



**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ
FACULDADE DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRURGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS MÉDICO CIRÚRGICAS**

HERALDO GUEDIS LOBO FILHO

**FLUXOMETRIA INTRAOPERATÓRIA DO ENXERTO COMPOSTO DE ARTÉRIA
TORÁCICA INTERNA ESQUERDA E VEIA SAFENA MAGNA**

**FORTALEZA
2016**

HERALDO GUEDIS LOBO FILHO

FLUXOMETRIA INTRAOPERATÓRIA DO ENXERTO COMPOSTO DE ARTÉRIA
TORÁCICA INTERNA ESQUERDA E VEIA SAFENA MAGNA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor.

Orientador: Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho

FORTALEZA
2016

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação
Universidade Federal do Ceará
Biblioteca Universitária

Gerada automaticamente pelo módulo Catalog, mediante os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

L783f Lobo Filho, Heraldo Guedis.
Fluxometria intraoperatória do enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna / Heraldo Guedis Lobo Filho. – 2016.
126 f. : il. color.

Tese (doutorado) – Universidade Federal do Ceará, Faculdade de Medicina, Programa de Pós-Graduação em Cirurgia, Fortaleza, 2016.

Orientação: Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho.

1. Ponte de artéria coronária. 2. Enxerto composto. 3. Artéria torácica interna. 4. Veia Safena. 5. Fluxômetro. I. Título.

CDD 617

HERALDO GUEDIS LOBO FILHO

FLUXOMETRIA INTRAOPERATÓRIA DO ENXERTO COMPORTO DE ARTÉRIA
TORÁCICA INTERNA ESQUERDA E VEIA SAFENA MAGNA

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Doutor.

Aprovada em: 01/07/2016.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho (Orientador)
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Lusmar Veras Rodrigues
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Prof. Dr. Ricardo de Carvalho Lima
Universidade de Pernambuco (UPE)

Prof. Dr. Diego Felipe Gaia dos Santos
Universidade Federal de São Paulo (Unifesp)

Prof. Dr. Lúcio Flávio Gonzaga Silva
Universidade Federal do Ceará (UFC)

Dedico esta Tese a Deus, que, mediante aparentes caos, coincidências, encontros, desencontros, erros, acertos, certezas e dúvidas, materializou, com seu indescritível poder, nossas existências e tudo o que há.

Dedico esta Tese, aos grandes sábios espirituais e da ciência, que, ao meu ver, um dia, serão interpretados como uma só classe de pensadores, aqueles que buscaram e experienciaram o conhecimento da verdade.

Dedico esta Tese à parcela da humanidade que conspira para a liberdade, o bem, o amor, a fraternidade, o trabalho e o crescimento moral e intelectual da sociedade, em prol de um mundo com harmonia, justiça e paz.

Dedico esta Tese a todos os Mestres, Professores e Colegas que fizeram parte de minha formação e que deixaram marcas indeléveis em meu entendimento e conduta na prática médica.

Dedico esta Tese aos meus antepassados, exemplos de saber viver.

Dedico esta Tese aos nossos pacientes, por acreditarem em nossa capacidade e bons propósitos.

Dedico esta Tese, em especial a Meu Pai e Minha Mãe... Obrigado pela vida e pelo ensino de como encará-la e usufruí-la... Pai, Heraldo Guedis Lobo, obrigado pela frase que sempre ressoa em meus ouvidos: - Espírito forte, meu filho, espírito forte. Obrigado pela sabedoria, digna e excelsa simplicidade e fortaleza de honra e caráter. Mãe, Maria Stael Torres de Melo Santiago Filha, obrigado por, durante o meu ensino básico, ter me disciplinado tanto. Obrigado pelo amor e devoção oferecidos. Minha irmã Juliana Santiago Guedis Lobo Façanha, obrigado pelas demonstrações de autenticidade e vivacidade. Minha irmã Nayana Santiago Guedis Lobo Ferreira, obrigado pela forma meiga e carinhosa que sempre me trata.

Dedico esta Tese, em especial ao Prof. Dr. José Glauco Lobo Filho, meu tio e amigo. Obrigado por esses 15 anos de convivência, nos quais nasci para a cirurgia cardiovascular, engatinhei, caminhei e hoje pratico e continuo aprendendo aspectos técnicos, científicos, éticos e filosóficos.

Dedico esta Tese, em especial à Profa. Dra. Patrícia Leal Dantas Lobo, Professora Adjunta da Disciplina de Odontopediatria da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Ceará e minha amada esposa... Que me conheceu na adolescência e me acompanha na evolução perene da maturidade... Que me mostra a força do amor verdadeiro e puro... Que dedica sua vida à família e a docência... Que comigo gerou Sarah Maria, uma linda e altiva princesa bailarina e Heraldo Neto, um forte, fiel e sereno cavaleiro samurai.

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Dr. LUSMAR VERAS RODRIGUES, Professor Titular do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, coordenador do Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, pela dedicação nas suas atividades neste programa e pelo apoio e incentivo para elaboração dessa dissertação.

Ao Prof. Dr. JOSÉ GLAUCO LOBO FILHO, Professor Adjunto e Chefe do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, pelo incentivo e orientação em todas as etapas da elaboração da Tese.

Agradeço a equipe de cirurgiões, anesthesiologistas, cardiologistas, clínicos, perfusionistas e secretária com a qual trabalho e sem a qual não seria possível a conclusão desta tarefa. Prof. Dr. JOSÉ GLAUCO LOBO FILHO, Dr. MARCO AURÉLIO BARROSO AGUIAR, Dr. GERALDO GONÇALVES DA SILVEIRA, Dr. JOÃO VICTOR LOPES DAMASCENO, Dr. HAMARILTON REIS SALES, Dr. HERBET ALMEIDA MAGALHÃES, Dr. ELCIAS CAMURÇA JÚNIOR, Dr. FERNANDO SOARES DE MEDEIROS, Dr. NESTOR LEMOS FERREIRA, enfermeiro GLADSON FERNANDES VIEIRA, enfermeiro MOIZÉS AGUIAR XIMENES, fisioterapeuta MARCELA DE PAULA CAVALCANTE e secretária ANNA KARINE ROCHA GUIMARÃES CASTRO. Muito obrigado pela contribuição de todos vocês.

Agradeço a todos os outros inúmeros profissionais envolvidos nos cuidados aos nossos pacientes, pelo zelo, competência e ética.

Aos nobres, idealistas e ávidos por conhecimentos, estudantes de medicina MATHEUS DUARTE PIMENTEL, CAMYLLA SANTOS DE SOUZA e BRUNO GADELHA BEZERRA SILVA que, no alvorecer primaveril de suas caminhadas médico-acadêmicas, foram fundamentais para a concretização deste trabalho.

À DÉBORA MOREIRA LIMA LOBO pela imprescindível contribuição na elaboração de ilustração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. DIEGO FELIPE GAIA DOS SANTOS, que ajudou de forma crucial nos passos iniciais desse projeto e pelo exemplo de um grande jovem cirurgião.

Ao Dr. FRANCISCO VAGNALDO FECHINE e Dr. EDUARDO REBOUÇAS DE CARVALHO pelas importantes contribuições na análise estatística dos dados.

Às secretárias do Programa de Pós-Graduação em Ciências Médico-Cirúrgicas da

Faculdade de Medicina da Universidade Federal do Ceará, MARIA LUCIENE VIEIRA DE OLIVEIRA e MAGDA MARIA GOMES FONTENELE por auxílios importantes para a efetivação deste trabalho.

“Vita brevis, ars longa, occasio praeceps, experimentum periculosum, iudicium difficile.”
“A vida é curta, a arte é longa, a ocasião é fugidia, a experiência enganadora, o julgamento difícil.”

Hipócrates (460-377 a.C.)

“A única verdade é a realidade”.

Aristóteles (384-322 a.C.)

“A virtude é difícil de se manifestar, precisa de alguém para orientá-la e dirigi-la. Mas os vícios são aprendidos sem mestre.”

Sêneca (4 a.C.-65 d.C.)

RESUMO

Enxerto composto de artéria torácica interna esquerda (ATIE) e veia safena magna (VSM) na revascularização de duas ou mais artérias do sistema coronariano esquerdo (SCE) é uma técnica descrita na literatura desde a década de 1980. Apesar de recentes estudos demonstrarem que a ATIE é capaz de oferecer fluxo sanguíneo adequado, para duas ou mais artérias do SCE, tanto em situação de repouso como estresse, estudos aprofundados devem ser desenvolvidos para aprimorar esse conhecimento. O objetivo deste trabalho é analisar a dinâmica de fluxo sanguíneo neste tipo de enxerto composto, sobretudo no que concerne a adaptabilidade da ATIE e à influência da presença do segmento de VSM sobre o fluxo na ATIE. Em vinte e três pacientes foi realizado enxerto composto em Y de ATIE e VSM, para revascularizar a artéria interventricular anterior (AIA) e outro ramo do SCE, respectivamente, sem circulação extracorpórea (CEC). O fluxo sanguíneo médio, parâmetros de perviedade do enxerto (fração diastólica e índice de pulsatilidade) e reserva de fluxo coronariano (RFC) foram avaliados por meio de fluxometria por tempo de trânsito (FMTT) em todos os segmentos do enxerto composto, ou seja, nos segmentos proximal e distal da ATIE e no segmento de VSM. As medidas foram realizadas em condição basal, e após estresse farmacológico com dobutamina, bem como sem e com clampeamento temporário atraumático dos segmentos distais do enxerto composto. Estresse farmacológico resultou em aumento dos valores do fluxo sanguíneo em todos os segmentos analisados ($p < 0,05$). O clampeamento temporário atraumático do segmento de VSM não causou alteração estatisticamente significativa do fluxo sanguíneo médio no segmento distal da ATIE, tanto em situação basal, como sob estresse farmacológico, não modificando a RFC. Da mesma forma, o clampeamento temporário atraumático do segmento distal de ATIE não causou alteração estatisticamente significativa do fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM, tanto em situação basal, como sob estresse farmacológico, não modificando a RFC. Em conclusão, a análise por FMTT evidenciou que o enxerto composto de ATIE e VSM para revascularização da AIA e outro ramo do SCE apresentou uma dinâmica de fluxo sanguíneo com adaptabilidade fisiológica em todos os segmentos, tanto em situação de repouso como de estresse, ou seja, de acordo com a demanda. A presença do segmento de VSM na disposição do enxerto em questão, não alterou a dinâmica fisiológica do fluxo sanguíneo no segmento distal da ATIE.

Palavras-chave: Ponte de artéria coronária. Enxerto composto. Artéria torácica interna. Veia safena. Fluxômetro.

ABSTRACT

Composite graft of left internal thoracic artery (LITA) and great saphenous vein (GSV) in the revascularization of two or more arteries of the left coronary system (LCS) is a technique described in literature since the 1980s. Despite recent studies demonstrating that LITA is capable of providing adequate blood flow for two or more LCS arteries, both in basal condition and under stress, deeper studies must be developed to improve this knowledge. The objective of this study was to analyze blood flow dynamics in this kind of composite graft, specially in what concerns to LITA adaptability and to the influence of GSV segment on LITA flow. In 23 patients, a LITA and GSV composite Y-graft was realized to the anterior interventricular artery (AIA) and to another LCS branch, respectively, without extracorporeal circulation. Mean blood flow, as well as parameters of graft patency (diastolic fraction and pulsatile index) and coronary flow reserve (CFR) were evaluated through transit time flowmetry (TTFM) in all segments of the composite graft, which are LITA proximal and distal segments, and GSV segment. The measures were realized in basal condition and after dobutamine-induced pharmacological stress, as well as without and with non-traumatic temporary clamping of the distal segments of composite graft. Pharmacological stress resulted in increased values of blood flow in all analyzed segments ($p < 0,05$). Non-traumatic temporary clamping of GSV segments did not cause statistically significant changes in mean blood flow of LITA distal segment, as much in basal situation as under pharmacological stress, without modification of the CFR. Likewise, non-traumatic temporary clamping of LITA distal segment did not cause statistically significant changes in mean blood flow of GSV segment, as much in basal situation as under pharmacological stress, without modification of the CFR. In conclusion, evaluation through TTFM of mean blood flow, diastolic fraction, pulsatile index and coronary flow reserve in LITA and GSV composite graft to revascularize AIA and another LCS branch, respectively, evidenced blood flow dynamics with physiologic adaptability in all segments, both in basal situation and under stress, in other words, in accordance to the flow demand. The presence of GSV segment in the composite graft refereed pattern did not change physiological dynamics of blood flow in LITA distal segment.

Key words: Coronary artery bypass. Composite graft. Left internal thoracic artery. Saphenous vein. Flowmeters.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Desenho de um enxerto composto de ATIE com VSM revascularizando a AIA e um outro ramo do SCE, respectivamente	44
Figura 2 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento proximal da ATIE	46
Figura 3 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento distal da ATIE (sem clampeamento do segmento de VSM).....	46
Figura 4 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento distal da ATIE (com clampeamento do segmento de VSM)	47
Figura 5 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento de VSM (sem clampeamento do segmento distal da ATIE).....	47
Figura 6 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento de VSM (com clampeamento do segmento distal da ATIE).....	48

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.	54
Gráfico 2 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.....	55
Gráfico 3 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	56
Gráfico 4 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	58
Gráfico 5 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE após o estresse farmacológico com dobutamina, sem e com clampeamento do segmento de veia safena	59
Gráfico 6 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	60
Gráfico 7 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE com o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	61
Gráfico 8 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	63
Gráfico 9 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	64
Gráfico 10 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.....	65
Gráfico 11 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE com o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.....	66
Gráfico 12 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	68
Gráfico 13 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena....	69

Gráfico 14 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	70
Gráfico 15 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE com o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	71
Gráfico 16 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.....	73
Gráfico 17 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM após o estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE	74
Gráfico 18 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	75
Gráfico 19 – Fluxo sanguíneo médio, em ml/min, verificado no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	76
Gráfico 20 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.....	78
Gráfico 21 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE	79
Gráfico 22 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	80
Gráfico 23 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	81
Gráfico 24 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.....	83
Gráfico 25 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE....	84
Gráfico 26 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com	

dobutamina	85
Gráfico 27 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	86
Gráfico 28 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento distal da ATIE sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.....	88
Gráfico 29 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento de VSM, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.....	89
Gráfico 30 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, em condição basal, sem clampeamento de ramos distais, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM	91
Gráfico 31 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, em condição de estresse farmacológico com dobutamina, sem clampeamento de ramos distais, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM.....	92

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Dados demográficos e características clínicas pré-operatórias dos 23 pacientes estudados	51
Tabela 2 – Parâmetros fluxométricos mensurados no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	53
Tabela 3 – Fluxo sanguíneo médio mensurado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	57
Tabela 4 – Fração diastólica verificada no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	62
Tabela 5 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena	67
Tabela 6 – Fluxo sanguíneo médio mensurado no segmento de VSM na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE	72
Tabela 7 – Fração diastólica verificada no segmento de VSM na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE	77
Tabela 8 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da VSM em situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento do segmento distal da ATIE.....	82
Tabela 9 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento proximal da ATIE, no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM do enxerto composto	87
Tabela 10 – Fluxo sanguíneo médio, mL/min, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM, considerando a situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina	90

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ACD	Artéria Coronária Direita
ACE	Artéria Coronária Esquerda
ACxE	Artéria Circunflexa Esquerda
AIA	Artéria Interventricular Anterior
AIP	Artéria Interventricular Posterior
ATI	Artéria Torácica Interna
ATID	Artéria Torácica Interna Direita
ATIE	Artéria Torácica Interna Esquerda
AVE	Acidente Vascular Encefálico
CEC	Circulação Extracorpórea
CRM	Cirurgia de Revascularização do Miocárdio
DC	Débito Cardíaco
DP	Desvio Padrão
DPOC	Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica
EuroScore	<i>European System for Cardiac Operative Risk Evaluation</i>
FD	Fração Diastólica
FE	Fração de Ejeção
FM	Fluxo Médio
FMTT	Fluxometria por Tempo de Trânsito
FSC	Fluxo Sanguíneo Coronariano
IAM	Infarto Agudo do Miocárdio
IC	Intervalo de Confiança
IMC	Índice de Massa Corpórea
IP	Índice de Pulsatilidade
MAA	Manuseio da Aorta Ascendente
NYHA	<i>New York Heart Association</i>
PAC	Pressão Arterial Coronariana
PAM	Pressão Arterial Média
RFC	Reserva de Fluxo Coronariano
SCD	Sistema Coronariano Direito
SCE	Sistema Coronariano Esquerdo

SNP	Sistema Nervoso Parassimpático
SNS	Sistema Nervoso Simpático
STS-score	<i>The Society of Thoracic Surgeons' Risk Score</i>
USA	<i>United States of America</i>
UTI	Unidade de Terapia Intensiva
VE	Ventrículo Esquerdo
VSM	Veia Safena Magna

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 Anatomia das artérias coronárias	23
2.2 Fisiologia do fluxo arterial coronariano	27
2.3 Cirurgia de revascularização do miocárdio	31
2.4 Fluxometria por tempo de trânsito	36
3 OBJETIVOS	41
3.1 Objetivo geral.....	41
3.2 Objetivo específicos	41
4 MÉTODOS.....	42
5 RESULTADOS.....	50
6 DISCUSSÃO	93
7 CONCLUSÃO.....	100
REFERÊNCIAS	101
APÊNDICE A – PARECER DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ.....	121
APÊNDICE B – TERMO DE CONSETIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	124

1 INTRODUÇÃO

Os métodos e técnicas empregados na cirurgia de revascularização do miocárdio (CRM) evoluem constantemente. Procedimentos como a realização da CRM sem circulação extracorpórea (CEC), auxílio de robótica, o não manuseio da aorta ascendente (MAA) e a busca por melhor qualidade dos enxertos são estratégias que visam à diminuição da morbidade e mortalidade no pós-operatório imediato, à redução da permanência hospitalar, bem como ao aumento da expectativa e qualidade de vida dos pacientes em longo prazo (EDELMAN *et al.*, 2011; HILLIS *et al.*, 2011; AFILALO *et al.*, 2012; BONAROS *et al.*, 2013; WINDECKER *et al.*, 2014; HALKOS *et al.*, 2014; KOWALEWSKI *et al.*, 2015).

