circuito, uma vez que o nível de líquido no reservatório estará acima do ponto de ligação à tubulação de sucção da bomba.

Para o funcionamento do circuito hidráulico 3, uma mangueira longa foi conectada a uma torneira do laboratório, à qual foi fixada por meio de abraçadeira metálica. A outra extremidade desta mangueira é então conectada à entrada do circuito hidráulico 3, permitindo o controle da pressurização da caixa de PVC através do registro 5 (nº 18 da figura 2).

Para fixação do espécime à caixa pressurizada, o mesmo foi justaposto a um anteparo rígido de madeira (figuras 7 A, 7 B e 8), o qual simula o papel que a coluna vertebral exerce em uma eventual compressão da aorta. Sobre este anteparo, confeccionou-se com massa Durepox® um modelo da anatomia dos corpos vertebrais e dos discos intervertebrais para aumentar ainda mais a semelhança entre o aparato construído e a anatomia do corpo humano.



Figura 7: A e B: Anteparo rígido de madeira, o qual simula a coluna vertebral.

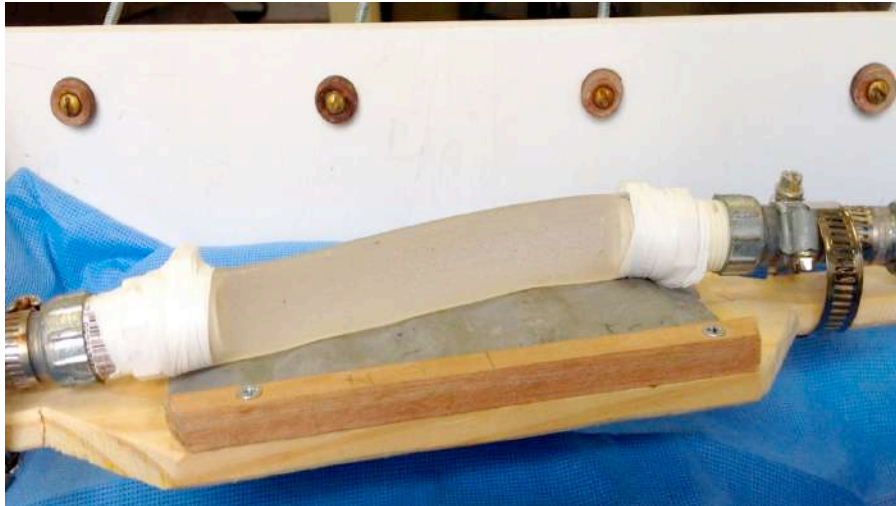


Figura 8: o espécime fixado sobre o anteparo de madeira.

Para construção deste modelo, foram utilizadas as dimensões (altura / diâmetro) relatadas no trabalho de Gocmen-Mas²¹, o qual fez uma análise e compilação dos dados morfométricos dos corpos vertebrais e discos intervertebrais de pacientes baseando-se em imagens tomográficas.

Para assegurar a estabilidade do sistema, o anteparo de madeira foi fixado com abraçadeiras metálicas no interior da caixa de PVC através das extremidades da tubulação de entrada e saída do circuito 2.

Uma película plástica, representativa do peritônio parietal que recobre a aorta, foi colocada envolvendo este sistema (figuras 9 e 10). Durante a fase de piloto de viabilidade deste projeto, observou-se que praticamente nenhuma alteração de fluxo no espécime e da pressão arterial foi notada na ausência do anteparo de madeira e da película plástica. Após esta constatação, decidiu-se pela inclusão de elementos para mimetizar as importantes relações anatômicas entre a aorta, peritônio parietal e coluna vertebral que se observam no corpo humano.

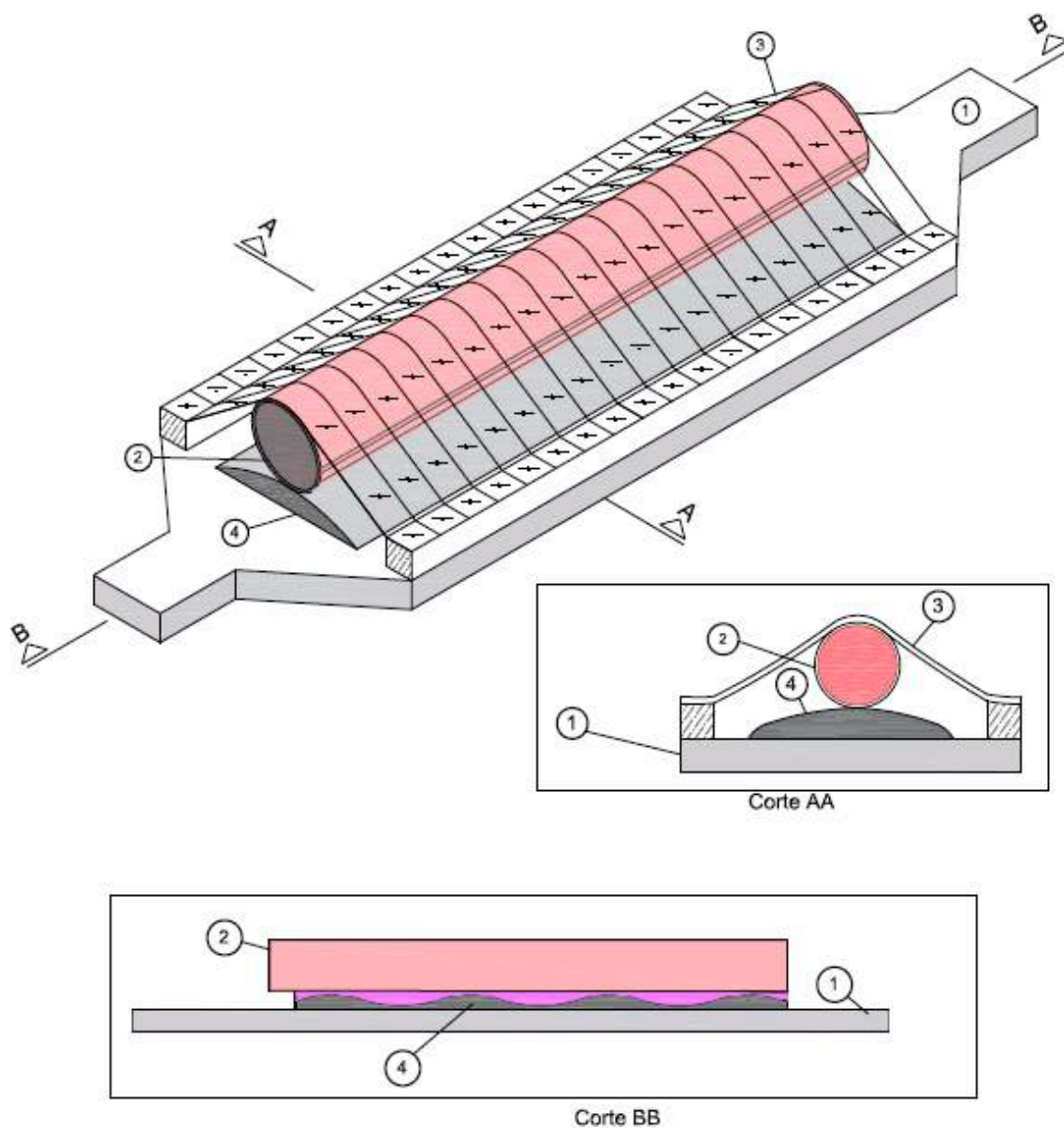


Figura 9: diagrama em perspectiva ilustrando as relações entre o espécime, o anteparo rígido e a película plástica

1. suporte de madeira
2. espécime (tubo de silicone)
3. película plástica (simulando o peritônio)
4. base ondulada (Durepox®)

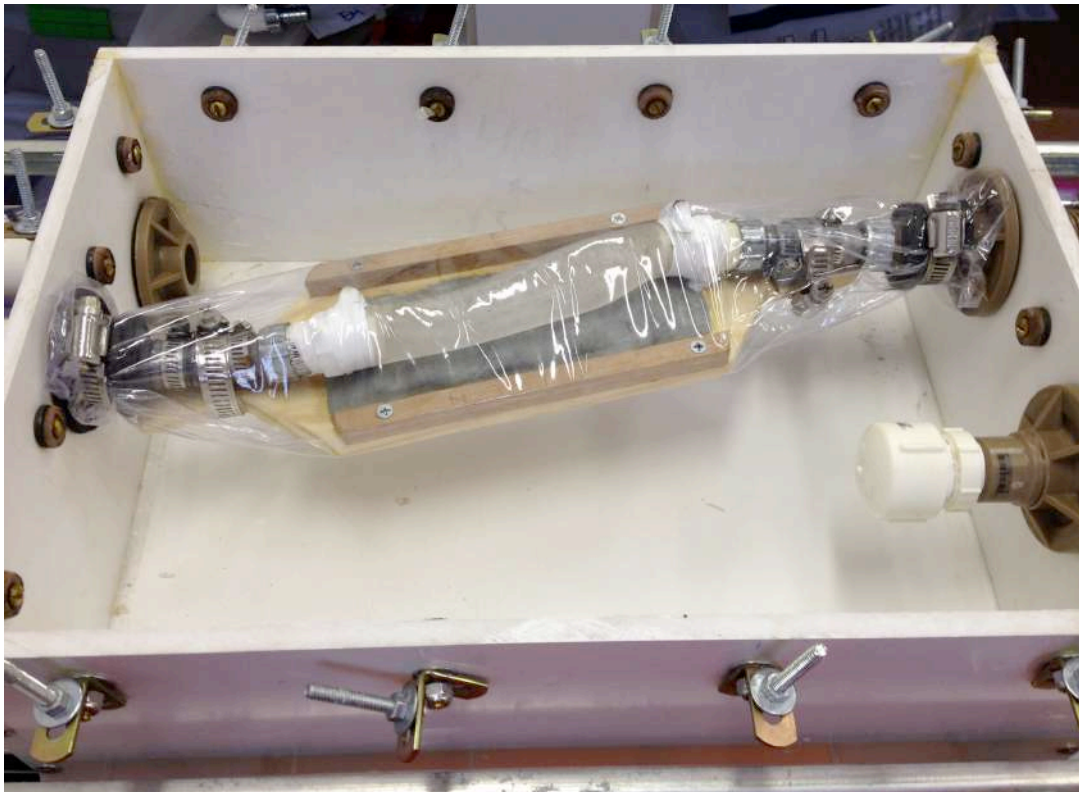


Figura 10: Fotografia ilustrando as relações entre o espécime (tubo de silicone), o anteparo rígido e a película plástica dentro da caixa pressurizável, a qual está aberta na fotografia.

O simulador foi então ligado no modo contínuo (após conexão do fio terra a estrutura que possibilite o aterramento), mantendo-se o registro R1 aberto e R2 fechado (vide figura 2). Esta etapa durava ao menos 1 minuto com o objetivo de preencher completamente o circuito 1 com a solução glicerinada, removendo assim todas as bolhas de ar.

Após este período, abriu-se então o registro R2 para possibilitar a entrada da solução no circuito hidráulico 2 e remover todo o ar nele aprisionado. O registro R1 foi mantido parcialmente aberto durante os experimentos para garantir um melhor funcionamento da bomba. Esta etapa também foi importante para descartar a presença de vazamentos entre o espécime e a película plástica ainda com a caixa pressurizável vazia, os quais poderiam ocorrer principalmente nas conexões entre o espécime e os

adaptadores do circuito 2 (nipples). Após aproximadamente 1 minuto, o simulador estava pronto para o uso, trocando-se o modo contínuo pelo pulsátil.

O circuito 3 foi então preenchido por água após abertura da torneira da rede hidráulica do prédio e abertura do registro R5 (item 18 da figura 2) mantendo-se fechado o registro R6 (item 19 da figura 2). Enquanto isso, a caixa pressurizada foi fechada pela tampa transparente com o auxílio de parafusos e roscas tipo borboleta, mantendo-se aberto o ponto para acesso auxiliar na tampa (item 12 da figura 2). Isto possibilitou a remoção de bolhas de ar até o completo enchimento da caixa. Quando removidos os resquícios de ar do interior da caixa, o acesso auxiliar foi então fechado com plug de PVC com rosca macho de ½ polegada.

Foram estudadas as seguintes variáveis:

- **Pressão Arterial Sistólica (PAS) a montante:** que representa a pressão sistólica medida em membros superiores.
- **Pressão Arterial Diastólica (PAD) a montante:** que representa a pressão diastólica medida em membros superiores.
- **PAS a jusante:** que representa a pressão sistólica medida em membros inferiores.
- **PAD a jusante:** que representa a pressão diastólica medida em membros inferiores.
- **Fluxo Sistólico**
- **Fluxo Diastólico**
- **Pressão de Perfusão Abdominal:** variável calculada a partir de fórmula detalhada na página 27.

Cinco situações clínicas (cenários de experimentação A, B, C, D e E) foram simuladas no ponto inicial deste projeto. Valores de pressão sistólica e diastólica iniciais a montante da caixa pressurizável foram utilizados como parâmetros de categorização.

Tais valores, aqui uma simulação, representam as mensurações que são feitas nos membros superiores de pacientes.

Em uma publicação de Cheng et al. (2002)²², medidas de fluxo de sangue usando ressonância magnética obtidas na aorta infrarrenal foram de 0,9 L/min \pm 0,4 para homens e 0,8 L/min \pm 0,4 para mulheres em voluntários adultos e saudáveis em repouso. Baseados nestes dados, o fluxo inicial no tubo de silicone (“aórtico infrarrenal”) durante a sístole (Qs) e durante a diástole (Qd) foi determinado.

Apesar do conhecimento que os membros superiores e inferiores apresentam uma discreta diferença (de aproximadamente 8 mmHg) na medida da pressão arterial (pressão de membros inferiores > pressão de membros superiores)²³, o presente simulador não tem capacidade para este ajuste inicial. Em virtude do pequeno valor, tal diferença foi considerada desprezível para este experimento. Assim sendo, em cada experimento, os valores iniciais de pressão a montante (que simulam os dos membros superiores) e a jusante (que simulam os dos membros inferiores) eram muito próximos e algumas vezes o valor inicial a jusante era discretamente mais baixo do que o valor a montante, principalmente nos experimentos que utilizam como espécime as associações tubo de silicone + Dacron e tubo de silicone + endoprótese.

A organização das categorias de experimentos utilizadas neste trabalho está descrita na tabela 1. As categorias de pressões iniciais detalhadas a seguir foram criadas pela equipe especificamente para este estudo.

Tabela 1 - Caracterização dos tipos de cenários analisados neste estudo: valores de pressão sistólica e diastólica a montante iniciais e valores de fluxo sistólico e diastólico iniciais

	Classificação	Valores iniciais das pressões sistólica e diastólica (pressões a montante muito semelhantes às pressões a jusante)	Fluxo Inicial	
			Qs	Qd
Cenário A	Hipotensão grave	65x40 mmHg	0,7 L/min	0,5 L/min
Cenário B	Hipotensão leve	105x55 mmHg	0,8 L/min	0,6 L/min
Cenário C	Normotensão	120x85 mmHg	1,0 L/min	0,7 L/min
Cenário D	Hipertensão leve	150x100 mmHg	1,2 L/min	0,9 L/min
Cenário E	Hipertensão grave	195x155 mmHg	1,3 L/min	1,0 L/min

mmHg, milímetro de mercúrio; L, litro; min, minuto; Qs, fluxo sistólico; Qd, fluxo diastólico.

A partir destes valores iniciais, sob PIA = 10 mmHg, foram iniciados os incrementos progressivos de 10 mmHg na pressão intra-abdominal através da abertura do registro R5, até 230 mmHg, o maior valor de pressão suportado pela caixa pressurizável. Os valores de pressão arterial em ambos os manômetros digitais (a montante e a jusante da caixa pressurizável), os valores de pressão da caixa pressurizável (que representa a cavidade abdominal) e as alterações no fluxo demonstradas no fluxômetro foram gravadas em filmes de aproximadamente 20

segundos de duração utilizando-se uma câmera digital (iPhone 4S 32 GB). Os filmes foram então assistidos quadro a quadro, o que permitiu o preenchimento preciso de tabelas contendo valores de todas as variáveis mencionadas acima e a construção dos gráficos exibidos adiante. Todos os valores de pressão registrados pelos manômetros em psi (pound per square inch – polegada por libra quadrada) foram convertidos para a unidade mmHg (milímetro de mercúrio). A correspondência entre as unidades é: 1 psi = 51,71 mmHg.

Cálculo da Pressão de Perfusão Abdominal

Foi calculada a Pressão de Perfusão Abdominal (PPA), cuja definição atualmente utilizada é dada pela fórmula 1, já descrita previamente²⁴:

$$\text{Pressão de Perfusão} = \text{Pressão Arterial Média} - \text{Pressão Intra-abdominal Abdominal}$$

(1)

na qual a Pressão Arterial Média (PAM) é definida pela fórmula 3²⁵:

$$\text{Pressão Arterial Média} = \frac{1 \times \text{Pressão Sistólica} + 2 \times \text{Pressão Diastólica}}{3}$$

(3)

Como a monitorização da pressão arterial é habitualmente feita baseando-se nos dados medidos em membros superiores (o local padrão de medição da pressão arterial é nos membros superiores²⁶), os valores de PAS e a PAD a montante foram aplicados para os cálculos da PPA em cada categoria de paciente definida acima.

3.4 Metodologia estatística

Para responder aos objetivos do estudo, foram utilizadas, além de técnicas básicas de análise exploratória como média e desvio padrão, duas metodologias estatísticas: ANOVA (Análise de Variância) e o teste Tukey para comparação de médias. Foi utilizado o programa Statistical Package of Social Science (*SPSS*) 17.0 for *Windows* (IBM, Estados Unidos da América)

Para analisar a significância estatística dos efeitos da variação da PIA sobre cada uma das variáveis descritas previamente, foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA). Tal teste realizou a comparação, entre os grupos, das médias das variáveis representadas pela combinação entre 5 cenários de experimentação e 7 variáveis de pressão e fluxo.

O teste Tukey foi utilizado na comparação múltipla entre os 3 diferentes espécimes (tubo de silicone / tubo de silicone + Dacron / tubo de silicone + endoprótese). O teste proposto por Tukey permite realizar testes entre duas médias de tratamentos, isto é, permite comparar os três diferentes espécimes dois a dois, a fim de verificar se a média foi significativamente diferente entre eles.

Para os dois testes estatísticos citados, foram utilizadas as médias de todas as observações feitas em cada ensaio experimental. Considerando cada variável, considerando um determinado espécime em um determinado cenário de experimentação, foram feitas 23 observações, as quais correspondem a 23 níveis diferentes de PIA (de 10 a 230 mmHg).

Todos os testes de hipóteses desenvolvidos nesse trabalho consideram uma significância de 5%, isto é, a hipótese nula foi rejeitada quando p-valor foi menor que 0,05.

4 RESULTADOS

4 RESULTADOS

O incremento da pressão na caixa pressurizável (a qual representa a PIA) visivelmente provocou o estreitamento (ilustrado na figura 11) dos três tipos de espécime (tubo de silicone simples, tubo de silicone + Dacron e tubo de silicone + endoprótese), em todos os cenários analisados neste estudo (hipotensão grave, hipotensão leve, normotensão, hipertensão leve e hipertensão grave).

A figura 11 ilustra a combinação tubo de silicone + Dacron, no cenário de normotensão, submetida a PIA = 200 mmHg. É possível observar a compressão extrínseca e conseqüente deformação sofrida pelo espécime.



Figura 11 – Fotografia ilustrando o colapamento do espécime (tubo de silicone + Dacron) devido ao aumento da PIA. Vista superior da caixa pressurizável, com a tampa transparente fechada. Durante o registro fotográfico, a PIA era de 200 mmHg.

Para padronização de todos os gráficos, as curvas na cor azul sempre se referem aos experimentos que utilizaram o tubo de silicone isoladamente. As curvas na cor vermelha sempre se referem aos experimentos que utilizaram o tubo de silicone

associado a uma prótese de Dacron 20 mm em seu interior. As curvas na cor verde sempre se referem aos experimentos que utilizaram o tubo de silicone associado a uma endoprótese Medtronic® Endurant® 28x13x145 mm em seu interior.