Alterações, principalmente celulares, decorrentes da passagem do sangue por tubos desprovidos de endotélio do circuito de CEC, desencadeiam, dentre outras consequências, a síndrome da resposta inflamatória sistêmica (KIRKLIN, *et al.*, 1983; BUTLER; ROCKER; WESTABY, 1993; BRASIL *et al.*, 1998; ASCIONE, *et al.*, 2000). A utilização de CEC, além de alterações inflamatórias, pode causar distúrbios de coagulação com efeitos pró-coagulantes, podendo ocasionar obstrução precoce dos enxertos (MOTWANI; TOPOL, 1998), processos embólicos cerebrais com danos neurológicos e/ou cognitivos transitórios ou irreversíveis (BLAUTH *et al.*, 1988; HARRINGER *et al.*, 2000; NEWMAN *et al.*, 2001; GROOM *et al.*, 2010), bem como suscetibilidade a processos infecciosos por conta de depressão imunológica no período pós-operatório (TAJIMA *et al.*, 1993; AKBAS *et al.*, 2002). A CRM sem CEC está associada à menor incidência de complicações inerentes ao uso da máquina coração-pulmão artificial, sobretudo acidente vascular encefálico (AVE), conforme demonstram meta-análises recentes (AFILALO *et al.*, 2012; KOWALEWSKI *et al.*, 2015).

O MAA, que pode gerar a liberação de êmbolos ateroscleróticos para territórios da circulação arterial cerebral, está intrinsecamente relacionado à ocorrência de acidente AVE, sobretudo em pacientes idosos com doença ateromatosa da aorta ascendente, seja pela canulação da aorta para a instalação do circuito de CEC ou por ocasião do clampeamento ou desclampeamento deste vaso (BARBUT *et al.*, 1994; DIETL *et al.*, 1995; TREHAN *et al.*, 2000; KOWALEWSKI *et al.*, 2015). Alguns estudos indicam que o não MAA é fator primordial na redução das complicações neurológicas (ROACH *et al.*, 1996; LEV-RAN *et al.*, 2004; MISFELD *et al.*, 2010). Meta-análises evidenciaram que o MAA está associado a

maiores índices de AVE em pacientes operados com CEC (EDELMAN *et al.*, 2011; MISFELD *et al.*, 2010; KOWALEWSKI *et al.*, 2015). Há preocupação crescente com a doença aterosclerótica da aorta ascendente, inclusive se apontando a necessidade de avaliação radiológica rotineira e detalhada no período pré e intraoperatório deste vaso, para se definir possíveis estratégias cirúrgicas (ATIK; SILVA; CUNHA, 2014).

Aspectos de grande relevância para a melhoria dos resultados da CRM a longo prazo são a seleção dos enxertos, a adequada obtenção e preparo destes, bem como técnicas para construção dos mesmos. Devem ser levadas em consideração as particularidades anatômicas, comorbidades associadas e as condições clínicas de cada paciente, além da experiência da equipe cirúrgica no manejo dos mesmos (CANVER, 1995; HILLIS *et al.*, 2011; COHN, 2011; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012; WINDECKER *et al.*, 2014). Desde a década de 1980, a artéria torácica interna esquerda (ATIE) é comprovadamente o enxerto padrão ouro na CRM (LOOP *et al.*, 1986). Apesar do interesse no uso de outros enxertos arteriais, a veia safena magna (VSM) ainda é um dos condutos mais amplamente usados na CRM, principalmente por sua praticidade de dissecação e manipulação, obtenção em maiores comprimentos e taxas de perviedade e resultados clínicos similares a outros enxertos arteriais, com exceção da ATIE, sobretudo quando manuseada de forma cuidadosa e atraumática (CANVER, 1995; HAYWARD *et al.*, 2008; HWANG; KIM; KIM, 2010; HWANG *et al.*, 2012; DREIFALDT *et al.*, 2013).

O uso de enxerto composto, sobretudo em configuração em “Y” ou em “T”, de artéria torácica interna esquerda (ATIE), associado a condutos arteriais ou venosos para revascularizar tanto o sistema coronariano esquerdo (SCE) como o direito é uma técnica amplamente descrita na literatura, principalmente na abordagem de pacientes com alto risco para AVE. Esse procedimento pode ser realizado sem CEC e/ou sem MAA, sendo a ATIE a única fonte de suprimento sanguíneo para mais de uma artéria coronária (MILLS, 1982; MILLS; EVERSON, 1991; TECTOR *et al.*, 1994; WENDLER *et al.*, 1999; QUIGLEY *et al.*, 2001; LOBO FILHO *et al.*, 2002; MUNERETTO *et al.*, 2003; HWANG; KIM; KIM, 2010; SONG *et al.*, 2012; COSKUN *et al.*, 2014).

A partir da utilização mais efetiva dessa técnica em que o suprimento sanguíneo provém unicamente da ATIE, poder-se-ia indagar se este vaso é capaz de responder adequadamente à demanda de fluxo para duas ou mais artérias coronárias (JONES; LATTOUF; WEINTRAUB, 1989; VAJTAI *et al.*, 1992; OCHI *et al.*, 2001; SAKAGUCHI *et*

al., 2002). Apesar de recentes estudos demonstrarem que a ATIE é capaz de oferecer fluxo sanguíneo adequado, para duas ou mais artérias do sistema coronariano esquerdo, tanto em situação de repouso como estresse (WENDLER *et al.*, 1999; OCHI *et al.*, 2001; GAUDINO *et al.*, 2003; LOBO FILHO *et al.*, 2004; GLINEUR *et al.*, 2010), outros autores relataram que os enxertos compostos em “Y” apresentaram reserva de fluxo coronariano menor do que enxertos independentes (SAKAGUCHI *et al.*, 2002). Há ainda receio de que a possibilidade da ocorrência de fenômenos de competição de fluxo, ocasionado pela presença do enxerto secundário de VSM, poderia comprometer os resultados dessa abordagem (GAUDINO *et al.*, 2004; CASTRO NETO *et al.*, 2004).

O aumento da popularidade da CRM sem CEC trouxe a preocupação, sobretudo, nos grupos que se iniciam no uso dessa técnica, com a qualidade das anastomoses. Métodos de análise do fluxo para verificação da perviedade dos enxertos no período intraoperatório não são comumente realizados, e a maioria dos cirurgiões cardiovasculares baseia-se em critérios eletrocardiográficos, enzimáticos e hemodinâmicos para fazer um diagnóstico de oclusão precoce de enxertos. No entanto, o uso da fluxometria por tempo de trânsito (FMTT), técnica mais prática de avaliação do fluxo e perviedade dos enxertos, tem sido adotada de forma crescente em inúmeros centros (D'ANCONA *et al.*, 2000; BALACUMARASWAMI *et al.*, 2008; KIESER *et al.* 2010; SUCCI *et al.*, 2012; WINDECKER *et al.*, 2014).

Tal conduta passou a ser expandida para CRM de forma geral, com vasta importância. Dessa forma, pode-se evitar que o paciente possa deixar o centro cirúrgico com enxertos ocluídos, seja por trombose, acotovelamento, disseção do enxerto ou coronária, ou por falha técnica na anastomose. Diretriz Européia de Revascularização do Miocárdio, de 2014, afirma que a mensuração do fluxo dos enxertos é útil para excluir ou confirmar problemas técnicos, bem como reduzir taxas de eventos adversos e obstrução do enxerto (WINDECKER *et al.*, 2014). A FMTT fornece dados referentes a qualidade das anastomoses por meio, principalmente, dos seguintes parâmetros de fluxo: fluxo médio (FM) (mL por minuto), índice de pulsatilidade (IP) e percentual de fluxo diastólico, ou fração diastólica (FD) (KIM; KANG; LIM, 2005; HATADA *et al.*, 2007; D'ANCONA, 2009; KIESER *et al.*, 2010; SUCCI *et al.*, 2012; WINDECKER *et al.*, 2014).

Não há na literatura revisada estudo que avalie de forma padronizada, durante o período transoperatório, com uso de FMTT, a dinâmica do fluxo no enxerto composto de ATIE e VSM, buscando-se realizar medidas nos diversos segmentos do enxerto composto,

tanto em situação de repouso como em estresse farmacológico, explorando ainda fenômenos de competição fisiológica de fluxo sanguíneo.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Anatomia das artérias coronárias

Os estudos acerca da anatomia coronariana têm se tornado cada vez mais extensos e detalhados nos últimos anos, sobretudo pelo advento de novas técnicas radiológicas. (JAMES, 1965; CLICK *et al.*, 1989; FISS, 2007; TUO *et al.*, 2013). Nesse contexto anatômico, existem diversas variações das origens e posições dos vasos que são consideradas normais por não prejudicarem, fisiologicamente, a irrigação do coração, fato ilustrado por estudos baseados em angiografias e autópsias que indicam que a prevalência de anormalidades congênitas das coronárias varia de 0,3% a 1,3% da população em geral. Dessa forma, variações que vão desde o número de ramos septais das artérias interventriculares, ou de seus ramos diagonais, até a distribuição e origem de ramos maiores como a própria artéria interventricular anterior (AIA) são fatores que demonstram que não existem padrões anatômicos exatamente iguais para todos os indivíduos, fazendo com que apenas disposições mais recorrentes desses vasos sejam descritas a seguir (ANGELINI; VELASCO; FLAMM, 2002; TUO *et al.*, 2013; VILALLONGA, 2004).

- Artérias coronárias – Aspectos gerais

As artérias coronárias surgem em óstios localizados na aorta ascendente, que normalmente originam-se dos seios aórticos direito e esquerdo, logo acima da valva aórtica, aspecto fundamental para seu papel fisiológico, uma vez que é durante o tempo de fechamento desta valva, ou seja, na diástole, que se verifica a maior parte da irrigação do coração. Normalmente, existem dois óstios que dão origem às artérias coronárias direita e esquerda, mas estudos indicam que, em 30% a 50% dos corações, a artéria do cone, usualmente descrita como um ramo da coronária direita, surge de um discreto óstio na porção anterior da aorta, sendo nesses casos chamada de “a terceira artéria coronária” (FISS, 2007; STANDRING, 2008).

A artéria coronária direita (ACD) e a artéria circunflexa esquerda (ACxE) formam um círculo ao redor do coração, à medida que percorrem o sulco atrioventricular, em um arranjo descrito como semelhante ao de uma coroa, daí sua nomenclatura. Na superfície, entre os ventrículos, ou seja, nos sulcos interventriculares, existem usualmente duas artérias, a artéria interventricular anterior (AIA) e a artéria interventricular posterior (AIP) (STANDRING, 2008).

A utilização do termo “artéria coronária dominante” permite identificar a coronária que dá origem a AIP, a qual fornece o suprimento sanguíneo para cerca de um terço do septo interventricular e para a parte inferior do ventrículo esquerdo. Existe também o caso de indivíduos que apresentam uma circulação do tipo “co-dominante”, na qual a ACD é a origem da AIP, enquanto a artéria póstero-lateral origina-se da artéria coronária esquerda (ACE). Aproximadamente 85% dos indivíduos apresentam dominância da ACD, enquanto 8% apresentam dominância esquerda e outros 7% são co-dominantes, sendo válido ressaltar que a dominância esquerda é mais comum em indivíduos do sexo masculino (TREASURE, 1985; FISS, 2007; ADAMS, 1985)

- Óstios das artérias coronárias

Os óstios coronarianos direito e esquerdo normalmente surgem na junção dos seios aórticos de mesmo nome com a porção tubular da aorta ascendente, zona essa denominada junção sinotubular, o que permite, durante a diástole ventricular, um enchimento adequado das artérias coronárias. Estudos anatômicos ilustram que a ACE surge na altura dessa junção em 48% dos casos, enquanto a ACD em 71%. A presença de deslocamento nesses posicionamentos pode caracterizar óstios coronarianos ectópicos, com possíveis repercussões sobre a irrigação do músculo cardíaco (YAMANAKA; HOBBS, 1990; STANDRING, 2008).

- Artéria coronária direita

A ACD é normalmente uma artéria única que surge da parte anterior do seio aórtico direito e percorre a parte direita do sulco atrioventricular. Em seu curso passa anteriormente entre o átrio direito e o cone pulmonar, sendo ocultada em parte por aquela estrutura (FISS, 2007; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012). Percorre o sulco atrioventricular até alcançar a junção deste com sulco interventricular posterior, numa área denominada *cruxcordis*, onde normalmente origina a AIP (ADAMS, 1985; TREASURE, 1985). Em cerca de 10% dos casos, a ACD pode originar a AIP antes do *cruxcordis*, enquanto em 20% dos indivíduos, pode chegar à borda esquerda do coração, substituindo parte da ACxE (YAMANAKA; HOBBS, 1990; STANDRING, 2008).

A artéria do cone, quando não surge diretamente de um óstio isolado na porção anterior da aorta, o que ocorre em 30% a 50% dos casos, é o primeiro ramo da ACD (FISS, 2007). Esta pequena artéria ramifica-se na porção inferior do cone pulmonar e na parte superior do ventrículo direito, podendo anastomosar-se com um ramo similar da coronária

esquerda e com a AIA, formando o anel arterial de Vieussens, que circunda o trato de saída do ventrículo direito (FISS, 2007). Ainda na parte inicial de seu trajeto, a ACD origina o ramo atrial anterior, uma artéria que, em 60% dos indivíduos dá origem à artéria do nó sinoatrial. Mais distalmente, surgem outros pequenos ramos atriais da ACD, com destaque para o ramo atrial posterior. Na mesma região anterior de onde surgem os ramos atriais, também podem surgir os ramos ventriculares da ACD que aparecem em número de dois ou três (FISS 2007; STANDRING, 2008; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012).

Na região da margem direita do coração surge um ramo relativamente constante da ACD, o ramo marginal direito, que cursa por essa margem e usualmente atinge o ápice do coração, em cerca de 93% dos indivíduos. Após esse ramo, dois ou três novos ramos ventriculares podem surgir, irrigando a parte diafragmática do ventrículo direito (JAMES, 1965). Após o *crux cordis*, a ACD faz uma curva na direção do sulco interventricular, originando, em aproximadamente 88% dos indivíduos, a artéria do nó atrioventricular, como primeiro ramo da AIP. Esta, por sua vez, também denominada de artéria descendente posterior, constitui a origem de ramos ventriculares direitos e esquerdos e de ramos septais, sendo estes últimos de pequeno tamanho e numerosos (JAMES, 1965; FISS, 2007).

- Artéria coronária esquerda

A ACE tem um calibre maior que a direita e surge do seio aórtico esquerdo, cursando lateralmente entre a base do tronco da artéria pulmonar e o átrio esquerdo (JAMES, 1965). O comprimento da ACE varia, geralmente, de 2 a 12 mm, com casos relatados de até 30 mm de extensão (FISS, 2007). Ao chegar ao sulco atrioventricular esquerdo, a ACE normalmente divide-se em dois ramos, a AIA, ou artéria descendente anterior (ADA), e a ACxE. Ocasionalmente, outro vaso adicional pode originar-se da ACE e formar uma trifurcação, sendo este vaso denominado *ramus intermedius* ou artéria diagonalis (FISS 2007; STANDRING, 2008; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012). Em casos mais raros, cerca de 1% dos indivíduos, a ACE está ausente, de forma que a AIA e ACxE originam-se diretamente da aorta em óstios separados (CLICK *et al.*, 1989).

A AIA é normalmente descrita como a continuação da ACE e, em seu trajeto, de forma geral, descende obliquamente sobre o sulco interventricular anterior até atingir o ápice do coração, sendo possível que ela ultrapasse esse ponto e estenda-se até a porção inferior do sulco interventricular posterior, irrigando a porção apical de ambos os ventrículos

(ANDERSON; RAZAVI; TAYLOR, 2004). Na parte inicial de seu trajeto, a AIA, após ultrapassar a artéria pulmonar, forma um ângulo de 90°, na altura de seu segundo ramo diagonal, região importante do ponto de vista cirúrgico, uma vez que representa um local mais acessível para realização de anastomose na CRM (FISS 2007; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012)

Em virtude de importantes repercussões do ponto de vista clínico, intervencionista e cirúrgico, é comum dividir-se a AIA em três segmentos, os quais são: segmento proximal (da origem até o primeiro ramo septal importante); segmento médio (da origem do primeiro ramo septal até o segundo ramo diagonal); e segmento distal (do segundo ramo diagonal até o final do vaso) (FISS, 2007).

Na porção inicial dessa artéria, encontram-se os ramos diagonais, que nutrem a porção antero-lateral do ventrículo esquerdo. Além destes, a AIA pode fornecer um ou dois pequenos ramos para o ventrículo direito e um pequeno ramo do cone, que se anastomosa com o ramo correspondente da ACD, em situação previamente descrita (FISS, 2007). Outros ramos, de suma importância, são os ramos septais, que surgem da AIA quase que perpendicularmente e suprem cerca de dois terços do septo interventricular, possuindo diâmetros que variam de 0,5 a 1,2 mm e comprimento de 40 a 80 mm (JAMES, 1965; STANDRING, 2008).

O outro ramo da ACE é a ACxE que, em seu trajeto, passa abaixo da aurícula esquerda, no sulco atrioventricular com sentido para a esquerda, ultrapassando a margem esquerda do coração e atingindo o *cruxcordis* na maioria dos casos. Em sua origem, a ACxE apresenta diâmetros que variam de 1,5 a 5 mm (JAMES, 1965; STANDRING, 2008).

Em sua porção inicial, a ACxE possui um ramo que cursa em volta do átrio esquerdo, próximo ao sulco atrioventricular, denominado artéria circunflexa atrial, que irriga essa câmara cardíaca. Em 40% dos casos, o nó sinoatrial tem seu suprimento sanguíneo fornecido por um ramo da ACxE. Quando isso ocorre, esse ramo percorre o átrio esquerdo, por trás da aorta, e chega ao sulco interatrial, continuando para irrigar essa porção interna do átrio direito, circundando parcialmente a veia cava superior (JAMES, 1965; STANDRING, 2008; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012). Vale ressaltar também a presença da *artéria anastomotica auricularis magna*, também denominada artéria de Kugel, um ramo que surge anteriormente da ACxE e que atravessa o septo interatrial para estabelecer anastomoses com ramos da ACD (FISS, 2007).

Na sequência do percurso da ACxE, surge, em 90% dos indivíduos, um ramo largo, a

artéria marginal esquerda, que se ramifica ao longo da margem obtusa do coração, irrigando a musculatura do ventrículo esquerdo adjacente à mesma, normalmente atingindo o ápice cardíaco. Outros ramos menores marginais também são responsáveis pelo suprimento sanguíneo desta região do ventrículo esquerdo (JAMES, 1965; STANDRING, 2008; KOUCHOUKOS *et al.*, 2012).

2.2 Fisiologia do fluxo arterial coronariano

As duas artérias coronárias, ACD e ACE, são responsáveis por fornecer o suprimento sanguíneo que nutre quase que totalmente o miocárdio e demais tecidos cardíacos. Exceção é feita apenas à superfície mais interna do endocárdio, de aproximadamente um décimo de milímetro, a qual pode receber nutrição pelo sangue localizado no interior das câmaras cardíacas (GUYTON; HALL, 2006; DRAKE; VOGL; MITCHELL, 2014).