Conforme avaliação estatística através de análise de variância (ANOVA), observou-se que a PIA tem uma clara influência em todas as variáveis de interesse ($p < 0,001$), independentemente do cenário de experimentação e do espécime considerado.

A análise pormenorizada dos resultados obtidos, organizada por variável estudada, está registrada a seguir.

4.1 Pressão Arterial Sistólica a montante (PAS a montante)

A Pressão Arterial Sistólica (PAS) a montante, a qual representa a pressão arterial sistólica em membros superiores, mostrou aumento progressivo durante os incrementos da PIA em todos os cenários de experimentação. As tabelas 2, 3 e 4 registram as medições de PAS a montante realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). Analisando-se os referidos cenários, foram observados aumentos de até 337% no valor inicial da PAS a montante ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 2 - Cenário de Hipotensão grave
- PAS a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	65,6717	65,6717	61,5349
20	67,223	62,5691	62,5691
30	67,7401	50,6758	62,052
40	68,2572	57,3981	61,5349
50	67,223	67,7401	60,5007
60	57,9152	77,565	58,9494
70	62,052	86,8728	61,5349
80	70,3256	94,6293	67,7401
90	79,6334	105,4884	74,4624
100	88,4241	114,2791	83,2531
110	98,249	127,7237	89,9754
120	106,5226	134,446	98,249
130	117,3817	144,2709	106,0055
140	124,6211	153,0616	111,1765
150	135,9973	161,3352	119,4501
160	142,7196	170,1259	127,2066
170	149,959	178,9166	134,446
180	161,8523	187,1902	141,1683
190	169,6088	195,9809	146,3393
200	177,3653	202,7032	154,6129
210	188,7415	209,4255	161,8523
220	195,4638	216,6649	168,0575
230	197,5322	221,8359	171,6772
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a montante			
	300%	337%	279%

Tabela 3 - Cenário de Normotensão
- PAS a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	122,5527	121,5185	122,0356
20	126,1724	121,5185	121,0014
30	125,1382	121,0014	122,0356
40	126,6895	121,0014	122,5527
50	127,7237	121,5185	123,5869
60	127,7237	123,0698	123,0698
70	125,1382	118,933	123,0698
80	128,7579	109,1081	123,0698
90	124,6211	111,1765	123,5869
100	123,0698	121,5185	119,9672
110	124,104	130,3092	121,5185
120	121,0014	141,1683	122,5527
130	129,7921	150,9932	127,7237
140	139,617	161,3352	131,8605
150	149,959	171,1601	139,617
160	157,7155	180,985	146,3393
170	166,5062	189,2586	153,5787
180	178,3995	195,4638	162,8865
190	189,2586	204,7716	170,1259
200	197,5322	211,4939	180,4679
210	207,8742	220,8017	185,6389
220	217,182	230,1095	193,3954
230	223,9043	236,8318	199,6006
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a montante			
	182%	194%	163%

Tabela 4 - Cenário de Hipertensão grave - PAS a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	183,0534	181,5021	178,3995
20	183,5705	182,5363	178,3995
30	184,6047	182,5363	179,4337
40	184,6047	182,5363	179,9508
50	183,5705	183,0534	177,8824
60	185,6389	182,5363	176,8482
70	185,6389	182,0192	178,3995
80	185,6389	182,5363	179,4337
90	184,0876	183,5705	178,9166
100	184,6047	183,5705	178,9166
110	185,1218	182,0192	178,9166
120	186,156	182,5363	179,9508
130	184,0876	182,5363	179,9508
140	185,1218	182,0192	177,8824
150	186,6731	177,3653	178,3995
160	183,0534	176,8482	178,9166
170	171,6772	188,2244	177,8824
180	180,4679	202,1861	175,814
190	189,2586	209,9426	185,1218
200	200,1177	219,7675	184,0876
210	209,9426	227,524	196,498
220	219,2504	236,8318	202,7032
230	229,5924	246,1396	210,9768
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a montante			
	125%	135%	118%

Na análise estatística, observou-se que a PIA tem uma clara influência sobre a PAS a montante, independentemente do cenário avaliado. Dessa forma, os espécimes foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de PIA. Através dos resultados da ANOVA (tabela 5), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de PAS a montante entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,0001$).

Tabela 5: PAS a montante - média e desvio padrão em cada espécime seguido pelo p-valor da ANOVA

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
	Hipotensão grave	115,67	48,66	134,2	56,94	103,67	
Hipotensão leve	129,9	42,94	145,48	48,67	125,34	35,46	<.0001
Normotensão	150,45	34,51	157,18	42,63	141,71	26,7	<.0001
Hipertensão leve	165,16	25,65	173,16	31,62	162,59	16,77	<.0001
Hipertensão grave	189,37	13,16	193,06	20,33	182,33	8,85	<.0001

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 6). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de PAS a montante, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAS a montante nos cenários de hipotensão grave e normotensão quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,1899$ e $0,0613$ respectivamente). Também não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAS a montante nos cenários de hipotensão leve e hipertensão leve quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Endoprótese foram comparados ($p = 0,1725$ e $0,57$ respectivamente). Nos cenários de hipotensão grave, normotensão e hipertensão, considerando-se a variável PAS a montante, a combinação tubo de silicone + endoprótese se mostrou o espécime mais resistente aos efeitos da PIA.

Tabela 6: Comparações múltiplas de Tukey – PAS a montante			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.1899
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0042
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0,1725
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0613
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0109
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0,0075
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0,5700
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0,0004
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0008
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001

Os gráficos a seguir (figuras 12, 13, 14, 15 e 16) registram o comportamento da PAS a montante ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg.

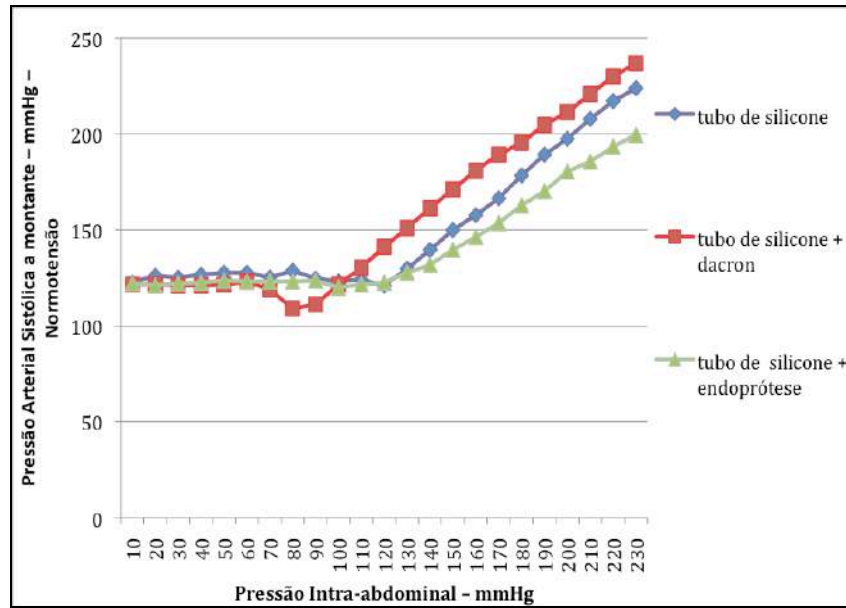


Figura 12 – PAS a montante – Normotensão

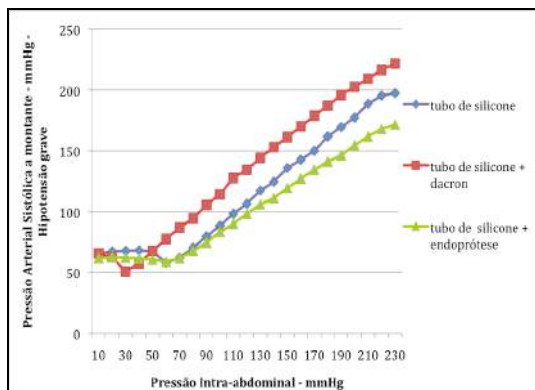


Figura 13 – PAS a montante Hipotensão grave

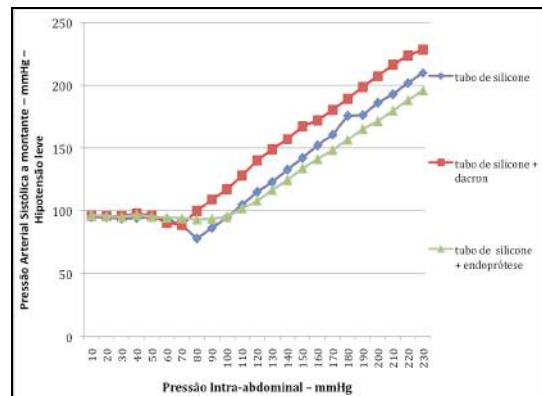


Figura 14 – PAS a montante Hipotensão leve

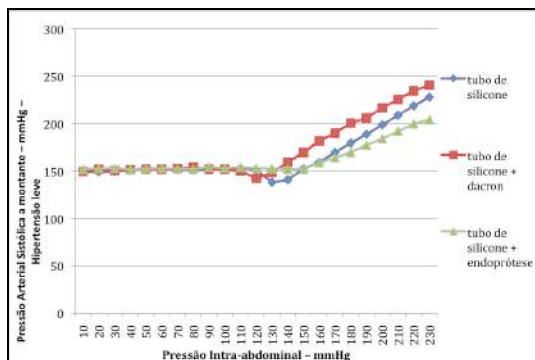


Figura 15 – PAS a montante Hipertensão leve

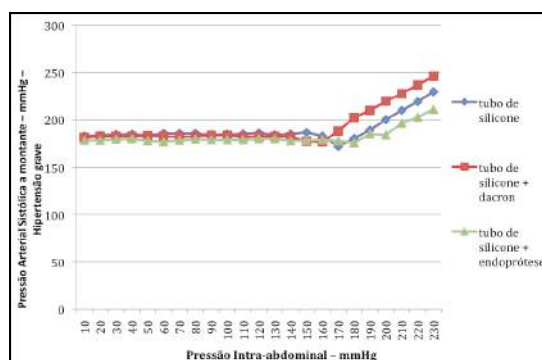


Figura 16 – PAS a montante Hipertensão grave

4.2 Pressão Arterial Diastólica a montante (PAD a montante)

A Pressão Arterial Diastólica (PAD) a montante, a qual representa a pressão arterial diastólica em membros superiores, mostrou aumento progressivo durante os incrementos da PIA em todos os cenários de experimentação. As tabelas 7, 8 e 9 registram as medições de PAD a montante realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). Analisando-se todos os cenários, foram observados aumentos de até 626 % no valor inicial da PAD a montante ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 7 - Cenário de Hipotensão grave - PAD a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	32,0602	31,026	35,1628
20	47,5732	34,1286	34,1286
30	46,539	42,4022	36,197
40	47,5732	42,4022	38,2654
50	50,6758	51,71	37,7483
60	57,3981	57,9152	40,3338
70	58,4323	70,8427	42,9193
80	60,5007	80,1505	46,539
90	64,1204	93,078	50,1587
100	73,9453	98,7661	57,3981
110	79,6334	110,6594	66,7059
120	95,6635	120,4843	70,8427
130	103,9371	130,3092	79,1163
140	109,6252	134,446	84,8044
150	120,4843	137,5486	89,4583
160	129,275	145,3051	94,1122
170	137,5486	152,0274	99,2832
180	149,4419	160,8181	104,9713
190	157,7155	168,5746	107,0397
200	169,0917	177,3653	113,762
210	179,9508	184,6047	121,5185
220	187,7073	192,3612	126,1724
230	191,327	194,4296	134,9631
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a montante (sob PIA=10 mmHg)			
	596%	626%	383%

Tabela 8 - Cenário de Normotensão PAD a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	80,1505	75,4966	89,4583
20	80,6676	73,9453	89,9754
30	79,1163	71,8769	89,9754
40	85,3215	74,9795	88,4241
50	83,7702	74,9795	91,5267
60	79,1163	80,1505	88,9412
70	78,0821	84,8044	92,5609
80	81,7018	94,6293	91,0096
90	92,0438	100,3174	94,6293
100	100,3174	110,1423	92,5609
110	103,42	117,8988	97,7319
120	111,1765	130,8263	100,3174
130	119,9672	139,617	100,8345
140	129,7921	150,4761	106,5226
150	140,6512	162,3694	112,2107
160	153,5787	171,6772	121,5185
170	158,7497	182,5363	128,7579
180	170,1259	189,2586	137,5486
190	180,4679	195,4638	146,3393
200	189,7757	202,7032	152,5445
210	201,1519	212,011	156,6813
220	209,4255	218,2162	165,472
230	223,3872	223,9043	172,1943
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a montante (sob PIA=10 mmHg)			
	278%	296%	192%

Tabela 9 - Cenário de Hipertensão grave - PAD a montante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + dacron	tubo de silicone + endoprótese
10	155,6471	159,7839	161,8523
20	163,4036	159,2668	159,7839
30	160,8181	158,7497	159,2668
40	163,9207	158,7497	159,7839
50	162,8865	158,7497	158,7497
60	159,7839	158,2326	159,7839
70	160,301	157,7155	159,2668
80	158,7497	157,7155	159,2668
90	154,0958	157,1984	158,2326
100	155,13	157,7155	158,7497
110	153,0616	156,1642	157,1984
120	155,6471	158,2326	158,2326
130	164,9549	157,1984	159,2668
140	154,6129	162,8865	158,7497
150	156,1642	165,9891	158,7497
160	162,3694	176,3311	158,2326
170	164,9549	183,5705	162,3694
180	179,9508	194,4296	166,5062
190	189,2586	208,9084	170,643
200	199,6006	218,7333	176,3311
210	209,4255	227,0069	183,5705
220	218,7333	236,3147	189,7757
230	229,0753	245,1054	196,498
Incremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a montante (sob PIA=10 mmHg)			
	147%	153%	121%

Na análise estatística, observou-se que a PIA tem uma clara influência sobre a PAD a montante, independentemente do cenário avaliado. Dessa forma, os espécimes foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de PIA. Através dos resultados da ANOVA (tabela 10), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de PAD a montante entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação.

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
	Hipotensão grave	102,18	51,6	113,54	54,24	74,42	
Hipotensão leve	113,4	53,24	132,53	54,95	90,34	31,57	<.0001
Normotensão	127,48	48,58	136,45	54,04	113,38	28,01	<.0001
Hipertensão leve	145,31	39,49	154,73	40,46	141,19	18,51	0.0032
Hipertensão grave	170,98	22,35	177,16	29,18	164,82	11,07	0.0005

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 11). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de PAD a montante, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAD a montante nos cenários de hipotensão grave e normotensão quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,0932$ e $0,1283$ respectivamente). Também não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAD a montante nos cenários de hipotensão grave e hipotensão leve quando

os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Endoprótese foram comparados ($p=0,0947$ e $0,5345$ respectivamente). Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os demais, observa-se que este apresentou maior resiliência aos incrementos progressivos da PIA na maior parte dos cenários de experimentação, registrando os incrementos mais discretos nos valores de PAD a montante nos cenários de normotensão, hipertensão leve e hipertensão grave.

Tabela 11: Comparações múltiplas de Tukey – PAD a montante			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0932
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0947
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0003
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0461
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.5345
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0027
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.1283
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0089
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0123
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001

Os gráficos a seguir (figuras 17, 18, 19, 20 e 21) registram o comportamento da PAD a montante ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg.

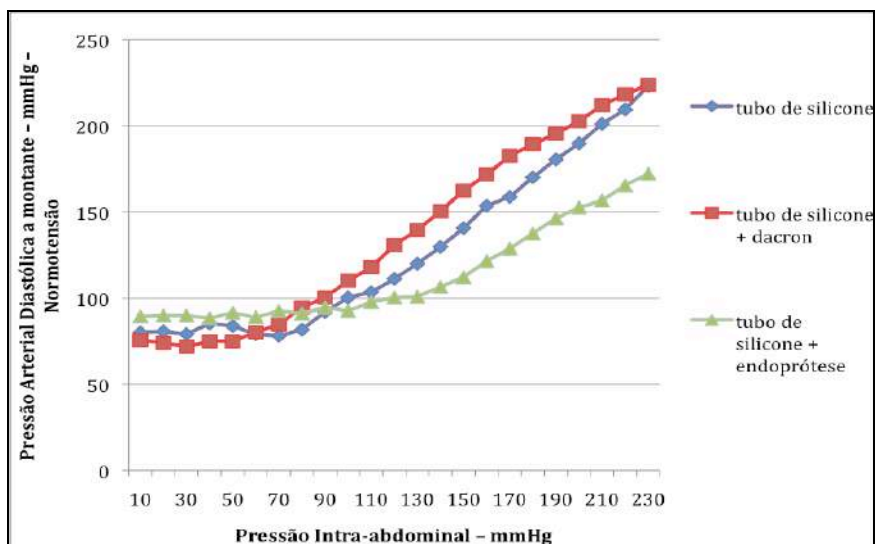


Figura 17 – PAD a montante – Normotensão

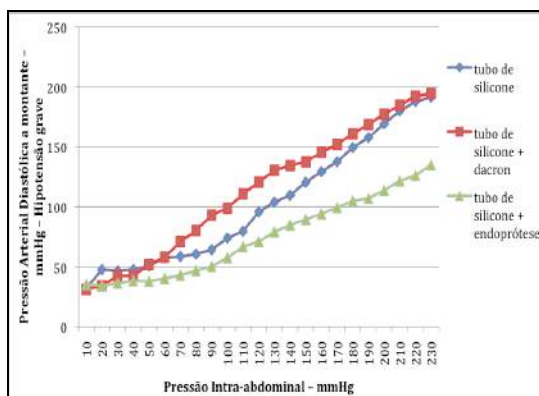


Figura 18 – PAD a montante
Hipotensão grave

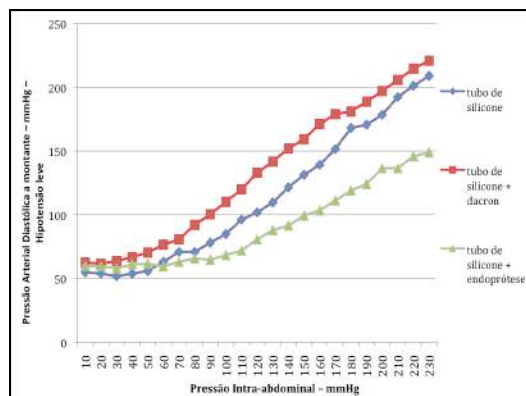


Figura 19 – PAD a montante
Hipotensão leve

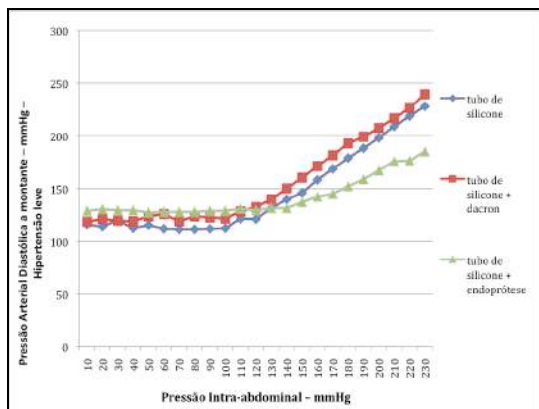


Figura 20 – PAD a montante
Hipertensão leve

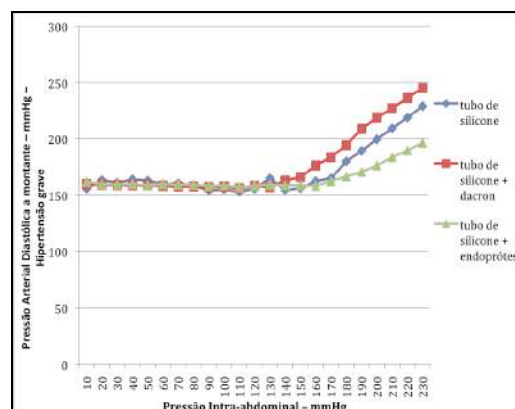


Figura 21 – PAD a montante
Hipertensão grave

4.3 Pressão Arterial Sistólica a jusante (PAS a jusante)

A Pressão Arterial Sistólica (PAS) a jusante, a qual representa a pressão arterial sistólica em membros inferiores, mostrou diminuição progressiva durante os incrementos da PIA em todos os cenários de experimentação. As tabelas 12, 13 e 14 registram as medições de PAS a jusante realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). Analisando-se todos os cenários, foram observados decrementos de até 92,2% no valor inicial da PAS a jusante ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 12 - Cenário de Hipotensão grave
- PAS a jusante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	60,5007	59,4665	54,8126
20	64,1204	57,9152	54,8126
30	62,5691	44,9877	55,3297
40	62,5691	50,6758	55,3297
50	64,1204	44,4706	50,6758
60	53,7784	40,8509	50,6758
70	55,8468	38,2654	49,6416
80	55,8468	34,6457	49,1245
90	57,9152	31,026	46,0219
100	54,8126	28,4405	45,5048
110	53,7784	22,7524	41,8851
120	44,9877	20,684	39,2996
130	42,9193	18,6156	33,6115
140	38,7825	19,1327	31,026
150	35,1628	16,0301	29,9918
160	30,5089	15,513	29,4747
170	26,8892	14,4788	24,8208
180	24,3037	10,8591	23,2695
190	21,7182	11,3762	21,7182
200	15,513	7,7565	20,1669
210	13,4446	6,2052	17,0643
220	11,3762	5,171	16,5472
230	9,3078	4,6539	15,513
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	84,6%	92,2%	71,7%