Em repouso, o fluxo sanguíneo coronariano (FSC) é de aproximadamente 0,8 mL/min por grama de tecido miocárdico, o que corresponde a cerca de 225-250 mL/min, ou 4-5% do débito cardíaco (DC) em um adulto (RAMANATHAN; SKINNER, 2005; GUYTON; HALL, 2006). Em condição de estresse, o DC é de quatro a sete vezes maior do que em repouso, e a produção de trabalho pelo miocárdio, de seis a nove vezes maior. Por consequência deste aumento de demanda metabólica, há um incremento do FSC, da ordem de três a quatro vezes. (GUYTON; HALL, 2006).

Como em qualquer leito vascular, o FSC é dependente do ciclo cardíaco. Uma vez que seus ramos penetram no miocárdio, as artérias coronárias apresentam variação fásica do seu diâmetro durante a sístole e a diástole (BERNE, R. M.; LEVY, M.N.; KOEPPEN, B.M.; STATION, B.A., 2009). Em virtude da forte compressão do leito arterial coronariano pelo miocárdio durante a contração sistólica, sua perfusão se dá, ao contrário das outras artérias do organismo, predominantemente durante a diástole. Desse modo, por aumentar a pressão tecidual e reduzir o diâmetro dos ramos coronarianos intramiocárdicos, a sístole impede o influxo de sangue e desvia a perfusão da camada subendocárdica para a subepicárdica, bem como aumenta o fluxo no sistema venoso coronariano. Já durante a diástole, com o coração relaxado e aumento do diâmetro das artérias coronárias, há significativa redução da resistência ao fluxo sanguíneo, propiciando a perfusão dos vasos até o subendocárdio (GUYTON; HALL, 2006; KLABUNDE, 2012; MANN *et al.*, 2014). Vale ressaltar que tais influências apresentam menor magnitude no sistema coronariano direito (SCD), haja vista que a força de

contração do ventrículo direito é bem menor que a do esquerdo, com menor compressão arterial coronariana, bem como há menor demanda de oxigênio (O_2) para a musculatura daquela câmara cardíaca, havendo dessa forma um menor componente diastólico do FSC (GUYTON; HALL, 2006; MANN *et al.*, 2014). Para exemplificar, em repouso, o FSC na AIA é de cerca de $59,1 \pm 15,0$ mL/min, enquanto que, na ACD, o FSC é de aproximadamente $38,4 \pm 10,8$ mL/min (MARCUS *et al.*, 1999).

Nas artérias coronárias, o principal fator de controle do FSC é a demanda contínua de O_2 pelo miocárdio, a qual corresponde à maior do corpo humano, com uma taxa de extração de O_2 que varia de 60 a 80%, geralmente máxima, inclusive em condições de repouso (TUNE; GORMAN; FEIGL, 2004; RAMANATHAN; SKINNER, 2005; GUYTON; HALL, 2006; DEUSSEN *et al.*, 2006; MANN *et al.*, 2014). Vale ressaltar o intenso metabolismo aeróbico dos cardiomiócitos, células que constituem cerca de três quartos da massa ventricular e apresentam cerca de trinta vezes mais mitocôndrias do que células estriadas esqueléticas não cardíacas (LOSZALZO, 2013; PIQUEREAU *et al.*, 2013). Em situações de estresse, é primordial o aumento do fluxo sanguíneo miocárdico para manutenção da atividade celular. Fatores como a diminuição da pressão arterial de O_2 , hipercapnia e hipóxia, funcionam como os principais estimulantes da vasodilatação coronariana. Tais condições levam à vasodilatação das arteríolas coronárias pelo aumento da liberação de fatores cardioprotetores pelo miócito e endotélio, como os íons potássio e hidrogênio, adenosina, bradicinina, óxido nítrico e prostaglandinas (TUNE; GORMAN; FEIGL, 2004; RAMANATHAN; SKINNER, 2005; DEUSSEN *et al.*, 2006).

Haja vista a dependência do FSC da demanda de O_2 pelo miocárdio, pode-se concluir que, quando há uma maior necessidade de perfusão do músculo cardíaco, o FSC é capaz de aumentar seu débito em resposta a esta situação de estresse, processo este conhecido como reserva de fluxo coronariano (RFC). A RFC pode ser definida como a razão entre o FSC máximo e FSC em repouso a uma mesma pressão de perfusão. (LEITÃO, 2011; VAN DE HOEF *et al.*, 2012; MANN *et al.*, 2014).

Outro fator responsável pelo controle do FSC é o estímulo nervoso, que pode ocorrer de forma direta ou indireta. A primeira forma, de menor repercussão, é resultado do efeito direto de substâncias neurotransmissoras – acetilcolina liberada pelo sistema nervoso parassimpático (SNP) e norepinefrina e epinefrina pelo simpático (SNS) – sobre as artérias coronárias. Já o controle indireto, mais eficiente, se dá pela atividade desses estímulos

nervosos, com consequente liberação de neurotransmissores sobre o coração, influenciando sobremaneira o *status* coronariano. Em situação de estimulação do SNP, com ação direta da acetilcolina sobre as artérias coronárias, há vasodilatação, sendo esta limitada em função da reduzida quantidade de receptores muscarínicos M_3 no endotélio coronariano. Já em situação de estimulação do SNS, com ação direta da epinefrina e norepinefrina sobre as artérias coronárias, há vasoconstrição, se os receptores simpáticos estimulados forem os receptores-alfa, ou vasodilatação, se os receptores simpáticos estimulados forem os receptores-beta. Vale ressaltar que há uma maior quantidade de receptores-alfa que receptores-beta no endotélio coronário, o que faz com que a resposta vasoconstritora predomine sobre a vasodilatadora para a atividade simpática direta nas coronárias. No que concerne ao controle indireto, a atividade parassimpática, com ação da acetilcolina sobre o tecido elétrico e miocárdico, leva a uma redução do batmotropismo, cronotropismo, inotropismo e dromotropismo, com atenuação do FSC. Por sua vez, a atividade simpática indireta, por ação da norepinefrina e epinefrina sobre o miocárdio, causa substancial aumento das citadas propriedades elétricas e contráteis, resultando em considerável aumento do FSC (GUYTON; HALL, 2006; KLABUNDE, 2012).

Sob uma perspectiva hemodinâmica, outro fator determinante do FSC é a pressão arterial coronariana (PAC) ou pressão de perfusão, capaz de fornecer fluxo adequado numa faixa de variação de 60 a 200 mmHg. Por estar sujeito a uma determinada PAC, o FSC aumenta conforme o valor desta, em um processo denominado hiperemia ativa. É importante mencionar que, devido a uma autorregulação da própria artéria coronária, a PAC é mantida em um valor mais ou menos constante, mesmo com mudanças consideráveis na pressão arterial na aorta, mecanismo análogo ao que ocorre na pressão de perfusão cerebral. Assim, quando a pressão arterial sistêmica estiver elevada, o diâmetro coronariano diminuirá em resposta a contração do músculo liso vascular. No caso contrário, redução da pressão arterial sistêmica resulta em dilatação do diâmetro coronariano (VAN DE HOEF *et al.*, 2012; KLABUNDE, 2012).

Além disso, a resistência ao fluxo sanguíneo no interior das coronárias também contribui para a manutenção do FSC. Para determinar a resistência, há três fatores que devem ser considerados: a viscosidade do sangue, o comprimento do vaso e o calibre. Em relação ao primeiro, a viscosidade do sangue se mantém de certo modo uniforme, exceto em casos de mudanças consideráveis do hematócrito e da temperatura. Do mesmo modo, o comprimento

do vaso raramente sofre mudanças *in vivo*. Já o diâmetro do lúmen vascular, por variar conforme o tônus muscular dos vasos e fase do ciclo cardíaco, é o fator mais importante na determinação da resistência ao FSC. Diâmetros do lúmen inferiores a 400 µm já são suficientes para aumentar a resistência do vaso e diminuir o FSC (KLABUNDE, 2012; VAN DE HOEF *et al.*, 2012; MANN *et al.*, 2014).

A resistência das artérias coronárias, como de qualquer outro vaso do organismo, por analogia e baseada em princípios da física em geral e da hidrodinâmica, pode ser calculada por meio da razão obtida pelo gradiente de pressão entre as extremidades do vaso dividida pelo fluxo, o que é derivada da Lei de Ohm. Pode também ser mensurada por meio da Lei de Hagen–Poiseuille, a qual contempla os três fatores acima descritos, viscosidade do sangue, comprimento e raio do vaso (HOFFMAN, 1978; LEVY, 1979; SUTERA; SKALAK, 1993; KLABUNDE, 2012; LE; KRAUSE, 2012).

$$R(\text{Resistência}) = \frac{\Delta P(\text{pressão do vaso})}{Q(\text{fluxo})} \quad (\text{Lei de Ohm})$$

$$R(\text{Resistência}) = \frac{8\eta(\text{viscosidade}) \times \text{comprimento}}{\pi r^4} \quad (\text{Lei de Hagen–Poiseuille})$$

Descrita pela primeira vez no século XIX pelo cientista francês Jean Leonard Marie Poiseuille, essa equação tem essencial importância tanto nos campos da física como da medicina, sendo largamente aplicada nesta última para entender como mudanças fisiológicas (no tônus muscular) e patológicas (com a estenose vascular, por exemplo) afetam o raio vascular, e por consequência, a pressão e o fluxo. Entretanto, sob o ponto de vista fisiológico, apesar da importância da Lei de Hagen–Poiseuille, o fluxo sanguíneo no interior dos vasos não obedece de forma fiel a esta equação, por ela estar relacionada a tubos longos e retos, fluídos newtonianos e condições de fluxo laminares e estáveis, as quais, muitas vezes, não se aplicam aos vasos do organismo (KLABUNDE, 2012; LE; KRAUSE, 2012).

2.3 Cirurgia de revascularização do miocárdio

Alexis Carrel, em 1910, descreveu, dentre uma série de experimentos em cães, a realização de uma derivação da aorta descendente torácica para a artéria coronária esquerda, sem circulação extracorpórea usando enxerto de artéria carótida, como perspectiva de tratamento cirúrgico para a doença arterial coronariana (CARREL, 1910). Em 1920, Jonesco descreveu técnica de simpatectomia, e Swetlow, em 1926, propôs o bloqueio do quarto gânglio simpático torácico com técnica de injeção de álcool, como abordagens para o tratamento da angina do peito. Blumgart, em 1933, publicou a ablação total da tireóide, também como opção de tratamento desta afecção (JONESCO, 1920; SWETLOW, 1926; BLUMGART, 1933; LINDGREN; OLIVECRONA, 1946).

Nos anos subseqüentes, diversos outros métodos foram sugeridos com o intuito de aumentar o aporte de sangue ao miocárdio. Em 1937, O'Shaughnessy propôs a fixação de enxerto pediculado do omento à parede livre do ventrículo esquerdo, enquanto Gross, em experimentos com cães, ilustrou a técnica de ligadura do seio coronário (O'SHAUGHNESSY, 1937; GROSS; BLUM; SILVERMAN, 1937; O'SHAUGHNESSY; SLOME; WATSON, 1939). Beck, por sua vez, sugeriu em 1943 a sutura do pericárdio parietal e dos ramos de ATI à musculatura miocárdica (BECK, 1943; LINDGREN; OLIVECRONA, 1946). Fauteux, em 1946, sugeriu a ligadura do seio coronariano associada à neurectomia pericoronariana, visando induzir a formação de circulação colateral e reduzir a condução de estímulos dolorosos provenientes do miocárdio isquêmico (FAUTEUX, 1946). Dois anos depois, Beck propôs também a adesão do pericárdio ao epicárdio com o uso de talco, como método para revascularização miocárdica (BECK, 1948).

Ainda na década de 1940, Vineberg propôs também método de revascularização indireta do miocárdio, por meio do implante da ATI na musculatura ventricular esquerda, o que viria a ser o primeiro procedimento realmente efetivo e exequível clinicamente para revascularização do miocárdio isquêmico, comprovado após o surgimento da angiografia coronariana, desenvolvida por Sones (VINEBERG; JEWETT, 1946; EFFLER *et al.*, 1963).

Em 1960, Goetz, de forma pioneira, realizou anastomose de uma ATI com uma artéria coronária, no caso ATID para revascularizar a ACD, em humano, com sucesso clínico (GOETZ *et al.*, 1961). Em 1962, Sabiston realizou a primeira anastomose aortocoronariana com uso de VSM, também para revascularização da ACD, no entanto o paciente veio a óbito

três dias após o procedimento (SABISTON, 1974). Em 1964, Kolessov realizou anastomose da ATIE para AIA por toracotomia esquerda e sem CEC (KOLESSOV, 1967). No entanto, a verdadeira padronização e difusão técnica para uso clínico da CRM, realizada com CEC e uso de enxertos de VSM, se deram com os trabalhos de Favaloro, no final da década de 1960 (FAVALORO, 1968; FAVALORO *et al.*, 1969).

Nas décadas de 1970 e 1980, alguns grupos passaram a realizar de forma sistemática e padronizada, a CRM sem uso de CEC, visando minimizar as desvantagens decorrentes do uso da máquina coração-pulmão artificial. Ankeney, em 1972, relatou realização de CRM sem CEC em 143 pacientes, para revascularização da AIA e de ramos do SCD, obtendo bons resultados clínicos, chegando a uma casuística superior a duzentos pacientes, em 1975 (TRAPP; BISARYA, 1975; ANKENNEY, 1975). Trapp e Bisarya, em 1975, publicaram casuística de 63 pacientes submetidos a este procedimento, com todos os enxertos pérvios, comprovados por angiografia coronariana, e com apenas um óbito no período pós-operatório imediato, sendo este decorrente de AVE (TRAPP; BISARYA, 1975). Em 1983, Buffolo e colaboradores relataram os resultados de sua experiência com a CRM sem CEC em 68 pacientes. Todos os indivíduos receberam enxertos de VSM. Apenas uma morte intra-hospitalar, decorrente de infecção de ferida operatória, foi relatada, e a taxa de perviedade dos enxertos foi de 84,2% no momento da alta hospitalar (BUFFOLO *et al.*, 1985). No início da década de 1990, grupo argentino liderado por Benetti publicou extensa casuística com setecentos pacientes submetidos a este procedimento, de 1978 a 1990. Relatou-se mortalidade operatória de 1%, além de baixa morbidade em longo prazo, com menos de 3% dos pacientes estudados apresentando complicações pós-operatórias, as quais incluíam AVE, necessidade de reoperação e infecções (BENETTI *et al.*, 1991).

Lima e colaboradores publicaram, em 1993, uma série de 182 pacientes submetidos à CRM sem CEC, evidenciando 1,6% de infarto agudo do miocárdio no período pós-operatório e uma mortalidade operatória de 2,7% (LIMA *et al.*, 1993).

Lobo Filho e colaboradores publicaram, em 1997, casuística de 333 pacientes submetidos à CRM sem CEC. Estes autores reforçaram, neste trabalho, a viabilidade técnica deste procedimento, evidenciando a possibilidade de se obter revascularização adequada e com baixas taxas de complicações (2%) e de mortalidade pós-operatórias (3%) (LOBO FILHO *et al.*, 1997).

Lima, por sua vez, em 1999, publicou técnica na qual três fios de catagute número zero eram passados na região pósterio-inferior do pericárdio, entre a veia pulmonar superior esquerda e a veia cava inferior. A tração destes fios ocasiona a rotação do mediastino para a esquerda, trazendo consigo o coração, e permitindo exposição das artérias coronárias que se localizam em regiões mais posteriores do miocárdio (LIMA, 1999).

Com a difusão do uso da VSM como enxerto na CRM, estudos que versavam sobre a perviedade em longo prazo deste enxerto passaram a estar mais presentes na literatura. Vlodaver e Edwards (1971) realizaram estudo com análise histopatológica de segmentos de enxertos VSM em CRM. Estes segmentos foram obtidos de pacientes que evoluíram para óbito nos nove meses subseqüentes ao procedimento cirúrgico. Evidenciou-se que, três meses após o implante dos enxertos, já havia importante proliferação da camada íntima nos segmentos de VSM (VLODAVER; EDWARDS, 1971). Flemma e colaboradores, no ano seguinte, realizaram estudo clínico, avaliando angiográfica e histologicamente, em casos de óbito, 128 enxertos venosos aortocoronarianos, ilustrando perviedade de 87% em um período médio de 31,7 meses e achados histológicos similares (FLEMMMA *et al.*, 1972). No entanto, os resultados, em um maior tempo de seguimento, do uso deste enxerto venoso não se mostraram tão favoráveis. Em 1985 Lytle, publicou resultados da análise angiográfica de 786 enxertos de VSM em CRM, constatando que 60% destes estavam pérvios e sem sinais de estenose após cinco anos de seguimento (LYTLE *et al.*, 1985).

Estudos posteriores evidenciaram o processo fisiopatológico que leva à oclusão dos enxertos de VSM aortocoronarianos. Alterações pró-coagulantes, usualmente decorrentes de lesão endotelial durante sua exérese, propiciando formação de trombos são o principal fator para oclusão precoce dos enxertos de VSM. A proliferação da camada íntima, predominante nos primeiros anos após o implante dos enxertos venosos, dá lugar à aterosclerose como principal mecanismo responsável pela disfunção dos enxertos e recorrência dos sintomas. Dano progressivo ao endotélio venoso ocasiona acúmulo de adipócitos e de células inflamatórias, resultando na formação de placas difusas, concêntricas e friáveis no interior da luz do enxerto (COX; CHIASSON; GOTLIEB, 1991; MOTWANI; TOPOL, 1998).

Tendo em vista as limitadas taxas de perviedade observadas para a VSM, a ATIE, enxerto arterial utilizado desde os primórdios da CRM passou a ser utilizada de maneira mais abrangente a partir da década de 1980. Trabalho de Singh, publicado em 1984, avaliou angiograficamente enxertos de ATIE, evidenciando perviedade em oito anos após o

procedimento cirúrgico, bem como adaptabilidade deste enxerto arterial às mudanças que ocorrem no leito vascular coronariano (SINGH; SOSA, 1984). Lytle, em 1985, publicou também resultados da análise angiográfica de 136 enxertos de ATIE, constatando que esta apresentava perviedade de 96% em um período de doze anos (LYTLE *et al.*, 1985). Corroborando com os achados previamente ilustrados, Loop, em 1986, publicou extensa casuística envolvendo 5931 pacientes. Deste grupo, em 2306 casos a ATIE foi anastomosada à AIA em associação ou não a enxertos de VSM, enquanto em 3625 indivíduos apenas enxertos de VSM foram utilizados para revascularização miocárdica. Estes autores evidenciaram que, em um período de dez anos, os pacientes que apresentavam enxerto de ATIE obtiveram maior sobrevida, bem como menor ocorrência de eventos, tais como infarto agudo do miocárdio (IAM), necessidade de hospitalização por causas cardíacas e reoperação, além deste enxerto apresentar 96% de perviedade no período analisado (LOOP, 1986). Cameron, por sua vez, em 1995, realizou estudo clínico envolvendo 743 pacientes submetidos a CRM. 214 indivíduos receberam enxertos de ATIE, associados ou não a VSM, enquanto 490 receberam enxertos exclusivamente venosos. De forma semelhante a Loop, estes autores evidenciaram, na comparação entre os dois grupos, maiores taxas de sobrevida e menor incidência de IAM, reoperações e angina nos pacientes com enxerto de ATIE em vinte anos de seguimento. (CAMERON *et al.*, 1995)

A limitada perviedade a longo prazo da VSM, e os resultados favoráveis apresentados pelo uso da ATIE, foram algumas das razões que motivaram o uso de outros condutos na busca por melhores resultados na CRM, com destaque para o uso bilateral da artéria torácica interna (ATI), para a artéria radial, para a artéria gastroepiploica direita e para a artéria epigástrica inferior (CANVER, 1995; BARNER, 1999).

Desde o início da década de 1970 são relatados casos nos quais ambas as ATIs foram utilizadas na CRM (BARNER, 1974). Embora essa abordagem fosse realizada de forma restrita inicialmente, surgiram, nas décadas subsequentes, casuísticas evidenciando a viabilidade e eficácia, na revascularização miocárdica, do uso bilateral das ATIs, com redução da ocorrência de eventos cardíacos adversos, bem como melhora na sobrevivência a longo prazo (GALBUT *et al.*, 1990; LYTLE *et al.*, 1999). No entanto, notou-se que, sobretudo nos grupos de pacientes que apresentavam comorbidades como diabetes, obesidade e naqueles do sexo feminino, a dissecação bilateral das ATIs associava-se a aumento no risco de mediastinite pós-operatória, limitando a abrangência desta abordagem (LUST *et al.*, 1999;

TOUMPOULIS; THEAKOS; DUNNING, 2007)

A artéria radial, por sua vez, teve seu uso como enxerto na CRM introduzido por Carpentier em 1971 (CARPENTIER *et al.*, 1973). No entanto, resultados desfavoráveis inicialmente, sobretudo devido à ocorrência de vasoespamos fizeram com que seu uso fosse interrompido até 1992, quando Acar publicou série de 104 pacientes submetidos a CRM com uso de enxertos de artéria radial, com perviedade de 93,5% em treze meses (ACAR *et al.*, 1992). A partir disso, este conduto arterial passou a ser utilizado mais amplamente, sendo, em alguns centros, o conduto secundário preferencial. Entretanto, o fato de sua dissecação relacionar-se a possíveis disfunções neurológicas e/ou isquêmicas no membro no qual esta artéria foi dissecada, bem como a possibilidade de ocorrência de vasoespamos, são fatores que comprometem a utilização mais abrangente deste conduto (CHARDIGNY *et al.*, 1993; DENTON *et al.*, 2001)

Os primeiros relatos de uso da artéria gastroepiploica na CRM datam da década de 1980 (ATTUM, 1987; SUMA *et al.*, 1993, PYM *et al.*, 1995). Na década seguinte, com os trabalhos de Pym e de Suma, que utilizaram este enxerto de forma pediculada para a revascularização de artérias do SCD ou de ramos posteriores da artéria circunflexa, o uso clínico desse conduto passou a ser melhor estudado (SUMA *et al.*, 1993, PYM *et al.*, 1995). Os satisfatórios resultados iniciais destas casuísticas, com os enxertos apresentando 92% de perviedade em período de dois a cinco anos fizeram com que alguns grupos passassem a utilizar a artéria gastroepiploica direita de forma sistemática. Mills e colaboradores, no entanto, evidenciaram que a perviedade deste conduto arterial pode ser comprometida por fenômenos de competição de fluxo ao revascularizar artérias com lesões não críticas (MILLS *et al.*, 1993)

A artéria epigástrica inferior teve seu uso primeiramente descrito por Puig e colaboradores em 1990 (PUIG *et al.*, 1990). Casuísticas posteriores deste mesmo grupo evidenciaram perviedade de 81% para este conduto em período de até 94 meses (PUIG *et al.*, 1997). Buche e colaboradores também relataram série de 135 pacientes submetidos a CRM com uso desta artéria, evidenciando perviedade angiográfica de 79% em cinco anos de seguimento (BUCHE 1995). Cabe ressaltar que esta artéria também teve seu uso como conduto secundário em enxertos compostos por Calafiore e associados, que relataram, em um período médio de 21 meses, perviedade de 95,7% da artéria epigástrica inferior nessa configuração (CALAFIORE *et al.*, 1995).

Como dito anteriormente, apesar do interesse no uso de outros enxertos arteriais, a VSM ainda é um dos condutos mais amplamente usados na CRM, principalmente por sua praticidade de dissecação e manipulação, obtenção em maiores comprimentos e taxas de perviedade e resultados clínicos similares a outros enxertos arteriais, com exceção da ATIE, sobretudo quando manuseada de forma cuidadosa e atraumática (CANVER, 1995; HAYWARD *et al.*, 2008; HWANG; KIM; KIM, 2010; HWANG *et al.*, 2012; DREIFALDT *et al.*, 2013).

O uso de enxerto composto, sobretudo em configuração em “Y” ou em “T”, de artéria torácica interna esquerda (ATIE), associado a condutos arteriais ou venosos para revascularizar tanto o sistema coronariano esquerdo (SCE) como o direito é uma técnica amplamente descrita na literatura, principalmente na abordagem de pacientes com alto risco para AVE. Esse procedimento pode ser realizado sem CEC e/ou sem MAA, sendo a ATIE a única fonte de suprimento sanguíneo para mais de uma artéria coronária (MILLS, 1982; MILLS; EVERSON, 1991; TECTOR *et al.*, 1994; WENDLER *et al.*, 1999; QUIGLEY *et al.*, 2001; LOBO FILHO *et al.*, 2002; MUNERETTO *et al.*, 2003; HWANG; KIM; KIM, 2010; SONG *et al.*, 2012; COSKUN *et al.*, 2014).

2.4 Fluxometria por tempo de trânsito dos enxertos coronarianos

Sempre que possível, após a realização de procedimentos, sobretudo invasivos, são utilizados métodos complementares para se avaliar a eficácia dos mesmos. A CRM, procedimento realizado de forma rotineira, desde o final da década de 1960, não poderia se furtar a este controle de qualidade. Neste procedimento, a equipe cirúrgica trabalha com enxertos e artérias coronárias de paredes finas e diâmetros reduzidos, o que requer o uso de instrumental delicado e uso de lupas cirúrgicas. No início da aplicação dessa técnica, havia essa preocupação com a perviedade dos enxertos após a realização das anastomoses. No entanto, com a consagração e popularização da técnica, bem como com os resultados de re-estudos dos enxertos, não se adotou a rotina de avaliação direta destes. Ainda nos dias atuais, a maioria dos serviços usa métodos indiretos, como: pulso do enxerto, eletrocardiograma, estabilidade hemodinâmica e medidas de marcadores de injúria miocárdica, apesar de se saber que enxerto ocluído ou estenosado pode cursar com todos esses parâmetros dentro da normalidade (D'ANCONA *et al.*, 2000).

Com a utilização mais frequente da técnica de CRM sem CEC e a preocupação de que a realização das anastomoses com o coração batendo poderia apresentar maior grau de problemas técnicos, alguns centros passaram a adotar métodos para a avaliação do fluxo nos enxertos. Haja vista a importância desse controle, tanto do ponto de vista médico como não médico, muitos centros vêm adotando esta prática de forma rotineira, evitando, dessa forma, que o paciente possa deixar o centro cirúrgico com enxertos ocluídos, seja por trombose, acotovelamento, disseção do enxerto ou coronária, ou por falha técnica na anastomose. A Diretriz Européia de CRM, bem como outros estudos internacionais e autoridades brasileiras no assunto recomendam tal prática (D'ANCONA *et al.*, 2000; BALACUMARASWAMI *et al.*, 2008; KIESER *et al.*, 2010; SUCCI *et al.*, 2012; WINDECKER *et al.*, 2014).

Conceitualmente, fluxometria intraoperatória dos enxertos caracteriza-se como a análise do fluxo destes, por meio de dispositivos ou aparelhos, denominados genericamente de fluxômetros, os quais podem fornecer dados sobre parâmetros de fluxo, predizendo, dessa forma, o funcionamento e a perviedade dos mesmos. É considerado um método de controle de qualidade (D'ANCONA *et al.*, 2000).

O primeiro fluxômetro usado na CRM foi produzido na década de 1960, e seu princípio baseava-se na análise da deflexão de ondas eletromagnéticas ocasionadas pelos íons de ferro presentes na molécula de hemoglobina, uma aplicação dos princípios da Lei de Faraday. Por esse método, a análise do valor do fluxo de sangue real é derivada, e é diretamente proporcional, a intensidade do campo eletromagnético gerado (FONSECA, 1985). Embora pioneira, essa tecnologia entrou em desuso devido a vários fatores, como: influência da angulação em entre a sonda e o enxerto, necessidades de constantes calibrações, interferências eletromagnéticas, influência do hematócrito e do diâmetro do vaso na estimativa do fluxo (D'ANCONA, 2009).

Em nosso meio, em 1986, Jatene *et al.*, propôs um método de análise da perviedade dos enxertos aorto-coronarianos de veia safena na CRM com CEC, usando um método simples e econômico. O sistema era montado utilizando um tubo plástico em Y de equipo de infusões parenterais e de medida de pressão venosa central. Um dos ramos era conectado à cânula aórtica, outro mantido fechado e em contato com o campo operatório e um terceiro era acoplado a um manômetro de mercúrio. Após a anastomose da veia safena com a artéria coronária, a porção proximal do enxerto era conectada ao ramo do equipo em Y que se

encontrava fechado, mantendo-se ainda este ramo pinçado. Em um primeiro momento, analisava-se pelo ramo ligado a aorta a pressão arterial média. Após a liberação do pinçamento do ramo conectado a veia safena, percebe-se uma queda na pressão. A diferença de pressão obtida seria diretamente proporcional ao fluxo sanguíneo. Apesar de ser um método de bom custo-benefício, não houve uso clínico, em virtude de sua subjetividade, e impossibilidade de avaliação quantitativa do fluxo (JATENE,1986).

Em virtude de inconvenientes técnicos dos métodos citados acima de fluxometria eletromagnética, houve uma maior adesão aos fluxômetros que utilizam tecnologia baseada em ultra-som, como o Doppler e a FMTT (D'ANCONA,2009).

O método de FMTT foi inicialmente descrito em 1962, no entanto, devido a limitações tecnológicas seu uso clínico só viria a ser aplicado em 1983. O princípio de funcionamento do fluxômetro ultrassônico por tempo de trânsito baseia-se no fato de que uma onda acústica, ao passar por um meio em movimento, tem seu tempo de percurso (tempo de trânsito) diminuído se estiver a favor do fluxo, ou aumentado se estiver contra o fluxo (DROST, 1978). Na década de 1990, surgiram no mercado os fluxômetros baseados nesta tecnologia (D'ANCONA *et al.*, 2000).

O dispositivo é composto por sondas acopladas a um computador, com programação previa por software, utilizando geralmente como programa gerenciador o Windows (Microsoft) por onde é feita a leitura das curvas e de outros parâmetros a serem analisados. A sonda possui uma extremidade distal que entra em contato com o vaso, “envolvendo” o mesmo. Dessa forma, existem diferentes tamanhos de sondas, propiciando a medição de diversos calibres de enxertos. O cirurgião deve atentar a isso, pois caso utilize uma sonda de tamanho incompatível ao vaso poderá ocorrer compressão do mesmo, e conseqüente prejuízo a análise do fluxo (D'ANCONA *et al.*, 2000; D'ANCONA, 2009).

A extremidade da sonda é composta, internamente, por dois cristais piezoelétricos separados, ambos localizados do mesmo lado, sendo um cristal proximal e outro distal e orientados transversalmente, a 90°. No lado oposto, a uma igual distância dos cristais, existe um refletor. Durante os momentos de aferição do fluxo de um enxerto, o cristal ou transdutor proximal emite ondas acústicas que são refletidas na superfície metálica oposta em direção ao cristal ou transdutor distal. Em seguida ocorre o processo inverso, sendo o transdutor distal emissor e o proximal receptor. Esse tempo em que a onda leva para ir do transdutor proximal

ao distal e retornar ($t_2 - t_1$), é o chamado tempo de trânsito. As ondas que se deslocam no sentido proximal são mais lentas que as ondas que se deslocam no sentido distal (SILVA, 2014). A diferença de tempo entre os deslocamentos é proporcional ao fluxo sanguíneo ou vazão que passa pela sonda ($Q \approx t_2 - t_1$) (D'ACONA, 2009).

As medidas devem ser realizadas estando o paciente com pressão arterial média acima de 65 mmHg e o coração, preferencialmente, em sua posição anatômica. O transdutor da sonda deve ter o diâmetro aproximado ao do vaso a ser analisado, evitando-se compressão do enxerto, o que causaria falseamento dos parâmetros de fluxo aferidos. Assim, a distância entre as duas paredes da sonda e o vaso deve ser mínima, sem que haja compressão do mesmo durante a medição. Para se melhorar o contato, em casos de vasos um pouco mais finos que o diâmetro da sonda, pode-se usar gel aquoso estéril ou irrigação com solução salina. A análise do fluxo deve ser realizada preferencialmente com e sem o clampeamento proximal da artéria revascularizada, sobretudo para excluir fenômeno de competição de fluxo com o vaso nativo, ocasionado por lesões coronarianas não críticas, o que pode causar alterações relevantes nos parâmetros de fluxo (D'ANCONA *et al.*, 2000).

A FMTT fornece dados referentes a qualidade das anastomoses por meio, principalmente, dos seguintes parâmetros fluxo: fluxo médio (FM) (mL por minuto), índice de pulsatilidade (IP) e percentual de enchimento diastólico, também denominado fração diastólica (FD).

O FM representa a média do débito sanguíneo fornecido pelo enxerto à coronária revascularizada. O valor de fluxo médio é dependente de fatores como pressão arterial média (PAM), severidade da lesão proximal da artéria coronária revascularizada, qualidade do leito distal e espasmos. Dessa forma, esse valor, isoladamente, não é considerado um bom indicador da qualidade da anastomose, podendo ser encontrados valores baixos de fluxo médio em enxertos pérvios e o com anastomoses tecnicamente corretas (D'ANCONA *et al.*, 2009; KIESER *et al.*, 2010; SUCCI *et al.*, 2012).

O IP é um valor absoluto obtido através da diferença entre o fluxo máximo e mínimo dividido pelo FM. É considerado um bom indicador do padrão do fluxo sanguíneo e, consequentemente, da qualidade da anastomose. Normalmente, o valor ideal de IP deve estar entre 1 e 5, sendo maior a possibilidade de um erro técnico na anastomose para valores de IP superiores a 5 (D'ANCONA *et al.*, 2000; SUCCI *et al.*, 2012).

Estudo que avaliou 1000 enxertos arteriais usando como parâmetros IP, FM e FD, altos valores de IP ($IP > 5$) foram preditores de enxertos tecnicamente inadequados, mesmo que todos os outros parâmetros intra-operatórios indicassem perviedade do enxerto. O estudo também indicou que um alto IP ($IP > 5$) é preditor mortalidade (KIESER *et al.*, 2010).

FD é a porcentagem de enchimento diastólico da artéria coronária revascularizada pelo enxerto analisado, sendo resultado da razão entre o fluxo diastólico total e o fluxo total (sistólico somado ao diastólico). Esse parâmetro tem se mostrado como um bom indicador de perviedade do enxerto, devendo apresentar valores superiores a 60%. Como sabemos o fluxo coronariano se dá predominantemente durante a fase diastólica do ciclo cardíaco. Dessa forma, o padrão de fluxo em um enxerto que revasculariza uma ou mais coronárias deve obedecer a este mesmo comportamento hemodinâmico (D'ANCONA *et al.*, 2000; SUCCI *et al.*, 2012).

Apesar de recentes estudos demonstrarem que a ATIE é capaz de prover fluxo adequado para duas artérias coronárias, tanto em situação basal como em circunstâncias de estresse, estudos mais aprofundados devem ser desenvolvidos para se fortalecer esses conhecimentos.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

- Determinar a dinâmica do fluxo sanguíneo nos três segmentos do enxerto composto de ATIE e VSM, em configuração em “Y”, na revascularização da artéria interventricular anterior e de mais um ramo do sistema coronariano esquerdo.

3.2 Objetivos específicos

- Avaliar parâmetros de fluxo sanguíneo (FM, FD e IP) nos segmentos proximal e distal da ATIE e no segmento de VSM, tanto em condição basal como sob estresse farmacológico.

- Calcular a reserva de fluxo coronariano (RFC), no segmento proximal, segmento distal da ATIE e no segmento de VSM.

- Avaliar a influência do clampeamento temporário atraumático do segmento de VSM sobre os parâmetros de fluxo e RFC no segmento distal da ATIE.

- Avaliar a influência do clampeamento temporário atraumático do segmento distal da ATIE sobre os parâmetros de fluxo e RFC no segmento de VSM.

4 MÉTODOS

O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (Universidade Federal do Ceará/PROPESQ) sob o parecer de número 622589 (APÊNDICE 1). O termo de consentimento livre e esclarecido foi assinado por todos os pacientes (APÊNDICE 2).

DESENHO

O estudo foi do tipo prospectivo, longitudinal, observacional e controlado.

LOCAL DA PESQUISA

Os procedimentos cirúrgicos foram realizados no Hospital São Raimundo, Hospital Regional da Unimed e Hospital Monte Klinikum, em Fortaleza, Ceará.

AMOSTRA

Vinte e três pacientes submetidos pela mesma equipe cirúrgica à CRM sem CEC, no período de julho de 2013 a junho de 2015, com uso de enxerto composto de ATIE e VSM, em “Y” para revascularizar a AIA e outro ramo do SCE, respectivamente, que concordaram e assinaram o termo de consentimento livre e esclarecido.

Critérios de inclusão de participantes

Pacientes com indicação cirúrgica de CRM, com estudo angiográfico que mostre obstrução importante em duas artérias do SCE, incluindo a AIA, e/ou lesão de tronco da ACE.

Critérios de exclusão de participantes

Pacientes com doença arterial coronariana (DAC) com aterosclerose difusa, reoperações, procedimentos associados, artérias revascularizadas com estenoses menores que 50%, CRM com CEC e procedimentos realizados em caráter de emergência.

PROTOCOLO DO ESTUDO

Procedimento Cirúrgico

Após monitorização eletrocardiográfica e invasiva da pressão arterial, bem como oximetria de pulso, o paciente é anestesiado com uso de etomidato, sulfentanil e pancurônio. A seguir são realizadas inserções de sonda vesical de demora e cateter venoso central. Com o paciente posicionado em decúbito dorsal, são efetuadas a antisepsia da pele e aposição dos campos cirúrgicos. Procede-se à abertura do tórax por esternotomia mediana, com exposição do coração.