Tabela 13 - Cenário de Normotensão
- PAS a jusante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	111,1765	112,7278	108,591
20	117,3817	114,7962	109,6252
30	117,3817	113,2449	109,1081
40	117,3817	113,2449	109,1081
50	117,8988	112,7278	108,591
60	118,933	114,7962	110,1423
70	116,8646	109,1081	108,591
80	118,933	99,8003	109,1081
90	118,933	100,8345	107,0397
100	110,6594	107,5568	108,0739
110	106,0055	101,8687	106,5226
120	102,3858	99,8003	106,5226
130	99,8003	88,9412	99,2832
140	93,078	79,1163	96,6977
150	92,0438	71,3598	94,6293
160	82,2189	63,6033	94,1122
170	69,8085	58,4323	89,4583
180	65,1546	49,1245	83,2531
190	57,3981	43,9535	76,5308
200	52,2271	37,2312	69,8085
210	42,9193	34,1286	63,6033
220	38,2654	32,16362	58,9494
230	36,197	29,4747	54,2955
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	67,4%	73,8%	50%

Tabela 14 - Cenário de Hipertensão grave
- PAS a jusante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	173,2285	170,1259	164,4378
20	172,1943	171,1601	165,9891
30	172,1943	170,643	164,9549
40	173,7456	170,643	162,3694
50	169,0917	170,1259	163,4036
60	175,814	170,1259	163,4036
70	174,7798	170,1259	163,9207
80	174,2627	171,1601	163,4036
90	174,7798	171,6772	163,9207
100	174,2627	171,6772	164,9549
110	175,2969	171,6772	164,9549
120	176,8482	172,1943	163,9207
130	176,3311	170,1259	164,4378
140	175,814	170,1259	164,4378
150	175,814	164,4378	163,9207
160	172,7114	165,9891	162,8865
170	161,8523	156,6813	161,3352
180	158,7497	138,0657	158,2326
190	153,0616	122,5527	150,4761
200	142,7196	110,6594	143,7538
210	125,6553	100,8345	139,0999
220	107,5568	88,9412	130,8263
230	94,1122	75,4966	119,9672
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAS a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	45,6%	55,6%	27%

Na análise estatística, observou-se que a PIA tem uma clara influência sobre a PAS a jusante, independentemente do cenário avaliado. Dessa forma, os espécimes foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de PIA. Através dos resultados da ANOVA (tabela 15), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de PAS a jusante entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,05$).

Tabela 15: PAS a jusante - média e desvio padrão em cada grupo seguido pelo p-valor da ANOVA

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
	Hipotensão grave	41,77	18,97	26,26	17,14	37,23	
Hipotensão leve	58,1	27,64	53,44	29,35	69,9	17,45	<.0001
Normotensão	91,44	29,37	82,09	31,55	94,85	18,2	<.0001
Hipertensão leve	119,9	31	116,64	33,48	127,59	17,58	0.0007
Hipertensão grave	162,21	23,15	152,84	30,56	157,78	12,46	0.0079

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 16). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de PAS a jusante, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAS a jusante nos cenários de hipotensão leve e hipertensão leve quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,1155$ e $0,4565$ respectivamente). Também não se observou diferença estatisticamente significativa nas médias de PAS a jusante nos cenários de normotensão e hipertensão grave quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Endoprótese foram comparados ($p = 0,3466$ e $0,2759$).

respectivamente). A comparação dos espécimes tubo de silicone + Dacron e tubo de silicone + endoprótese não evidenciou diferença estatisticamente significativa quanto à PAS a jusante, no cenário de hipertensão grave. Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os demais, observa-se que este apresentou maior resiliência aos incrementos progressivos da PIA na maior parte dos cenários de experimentação, nos quais registrou as menores quedas nos valores de PAS a jusante.

Tabela 16: Comparações múltiplas de Tukey – PAS a jusante			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0053
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.1155
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0011
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.3466
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.4565
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0182
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0006
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0055
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.2759
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0.2033

Os gráficos a seguir (figuras 22, 23, 24, 25 e 26) registram o comportamento da PAS a jusante ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg.

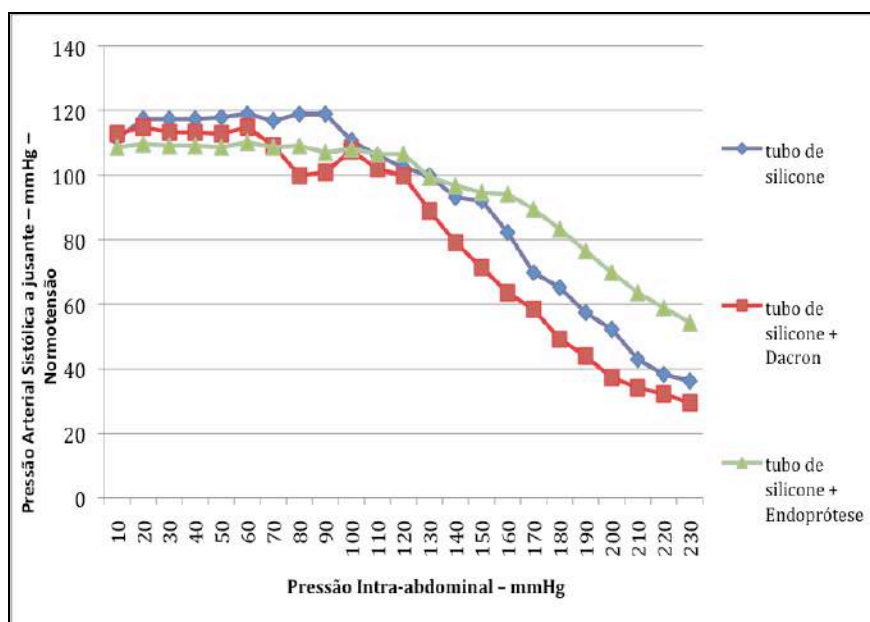


Figura 22 – PAS a jusante – Normotensão

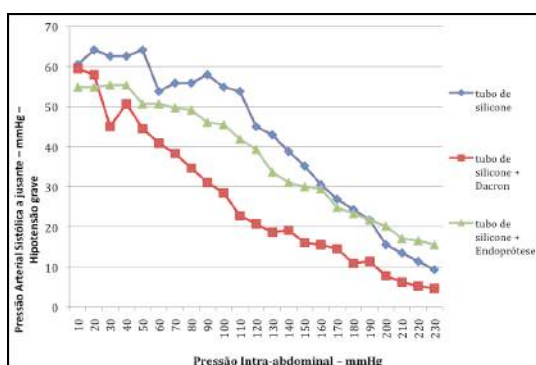


Figura 23 – PAS a jusante
Hipotensão grave

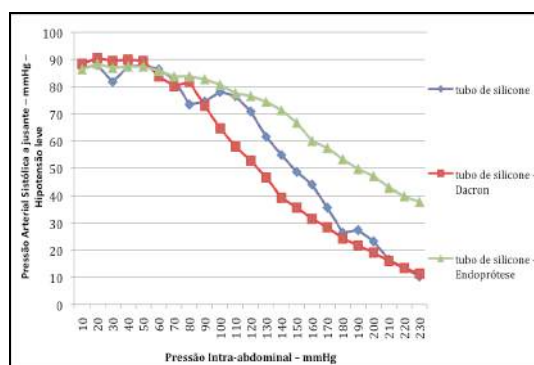


Figura 24 – PAS a jusante
Hipotensão leve

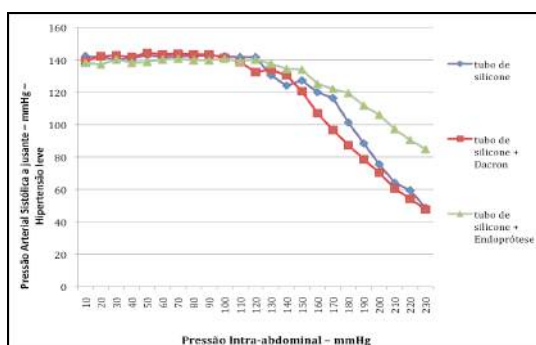


Figura 25 – PAS a jusante
Hipertensão leve

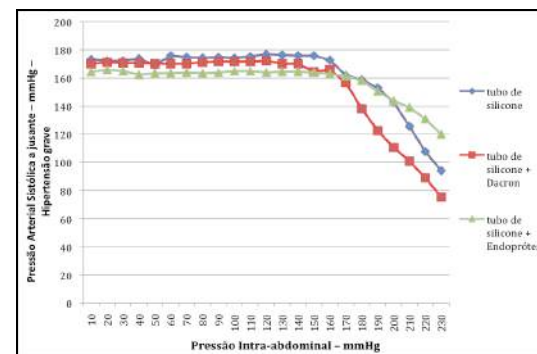


Figura 26 – PAS a jusante
Hipertensão grave

4.4 Pressão Arterial Diastólica a jusante (PAD a jusante)

A Pressão Arterial Sistólica (PAD) a jusante, a qual representa a pressão arterial diastólica em membros inferiores, mostrou aumento progressivo durante os incrementos da PIA em todos os cenários de experimentação. As tabelas 17, 18 e 19 registram as medições de PAD a jusante realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). Analisando-se todos os cenários, foram observados aumentos de até 83,6% no valor inicial da PAD a jusante ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 17 - Cenário de Hipotensão grave - PAD a jusante (mmHg)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	31,02	25,3379	26,8892
20	40,85	31,026	27,4063
30	41,88	36,197	28,9576
40	42,4	32,0602	32,0602
50	46,53	29,4747	31,026
60	53,26	27,4063	33,6115
70	44,98	24,8208	32,5773
80	42,91	23,2695	32,0602
90	39,81	22,7524	33,6115
100	31,02	20,1669	25,3379
110	27,92	22,2353	23,2695
120	26,37	19,6498	23,2695
130	25,855	17,5814	23,2695
140	24,3037	11,8933	22,2353
150	21,2011	11,3762	20,684
160	20,684	7,2394	19,1327
170	17,5814	6,2052	17,0643
180	14,9959	8,7907	14,4788
190	13,4446	5,171	12,4104
200	14,9959	6,7223	12,4104
210	12,9275	5,6881	10,342
220	10,8591	4,6539	9,3078
230	9,8249	4,1368	8,7907
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	68,3%	83,6%	67,2%

Tabela 18 - Cenário de Normotensão - PAD a jusante (mmHg)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	70,3256	66,7059	81,7018
20	71,8769	63,6033	79,6334
30	70,8427	67,7401	84,2873
40	66,1888	64,1204	82,2189
50	69,2914	67,7401	84,8044
60	70,8427	75,4966	84,8044
70	72,394	78,0821	81,1847
80	77,0479	89,4583	84,2873
90	83,2531	63,0862	85,3215
100	94,1122	53,7784	87,907
110	77,565	52,7442	88,4241
120	68,2572	50,1587	79,6334
130	57,9152	49,6416	76,5308
140	52,7442	49,1245	78,5992
150	47,5732	47,0561	68,7743
160	44,4706	41,368	63,6033
170	43,4364	38,7825	63,6033
180	41,8851	39,2996	58,4323
190	37,7483	36,197	56,3639
200	32,0602	37,2312	53,7784
210	28,4405	33,6115	50,1587
220	27,9234	31,026	48,6074
230	24,3037	28,9576	46,0219
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	65,4%	56,5%	43,4%

Tabela 19 - Cenário de Hipertensão grave - PAD a jusante (mmHg)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	146,3393	153,0616	148,4077
20	149,959	150,9932	150,9932
30	148,4077	150,9932	146,8564
40	146,8564	151,5103	151,5103
50	146,8564	153,0616	146,3393
60	152,5445	151,5103	147,3735
70	150,9932	150,4761	146,8564
80	148,9248	152,5445	147,3735
90	143,2367	153,5787	146,3393
100	146,8564	148,4077	145,8222
110	143,7538	146,3393	147,3735
120	143,2367	146,8564	148,4077
130	154,0958	152,0274	148,4077
140	144,788	150,4761	148,9248
150	145,3051	155,13	148,9248
160	150,4761	142,2025	149,4419
170	155,13	126,1724	148,4077
180	140,1341	115,3133	143,7538
190	123,0698	103,9371	137,0315
200	112,7278	94,6293	129,7921
210	99,8003	86,8728	119,9672
220	96,1806	79,1163	114,2791
230	83,2531	73,4282	111,1765
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de PAD a jusante (sob PIA=10 mmHg)			
	43,1%	52%	25%

Na análise estatística, observou-se que a PIA tem uma clara influência sobre a PAD a jusante, independentemente do cenário avaliado. Dessa forma, os espécimes foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de PIA. Através dos resultados da ANOVA (tabela 20), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de PAD a jusante entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,05$).

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor grupo
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
Hipotensão grave	28,51	13,21	17,56	10,28	22,62	8,31	<.0001
Hipotensão leve	33,66	17,69	42,63	19,17	43,75	10,1	<.0001
Normotensão	57,85	19,84	53,26	16,5	72,55	14,14	<.0001
Hipertensão leve	90,69	22,93	96,14	24,56	107,89	15,14	<.0001
Hipertensão grave	137,95	20,25	134,29	27,23	142,34	11,78	0.0162

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 21). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de PAD a jusante, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAD a jusante nos cenários de normotensão e de hipertensão grave quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,0667$ e $0,3655$ respectivamente). Também não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de PAD a jusante no cenário de hipotensão leve quando os espécimes tubo de

silicone + Dacron e tubo de silicone + Endoprótese foram comparados. Não houve diferença estatisticamente significativa nos dados de PAD a jusante quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + endoprótese foram comparados no cenário de hipertensão grave ($p = 0,2406$). Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os demais, observa-se que este registrou as quedas mais discretas nos valores de PAD a jusante na maior parte dos cenários de experimentação.

Tabela 21: Comparações múltiplas de Tukey – PAD a jusante		
Cenário	Comparação	p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron + Endoprótese	0.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron + Endoprótese	0.8141
Normotensão	Tubo de silicone + Dacron	0.0667
	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone + Dacron	0.0241
	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron + Endoprótese	<.0001
Hipertensão grave	Tubo de silicone + Dacron	0.3655
	Tubo de silicone + Endoprótese	0.2406
	Tubo de silicone + Dacron + Endoprótese	0.0118

Os gráficos a seguir (figuras 27, 28, 29, 30 e 31) registram o comportamento da PAD a jusante ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg.

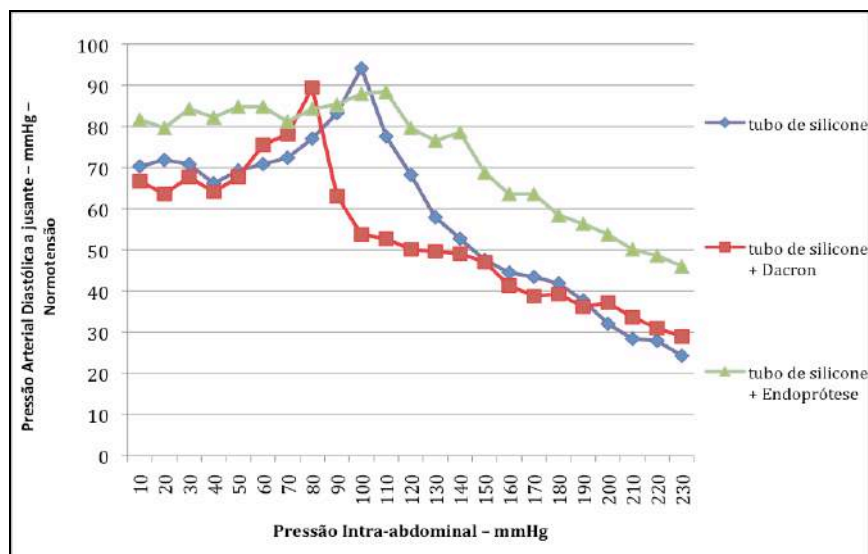


Figura 27 – PAD a jusante – Normotensão

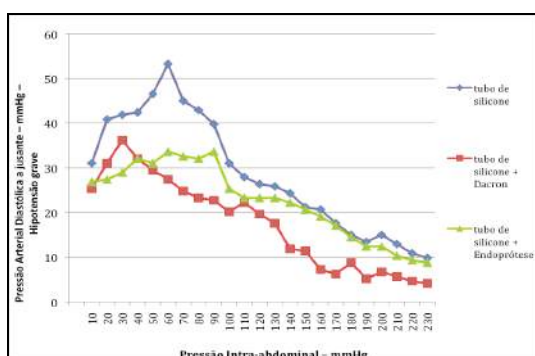


Figura 28 – PAD a jusante
Hipotensão grave

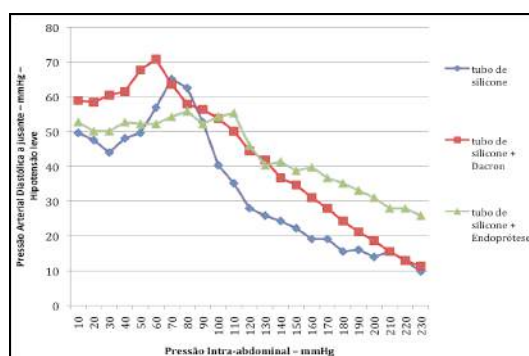


Figura 29 – PAD a jusante
Hipotensão leve

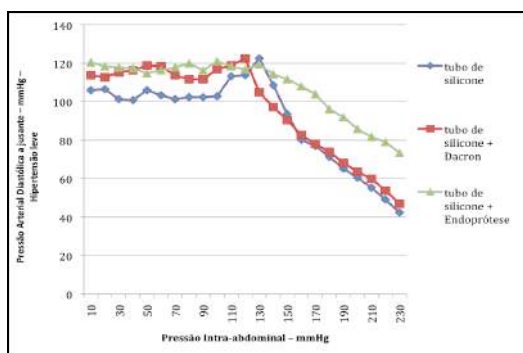


Figura 30 – PAD a jusante
Hipertensão leve

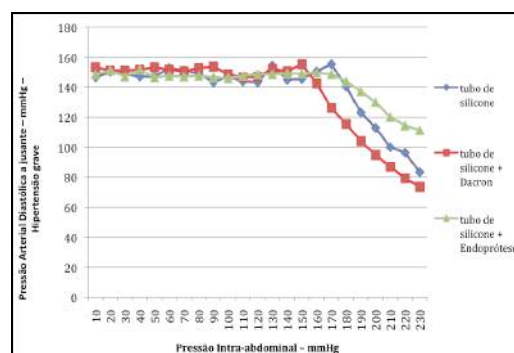


Figura 31 – PAD a jusante
Hipertensão grave

4.5 Fluxo Sistólico (L/min)

As tabelas 22, 23 e 24 registram as medições de fluxo durante a sístole (Qs) realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). O fluxo durante a sístole (Qs) mostrou diminuição progressiva ao longo do aumento da PIA nos diferentes cenários iniciais (Hipotensão / Normotensão / Hipertensão). Tais dados mostram reduções de até 68,5 % no valor inicial de fluxo sistólico ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 22 - Cenário de Hipotensão grave
- Fluxo sistólico (L/min)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	0,7076	0,7084	0,7047
20	0,7076	0,7084	0,7047
30	0,7076	0,7084	0,7047
40	0,7076	0,7084	0,7047
50	0,7076	0,6831	0,7047
60	0,732	0,6578	0,7047
70	0,7076	0,6325	0,6804
80	0,6832	0,6072	0,6804
90	0,6588	0,5819	0,6561
100	0,6344	0,5566	0,6318
110	0,61	0,506	0,6075
120	0,5856	0,4807	0,5832
130	0,5612	0,4554	0,5589
140	0,5368	0,4301	0,5346
150	0,488	0,4048	0,5346
160	0,4636	0,3795	0,486
170	0,4392	0,3542	0,4617
180	0,4148	0,3289	0,4617
190	0,3904	0,3036	0,4374
200	0,366	0,3036	0,4131
210	0,3416	0,2783	0,4131
220	0,3172	0,253	0,3888
230	0,2928	0,2277	0,3645
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo sistólico (sob PIA=10 mmHg)			
	58,5%	68,5%	51,4%