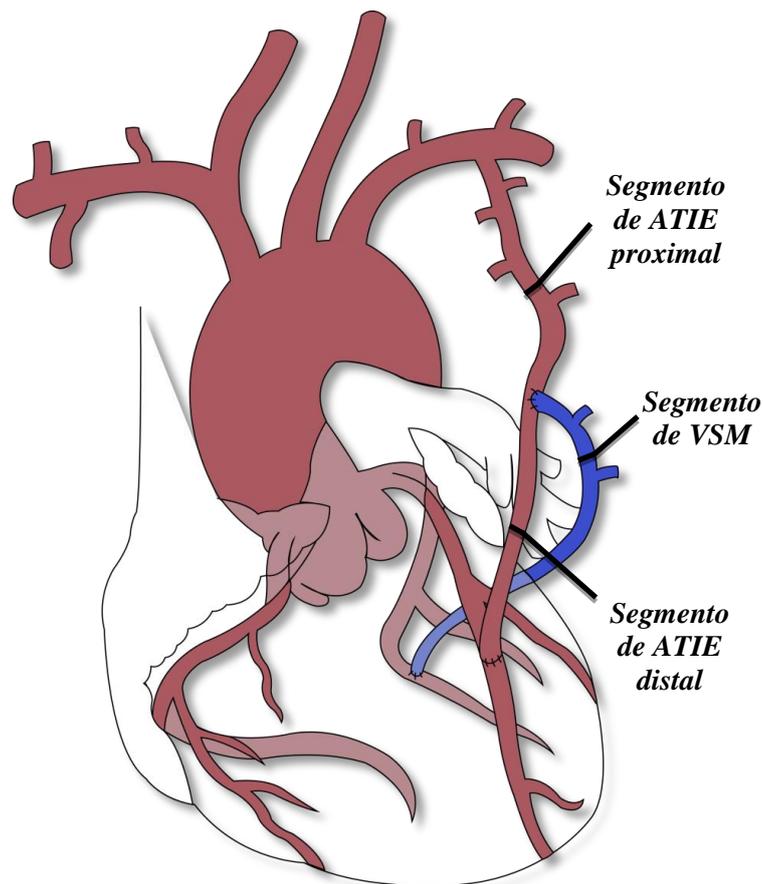
A ATIE é totalmente dissecada desde a sua origem até o sétimo espaço intercostal, efetuando-se ligadura de todos os ramos possíveis com clipe metálico. Ao tempo da dissecação da ATIE, outro membro da equipe cirúrgica realiza a dissecação da VSM, do membro no qual o doppler realizado no pré-operatório indica melhores características anatômicas (BARROS *et al.*, 1999), por meio de incisões escalonadas, com técnica atraumática e com mínima dilatação durante o preparo (HWANG *et al.*, 2010). Segmentos de VSM desprovidos de valvas são selecionados para uso no enxerto composto. Procede-se à anticoagulação, através da administração por via endovenosa de heparina sódica, na dose de 1,0 mg/kg de peso corporal, com controle rigoroso do tempo de coagulação ativado, que deve ser maior que 200 segundos (LOBO FILHO *et al.*, 2005). Para fins de segurança, tanto o perfusionista como todo o equipamento para imediata instalação do circuito de CEC se encontram à disposição da equipe cirúrgica.

Estando os enxertos devidamente preparados, as artérias coronárias a serem revascularizadas são dissecadas. A interrupção do fluxo sanguíneo para as regiões das coronárias, onde deverão ser feitas as anastomoses, é realizada passando-se um fio de polipropileno 5-0, em oito, com torniquetes, proximal e distal ao local da anastomose. Entre os torniquetes e a coronária, com a finalidade de proteger o leito arterial coronário, interpõe-se um pequeno segmento (1,0 cm) de sonda de silicone (BUFFOLO *et al.*, 1983; LOBO FILHO *et al.*, 1997).

A artéria coronária é incisada longitudinalmente, e realizada anastomose, com auxílio de estabilizador de tecidos, utilizando-se um único fio de polipropileno 7-0 ou 8-0 em casos de enxertos venosos e 8-0 em casos de ATIE. Invariavelmente, a ATIE é anastomosada à AIA, e um segmento de VSM, originando-se da parte lateral da ATIE, revasculariza um segundo

ramo do SCE (FIGURA 1). Para revascularização de artérias posteriores, utiliza-se o Ponto de Lima, o que propicia a rotação do mediastino para a direita (LIMA, 1999). Para fins de redução do consumo de oxigênio miocárdio, bem como de redução da frequência cardíaca e de prevenção de arritmias ventriculares foi usado o antagonista beta-adrenérgico de ação ultra-rápida esmolol, antes do início de cada anastomose (ABRAMSON; PIVALIZZA; GOTTSCHALK, 1995; HEAMES *et al.*, 2002). Em todos os procedimentos cirúrgicos, foi utilizado equipamento para recuperação e processamento do sangue do campo operatório, sendo o mesmo reinfundido no paciente ao final do ato operatório, com intuito de redução do uso de hemoderivados (MURPHY *et al.*, 2005; NIRANJAN *et al.*, 2006).

Figura 1 - Desenho de um enxerto composto de ATIE com VSM revascularizando a AIA e um outro ramo do SCE, respectivamente.



Fonte: Elaborada por Débora Moreira Lima Lobo

Avaliação do Fluxo dos Enxertos

O Fluxômetro Butterfly (Medi-Stim, Oslo, Noruega) foi utilizado para avaliação do fluxo nos enxertos. Os parâmetros avaliados foram: fluxo médio (FM) em mL/min; o percentual de enchimento diastólico, ou fração diastólica (FD) e o índice de pulsatilidade (IP).

A técnica para uso da FMTT foi bem descrita por D'Ancona e colaboradores (D'ANCONA *et al.*, 2000; D'ANCONA *et al.*, 2009). Neste estudo, após a realização de todas as anastomoses, e antes da administração de protamina, a análise do fluxo dos enxertos foi realizada com uso do Fluxômetro Butterfly (Medi-Stim, Oslo, Noruega), para obtenção dos valores de fluxo médio, IP e FD. Um transdutor de tamanho apropriado foi posicionado inicialmente ao redor do segmento proximal da ATIE (FIGURA 2). Posteriormente foi posicionado no segmento distal da ATIE, sendo realizadas medidas dos parâmetros nas circunstâncias sem (FIGURA 3) e com o clampeamento atraumático temporário do segmento de VSM (FIGURA 4). Por último, o transdutor foi posicionado no segmento de VSM, sendo realizadas medidas dos parâmetros nas circunstâncias sem (FIGURA 5) e com o clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE (FIGURA 6). As medidas foram realizadas tanto em condição basal como após administração de dobutamina (6µg/kg/min), por cinco a dez minutos. O cálculo da reserva de fluxo coronário foi obtido pela razão entre o fluxo médio em estresse dividido pelo fluxo médio no repouso, em cada segmento. Durante as medidas, a pressão arterial média (PAM) foi mantida entre 65 e 75 mmHg. Foi utilizado garroteamento proximal da artéria coronária em casos de lesões obstrutivas não-críticas. Todos os pacientes do estudo obtiveram $FD \geq 60\%$ e $IP \leq 5$.

Figura 2 – Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento proximal da ATIE.

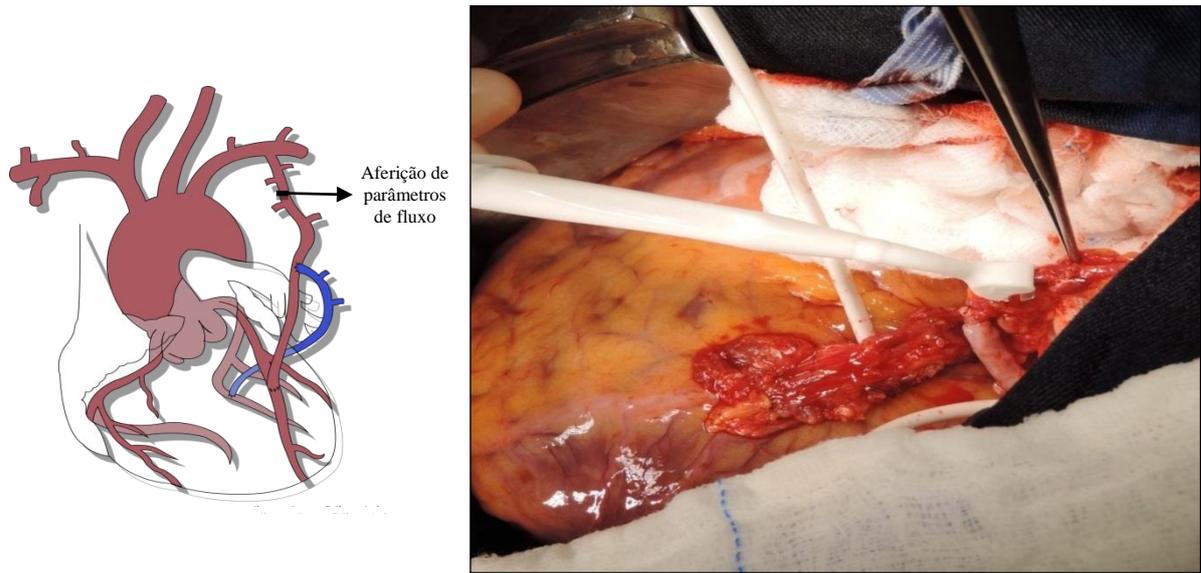


Figura 3 - Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento distal da ATIE (sem clampeamento do segmento de VSM)

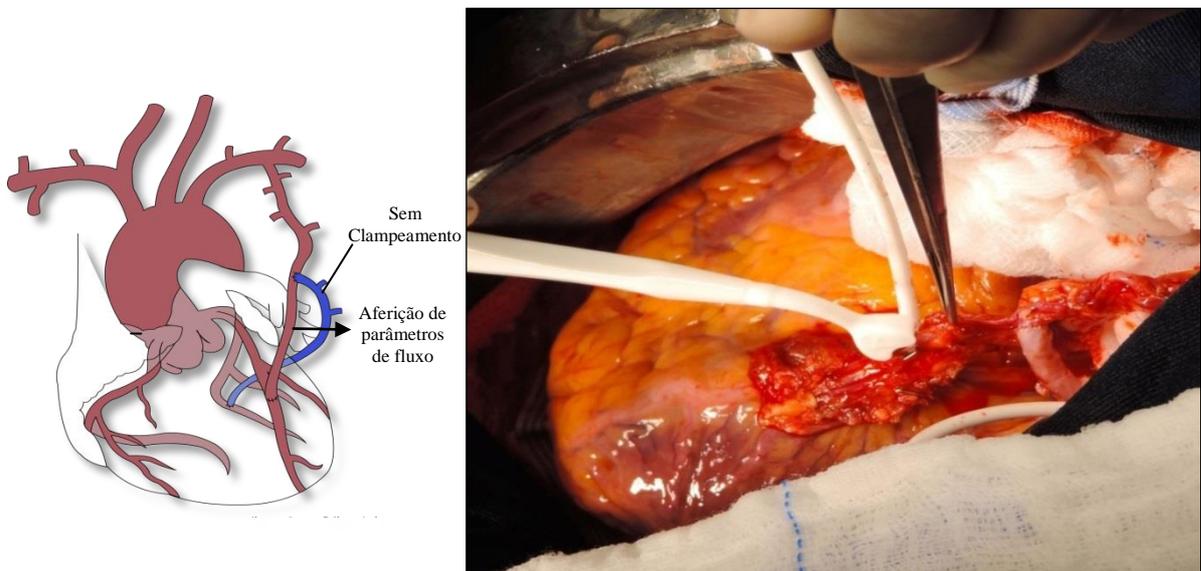


Figura 4 -Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento distal da ATIE (com clampeamento do segmento de VSM).

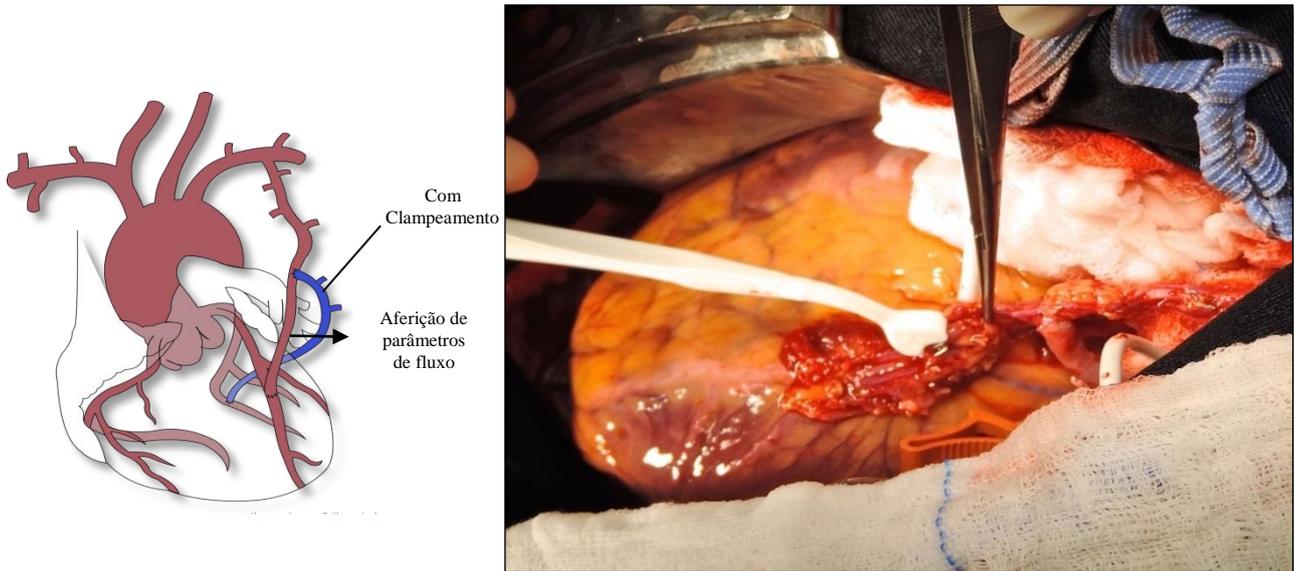
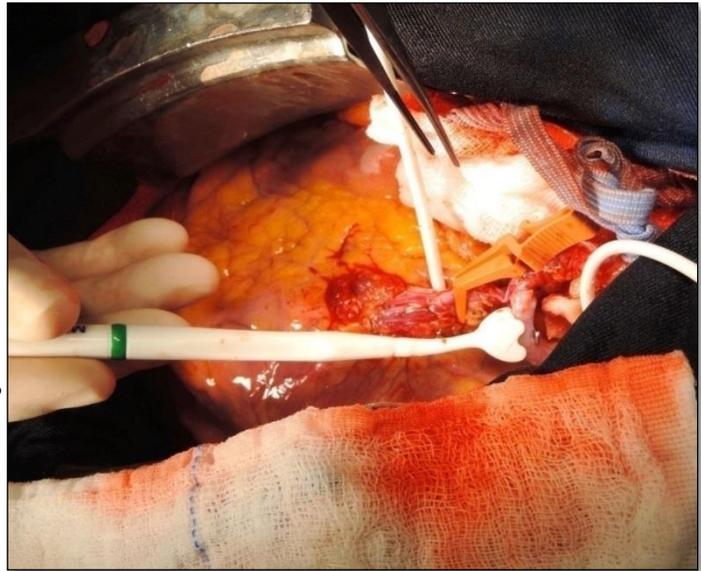
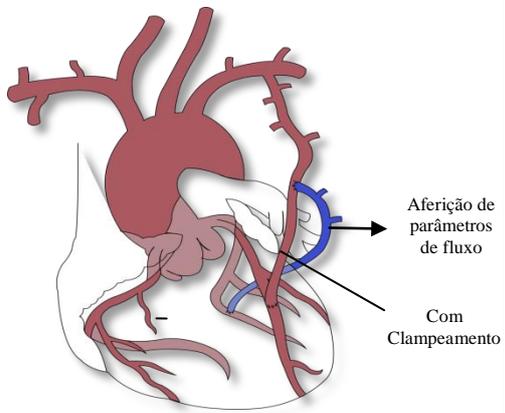


Figura 5 -Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento de VSM (sem clampeamento do segmento distal da ATIE).



Figura 6 - Aferição dos parâmetros de fluxo no segmento de VSM (com clampeamento do segmento distal da ATIE).



ANÁLISE ESTATÍSTICA DOS DADOS

Os parâmetros fluxométricos referentes a cada segmento do enxerto composto foram inicialmente analisados pelo teste de Kolmogorov-Smirnov para verificar a normalidade da distribuição. Calcularam-se a média e o desvio padrão, assim como foram empregados testes paramétricos para a estatística analítica. Comparações entre os parâmetros fluxométricos considerando a situação basal de repouso e após estresse farmacológico, com ou sem o clampeamento de um dos segmentos do enxerto, foram realizadas mediante o uso do teste *t* para dados emparelhados. Para comparar dois segmentos vasculares em relação aos parâmetros fluxométricos, utilizou-se também o teste *t* para dados emparelhados. Nos dois casos, além da significância estatística, determinaram-se, ainda, a média das diferenças e seu respectivo intervalo de confiança de 95% (ARMITAGE; BERRY, 1994).

Em todas as análises, estabeleceu-se o nível de significância em 0,05 (5%), sendo considerado como estatisticamente significativo um valor *P* menor que 0,05. O *software* GraphPad Prism[®] versão 5.00 para Windows[®] (GraphPad Software, San Diego, California, USA, 2007) foi utilizado tanto para a realização dos procedimentos estatísticos como para a elaboração dos gráficos.

5 RESULTADOS

Do período de julho de 2013 a junho de 2015, vinte e três pacientes foram alocados neste estudo prospectivo. Os dados demográficos e variáveis pré-operatórias estão descritas na TABELA 1.

TABELA 1. Dados demográficos e características clínicas pré-operatórias dos 23 pacientes estudados.

Variável	N
Idade (anos) (media)	64,56 ± 10,21
Idade > 75 anos	5 (21,73%)
Sexo feminino	2 (8,69%)
Sexo masculino	21 (91,3%)
IAM prévio	11 (47,82%)
Classe Funcional III/IV (NYHA)	3 (13,04%)
IMC	28,14 ± 3,45
História de tabagismo	12 (52,17%)
DPOC	3 (13,04%)
Diabetes	12 (52,17%)
Insuficiência Renal	0
Dislipidemia	12 (52,17%)
Hipertensão Arterial Sistêmica	12 (52,17%)
Lesão de tronco da ACE	5 (21,73%)
Doença de dois vasos	7 (30,43%)
Doença de três vasos	11(47,82%)
Fração de ejeção do VE (média)	61,46 ± 10,68
FE ≤ 35%	1 (4,34%)
Índice de massa ventricular esquerda (g/m ²)	101,46 ± 18,71
Massa ventricular esquerda (g)	185,60 ± 46,45
Doença cerebrovascular	1 (4,34%)
Doença carotídea (lesão ≥ 60%)	4 (17,39%)
Euroscore	1,03 ± 0,52
STS-SCORE	0,90 ± 0,50
Fibrilação atrial	1 (4,34%)
Creatinina	1,04 ± 0,21

IAM: infarto agudo do miocárdio; NYHA: New York Heart Association; DPOC: doença pulmonar obstrutiva crônica; EuroScore: European System for Cardiac Operative Risk Evaluation; STS-score: The Society of Thoracic Surgeons' Risk Score

EVOLUÇÃO PÓS-OPERATÓRIA

Todos os pacientes tiveram boa recuperação no pós-operatório, não havendo mortalidade ou ocorrência de infarto agudo do miocárdio (IAM), AVE, insuficiência renal aguda, mediastinite, osteomielite, sepse de outra origem ou necessidade de balão intra-aórtico. A média de permanência de UTI foi de $2,39 \pm 0,58$ dias e tempo de permanência hospitalar de $8,13 \pm 2,8$. Os pacientes encontram-se em seguimento ambulatorial, sem evidências clínicas de isquemia.

FLUXOMETRIA INTRA-OPERATÓRIA

- ANÁLISE DE PARÂMETROS DE FLUXO SANGUÍNEO NO SEGMENTO PROXIMAL DA ATIE

Os dados referentes à análise dos parâmetros de fluxo sanguíneo no segmento proximal da ATIE estão dispostos na TABELA 2.

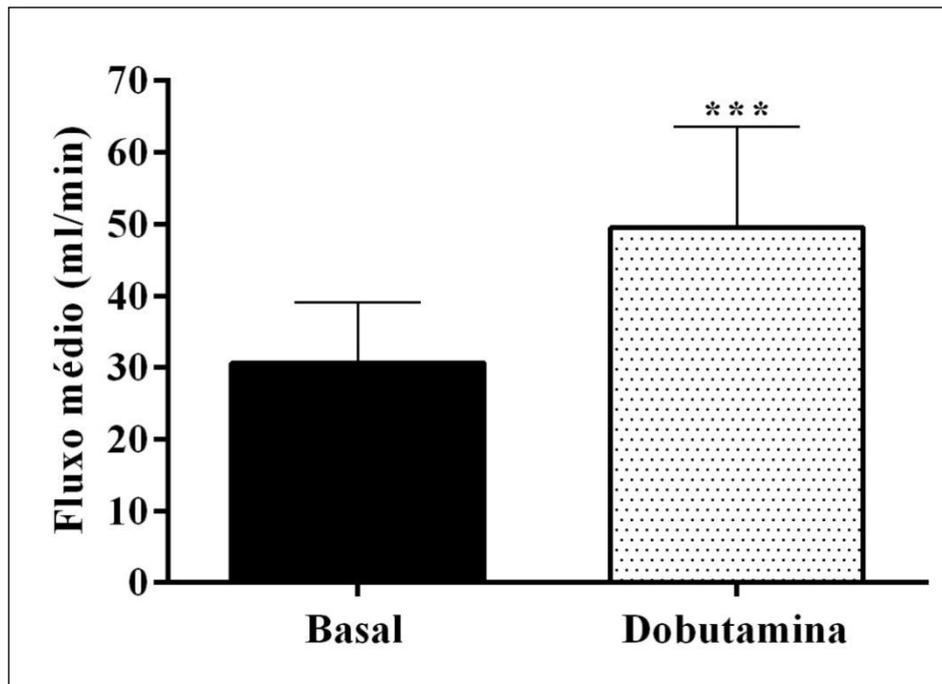
Tabela 2 – Parâmetros fluxométricos mensurados no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.

Parâmetro	Repouso Média ± DP	Dobutamina Média ± DP	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
Fluxo médio (mL/min)	30,65 ± 8,41	49,57 ± 14,02	-18,92	-24,40 a -13,43	P < 0,0001
Fração diastólica (%)	72,43 ± 7,92	73,74 ± 9,27	-1,31	-4,51 a 1,90	P = 0,4082
Índice de pulsatilidade	2,33 ± 0,81	2,55 ± 0,98	-0,22	-0,67 a 0,22	P = 0,3029

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar os parâmetros fluxométricos nos dois momentos.

O fluxo sanguíneo médio no segmento proximal da ATIE foi de $30,65 \pm 8,41$ mL/min em condição basal e $49,57 \pm 14,02$ mL/min após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P < 0,0001$) (GRÁFICO 1).

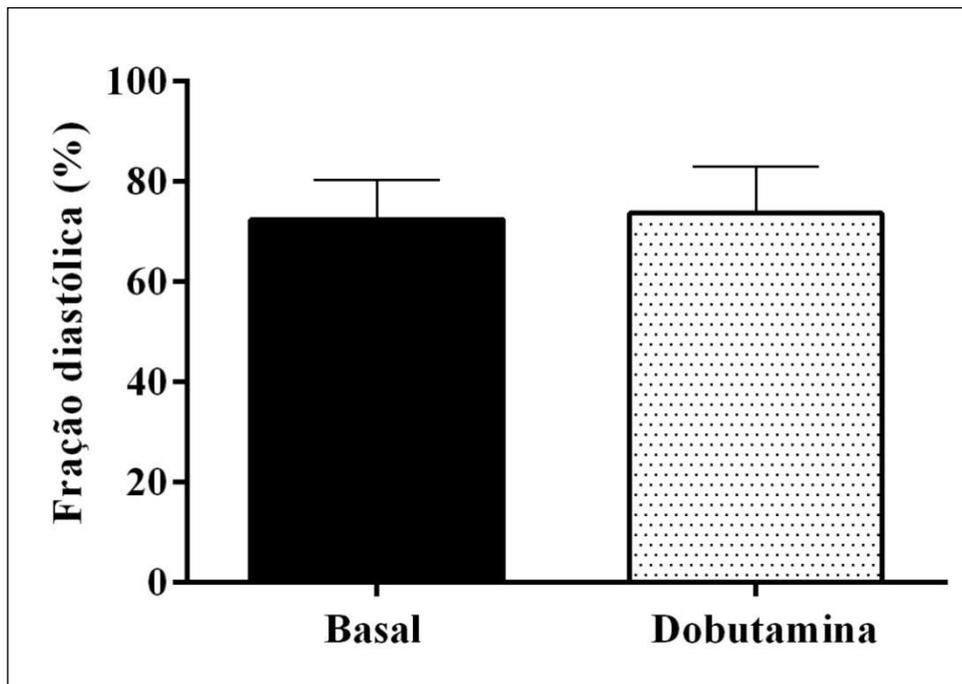
Gráfico 1 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Constatou-se que o fluxo sanguíneo médio mensurado após a administração de dobutamina foi significativamente maior ($***P < 0,0001$) que o fluxo sanguíneo médio basal.

A fração diastólica, em termos percentuais, no segmento proximal da ATIE foi de $72,43 \pm 7,92$ em condição basal e $73,74 \pm 9,27$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,4082$) (GRÁFICO 2).

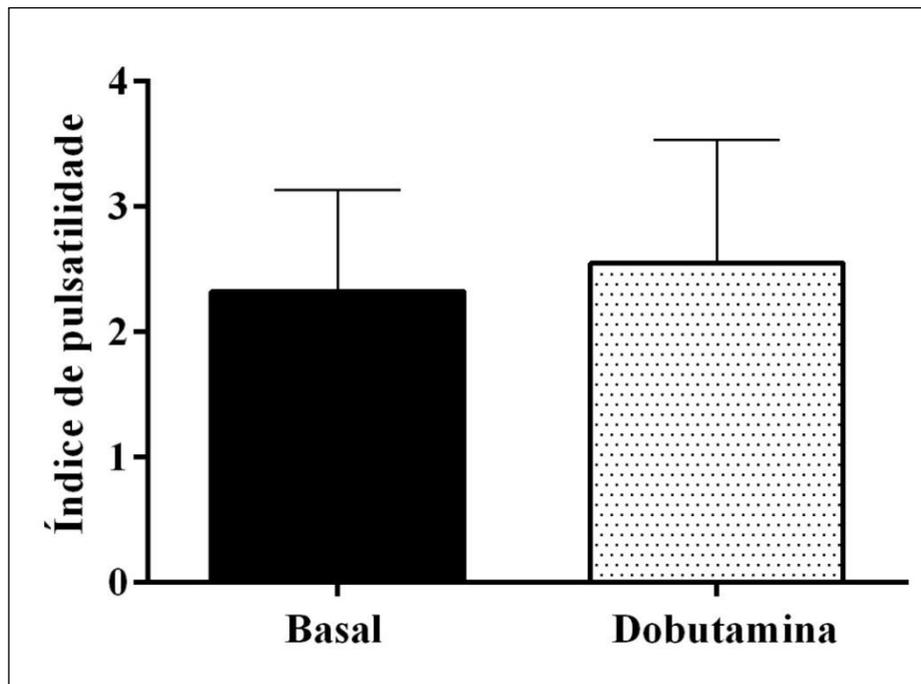
Gráfico 2 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,4082$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

O índice de pulsatilidade no segmento proximal da ATIE foi de $2,33 \pm 0,81$ em condição basal e $2,55 \pm 0,98$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,3029$) (GRÁFICO 3).

Gráfico 3 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento proximal da ATIE na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,3029$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

- ANÁLISE DE PARÂMETROS DE FLUXO NO SEGMENTO DISTAL DA ATIE

Os dados referentes à análise do fluxo médio no segmento distal da ATIE estão dispostos na TABELA 3.

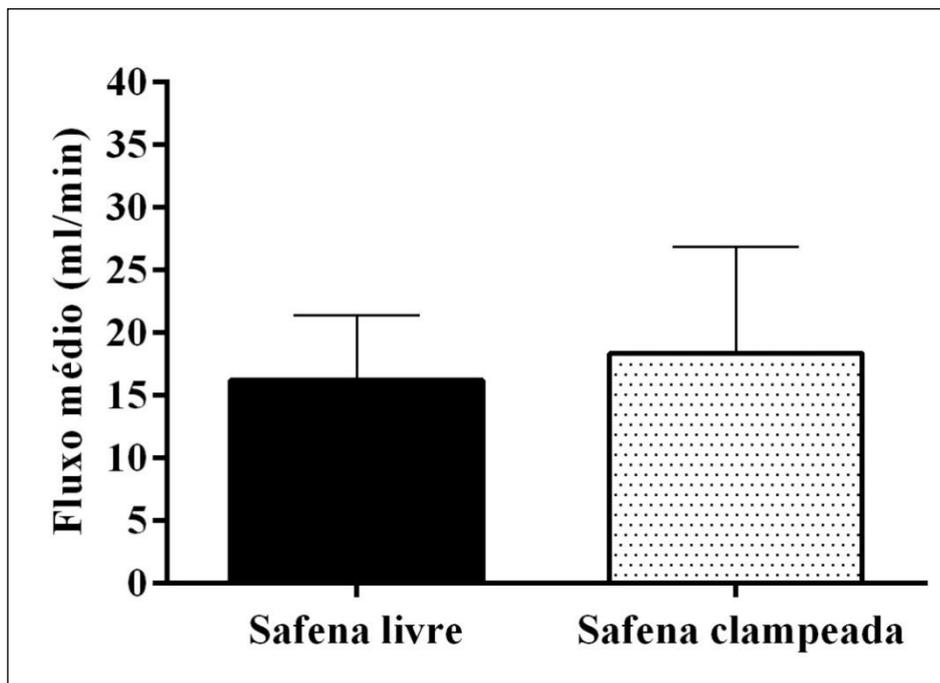
Tabela 3 – Fluxo sanguíneo médio mensurado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.

Fluxo médio (mL/min)	Safena livre Média ± DP	Safena clampeada Média ± DP	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
Repouso	16,22 ± 5,16	18,39 ± 8,47	-2,17	-4,48 a 0,13	P = 0,0633
Média ± DP					
Dobutamina	24,70 ± 11,42	26,70 ± 10,84	-2,00	-5,39 a 1,39	P = 0,2344
Média ± DP					
Média das diferenças	-8,48	-8,31			
IC 95%	-12,54 a -4,42	-11,51 a -5,10			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,0003	P < 0,0001			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas do fluxo sanguíneo médio nos dois momentos em cada situação.

O fluxo sanguíneo médio no segmento distal da ATIE, em situação basal, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $16,22 \pm 5,16$ mL/min e $18,39 \pm 8,47$ mL/min, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,0633$) (GRÁFICO 4).

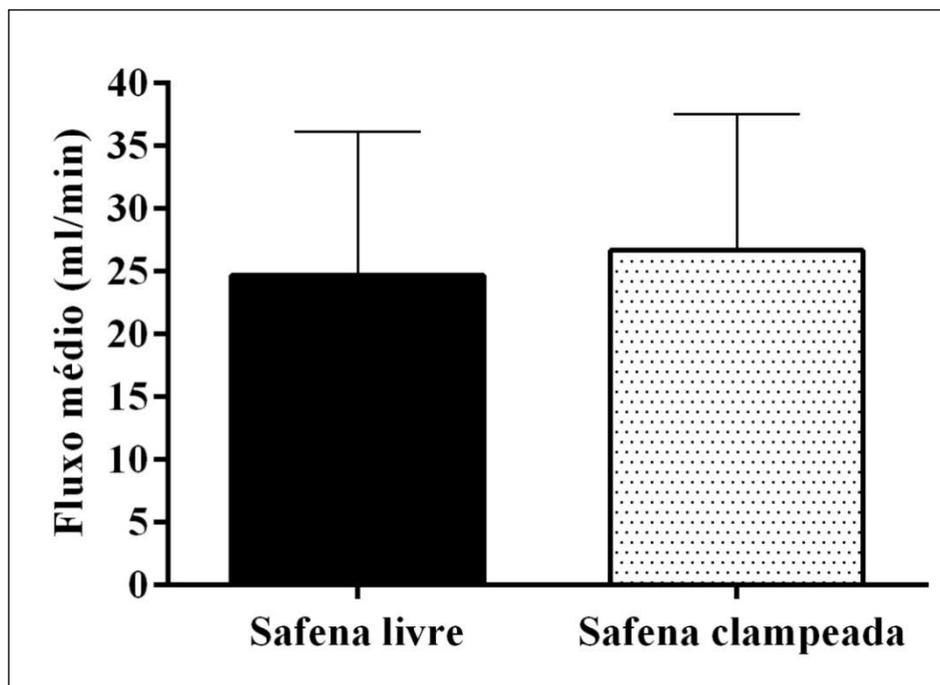
Gráfico 4 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,0633$) entre os dois momentos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

O fluxo sanguíneo médio no segmento distal da ATIE, em situação de estresse farmacológico, nas condições sem e com clameamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $24,70 \pm 11,42$ mL/min e $26,70 \pm 10,84$ mL/min, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,2344$) (GRÁFICO 5).

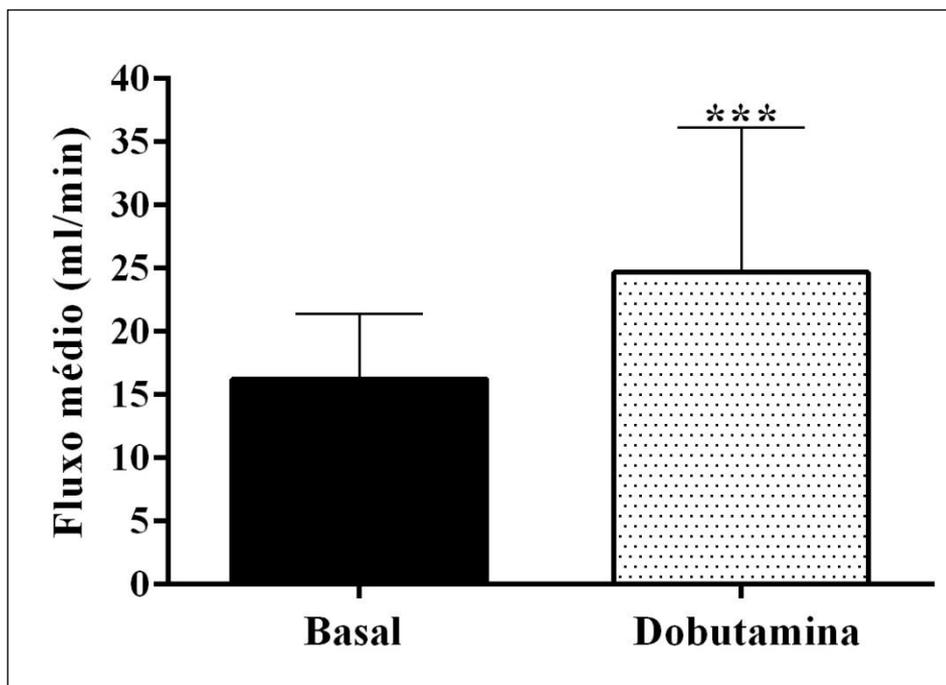
Gráfico 5 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE após o estresse farmacológico com dobutamina, sem e com clameamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,2344$) entre os dois momentos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

O fluxo sanguíneo médio no segmento distal ATIE, sem o clampeamento do segmento de VSM, foi de $16,22 \pm 5,16$ mL/min em condição basal e $24,70 \pm 11,42$ mL/min após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,0003$) (GRÁFICO 6).

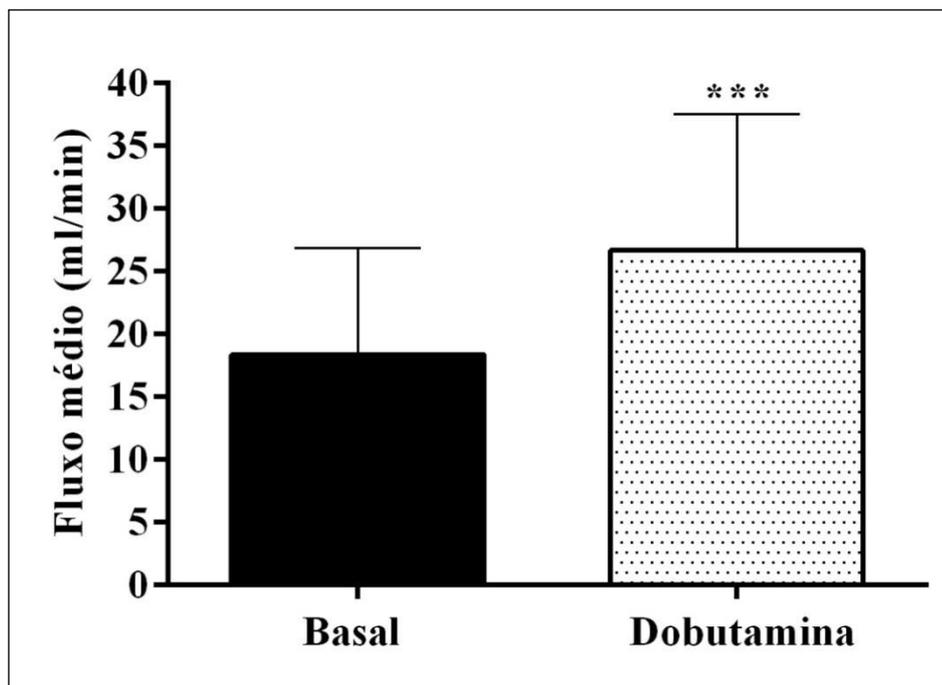
Gráfico 6 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Constatou-se que o fluxo sanguíneo médio mensurado após a administração de dobutamina foi significativamente maior ($***P = 0,0003$) que o fluxo sanguíneo médio basal.