Tabela 23 - Cenário de Normotensão
- Fluxo sistólico (L/min)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	1,008	1,025	1,008
20	1,008	1,025	1,008
30	1,008	1,025	1,008
40	1,008	1	1,008
50	1,008	1	1,008
60	1,008	1	1,008
70	1,008	1	1,008
80	1,008	1,025	1,008
90	1,032	1	1,008
100	1,032	0,975	1,008
110	1,008	0,95	1,008
120	0,984	0,9	0,984
130	0,96	0,875	0,96
140	0,936	0,825	0,936
150	0,888	0,8	0,912
160	0,84	0,75	0,888
170	0,84	0,725	0,864
180	0,768	0,7	0,816
190	0,72	0,675	0,816
200	0,672	0,65	0,816
210	0,648	0,6	0,768
220	0,6	0,55	0,744
230	0,528	0,525	0,72
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo sistólico (sob PIA=10 mmHg)			
	47,6%	49%	28%

Tabela 24 - Cenário de Hipertensão grave
- Fluxo sistólico (L/min)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	1,334	1,305	1,32
20	1,334	1,305	1,32
30	1,334	1,305	1,32
40	1,334	1,305	1,32
50	1,334	1,305	1,32
60	1,334	1,305	1,32
70	1,334	1,305	1,32
80	1,334	1,305	1,32
90	1,334	1,305	1,32
100	1,334	1,305	1,32
110	1,334	1,305	1,32
120	1,334	1,305	1,32
130	1,334	1,305	1,32
140	1,334	1,305	1,32
150	1,334	1,305	1,32
160	1,334	1,276	1,32
170	1,334	1,218	1,32
180	1,276	1,16	1,29
190	1,218	1,102	1,26
200	1,16	1,044	1,2
210	1,102	0,986	1,17
220	1,044	0,928	1,14
230	0,986	0,87	1,11
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo sistólico (sob PIA=10 mmHg)			
	26,3%	33%	15,9%

Na análise estatística, observou-se que a PIA testada tem uma clara influência sobre o fluxo sistólico, independentemente do grupo. Dessa forma, os grupos foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de pressão. Através dos resultados da ANOVA (tabela 25), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de fluxo sistólico entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,0001$).

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor grupo
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
	Hipotensão grave	0,55	0,15	0,49	0,17	0,57	
Hipotensão leve	0,63	0,19	0,61	0,18	0,72	0,1	<.0001
Normotensão	0,89	0,16	0,85	0,17	0,93	0,1	<.0001
Hipertensão leve	1,1	0,16	1,06	0,17	1,15	0,08	<.0001
Hipertensão grave	1,28	0,1	1,22	0,14	1,29	0,07	<.0001

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 26). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) no fluxo sistólico, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de fluxo sistólico nos cenários de hipotensão grave e hipertensão grave na comparação entre os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Endoprótese ($p = 1,1541$ e $0,841$ respectivamente).

Também não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de fluxo sistólico no cenário de hipotensão leve na comparação entre os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron ($p = 0,2006$). Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os demais, observa-se que este apresentou maior resiliência aos incrementos progressivos da PIA nos cenários de hipotensão leve, normotensão e hipertensão leve, registrando as quedas mais discretas nos valores de fluxo sistólico.

Tabela 26: Comparações múltiplas de Tukey – Fluxo sistólico			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.1541
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.2006
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0077
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0244
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0227
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0016
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.8441
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001

Os gráficos a seguir (figuras 32, 33, 34, 35 e 36) registram o comportamento do fluxo

diastólico ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg. É possível observar que a combinação de tubo de silicone + endoprótese se mostrou a menos suscetível aos efeitos da PIA, já que as curvas verdes apresentam o mais discreto decréscimo no volume de fluxo sistólico ao longo dos aumentos da PIA.

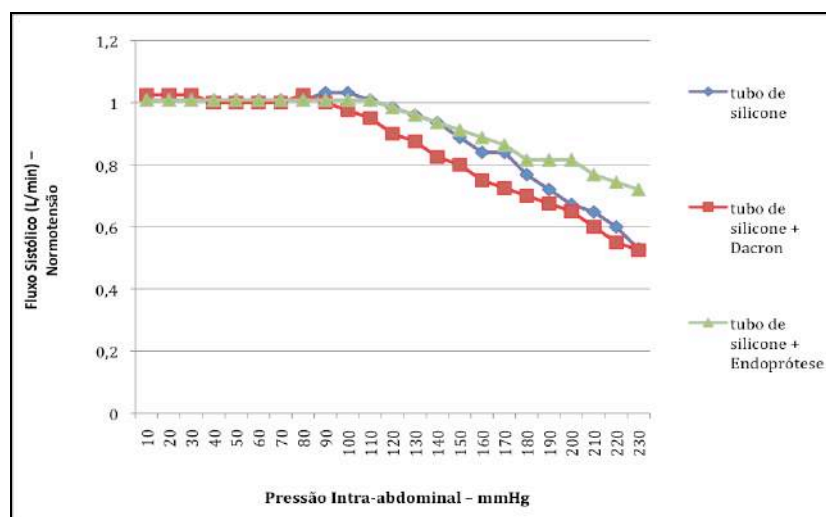


Figura 32 – Fluxo sistólico – Normotensão

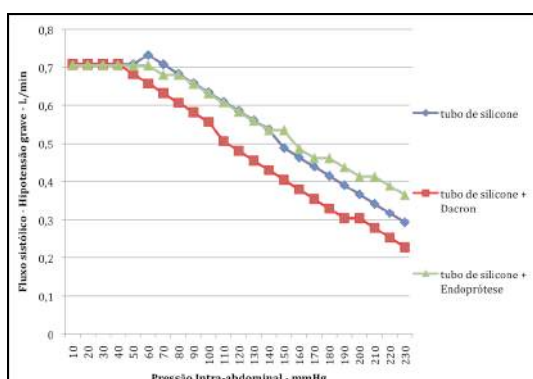


Figura 33 – Fluxo sistólico - Hipotensão grave

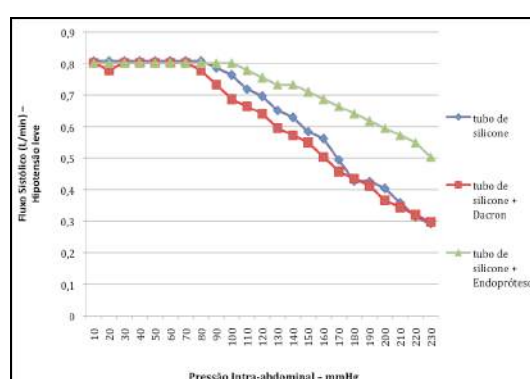


Figura 34 – Fluxo sistólico - Hipotensão leve

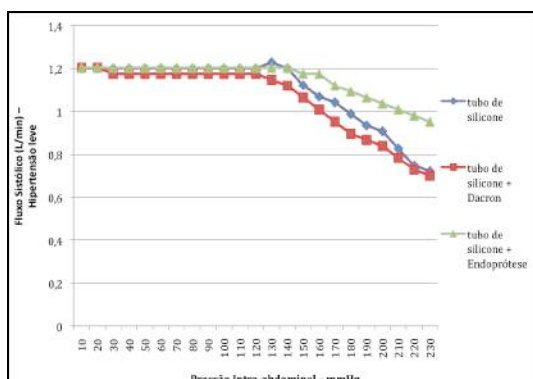


Figura 35 – Fluxo sistólico - Hipertensão leve

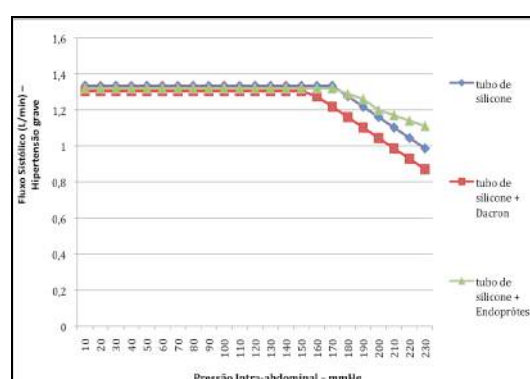


Figura 36 – Fluxo sistólico - Hipertensão grave

4.6. Fluxo Diastólico (L/min)

As tabelas 27, 28 e 29 registram as medições de fluxo durante a diástole (Qd) realizadas no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave). O fluxo durante a diástole (Qd) mostrou diminuição progressiva ao longo do aumento da PIA nos diferentes cenários iniciais (Hipotensão / Normotensão / Hipertensão). Tais dados mostram reduções de até 60 % no valor inicial de fluxo diastólico ao longo do incremento progressivo da PIA.

Tabela 27 - Cenário de Hipotensão grave
- Fluxo diastólico (L/min)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	0,5016	0,5015	0,5
20	0,5016	0,5015	0,5
30	0,5016	0,5015	0,5
40	0,4788	0,5015	0,5
50	0,4788	0,472	0,5
60	0,4788	0,472	0,5
70	0,4788	0,472	0,5
80	0,456	0,4425	0,475
90	0,456	0,4425	0,475
100	0,456	0,413	0,475
110	0,4332	0,413	0,475
120	0,4104	0,3835	0,45
130	0,4104	0,354	0,45
140	0,3876	0,354	0,425
150	0,3648	0,3245	0,425
160	0,3648	0,3245	0,4
170	0,342	0,295	0,4
180	0,3192	0,295	0,375
190	0,3192	0,2655	0,375
200	0,2964	0,2655	0,375
210	0,2736	0,236	0,35
220	0,2508	0,2065	0,35
230	0,228	0,2065	0,325
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo diastólico			
	56%	60%	36%

Tabela 28 - Cenário de Normotensão
- Fluxo diastólico (L/min)

PIA (mmHg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	0,7136	0,7011	0,7095
20	0,7136	0,7011	0,7095
30	0,7136	0,7011	0,7095
40	0,7136	0,7011	0,7095
50	0,7136	0,7011	0,7095
60	0,7136	0,7011	0,7095
70	0,7136	0,7011	0,7095
80	0,7136	0,7011	0,7095
90	0,7136	0,67773	0,7095
100	0,7136	0,65436	0,7095
110	0,7136	0,63099	0,7095
120	0,7136	0,60762	0,688
130	0,669	0,58425	0,688
140	0,6467	0,56088	0,688
150	0,6244	0,56088	0,6665
160	0,5798	0,53751	0,645
170	0,5798	0,51414	0,645
180	0,5352	0,49077	0,6235
190	0,5129	0,4674	0,602
200	0,4906	0,4674	0,5805
210	0,446	0,44403	0,559
220	0,4237	0,42066	0,559
230	0,4165	0,4156	0,546
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo diastólico			
	42,2%	41,4%	22,8%

Tabela 29 - Cenário de Hipertensão grave – Fluxo diastólico (L/min)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	1,014	1,014	1,026
20	1,014	1,014	1,026
30	1,014	1,014	1,026
40	1,014	1,014	1,026
50	1,014	1,014	1,026
60	1,014	1,014	1,026
70	1,014	1,014	1,026
80	1,014	1,014	1,026
90	1,014	1,014	1,026
100	1,014	1,014	1,026
110	1,014	1,014	1,026
120	1,014	1,014	1,026
130	0,988	1,014	1,026
140	0,988	1,014	1,026
150	0,988	1,014	1,026
160	0,988	0,988	1,026
170	1,014	0,962	1,026
180	0,988	0,91	0,999
190	0,936	0,858	0,972
200	0,884	0,832	0,945
210	0,858	0,78	0,918
220	0,78	0,728	0,918
230	0,754	0,702	0,864
Decremento percentual em relação aos valores iniciais de Fluxo diastólico			
	25,7%	30%	15,6%

Na análise estatística, observou-se que a PIA testada tem uma clara influência sobre o fluxo diastólico, independentemente do grupo. Dessa forma os grupos foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de pressão. Através dos resultados da ANOVA (tabela 30), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de fluxo diastólico entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,0001$).

Tabela 30: Fluxo diastólico - média e desvio padrão em cada grupo seguido pelo p-valor da ANOVA

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor grupo
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
Hipotensão grave	0,4	0,09	0,38	0,1	0,44	0,06	<.0001
Hipotensão leve	0,48	0,11	0,47	0,12	0,54	0,06	<.0001
Normotensão	0,64	0,1	0,6	0,1	0,67	0,05	<.0001
Hipertensão leve	0,83	0,11	0,79	0,12	0,86	0,06	<.0001
Hipertensão grave	0,97	0,08	0,96	0,1	1	0,05	<.0001

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 31). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) no fluxo diastólico, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de fluxo diastólico nos cenários de hipotensão leve e hipertensão grave quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,8067$ e $0,1915$ respectivamente). Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os

demais, observa-se que este apresentou maior resiliência aos incrementos progressivos da PIA, registrando as quedas mais discretas nos valores de fluxo diastólico em todos os cenários de experimentação.

Tabela 31: Comparações múltiplas de Tukey – Fluxo diastólico			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0034
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.8067
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0,0007
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0071
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0033
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0092
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.1915
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0029
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001

Os gráficos a seguir (figuras 37, 38, 39, 40 e 41) registram o comportamento do fluxo diastólico ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg. É possível observar que a combinação de tubo de silicone + endoprótese se mostrou a menos suscetível aos

efeitos da PIA, já que as curvas verdes apresentam o mais discreto decréscimo no volume de fluxo diastólico ao longo dos aumentos da PIA.

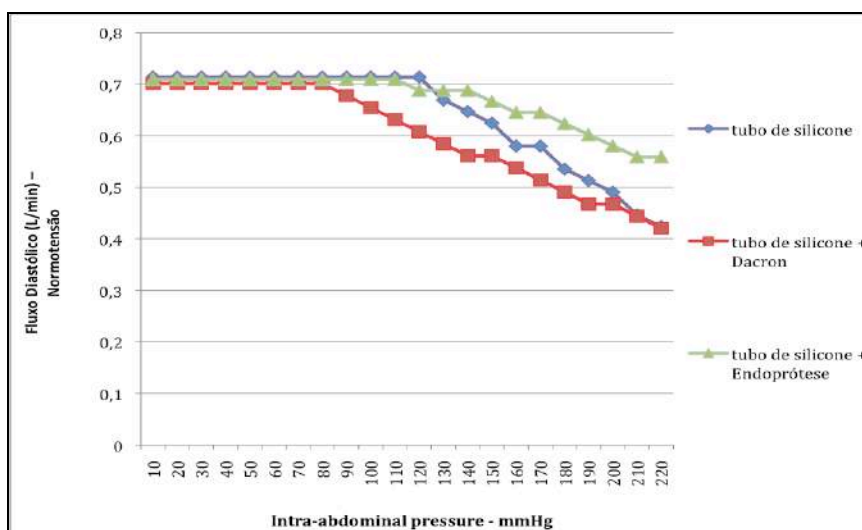


Figura 37 – Fluxo diastólico – Normotensão

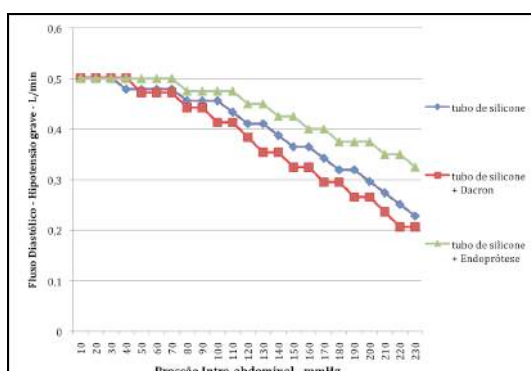


Figura 38 – Fluxo diastólico - Hipotensão grave

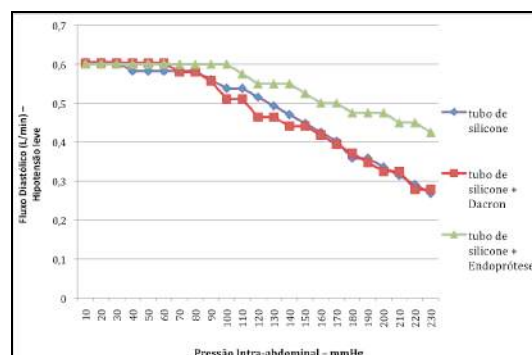


Figura 39 – Fluxo diastólico - Hipotensão leve

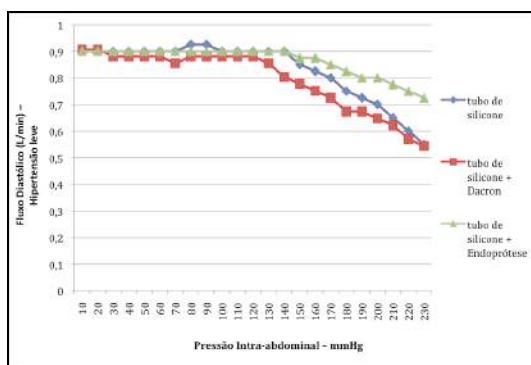


Figura 40 – Fluxo diastólico - Hipertensão leve

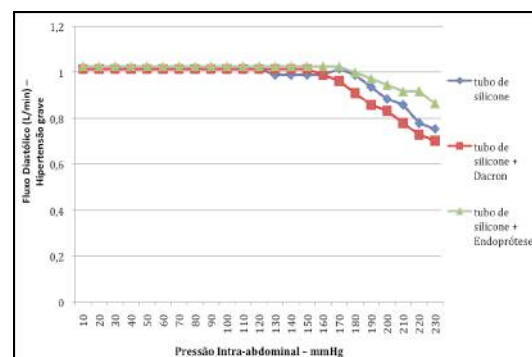


Figura 41 – Fluxo diastólico - Hipertensão grave

4.7 Pressão de Perfusão Abdominal (mmHg)

Baseando-se na fórmula previamente descrita (pressão de perfusão abdominal = pressão arterial média – pressão intra-abdominal), foi calculada a pressão de perfusão abdominal (PPA). A (PPA), a qual é um parâmetro calculável que objetiva traduzir o comprometimento circulatório da cavidade abdominal²⁷, mostrou redução progressiva durante os incrementos da PIA em todos os cenários de experimentação. As tabelas 32, 33 e 34 registram os cálculos de pressão de perfusão abdominal realizados no cenário de pressão normal e nos cenários extremos (hipotensão grave e hipertensão grave).