O fluxo sanguíneo médio no segmento distal ATIE, com o clampeamento do segmento de VSM, foi de $18,39 \pm 8,47$ mL/min em condição basal e $26,70 \pm 10,84$ mL/min após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P < 0,0001$) (GRÁFICO 7).

Gráfico 7 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento distal da ATIE com o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Fonte: Elaborado pelo autor

Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Constatou-se que o fluxo sanguíneo médio mensurado após a administração de dobutamina foi significativamente maior ($***P < 0,0001$) que o fluxo sanguíneo médio basal.

Os dados referentes à análise da fração diastólica no segmento distal da ATIE estão dispostos na TABELA 4.

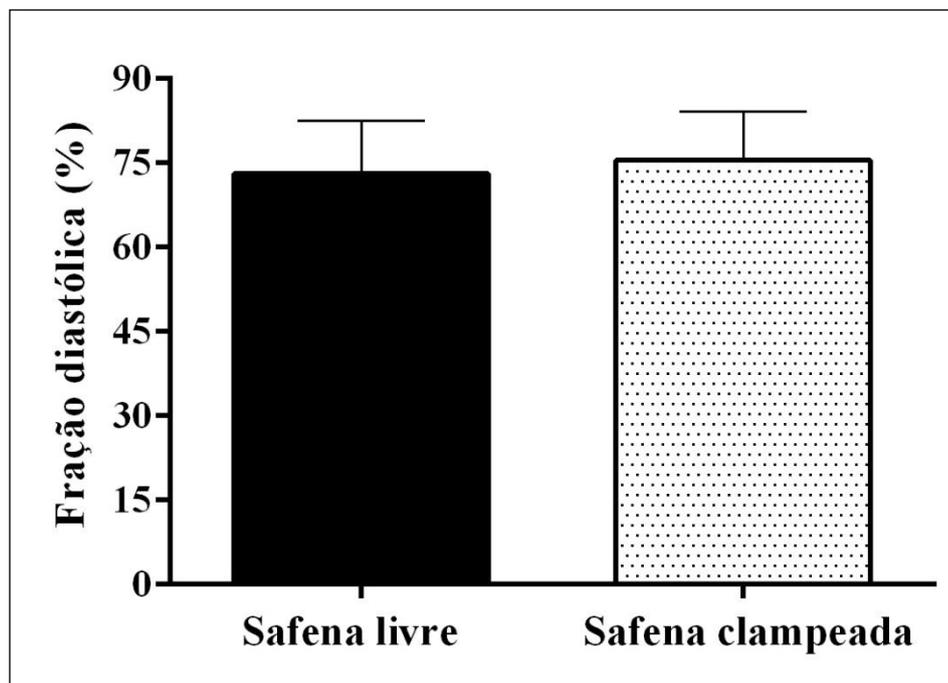
Tabela 4 – Fração diastólica verificada no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.

Fração diastólica (%)	Safena livre Média ± DP	Safena clampeada Média ± DP	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
Repouso	73,09 ± 9,34	75,48 ± 8,74	-2,39	-7,52 a 2,74	P = 0,3441
Média ± DP					
Dobutamina	74,70 ± 9,80	75,04 ± 7,78	-0,34	-4,06 a 3,37	P = 0,8479
Média ± DP					
Média das diferenças	-1,61	0,44			
IC 95%	-7,23 a 4,02	-2,96 a 3,83			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,5592	P = 0,7933			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas da fração diastólica nos dois momentos em cada situação.

A fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $73,09 \pm 9,34$ e $75,48 \pm 8,74$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P=0,3441$) (GRÁFICO 8).

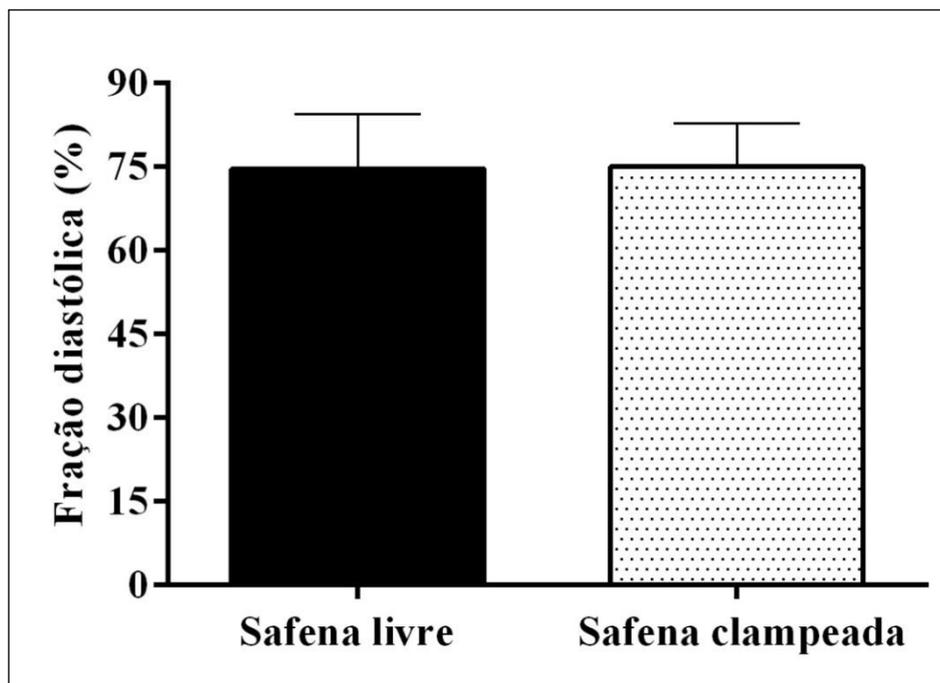
Gráfico 8 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,3441$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE em situação de estresse farmacológico, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $74,70 \pm 9,80$ e $75,04 \pm 7,78$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P = 0,8479$) (GRÁFICO 9).

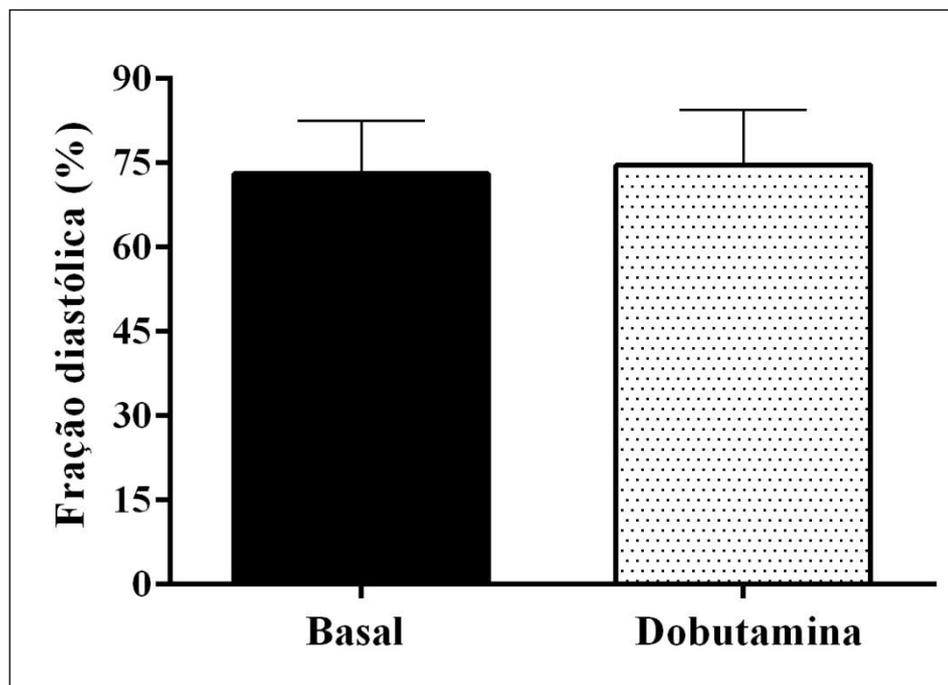
Gráfico 9 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,8479$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, no segmento distal ATIE, sem o clampeamento do segmento de VSM, foi de $73,09 \pm 9,34$ em condição basal e $74,70 \pm 9,80$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,5592$) (GRÁFICO 10).

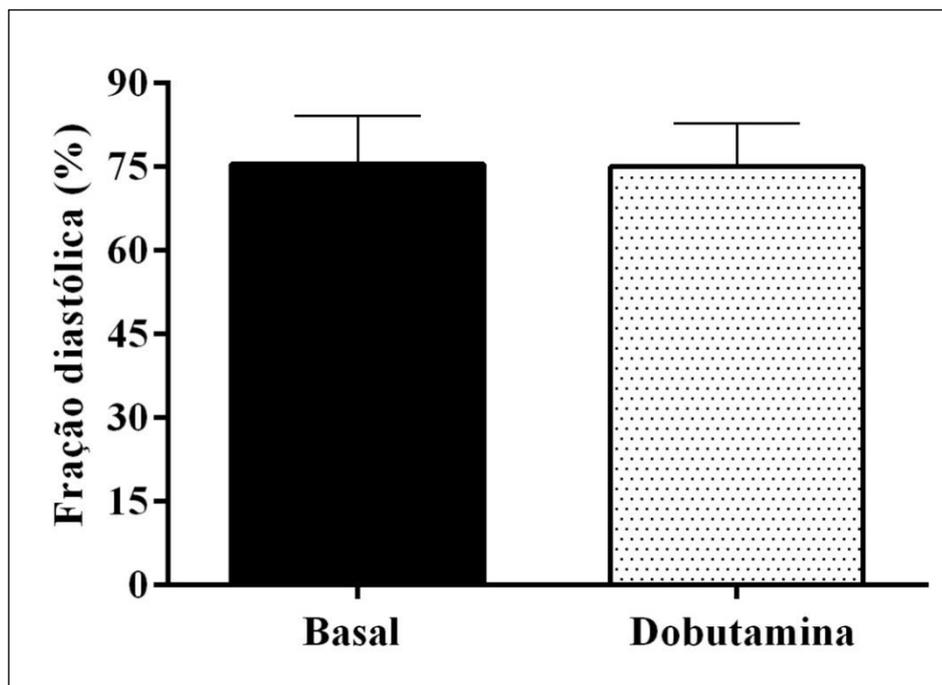
Gráfico 10 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,5592$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento distal da ATIE com o clameamento do segmento de veia safena, foi de $75,48 \pm 8,74$ na situação basal de repouso e $75,04 \pm 7,78$ após o estresse farmacológico com dobutamina, sem diferença estatística entre essas condições ($P = 0,7933$) (GRÁFICO 11).

Gráfico 11 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no ramo da ATIE com o clameamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,7933$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

Os dados referentes à análise do índice de pulsatilidade no segmento distal da ATIE estão dispostos na TABELA 5.

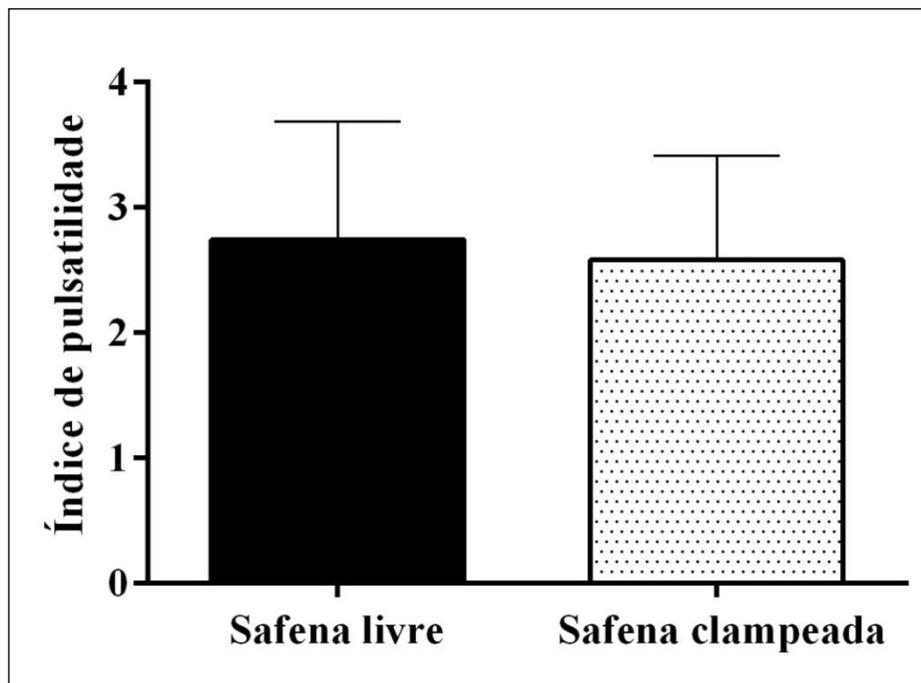
Tabela 5 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.

Índice de pulsatilidade	Safena livre Média ± DP	Safena clampeada Média ± DP	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
Repouso	2,74 ± 0,94	2,58 ± 0,83	0,16	-0,23 a 0,55	P = 0,3989
Média ± DP					
Dobutamina	2,74 ± 0,94	2,86 ± 0,86	-0,12	-0,44 a 0,19	P = 0,4319
Média ± DP					
Média das diferenças	0,00	-0,28			
IC 95%	-0.38 to 0.39	-0.66 to 0.11			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,9814	P = 0,1472			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas do índice de pulsatilidade nos dois momentos em cada situação.

O índice de pulsatilidade, verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, nas condições sem e com clameamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $2,74 \pm 0,94$ e $2,58 \pm 0,83$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P=0,3989$) (GRÁFICO 12).

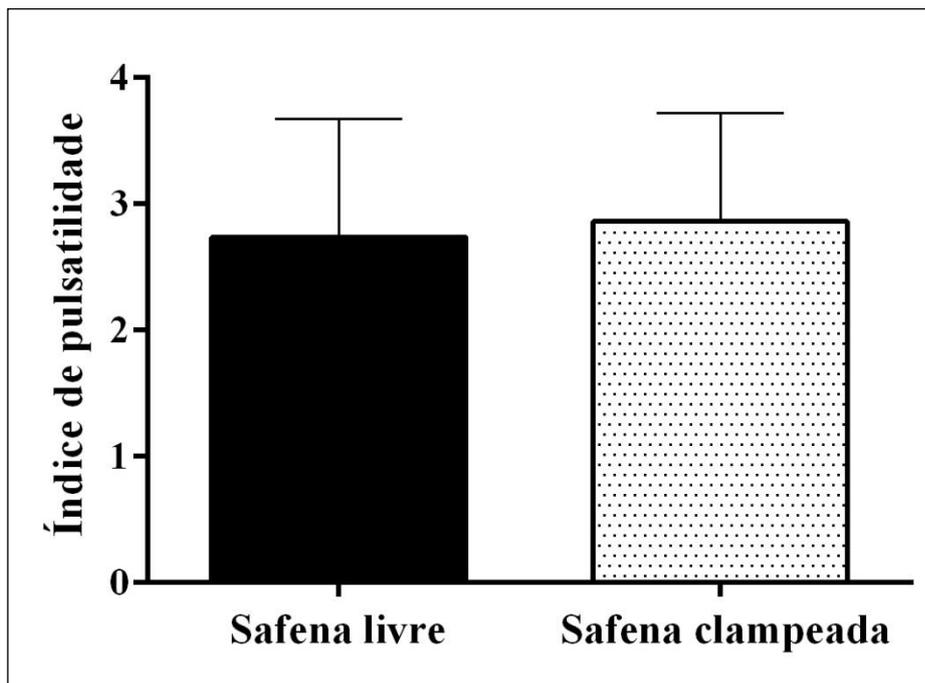
Gráfico 12 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE na situação basal de repouso, sem e com o clameamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,3989$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade, verificado no segmento distal da ATIE na situação de estresse farmacológico com dobutamina, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento de VSM, foi de $2,74 \pm 0,94$ e $2,86 \pm 0,86$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P=0,4319$) (GRÁFICO 13).

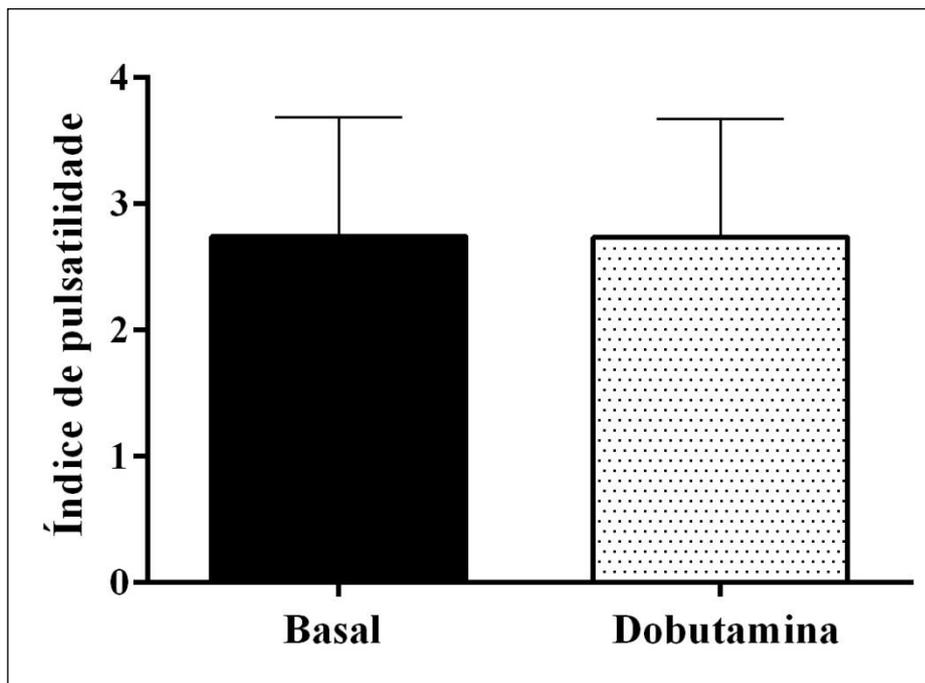
Gráfico 13 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,4319$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade no segmento distal ATIE, sem o clampeamento do segmento de VSM, foi de $2,74 \pm 0,94$ em condição basal e $2,74 \pm 0,94$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P=0,9814$) (GRÁFICO 14).