Tabela 32 - Cenário de Hipotensão grave – pressão de perfusão abdominal (mmHg)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	33,264	32,574	33,953
20	34,123	23,608	23,608
30	23,606	15,160	14,815
40	14,467	7,400	6,021
50	6,1915	7,053	-4,667
60	-2,429	4,465	-13,461
70	-10,361	6,186	-20,875
80	-16,224	4,976	-26,393
90	-20,708	7,214	-31,740
100	-21,228	3,937	-33,983
110	-24,161	6,347	-35,537
120	-20,716	5,138	-40,021
130	-21,581	4,963	-41,920
140	-25,376	0,651	-46,404
150	-24,344	-4,522	-50,544
160	-26,243	-6,421	-54,856
170	-28,314	-9,009	-58,995
180	26,4213	10,3912	-62,963
190	-28,320	-12,289	-69,860
200	-28,150	-14,188	-72,621
210	-27,118	-17,121	-75,036
220	-29,707	-19,537	-79,865
230	-36,604	-26,434	-82,798

Tabela 33 - Cenário de Normotensão pressão de perfusão abdominal (mmHg)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	84,284	80,837	90,317
20	75,835	69,803	80,317
30	64,456	58,251	70,662
40	59,118	50,320	59,800
50	48,421	40,495	52,213
60	35,318	34,456	40,317
70	23,767	26,180	32,730
80	17,387	19,455	21,696
90	12,902	13,937	14,281
100	7,901	13,934	1,69633
110	0,3146	12,035	-4,339
120	-5,548	14,273	-12,270
130	-6,757	13,409	-20,202
140	-6,932	14,095	-25,031
150	-6,246	15,299	-28,653
160	-5,042	14,779	-30,207
170	-8,664	14,777	-32,9685
180	-7,116	11,327	-34,005
190	-6,601	8,5664	-35,731
200	-7,6388	5,633	-38,147
210	-6,607	4,941	-43,667
220	-7,989	2,1806	-45,220
230	-6,440	-1,786	-48,670

Tabela 34 - Cenário de Hipertensão grave – pressão de perfusão abdominal (mmHg)

PIA (mm Hg)	tubo de silicone	tubo de silicone + Dacron	tubo de silicone + Endoprótese
10	154,782	157,023	157,368
20	150,125	147,023	145,989
30	138,746	136,678	135,989
40	130,815	126,678	126,506
50	119,781	116,850	115,127
60	108,402	106,333	105,472
70	98,746	95,816	95,644
80	87,712	85,9891	85,9891
90	74,093	75,9891	75,127
100	64,954	66,333	65,472
110	53,748	54,782	54,437
120	45,816	46,333	45,472
130	41,332	35,644	36,161
140	24,782	29,264	25,127
150	16,333	19,781	15,299
160	9,264	16,503	5,127
170	-2,804	15,121	-2,459
180	0,123	17,015	-10,391
190	-0,741	19,253	-14,530
200	-0,227	19,078	-21,083
210	-0,402	17,179	-22,120
220	-1,094	16,487	-25,915
230	-0,752	15,450	-28,675

Na análise estatística, observou-se que a PIA tem uma clara influência sobre a pressão de perfusão abdominal, independentemente do cenário avaliado. Dessa forma, os espécimes foram comparados ao mesmo tempo em que se controlou o efeito específico dos diferentes níveis de PIA. Através dos resultados da ANOVA (tabela 35), verificou-se que houve significância estatística para diferenças entre as médias de pressão de perfusão abdominal entre os 3 espécimes, em todos os cenários de experimentação ($p < 0,05$).

Cenário	Tubo de silicone		Tubo de silicone + Dacron		Tubo de silicone + Endoprótese		p-valor grupo
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
	Hipotensão grave	-13,32	21,01	0,42	13,76	-35,83	
Hipotensão leve	-1,1	23,19	16,85	17,71	-18	38,21	<.0001
Normotensão	15,14	30,52	23,36	22,08	2,82	44,38	<.0001
Hipertensão leve	31,92	40,69	40,87	37,18	28,33	53,8	0.0012
Hipertensão grave	57,11	55,91	62,46	49,07	50,66	61,19	0.0001

Para verificar entre quais dos três espécimes há diferenças entre si, foi elaborado o teste de comparações múltiplas de Tukey (tabela 36). Com este teste, observou-se diferença estatisticamente significativa ($p < 0,05$) nos valores de pressão de perfusão abdominal, na comparação dos espécimes dois a dois, na maior parte dos cenários de experimentação. Porém não se observou diferença estatisticamente significativa nos dados de pressão de perfusão abdominal nos cenários de normotensão e de hipertensão grave quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Dacron foram comparados ($p = 0,0931$ e $0,0968$ respectivamente). Também não se observou diferença

estatisticamente significativa nos dados de pressão de perfusão abdominal no cenário de hipertensão leve quando os espécimes tubo de silicone e tubo de silicone + Endoprótese foram comparados ($p = 0,5158$). Comparando-se o espécime tubo de silicone + endoprótese com os demais, observa-se que este registrou as quedas mais acentuadas nos valores de pressão de perfusão abdominal na maior parte dos cenários de experimentação.

Tabela 36: Comparações múltiplas de Tukey – Pressão de perfusão abdominal			
Cenário	Comparação		p-valor
Hipotensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0007
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipotensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	<.0001
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Normotensão	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0931
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0069
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001
Hipertensão leve	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0230
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.5158
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0011
Hipertensão grave	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Dacron	0.0968
	Tubo de silicone	Tubo de silicone + Endoprótese	0.0365
	Tubo de silicone + Dacron	Tubo de silicone + Endoprótese	<.0001

Os gráficos a seguir (figuras 42, 43, 44, 45 e 46) registram o comportamento da pressão de perfusão abdominal ao longo do incremento da PIA até 230 mmHg.

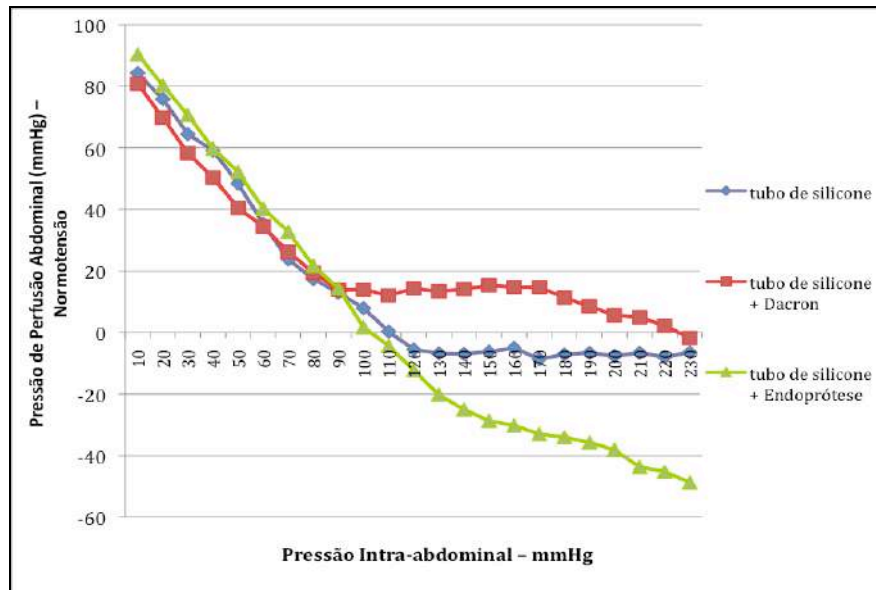


Figura 42 – Pressão de perfusão abdominal – Normotensão

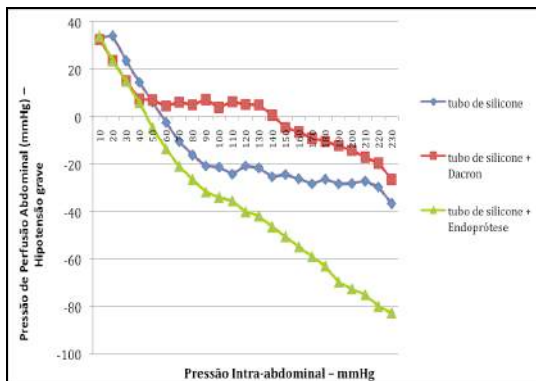


Figura 43 – Pressão de perfusão abdominal - Hipotensão grave

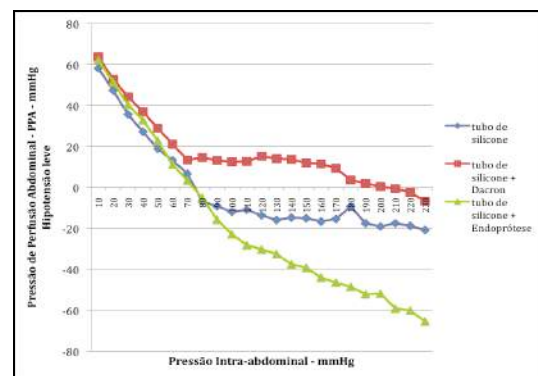


Figura 44 – Pressão de perfusão abdominal - Hipotensão leve

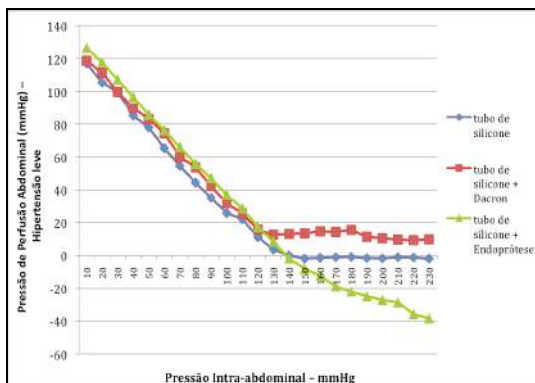


Figura 45 – Pressão de perfusão abdominal - Hipertensão leve

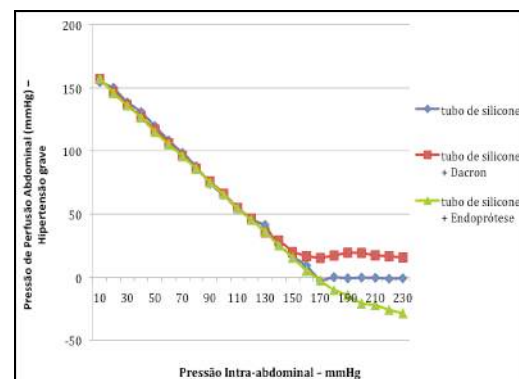


Figura 46 – Pressão de perfusão abdominal - Hipertensão grave

5 DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

Em situações de aumento da pressão intra-abdominal acima do intervalo usualmente discutido na literatura (até 30 mmHg), o presente estudo sugere que o estreitamento progressivo do tubo de silicone, o qual apresenta propriedades biomecânicas similares às de uma artéria normal, é evidente mesmo quando uma prótese de Dacron ou uma endoprótese estão presentes dentro do conduto. Foi também observada redução progressiva no fluxo através do tubo independentemente do status inicial do sistema (hipotensão / normotensão / hipertensão).

É importante ressaltar que o simulador utilizado no presente estudo apresenta limitações para a reprodução de algumas características intrínsecas ao sistema circulatório humano. Uma dessas limitações é o fato de a pressão a montante ser um pouco maior do que a pressão a jusante no simulador, quando no corpo humano as pressões de membros inferiores costumam ser discretamente maiores que as registradas nos membros superiores. Tal fato está relacionado a alguma resistência inerente ao circuito, cujo valor é um pouco maior na presença de material prostético dentro do tubo de silicone. Porém, este detalhe em nada interfere no racional do experimento, já que o comportamento das curvas produzidas é a parte mais importante desta pesquisa.

Conforme registrado anteriormente, muitos fatores podem causar significativo aumento da PIA, tanto em pacientes clínicos, quanto em pacientes cirúrgicos. Porém, uma das poucas publicações abordando o impacto da PIA sobre a pressão arterial é o estudo experimental conduzido em suínos por Jacques et al.¹². Tais autores apontaram aumento estatisticamente significativo da pressão arterial média de animais hipovolêmicos (utilizando monitorização arterial invasiva através de catéter na artéria

carótida) durante o aumento da PIA até 30 mmHg.

Apesar de na literatura apenas poucos trabalhos lidarem com um incremento mais significativo da PIA (acima de 30 mmHg), tal aumento pode acontecer mesmo em fenômenos fisiológicos triviais como tosse e vômito¹⁶. Portanto, considerando que é possível atingir o colapso da aorta abdominal apenas devido ao esforço para vomitar¹⁷, por exemplo, ou a um quadro grave como um volumoso pneumoperitôneo¹⁸, é de grande relevância salientar o papel da mensuração mais deliberada da PIA na população mais suscetível a aumentos desta variável. Ainda é necessário modificar a cultura hoje vigente nas unidades de terapia intensiva pois, como já citado previamente, o levantamento realizado por Ravishankar et al.¹⁴ mostrou que grande porcentagem dos intensivistas questionados não julga a mensuração da PIA algo importante no seguimento de pacientes críticos.

Este fato é ainda mais importante quando se considera que na literatura médica atual já se sabe que o exame físico não é um parâmetro confiável para se detectar aumentos da PIA¹⁵ e que portanto tal avaliação não substitui a medida intravesical da mesma. Chama atenção o fato de que o paciente descrito por Paschoald¹⁸ tenha chegado ao serviço de emergência hemodinamicamente estável, apresentando uma isquemia aguda de membros inferiores completamente revertida com o alívio do pneumoperitôneo. Certamente, outras causas conhecidas de isquemia aguda de membros inferiores tais como dissecação aórtica, obstrução arterial crônica descompensada ou embolia arterial foram descartadas, já que não teriam o mesmo desfecho apenas com o alívio do pneumoperitôneo. Considerando que o paciente se apresentava hemodinamicamente estável à admissão no hospital, traçando um paralelo com os experimentos realizados com o simulador, é possível pensar que o real status hemodinâmico deste paciente tenha sido mascarado pelo incremento da PIA.

Provavelmente, devido à extensa reação inflamatória provocada pela úlcera gástrica perfurada, com potencial instabilidade hemodinâmica, esperava-se que o paciente apresentasse valores de pressão sistólica e diastólica muito inferiores àqueles considerados normais. O aumento da PIA, porém pode ter funcionado como um fator de confusão neste caso, já que provavelmente foi o responsável por elevar a pressão arterial dos membros superiores do paciente em questão a ponto do mesmo ser considerado hemodinamicamente estável à admissão hospitalar.

Jambet et al.²⁸ publicaram em 2012 dois relatos de casos de pacientes que apresentaram megacólon severo consequente ao uso de medicações psiquiátricas. Uma das pacientes, uma mulher de 57 anos em uso de antidepressivos tricíclicos, apresentava volumosa distensão abdominal, estabilidade hemodinâmica e pulsos femorais ausentes à admissão no pronto socorro. À semelhança do relato descrito por Paschoald et al., as imagens de tomografia computadorizada do abdome revelaram colapso da aorta, artérias ilíacas e veia cava. Observou-se também volumosa distensão colônica. Foi então indicada laparotomia de urgência, com realização de colostomia.

Em relato de caso descrito por Eetvelde et al.²⁹, uma paciente portadora de anorexia nervosa procurou o serviço de emergência com quadro de dor, palidez e diminuição de força em membro inferior, sem queixas prévias semelhantes. Diferentemente dos casos descritos por Paschoald et e Jambet et al. , esta paciente se apresentava severamente hipotensa e taquicárdica à admissão, com volumosa distensão abdominal após ingestão de grande quantidade de fluidos. Os pulsos femorais não eram palpáveis . Imagens de tomografia computadorizada do abdome também revelaram compressão extrínseca da aorta, artérias ilíacas e veia cava inferior por extensa distensão gástrica. Após drenagem do conteúdo do estômago via gastroscopia, observou-se melhora da pressão arterial e da perfusão dos membros inferiores, sendo

que os pulsos femorais passaram a ser palpáveis.

Correa-Martín et al.³⁰, em ensaio experimental com suínos, observaram redução estatisticamente significativa da pressão arterial média dos animais com o aumento da PIA até 20 mmHg.

Considerando as referidas publicações envolvendo os efeitos da PIA, por que em alguns trabalhos experimentais se observa aumento da pressão arterial média com o incremento da PIA e em outros diminuição? Por que em alguns relatos de caso, pacientes com volumosa distensão abdominal e compressão da aorta, se apresentaram estáveis hemodinamicamente à admissão no serviço de urgência, enquanto outros apresentavam hipotensão severa?

Uma possível explicação para estes fatos reside na grande importância de se considerar o efeito que a elevação da PIA pode exercer também sobre o sistema de retorno venoso, mais especificamente sobre a veia cava inferior. Tal sistema não foi reproduzido na montagem do simulador do presente estudo, no qual se buscou enfatizar os efeitos da PIA sobre o sistema arterial.

Comparando-se a composição histológica da parede da aorta e da veia cava inferior, sabe-se que a primeira é uma artéria elástica que apresenta uma parede mais espessa e resistente do que a segunda. Tal fato justifica a maior suscetibilidade da cava ao colapamento por compressão extrínseca. Além disso, deve-se considerar também que a circulação arterial apresenta pressões mais elevadas do que a circulação venosa, o que também colabora para a menor suscetibilidade da aorta a compressões extrínsecas, quando comparada à cava.

Considerando-se as curvas experimentais da PAS a montante, por exemplo, observa-se que existe um segmento dos gráficos em que a PIA progressivamente sobe, mas, aparentemente, não afeta o valor da pressão sistólica. Após determinado valor de

PIA, nos diferentes cenários de experimentação, observa-se um aumento progressivo da PAS a montante, à medida em que a PIA aumenta.

Se compararmos as informações dos casos descritos com os resultados dos experimentos, é possível inferir que o efeito deletério da compressão extrínseca promovida pela PIA sobre os grandes vasos deve apresentar 3 diferentes fases:

- Fase 1: incrementos da PIA não promovem modificação nas pressões sistólica e diastólica a montante ou a jusante. Corresponde aos platôs observados nas curvas de praticamente todas as variáveis, em todos os cenários de experimentação. Nesta fase, apesar de não haver significativa deformação da aorta, provavelmente a veia cava inferior já apresentaria significativo colapamento. Isso reduziria a pré carga cardíaca, o que levaria à redução da pressão arterial.
- Fase 2: incrementos da PIA passam a promover modificação nas pressões sistólica e diastólica a montante e a jusante. Correspondem às porções ascendentes (PAS e PAD a montante) ou descendentes (PAS e PAD a jusante) das curvas, regiões em que a PIA já promove deformação na aorta. Isso aumentaria a pós carga cardíaca e a resistência arterial periférica, o que levaria ao aumento das pressões em membros superiores.
- Fase 3: momento de “falência” dos mecanismos compensatórios. Neste ponto, tanto a pré carga como a pós carga cardíaca estão severamente comprometidas, não sendo possível a ejeção de adequado volume sistólico. Essa fase seria compatível com um quadro clínico de choque.

Diante deste raciocínio, seria compreensível observar uma queda na pressão arterial média diante de pequenos incrementos da PIA, já que estaríamos observando a

fase 1, como no estudo de Correa-Martín et al. Já incrementos um pouco maiores nos valores de PIA levariam o quadro para a fase 2, situação em que se observaria incremento da pressão arterial média ou aparente estabilidade hemodinâmica às custas do aumento da PIA, como nos casos relatados por Paschoald et al. e Jambet et al. Em um estágio mais avançado, ilustrado pela fase 3 descrita previamente, os incrementos da PIA estariam associados a um comprometimento severo do sistema cardiovascular, culminando com a instabilidade hemodinâmica relatada por Eetvelde et al.

Outro detalhe de grande importância é o status volêmico inicial. Jacques et al.¹² já observaram aumento nos valores de PAM com a elevação da PIA até 30 mmHg em animais hipovolêmicos. Este dado também é concordante com os achados obtidos no presente ensaio experimental: quanto mais hipotenso o cenário inicial, mais precocemente se inicia a fase 2 nas curvas.

Um outro elemento que merece destaque é que na prática clínica diária, a monitorização dos pacientes é habitualmente feita nos membros superiores, com raras exceções. As curvas produzidas no presente experimento demonstram que, mesmo um paciente severamente hipotenso pode ser considerado estável pela equipe médica que o assiste quando sob efeito de altos valores de PIA, já que as pressões sistólica e diastólica de membros superiores podem ser significativamente aumentadas pela compressão extrínseca da PIA sobre a aorta abdominal. Os resultados do presente ensaio experimental levantam o questionamento a respeito da confiabilidade da monitorização de pressão arterial em membros superiores, sem a concomitante aferição da PIA, principalmente nos casos com alto risco para desenvolvimento de HIA / SCA. O presente experimento sugere que, em um cenário de PIA aumentada, é possível que valores normais de PAS e PAD em membros superiores sejam registrados mesmo em um paciente em choque.

Agora, considerando o contexto da cirurgia vascular, grande parte dos experimentos com o simulador utilizando prótese de Dacron mostraram uma maior suscetibilidade aos efeitos deletérios da PIA quando comparados aos resultados dos experimentos com tubo simples ou com a combinação tubo de silicone + endoprótese. Salles et al.³¹ se referem à estrutura corrugada da prótese de Dacron como um mecanismo para evitar o colapso do conduto, principalmente quando este é dobrado. O corrugamento pode também transmitir uma força radial, apesar de pequena. Como este tipo de conduto é feito de poliéster, um material muito pouco distensível, a complacência e a elasticidade da prótese de Dacron são basicamente dependentes da sua morfologia corrugada.

Quando submetida ao aumento da PIA, a morfologia corrugada é retificada (formato de menisco), saturando as propriedades de complacência, elasticidade e distensibilidade da prótese de Dacron. Este conduto não apresenta um esqueleto de nitinol que poderia trabalhar como um fator de resistência contra compressão extrínseca, como aquele observado nas endopróteses e nem apresenta uma parede distensível (como a do tubo de silicone) após a retificação do corrugamento. Todas essas características consideradas em conjunto podem ter contribuído para a maior suscetibilidade da prótese de Dacron aos efeitos deletérios da PIA.

Conforme previamente observado nos gráficos, considerando a pressão arterial sistólica (PAS) a montante em todos os tipos de cenários, existe uma inflexão inferior nas curvas imediatamente antes da fase ascendente das mesmas. Isto foi mais significativo nas curvas dos experimentos com tubo simples e com a combinação tubo de silicone + prótese de Dacron. Esta inflexão pode corresponder a um ponto ideal em que a compressão extrínseca oferecida pelo aumento da PIA e a complacência do conduto alcançam juntos a maior área de secção transversa do mesmo, promovendo

momentaneamente a menor resistência ao fluxo de toda a duração dos experimentos.

Tomando-se agora como exemplo a variável pressão diastólica a jusante, considerando as diferenças entre os espécimes, é interessante perceber que, existe uma fase ascendente em todas as curvas antes do ponto de inflexão descendente. Esta fase ascendente é maior nas curvas representando o tubo de silicone isolado do que nas combinações com Dacron e com a Endoprótese. Esta porção crescente dos gráficos pode estar relacionada ao possível comportamento compensatório dos materiais de maior deformabilidade (tubo de silicone e prótese de Dacron), indicando que a compressão exercida pela PIA sobre estes materiais é possivelmente acompanhada por uma discreta “dilatação compensatória” dos mesmos, aumentando momentaneamente a secção transversa dos condutos. As curvas representando a associação tubo de silicone + endoprótese têm um incremento mais discreto antes da fase descendente. Isto pode estar relacionado à baixa deformabilidade deste material prostético, o que praticamente não permite nenhuma “acomodação” como a citada acima.

Outra consideração importante diz respeito ao tratamento de pacientes em choque. É bem sabido da literatura médica que uma vigorosa ressuscitação volêmica com fluidos, balanço hídrico positivo ou politransusão podem ser causas importantes de incremento da PIA (extravasamento para o terceiro espaço). Considerando o cenário do paciente severamente hipotenso, é possível que a equipe de intensivistas que assiste o doente prescreva nestes casos grandes quantidades de fluido, o que pode contribuir para o aumento da PIA. Observando os dados obtidos nos gráficos previamente analisados, considerando que rotineiramente a monitorização de pressão arterial é feita nos membros superiores, uma grande infusão de fluidos pode aumentar a PAS a montante não apenas pelo óbvio incremento de volume intravascular, mas também pelo aumento da PIA. Apesar de numericamente a PAS em membros superiores poder estar adequada,

uma porcentagem do volume infundido pode ser extravasada para o terceiro espaço, o que aumentaria a PIA e conseqüentemente a PAS. Isto deve ser levado em conta em todas as situações de alto risco para síndrome compartimental abdominal, para as quais a ressuscitação volêmica seja uma recomendação formal da literatura, como por exemplo em um caso de choque séptico por foco infeccioso abdominal ou em um paciente com queimaduras de terceiro grau na parede abdominal.

Também deve ser lembrado o possível impacto que o aumento da PIA pode exercer sobre potenciais complicações cardíacas. Considerando que a resistência periférica do sistema arterial aumenta o trabalho do ventrículo esquerdo podendo até mesmo induzir sua hipertrofia a longo prazo³², um aumento da PIA oferece um obstáculo extra contra o qual o coração tem que trabalhar. Este fato pode ser considerado um fator de risco para complicações cardíacas como isquemia miocárdica dentro do contexto de pacientes de alto risco para hipertensão intra-abdominal ou síndrome compartimental abdominal.

Finalmente, quanto à pressão de perfusão abdominal (PPA), para discussão dos achados registrados nos gráficos, é preciso observar cuidadosamente sua fórmula de cálculo: $PPA = \text{pressão arterial média} - PIA$. As pressões sistólica e diastólica a montante (que representam as medições em membros superiores), foram as utilizadas para o cálculo da PAM, à semelhança do que é feito na prática clínica com os valores de pressão medidos em membros superiores. Conceitualmente, esta expressão matemática traduz o que de fato a PPA representa: a diferença entre a pressão arterial média (fator que promove a perfusão do abdome) e a pressão intra-abdominal (fator que pode prejudicar a perfusão do abdome). Os experimentos indicam que este método de cálculo pode ser utilizado sem dificuldades durante a fase de platô dos gráficos que representam as pressões arteriais. Nesta região dos gráficos, sem se considerar a compressão do

sistema venoso, a PIA não exerce praticamente nenhum efeito sobre os valores de pressão arterial sistólica ou diastólica. Porém, quando o valor de PIA é alto o suficiente para promover alguma deformação na aorta, a pressão intra-abdominal e as pressões sistólica e diastólica passam a ser variáveis dependentes entre si. A partir deste ponto, pode-se observar uma aparente incongruência nos gráficos de PPA previamente registrados. Uma PPA mais favorável era esperada no espécime tubo de silicone + endoprótese, uma vez que esta combinação se mostrou a menos suscetível aos efeitos da PIA considerando todas as outras variáveis estudadas. Porém isso não aconteceu. E uma PPA menos favorável era esperada com o espécime silicone + Dacron, já que todas as outras variáveis mensuradas neste estudo apresentaram maior suscetibilidade quando considerado este espécime. Mas isso também não aconteceu. Nos gráficos, tal aparente contradição é coincidentemente observada sob valores de PIA a partir dos quais sabidamente passou a ocorrer deformação do espécime e consequente repercussão sobre os valores das pressões.

Apesar de matematicamente os valores das pressões sistólica e diastólica a montante aumentarem progressivamente à medida em que a PIA cresce, biologicamente isto não se traduz em melhora da perfusão abdominal. Subjetivamente, quanto mais intenso o incremento das pressões a montante, maior a sensação de que a cavidade abdominal receberá uma pressão de perfusão cada vez maior. Porém, destaca-se aqui que, nos casos em que a PIA está elevada a ponto de promover algum estreitamento na aorta abdominal, a pressão arterial média calculada a partir de dados aferidos em membros superiores não é um reflexo fidedigno da pressão arterial sistêmica. Neste cenário, considerando os resultados deste experimento, o qual buscou simular as repercussões da compressão extrínseca imposta pela PIA sobre a aorta, é possível inferir que um paciente nesta situação apresentaria diferentes regimes de pressão arterial a

montante e a jusante da cavidade abdominal. Os valores de pressão arterial média, da forma como são rotineiramente calculados, não refletiriam portanto o real status hemodinâmico do paciente como um todo, mas sim de um segmento específico do mesmo. Portanto, quanto maiores foram os incrementos das pressões sistólica e diastólica a montante (e conseqüentemente da PAM), neste experimento isto não se traduziu em melhora da pressão de perfusão abdominal.

Isso é corroborado quando se observa o comportamento dos gráficos de fluxo sistólico e diastólico. Nota-se que, na maior parte dos cenários de experimentação, a combinação tubo de silicone + endoprótese apresentou os menores decrementos nos valores de fluxo à medida em que a PIA era incrementada. Logo, este espécime deveria apresentar também a melhor performance no quesito pressão de perfusão abdominal, já que conseguiu se mostrar o mais resiliente aos efeitos da PIA, garantindo as menores reduções no fluxo sistólico e diastólico quando comparado aos demais espécimes.

Tal fato aponta a importância das variáveis de fluxo na avaliação mais profunda da pressão de perfusão abdominal. No contexto de um paciente em terapia intensiva, um ecocardiograma transtorácico, através da janela subxifoídea³³, poderia estimar o comportamento do fluxo na aorta torácica distal, o que seria um reflexo do volume de sangue que conseguiria de fato entrar na cavidade abdominal. Tal técnica, porém, implicaria na disponibilidade de um aparelho de ecocardiografia na unidade de terapia intensiva e profissionais treinados para a realização do exame, o que pode não ser sempre possível.

Devido à sua praticidade, a expressão matemática que atualmente define o cálculo da PPA talvez possa ser aprimorada, levando em consideração o efeito que a PIA pode exercer sobre a PAM a partir do ponto em que tais pressões se tornam variáveis dependentes entre si. As variáveis fluxo sistólico e diastólico traduziriam de forma mais

fidedigna o volume de sangue que de fato chega à cavidade abdominal para perfundi-la, porém o acesso a estas informações na prática clínica pode não ser sempre possível.

Cheatham et al.³⁴ consideraram que a PPA possa ser uma ferramenta útil na prática clínica durante a ressuscitação volêmica e um preditor de sobrevida durante o tratamento da síndrome compartimental abdominal. Uma vez que a PPA pode ser um parâmetro tão útil e confiável na monitorização hemodinâmica dos pacientes com alto risco para síndrome compartimental abdominal, sua fórmula de cálculo para uso na rotina hospitalar poderia ser aprimorada.

Perspectivas futuras:

O presente estudo buscou avaliar os efeitos da PIA sobre a homeostase, enfocando na compressão extrínseca sofrida pelo sistema arterial abdominal. Como discutido previamente, um estudo concomitante dos efeitos da PIA sobre o sistema venoso abdominal poderá dar continuidade ao presente experimento.

6 CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

6.1 Os fluxos na sístole e na diástole diminuem significativamente com a elevação da PIA. O espécime que é mais suscetível aos efeitos da PIA é a combinação tubo de silicone + Dacron.

6.2 As pressões sistólica e diastólica a montante (as quais representam os membros superiores) aumentam significativamente com a elevação da PIA. As pressões sistólica e diastólica a jusante (as quais representam os membros inferiores) diminuem significativamente com a elevação da PIA. O espécime que é mais resiliente aos efeitos da PIA é a combinação tubo de silicone + Endoprótese.

6.3 A equação que descreve o cálculo da Pressão de Perfusão Abdominal pode ser aprimorada para que a influência da PIA sobre a PAM seja melhor considerada a partir do momento em que essas variáveis se tornam dependentes entre si.

7 ANEXO

ANEXO – Carta de Aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da USP.



APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de 24/06/2015, APROVOU o Protocolo de Pesquisa nº 263/15 intitulado: “MODELO EXPERIMENTAL DE ESTUDO DA HIPERTENSÃO INTRA-ABDOMINAL-EFEITOS SOBRE O FLUXO AÓRTICO E PRESSÃO ARTERIAL SISTÊMICA” apresentado pelo Departamento de CIRURGIA

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 466/12, inciso IX.2, letra "c").

Pesquisador (a) Responsável: Prof Dr Erasmo Simão da Silva

Pesquisador (a) Executante: Vivian Carla da Silva Gomes

CEP-FMUSP, 24 de Junho de 2015.

Prof. Dr. Roger Chammas
Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

- 1) Hunter JD, Damani Z. Intra-abdominal hypertension and the abdominal compartment syndrome. *Anaesthesia*. 2004;59:899–907.
- 2) Papavramidis TS, Marinis AD, Pliakos I, Kesisoglou I, Papavramidou N. Abdominal compartment syndrome – Intra-abdominal hypertension: Defining, diagnosing, and managing. *J Emerg Trauma Shock*. 2011;4(2):279–91.
- 3) Bradley SE, Bradley GP. The effect of increased abdominal pressure on renal function. *J Clin Invest*. 1947;26:1010–5.
- 4) Gross R. A new method for surgical treatment of omphaloceles. *Surgery*. 1948;24:277-292.
- 5) Kron IL, Harman PK, Nolan SP. The measurement of intra-abdominal pressure as a criterion for abdominal re-exploration. *Ann Surg*. 1984;199:28–30.
- 6) Van Ramshorst GH, Salih M, Hop WC, Van Waes OJ, Kleinrensink GJ, Goossens RH, Lange JF. Noninvasive assessment of intra-abdominal pressure by measurement of abdominal wall tension. *J Surg Res*. 2011;171(1):240-4.
- 7) World Society of the Abdominal Compartment Syndrome. *What is WSACS?* Disponível em: www.wsacs.org.
- 8) Kirkpatrick AW, Roberts DJ, De Waele J, Jaeschke R, Malbrain ML, De Keulenaer B, Duchesne J, Bjorck M, Leppaniemi A, Ejike JC, Sugrue M, Cheatham M, Ivatury R, Ball CG, Reintam Blaser A, Regli A, Balogh ZJ, D'Amours S, Debergh D, Kaplan M, Kimball E, Olvera C. Pediatric Guidelines Sub-Committee for the World Society of the

Abdominal Compartment Syndrome. Intra-abdominal hypertension and the abdominal compartment syndrome: updated consensus definitions and clinical practice guidelines from the World Society of the Abdominal Compartment Syndrome. *Intensive Care Med.* 2013;39(7):1190-206.

9) Ortiz-Diaz E, Lan CK. Intra-abdominal hypertension in medical critically ill patients: a narrative review. *Shock.* 2014;41(3):175-80.

10) Maluso P, Olson J, Sarani B. Abdominal Compartment Hypertension and Abdominal Compartment Syndrome. *Crit Care Clin.* 2016;32(2):213-22.

11) Nathens AB1, Brenneman FD, Boulanger BR. The abdominal compartment syndrome. *Can J Surg.* 1997;40(4):254-8.

12) Jacques D, Bendjelid K, Duperret S, Colling J, Piriou V, Viale JP. Pulse pressure variation and stroke volume variation during increased intra-abdominal pressure: an experimental study. *Crit Care.* 2011;15(1):R33.

13) Björck M1, Wanhainen A, Djavani K, Acosta S. The clinical importance of monitoring intra-abdominal pressure after ruptured abdominal aortic aneurysm repair. *Scand J Surg.* 2008;97(2):183-90.

14) Ravishankar N, Hunter J. Measurement of intra-abdominal pressure in intensive care units in the United Kingdom: a national postal questionnaire study. *Br J Anaesth.* 2005;94 (6):763-6.

15) Malbrain ML, Chiumello D, Pelosi P, Wilmer A, Brienza N, Malcangi V, Bihari D, Innes R, Cohen J, Singer P, Japiassu A, Kurtop E, De Keulenaer BL, Daelemans R, Del Turco M, Cosimini P, Ranieri M, Jacquet L, Laterre PF, Gattinoni L. Prevalence of intra-abdominal hypertension in critically ill patients: a multicentre epidemiological study. *Intensive Care Med.* 2004;30(5):822-9.

- 16) Iqbal A, Haider M, Stadlhuber RJ, Karu A, Corkill S, Filipi CJ. A study of intragastric and intravesicular pressure changes during rest, coughing, weight lifting, retching, and vomiting. *Surg Endosc.* 2008;22(12):2571-5.
- 17) Krol JJ, Hallett RL. Transient, marked flattening of the abdominal aorta, iliac arteries, and venous structures during active vomiting: report of a case demonstrated by MDCT. *Abdom Imaging.* 2011;36:582–585.
- 18) Paschold M, Gockel I, Oberholzer K, Lang H, Düber C. Pneumoabdomen with abdominal compartment and aortic collapse due to gastric bursting acute release by trocar insertion. *Circulation.* 2013;127(3):417-8.
- 19) Hoskins PR, Anderson T, McDicken WN. A computer controlled flow phantom for generation of physiological Doppler waveform. *Phys. Med. Biol.* 1989;34(11):1709-17.
- 20) Tai NR, Salacinski HJ, Edwards A, Hamilton G, Seifalian AM. Compliance properties of conduits used in vascular reconstruction. *Br J Surg.* 2000;87(11):1516-24.
- 21) Gocmen-Mas N, Karabekir H, Ertekin T, Edizer M, Canan Y, Duyar I. Evaluation of Lumbar Vertebral Body and Disc: A Stereological Morphometric Study. *Int. J. Morphol.* 2010;28(3):841-7.
- 22) Cheng CP, Herfkens RJ, Taylor CA. Comparison of abdominal aortic hemodynamics between men and women at rest and during lower limb exercise. *J Vasc Surg.* 2003;37(1):118-23.
- 23) Moore C, Dobson A, Kinagi M, Dillon B. Comparison of blood pressure measured at the arm, ankle and calf. *Anaesthesia.* 2008;63:1327–31.
- 24) Al-Dorzi HM, Tamim HM, Rishu AH, Aljumah A, Arabi YM. Intraabdominal pressure and abdominal perfusion pressure in cirrhotic patients with septic shock. *Ann Intensive Care.* 2012;2(Suppl 1):S4.

- 25) Razminia M, Trivedi A, Molnar J, Elbzour M, Guerrero M, Salem Y, Ahmed A, Khosla S, Lubell DL. Validation of a new formula for mean arterial pressure calculation: the new formula is superior to the standard formula. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2004;63(4):419-25.
- 26) Pickering TG, Hall JE, Appel LJ, Falkner BE, Graves J, Hill MN, Jones DW, Kurtz T, Sheps SG, Roccella EJ. Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. Recommendations for blood pressure measurement in humans and experimental animals: Part 1: blood pressure measurement in humans: a statement for professionals from the Subcommittee of Professional and Public Education of the American Heart Association Council on High Blood Pressure Research. *Hypertension.* 2005;45(1):142-61.
- 27) ELatroush H, Abed N, Metwaly A, Afify M, Hussien M. The effect of the abdominal perfusion pressure on visceral circulation in critically ill patients with multiorgan dysfunction. *The Egyptian Journal of Critical Care Medicine.* 2015;3: 63–67.
- 28) Jambet S, Guiu B, Olive-Abergel P, Grandvilllemin A, Yeguiayan JM, Ortega-Deballon P. Psychiatric drug-induced fatal abdominal compartment syndrome. *Am J Emerg Med.* 2012;30(3):513.e5-7.
- 29) Van Eetvelde E, Verfaillie L, Van De Winkel N, Hubloue I. Acute gastric dilatation causing acute limb ischemia in an anorexia nervosa patient. *J Emerg Med.* 2014;46(5):e141-3.
- 30) Correa-Martín L, Párraga E, Sánchez-Margallo FM, Latorre R, López-Albors O, Wise R, Malbrain ML, Castellanos G. Mechanical Intestinal Obstruction in

a Porcine Model: Effects of Intra-Abdominal Hypertension. A Preliminary Study. *PLoS One*. 2016 Feb 5;11(2).

31) Salles C A, Silva R R P, Borém P M, Casagrande I S J, Moreira M C V, Gusmão J B, Teixeira V C, Silva R B. Reconstrução da aorta com conduto de pericárdio bovino corrugado. *Rev Bras Cir Cardiovasc*. 1998;13(2):131-40.

32) Ioannou CV, Morel DR, Katsamouris AN, Katranitsa S, Startchik I, Kalangos A, Westerhof N, Stergiopoulos N. Left ventricular hypertrophy induced by reduced aortic compliance. *J Vasc Res*. 2009;46:417–25.

33) Blaivas M, Sierzenski PR. Dissection of the proximal thoracic aorta: a new ultrasonographic sign in the subxiphoid view. *Am J Emerg Med*. 2002;20(4):344-8.

34) Cheatham ML, White MW, Sagraves SG, Johnson JL, Block EF. Abdominal perfusion pressure: a superior parameter in the assessment of intra-abdominal hypertension. *J Trauma*. 2000;49(4):621-7.

35) Milanesi R, Caregnato RC. Intra-abdominal pressure: an integrative review. *Einstein*. 2016;14(1):423-430.

9 APÊNDICES

APÊNDICE A – Ilustração da técnica de mensuração da PIA pela medida da pressão intravesical

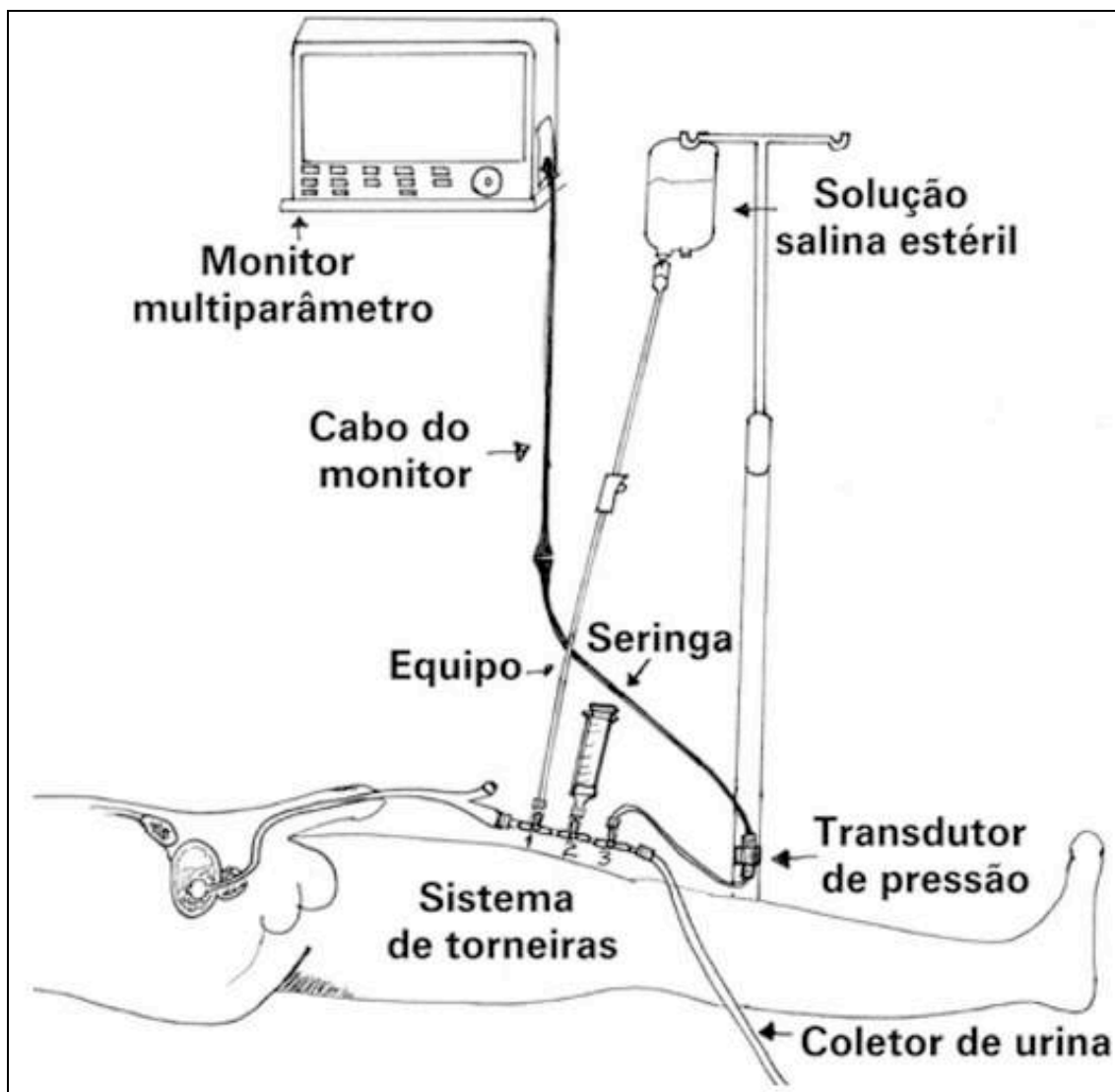


Figura A: Ilustração da técnica de mensuração da PIA através da medida da pressão intravesical. Retirada de Milanesi R et al.³⁵ (2016).

Etapas do procedimento (considerando que o paciente já esteja com sonda vesical de demora):

- 1) Montagem do sistema: serão necessários os seguintes itens: equipamento conectado a bolsa de soro fisiológico 0,9%; monitor multiparâmetro associado a transdutor próprio; três torneiras tripla via conectadas em série; seringa de 20 mL.

- 2) Preencher o sistema com soro fisiológico (SF); nivelar o transdutor ao ponto zero (considerar como zero a altura da bexiga, estando o paciente deitado); fechar a primeira torneira para o paciente e abrir a torneira da seringa, aspirando 20 ml de SF; após fechar a torneira número 1 para a solução, deixar a número 2 na posição aberta, direcionada da seringa para a sonda vesical de demora, preenchendo a mesma com SF;
- 3) Fechar a torneira número 2 para a seringa e girar a número 3, de modo a fechar o fluxo para o coletor e abrir para o transdutor. Realizar a leitura do valor da pressão intra-vesical. Após, certificar-se de fechar a torneira 3 para o transdutor, liberando o fluxo para o coletor³¹.

APÊNDICE B - Detalhes dos elementos do simulador (baseados na numeração da figura 2 do item “Métodos”).

- Circuito hidráulico nº 1 (circuito principal)

Formado pelos componentes 1, 3 e 4 da figura 2, representado na cor vermelha. Sua finalidade é permitir o fluxo inicial total, sem sobrecarga desnecessária da bomba, bem como o desvio do excesso de fluxo para cada condição de ajuste do circuito nº 2. Ele é o primeiro a ser acionado quando o simulador é ligado e isto permite a retirada de bolhas de ar do sistema durante o primeiro minuto de funcionamento.

- Circuito hidráulico nº 2 (circuito operacional)

Formado pelos componentes 1, 3, 5, 6, 7, 8, 10, 11, 12, 13, 14 e 15 da figura 2, representado na cor amarela. Sua finalidade é possibilitar o estudo do espécime instalado na caixa através dos controles do fluxo, pressão e frequência de pulso.

- Circuito hidráulico nº 3 (circuito de pressurização)

Formado pelos componentes 10, 11, 12, 16, 18 e 19 da figura 2, representado na cor azul. Sua finalidade é possibilitar a pressurização controlada da caixa, permitindo a simulação manométrica experimental do ambiente que imita a cavidade abdominal.

- Circuito elétrico

Formado pelos elementos 7, 9 e 17 da figura 2, com as funções de proteção, alimentação e controle (temporização).

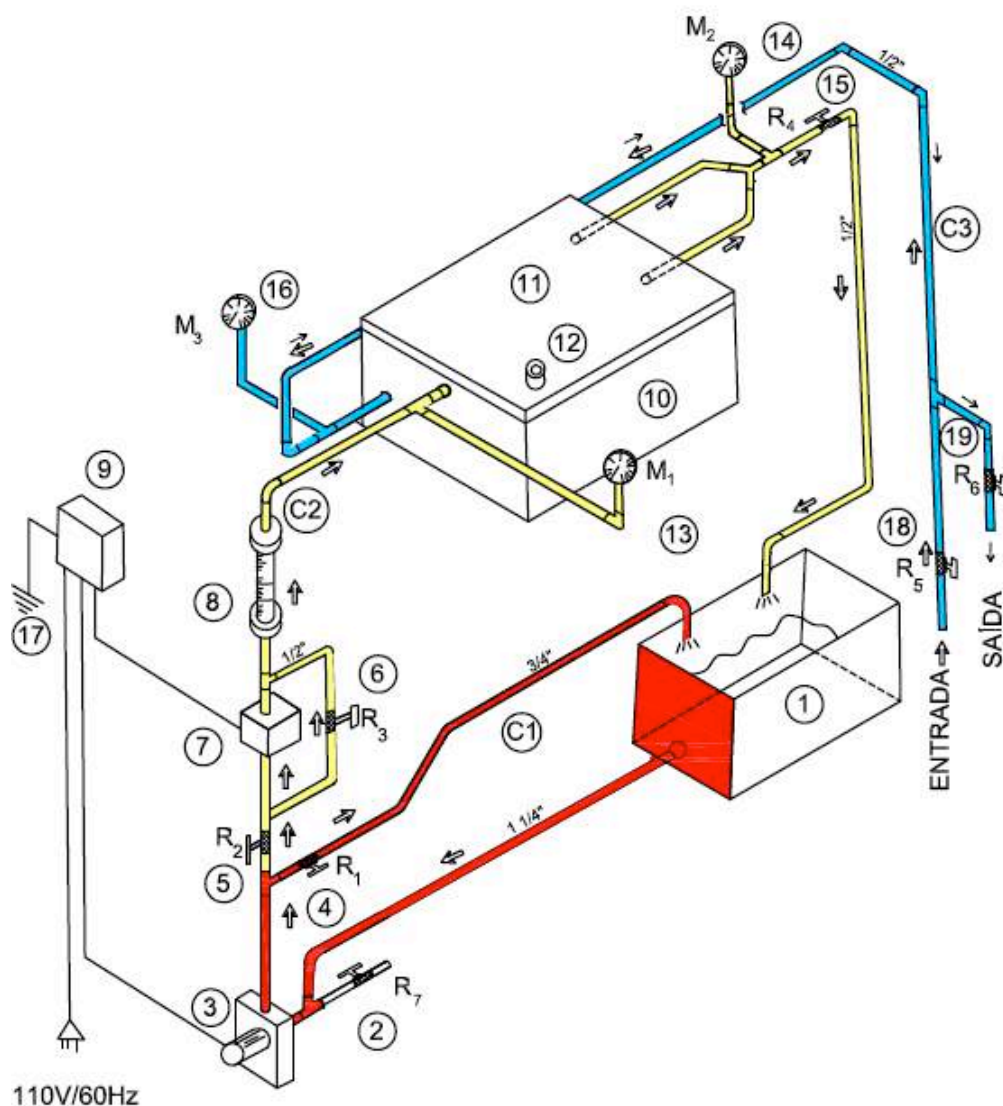


Figura A – Diagrama esquemático em perspectiva ilustrando os componentes do simulador.

- | | |
|---|---|
| 1. reservatório principal | 12. ponto para acesso auxiliar |
| 2. dreno (R7) | 13. manômetro (M1) – pressão arterial a montante |
| 3. bomba | 14. manômetro (M2) – pressão arterial a jusante |
| 4. registro (R1) | 15. registro (R4) |
| 5. registro (R2) | 16. manômetro (M3) – pressurização da caixa |
| 6. registro (R3) / “shunt” | 17. fio terra |
| 7. válvula solenóide | 18. registro (R5) – entrada para pressurização da caixa |
| 8. fluxômetro | 19. registro (R6) – saída para drenagem da caixa |
| 9. painel de controle | C1 – circuito hidráulico 1 (principal) |
| 10. caixa pressurizável para o espécime | C2 – circuito hidráulico 2 (operacional) |
| 11. tampa transparente com vedação de borracha para pressurização | C3 – circuito hidráulico 3 (pressurização) |

Elemento nº 1 – Reservatório

Reservatório de PVC transparente, com a função de suprir o fluido (Solução água + glicerina na proporção de 42:58, com a finalidade de simular a densidade do sangue, designado a partir deste ponto apenas como água) de alimentação do sistema e receber o seu retorno, formando um circuito fechado de reaproveitamento total, resultando em economia de água, ou seja, ecologicamente correto.

Além da economia, o reaproveitamento d'água confere ao sistema uma autonomia importante para sua utilização (com pressão normal na caixa) em locais desprovidos de fontes (torneiras, reservatórios gerais, etc), a exemplo de sala de aula, anfiteatro, etc.

Elemento nº 2 – Dreno

Embora não faça parte dos circuitos, o componente nº 2 (registro de ½”), conectado a uma mangueira transparente (cristal), tem a função de esvaziar o sistema após sua utilização ou processo de limpeza.

Elemento nº 3 – Bomba

Bomba Cubos 12.000L/h; 4,5MCA, 155W, 127V/60Hz ac, capaz de estabelecer o fluxo nos circuitos nº 1 e 2, assegurando uma pressão de até 250 mmHg. Além da sua adequabilidade funcional, a bomba Cubos foi escolhida pelo seu baixíssimo nível de ruído, o que torna o sistema apropriado para uso em locais delicados (laboratórios, salas de aula, anfiteatros, etc).

Elementos nº 4 – Registro de ¾”

A finalidade desse elemento é controlar o fluxo pelo circuito nº 1 e desviar a água para o circuito nº 2.

Elemento nº 5 – Registro de $\frac{1}{2}$ ”

A finalidade desse elemento é controlar o fluxo pelo circuito nº 2 e proporcionar o ajuste primário da pressão no espécime (AORTA), dependendo da posição do elemento 15.

Elemento nº 6 – Registro de $\frac{1}{2}$ ”

A finalidade principal desse elemento é compor o “shunt” ajustável para controle da pressão e fluxo no espécime durante o período de fechamento da válvula solenóide (correspondente à diástole). Além dos controles descritos, o elemento nº 6 permite mais um controle do diferencial entre as pressões alta (válvula aberta) e baixa (válvula fechada), correspondentes às pressões sistólica e diastólica, respectivamente.

Elemento nº 7 – Válvula solenóide

Válvula tipo “de entrada” em máquina de lavar roupa ou louça. Sua função é liberar o fluxo de água, de forma direta ou periodicamente interrompida, chamadas no projeto de modos contínuo ou pulsátil.

Elemento nº 8 – Fluxômetro

Fluxômetro tipo “rotâmetro”, com escala de 0 a 10 L/min, com a finalidade de fornecer os valores dos fluxos do circuito nº 2 nos regimes contínuo e pulsátil.

Elemento nº 9 – Painel de Controle

Painel composto pelas seções “A” e “B”, com a função de ligar/desligar e proteger o sistema, bem como de fornecer a base de tempo para o ajuste da frequência de abertura e fechamento da válvula solenóide.

Seção “A” :

A seção “A” do painel é formada pelos componentes eletromecânicos de proteção e controle (relé, fusíveis, disjuntor, DR, chaves e barra de terminais).

Seção “B”

A seção “B” do painel é formada pelos componentes eletrônicos de controle (temporizador cíclico)

Elemento nº 10 – Caixa pressurizada

O elemento nº 10 é uma caixa reforçada construída com chapa de PVC (8,0 mm) com as seguintes finalidades:

- Estabilização dos pontos de fixação do espécime (tubo de silicone)
- Fixação da estrutura representativa da coluna vertebral e da película plástica representativa do peritônio, conforme indicado na figura 10;
- Reservatório para pressurização da água com vistas à simulação das condições manométricas da cavidade abdominal (pressão intra-abdominal - PIA).

Elemento nº 11 – Tampa da caixa

Tampa construída em chapa de policarbonato transparente (10 mm), com juntas de vedação de borracha com as seguintes finalidades: a) Pressurização da caixa; b) Visualização, foto e filmagem do comportamento do espécime, conforme figuras 2 e 11.

Elemento nº 12 – Acesso auxiliar

Ponto para acesso auxiliar, com a finalidade principal de permitir a remoção de possíveis bolhas de ar formadas na operação de enchimento da caixa. Trata-se de portal que atravessa a tampa e que possui em sua abertura para o exterior, uma rosca fêmea de

½ polegada. Isto permite seu fechamento com plug de PVC com rosca macho de ½ polegada.

Elemento nº 13 - Manômetro

O elemento 13 é um conjunto formado por um “T” de ½”, um pequeno segmento de mangueira e um manômetro, com escala em psi até 50 (1 psi = 51,71 mmHg). O manômetro é do tipo digital, apropriado para medir pressão de líquidos. Este manômetro é destinado à medição da pressão que chega ao espécime, ou seja, simulação da pressão arterial nos membros superiores (a montante do espécime).

Elemento nº 14 – Manômetro

O elemento 14 é um conjunto formado por um “T” de ½”, um pequeno segmento de mangueira e um manômetro, com escala em psi até 50 (1 psi = 51,71 mmHg). O manômetro é do tipo digital, apropriado para medir pressão de líquidos. Este manômetro é destinado à medição da pressão a jusante do espécime, ou seja, simulação da pressão arterial em membros inferiores.

Elemento nº 15 - Registro de ½”

A finalidade desse elemento é o controle secundário do fluxo e pressão no espécime. Esse controle simula a variação da resistência vascular periférica.

Elemento nº 16 – Manômetro

O elemento 16 é um conjunto formado por um “T” de ½”, um pequeno segmento de mangueira e um manômetro, com escala em psi até 50 (1 psi = 51,71 mmHg). O manômetro é do tipo digital, apropriado para medir pressão de líquidos. Este

manômetro é destinado à medição da pressão de pressurização da caixa, ou seja, simulação da pressão intra-abdominal (PIA).

Elemento nº 17 – Fio terra

O elemento 17 tem o objetivo de fornecer proteção aos pesquisadores contra choques elétricos durante os experimentos.

Elemento nº 18 – Registro de ½”

A finalidade desse elemento é permitir o enchimento e controlar a pressão da caixa no sentido crescente (pressurização).

Elemento nº 19 – Registro de ½”

A finalidade desse elemento é permitir o esvaziamento e controlar a pressão da caixa no sentido decrescente (despressurização).

APÊNDICE C – Composição detalhada do painel de controle

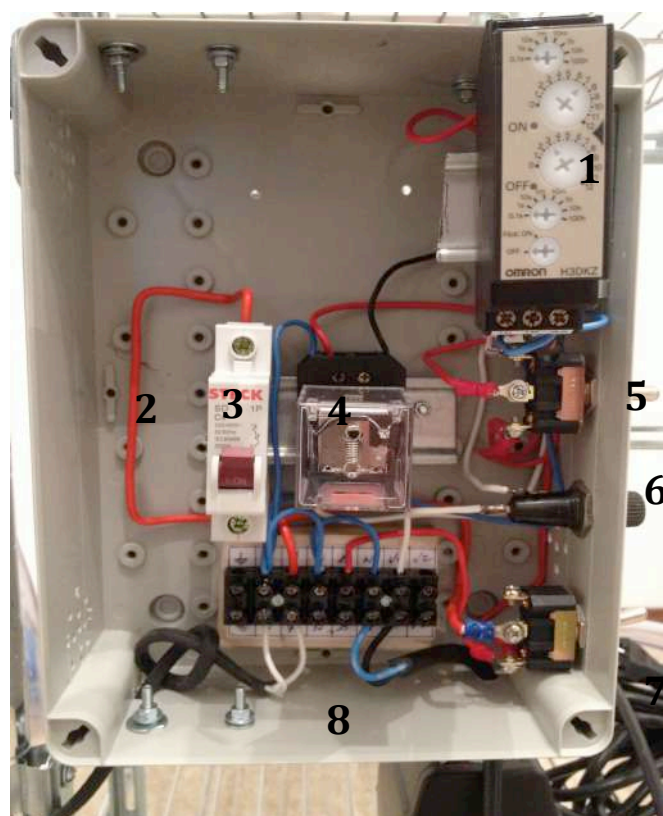


Figura A – Detalhamento do arranjo físico da caixa de controle (aberta).

- 1: Temporizador cíclico
- 2: Espaço onde foi instalado um DR (Relé diferencial)
- 3: Disjuntor Caixa moldada
- 4: Relé auxiliar
- 5: Chave inversora
- 6: Fusível de proteção do temporizador cíclico
- 7: Chave “on”/”off”
- 8: Barra de terminais

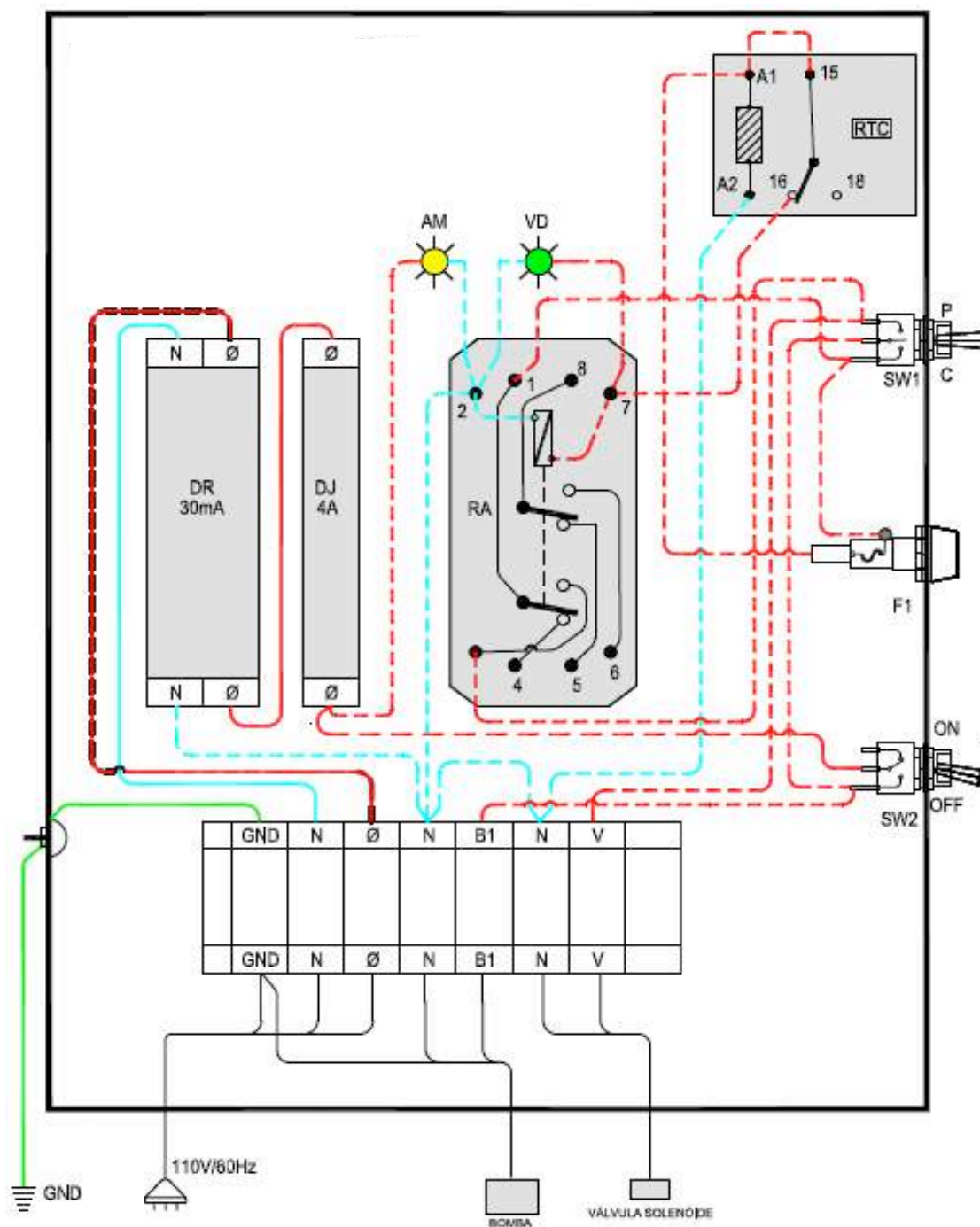


Figura B: Circuito do painel de controle

DR - Disjuntor Diferencial
 DJ - Disjuntor
 RA - Relé Auxiliar
 RTC - Relé Temporizado Cíclico (Eletrônico)
 SW - Chave
 F1 - Fusível (60mA) - Proteção do RTC
 Ø - FASE

N - Neutro
 GND - Terra
 B - Bomba
 AM - Sinalizador Amarelo (Disjuntor Ligado)
 VD - Sinalizador Verde (Modo Pulsátil)
 C - Contínuo
 P - Pusátil
 V - Válvula Solenóide

Baseando-se na numeração da figura A, segue a descrição dos componentes do painel de controle:

- **Componente nº 1** – Relé eletrônico fornecedor da base de tempo para definição da frequência, através da facilidade de ajustes independentes dos tempos ligado e desligado.
- **Componente nº 2** - Disjuntor DR, bipolar, 25A/30mA, com a função de proteger as pessoas contra os efeitos nocivos do choque elétrico, principalmente quando da utilização do sistema em áreas molhadas, conforme NBR-5410 e NR-10.
- **Componente nº 3** – Disjuntor monopolar 4A, tipo caixa moldada, padrão europeu, para proteção do sistema contra curto-circuito
- **Componente nº 4** - Relé auxiliar da Metaltex destinado a proteger os contatos do relé cíclico contra o centelhamento decorrente dos picos de corrente produzidos pelo chaveamento da válvula solenóide.
- **Componente nº 5** - Chave inversora com a função de desligar a válvula solenóide ou ligá-la de forma direta ou pulsante.
- **Componente nº 6** - Fusível rápido, 60mA/250V, para proteção do temporizador eletrônico cíclico.
- **Componente nº 7** - Chave ON/OFF, com a função de ligar e desligar o sistema.
- **Componente nº 8** - Barra de bornes de ligação, com a finalidade de conexão dos condutores de entrada geral de energia para o sistema e saída para alimentação da bomba e válvula solenóide.

APÊNDICE D - Gráficos representativos da operação do sistema

I) O diagrama da figura A representa o fluxo durante o período de sístole (S) através da área retangular e o fluxo durante o período de diástole (D) pela área sombreada. O fluxo durante o período de diástole representado corresponde ao fluxo decrescente desde o início do fechamento da válvula solenóide até o seu fechamento completo.

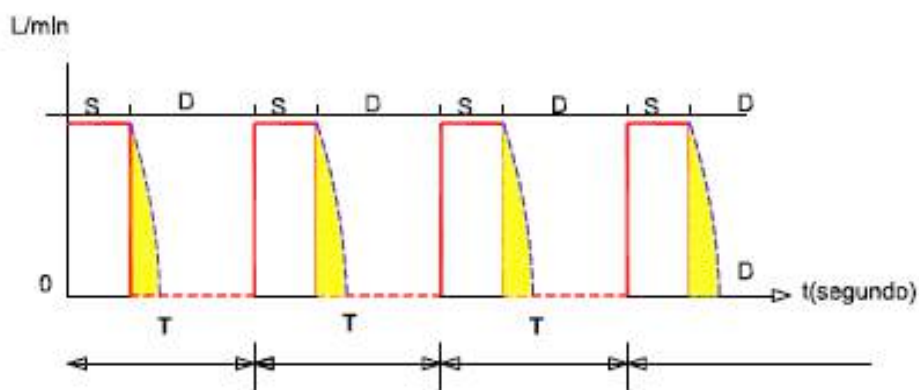


Figura A: Diagrama de fluxo no espécime (*shunt* fechado). S = sístole, D = diástole.

II) Pelas áreas retangulares, a figura B representa o fluxo durante o período de sístole (S) e pela reta tracejada representa o seu valor médio “fms” (fluxo médio na sístole).

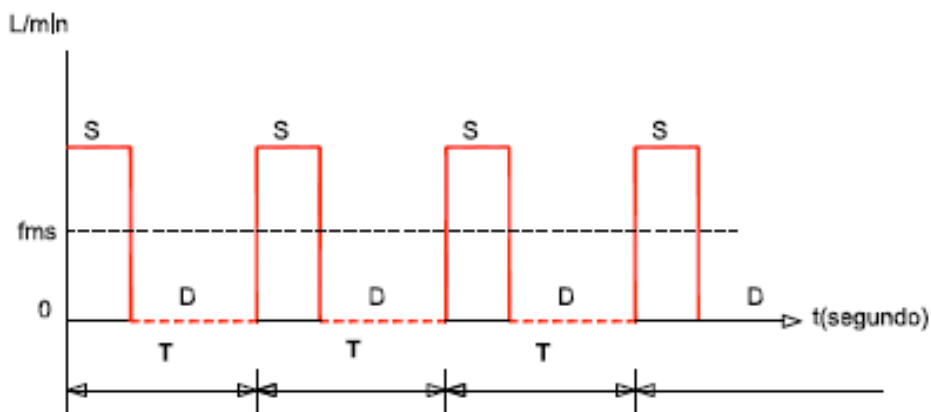


Figura B: Fluxo médio na sístole – *shunt* fechado

III) Pelas áreas sombreadas, a figura C representa o fluxo durante o período de diástole (D) e pela reta tracejada representa o seu valor médio “fmd” – (fluxo médio na diástole). A existência desse fluxo é devida à impossibilidade física da válvula fechar instantaneamente, ou seja, embora pequeno, sempre haverá um tempo entre o início do fechamento e seu fechamento completo.

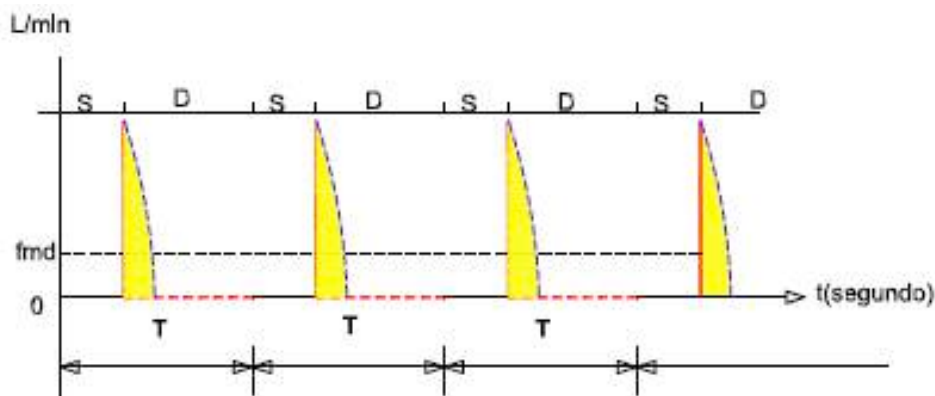


Figura C: Fluxo médio na diástole – *shunt* fechado

IV) Considerando que o fluxo médio durante o tempo de diástole é muito baixo, o fluxo através do *shunt* (“fsh”) aumenta as médias fms e fmd, tornando a simulação mais representativa do sistema circulatório, uma vez que o fluxo na diástole cardíaca no corpo humano nunca é igual a zero. A figura D representa o fluxo pelo *shunt* com a válvula solenóide fechada.

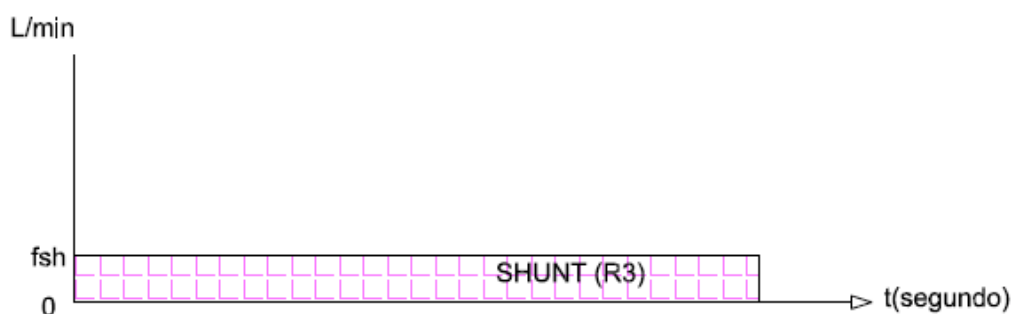


Figura D: Diagrama de fluxo pelo *shunt*, válvula solenóide fechada

V) A figura E representa o somatório do fluxo na sístole através da válvula com o fluxo através do *shunt*, sendo a linha tracejada “FMS” a representação do fluxo médio total através do espécime durante a sístole ($fms + fsh$).

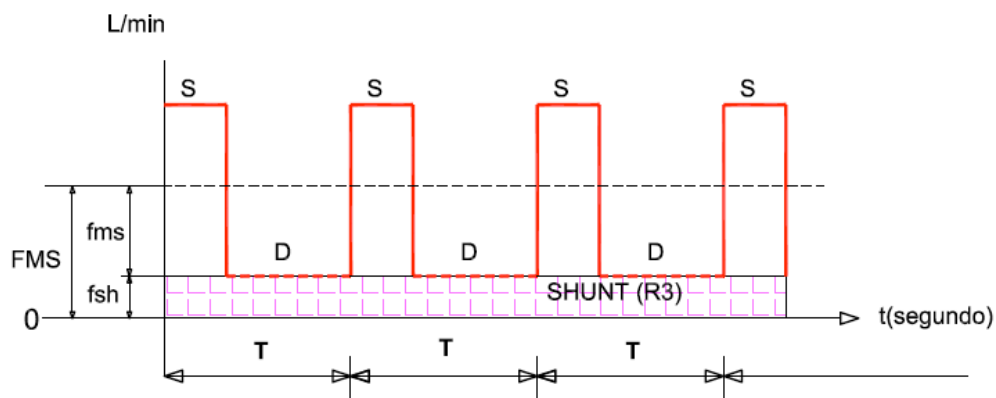


Figura E: Fluxo médio na sístole – *shunt* aberto

VI) A figura F representa o somatório do fluxo na diástole através da válvula durante seu fechamento (fmd) com o fluxo através do *shunt* (fsh), sendo a linha tracejada “FMD” a representação do fluxo médio total através do espécime durante a diástole ($fmd + fsh$).

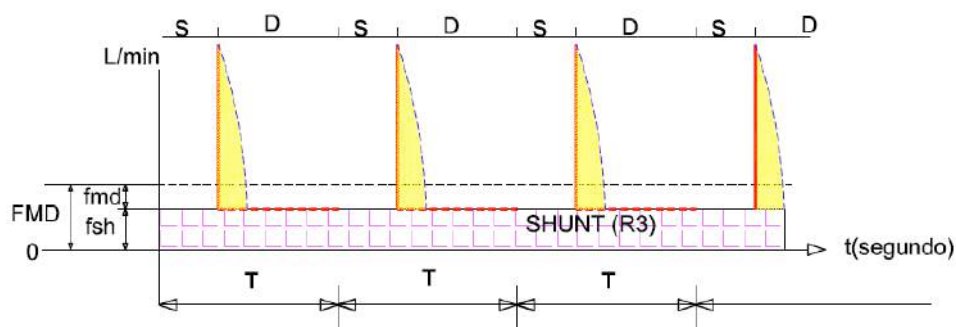


Figura F: Fluxo médio na diástole – *shunt* aberto

VII) A figura G representa simultaneamente os somatórios:

- fluxo na sístole através da válvula + fluxo no *shunt* = FMS
- fluxo na diástole através da válvula + fluxo no *shunt* = FMD até seu fechamento completo

A figura G permite também visualizar que, ao longo do tempo, o fluxo através do espécime oscila entre as médias sistólica (FMS) e diastólica (FMD).

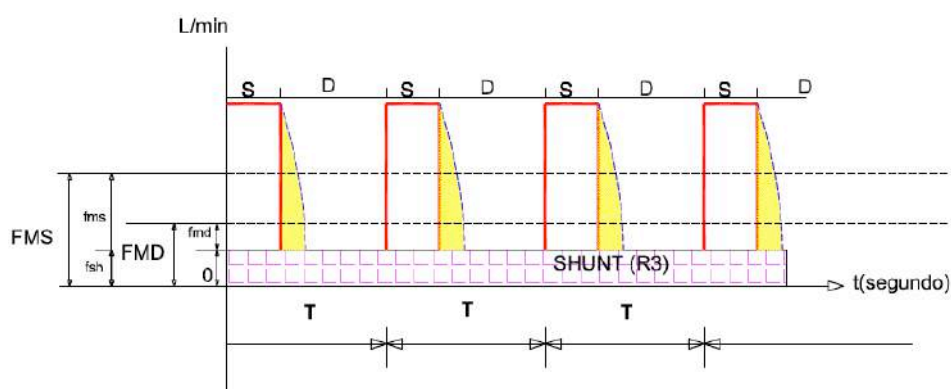


Figura G: Diagrama de fluxo médio no espécime (*shunt* aberto). S = sístole, D = diástole.

APÊNDICE E

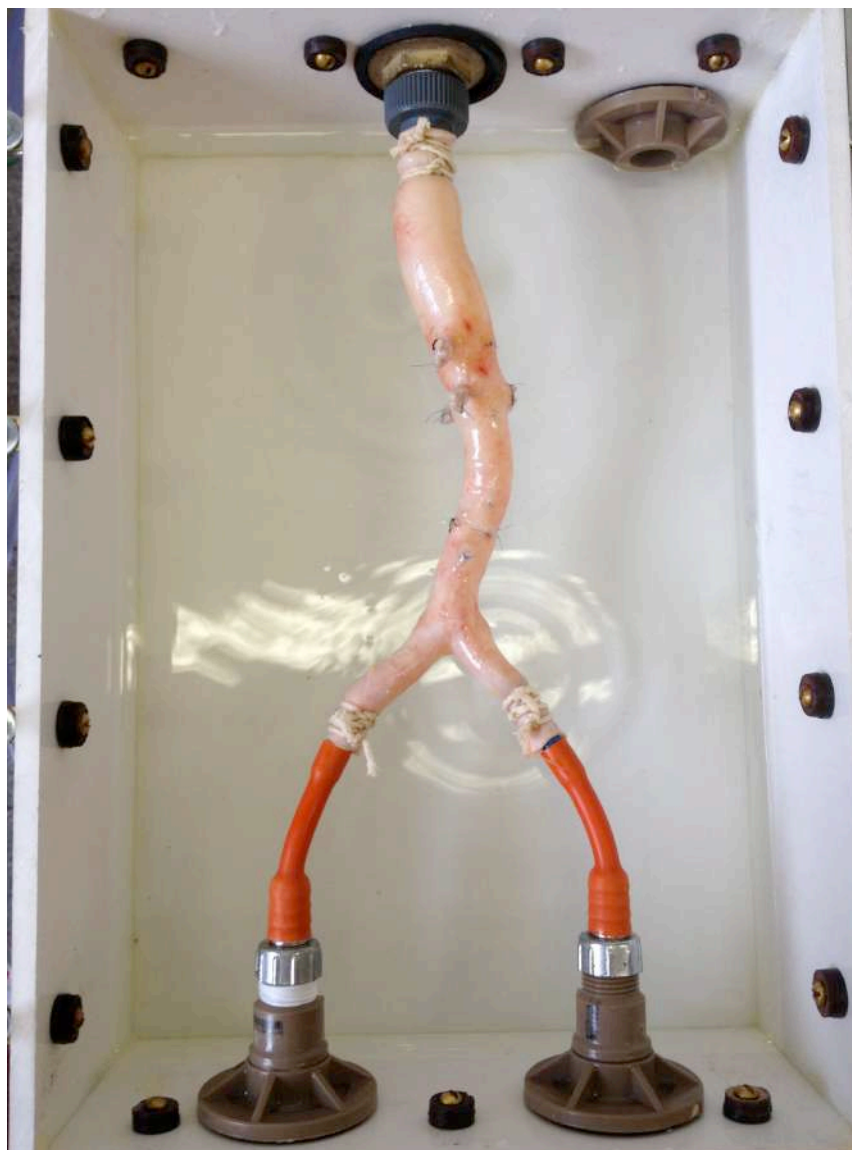


Figura A: Fotografia ilustrando um espécime fresco de aorta abdominal (coletado no SVOC-USP) já dissecado e com seus ramos ligados / suturados. O espécime foi fixado na caixa pressurizável. É possível observar, sob pressão de 120 mmHg no interior do espécime, claro vazamento da solução glicerinada. O vazamento era proveniente de ramificações na parede posterior do espécime, apesar das suturas realizadas.

Na fase piloto deste estudo, 3 experimentos usando 3 espécimes frescos (aortas abdominais) coletados durante procedimentos de necrópsia no Serviço de Verificação de Óbitos da Capital da USP (SVOC-USP) foram realizados.

Os espécimes coletados foram cuidadosamente dissecados e seus ramos ligados (fio de algodão 2-0 e 4-0) ou suturados (fio de polipropileno 5-0) para evitar vazamentos. Após esta preparação, os espécimes foram então fixados à caixa pressurizável com o auxílio de barbantes. O simulador foi então ligado, mantendo a caixa pressurizável aberta para melhor avaliação.

Observou-se que, mesmo após a sutura de seus ramos, os espécimes apresentaram vazamentos que comprometeriam os resultados do projeto, já que parte da solução glicerinada presente nos circuitos 1 e 2 passou a “pingar” no interior da caixa pressurizável.

Em um segundo momento, fechando-se a caixa de PVC e preenchendo-a com água, foi realizado um segundo teste. A partir de uma PIA de 10 mmHg, o simulador foi novamente ligado, agora no modo pulsátil. Observou-se progressivo aumento da PIA, mesmo mantendo-se fechados os registros de alimentação e drenagem da caixa pressurizável. Observou-se também redução do volume de solução glicerinada do reservatório. Tal fato é justificado pelo vazamento da referida solução para o interior da caixa pressurizável.

Os resultados destes testes-piloto de viabilidade evidenciaram que espécimes frescos de aorta abdominal não se mostraram adequados para o experimento planejado e que um tubo de silicone seria um conduto mais confiável, uma vez que não haveria a possibilidade de vazamentos a partir de ramificações.