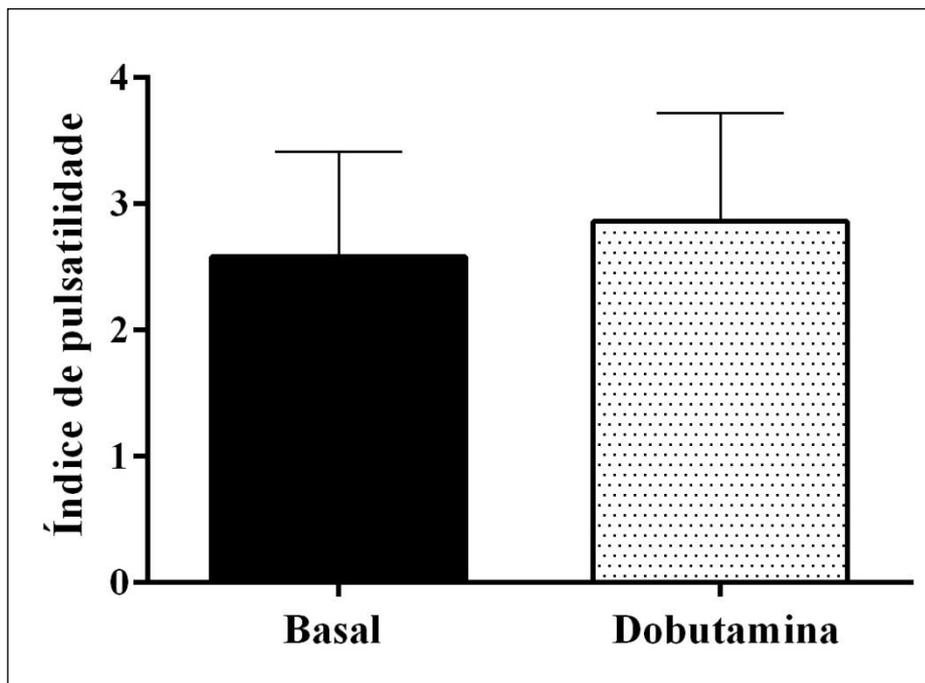
Gráfico 14 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE sem o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,9814$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade no segmento distal ATIE, com o clampeamento do segmento de VSM, foi de $2,58 \pm 0,83$ em condição basal e $2,86 \pm 0,86$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,1472$) (GRÁFICO 15).

Gráfico 15 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da ATIE com o clampeamento do segmento de veia safena, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,1472$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

- ANÁLISE DE PARÂMETROS DE FLUXO NO SEGMENTO DE VEIA SAFENA MAGNA

Os dados referentes à análise do fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM estão dispostos na TABELA 6.

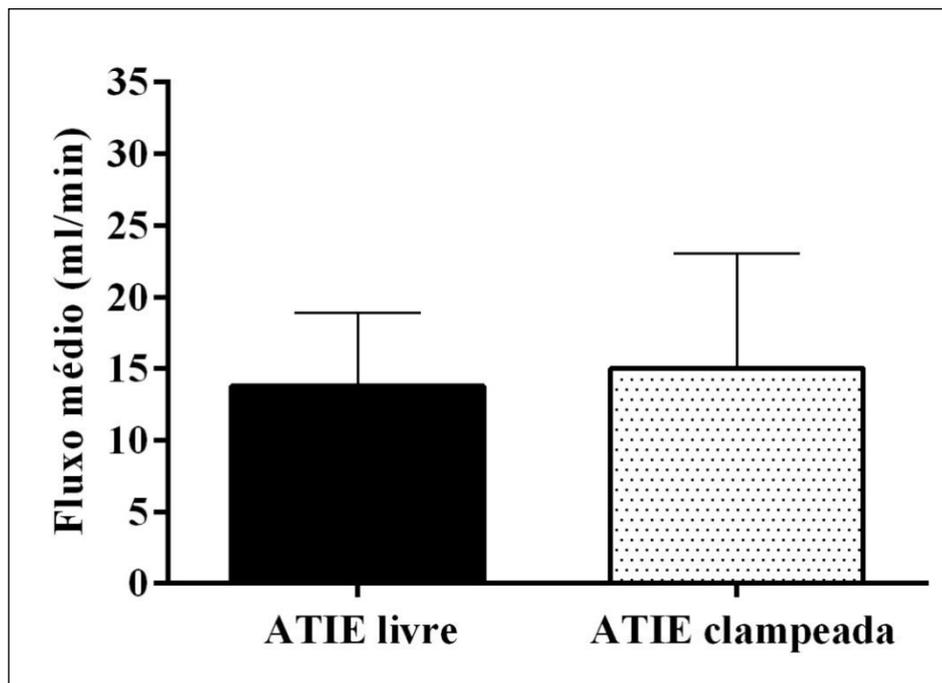
Tabela 6 – Fluxo sanguíneo médio mensurado no segmento de VSM na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.

Fluxo médio (ml/min)	Segmento	Segmento	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
	distal da ATIE livre	distal da ATIE clampeado			
	Média ± DP	Média ± DP			
Repouso					
Média ± DP	13,78 ± 5,11	15,04 ± 7,99	-1,26	-3,70 a 1,18	P = 0,2955
Dobutamina					
Média ± DP	22,04 ± 8,93	22,83 ± 9,49	-0,79	-3,21 a 1,64	P = 0,5103
Média das diferenças	-8,26	-7,79			
IC 95%	-11,58 a -4,94	-10,84 a -4,72			
Significância (Teste <i>t</i>)	P < 0,0001	P < 0,0001			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas do fluxo sanguíneo médio nos dois momentos em cada situação.

O fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM, em situação basal, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $13,78 \pm 5,11$ mL/min e $15,04 \pm 7,99$ mL/min, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,2955$) (GRÁFICO 16).

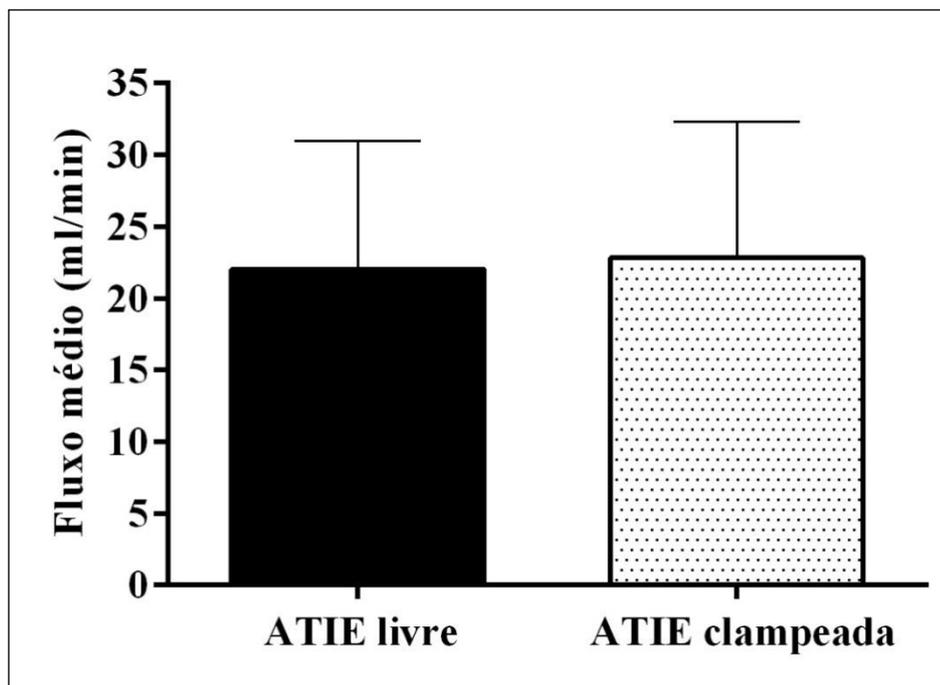
Gráfico 16 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,2955$) entre os dois momentos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

O fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM, em situação de estresse farmacológico, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $22,04 \pm 8,93$ mL/min e $22,83 \pm 9,49$ mL/min, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,5103$) (GRÁFICO 17).

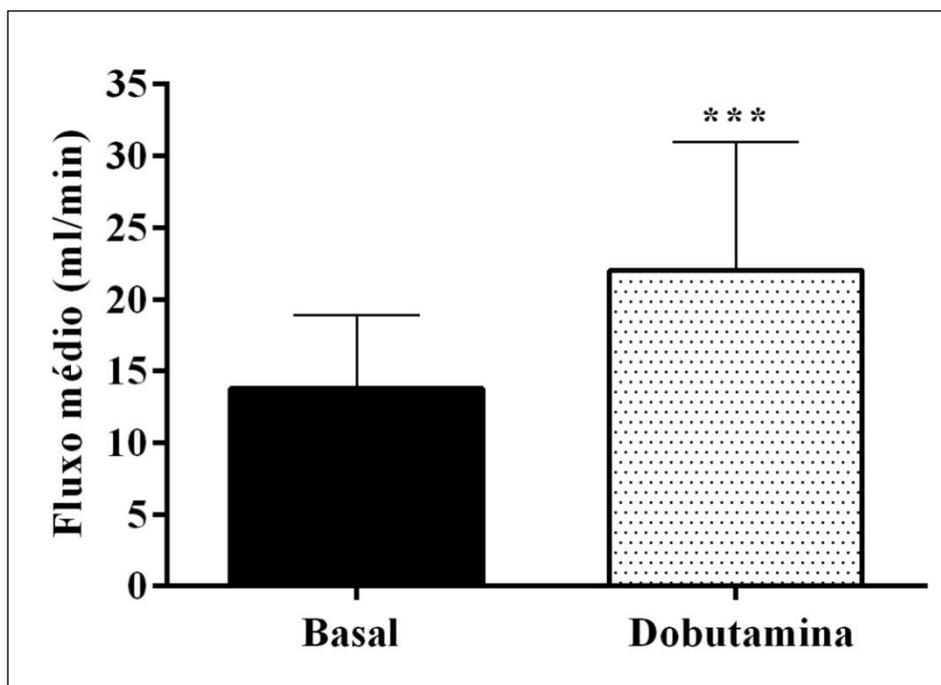
Gráfico 17 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM após o estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,5103$) entre os dois momentos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

O fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM, sem o clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $13,78 \pm 5,11$ mL/min em condição basal e $22,04 \pm 8,93$ mL/min após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P < 0,0001$) (GRÁFICO 18).

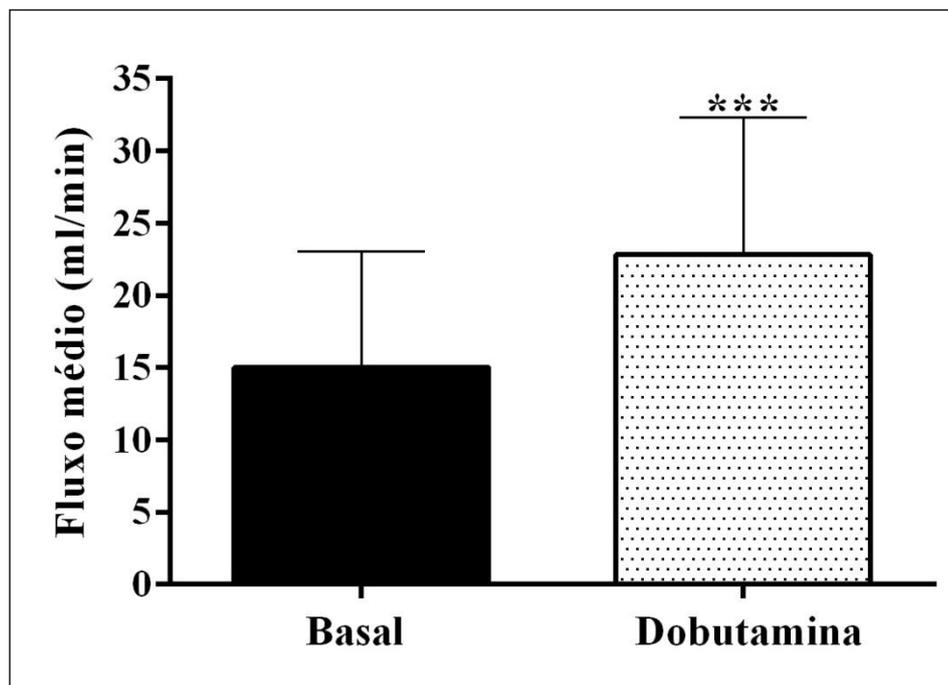
Gráfico 18 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, verificado no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Constatou-se que o fluxo sanguíneo médio mensurado após a administração de dobutamina foi significativamente maior ($***P < 0,0001$) que o fluxo sanguíneo médio basal.

O fluxo sanguíneo médio no segmento de VSM, com o clampeamento temporário atraumático do segmento distal da ATIE, foi de $15,04 \pm 7,99$ mL/min em condição basal e $22,83 \pm 9,49$ mL/min após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P < 0,0001$) (GRÁFICO 19).

Gráfico 19 – Fluxo sanguíneo médio, em ml/min, verificado no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois momentos. Constatou-se que o fluxo sanguíneo médio mensurado após a administração de dobutamina foi significativamente maior ($***P < 0,0001$) que o fluxo sanguíneo médio basal.

Os dados referentes à análise da fração diastólica no segmento de VSM estão dispostos na TABELA 7.

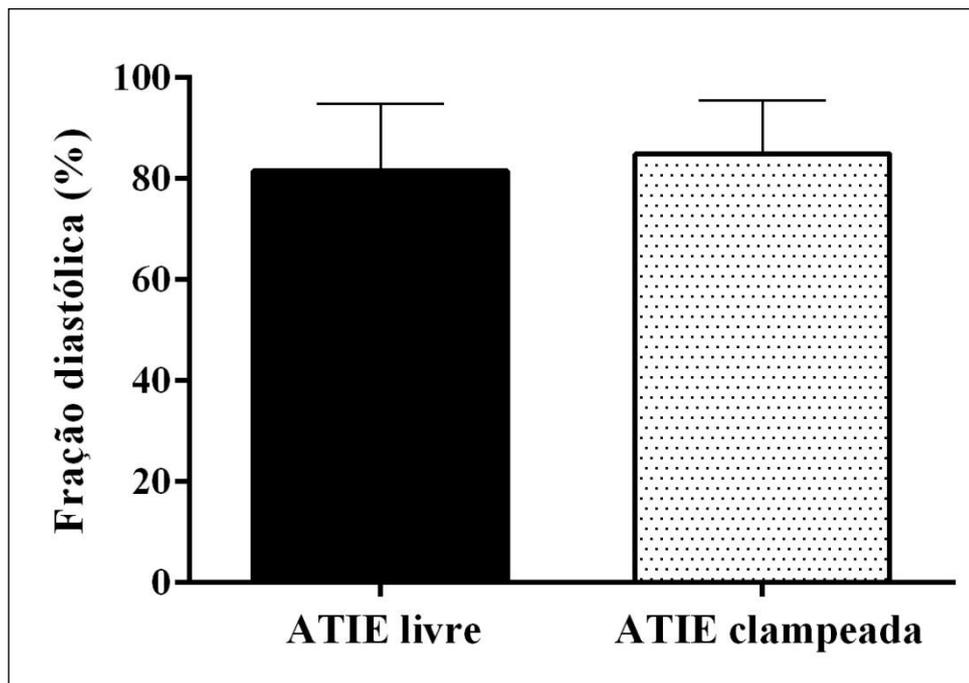
Tabela 7 – Fração diastólica verificada no segmento de VSM na situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.

Fração diastólica (%)	Segmento distal da ATIE livre	Segmento distal da ATIE clampeado	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
	Média ± DP	Média ± DP			
Repouso	81,52 ± 13,34	84,96 ± 10,62	-3,44	-7,16 a 0,29	P = 0,0689
Média ± DP					
Dobutamina	79,96 ± 10,79	80,43 ± 10,56	-0,47	-3,70 a 2,74	P = 0,7611
Média ± DP					
Média das diferenças	1,56	4,53			
IC 95%	-1,84 a 4,97	0,69 a 8,36			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,3507	P = 0,0229			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas da fração diastólica nos dois momentos em cada situação.

A fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM em situação basal de repouso, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $81,52 \pm 13,34$ e $84,96 \pm 10,62$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P = 0,0689$) (GRÁFICO 20).

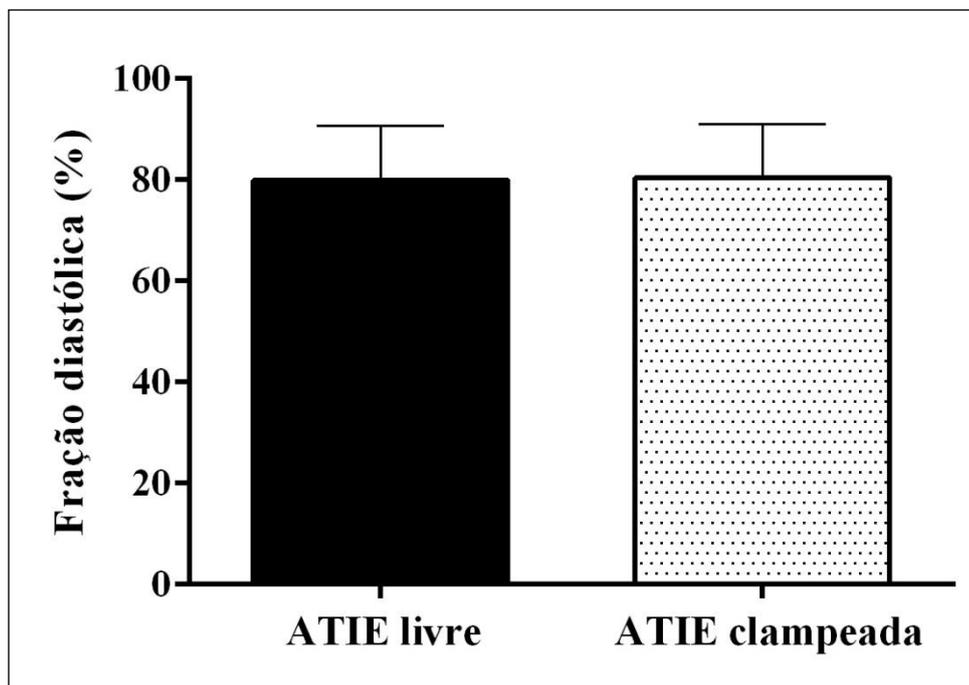
Gráfico 20 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,0689$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM em situação de estresse farmacológico com dobutamina, nas condições sem e com clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $79,96 \pm 10,79$ e $80,43 \pm 10,56$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P = 0,7611$) (GRÁFICO 21).

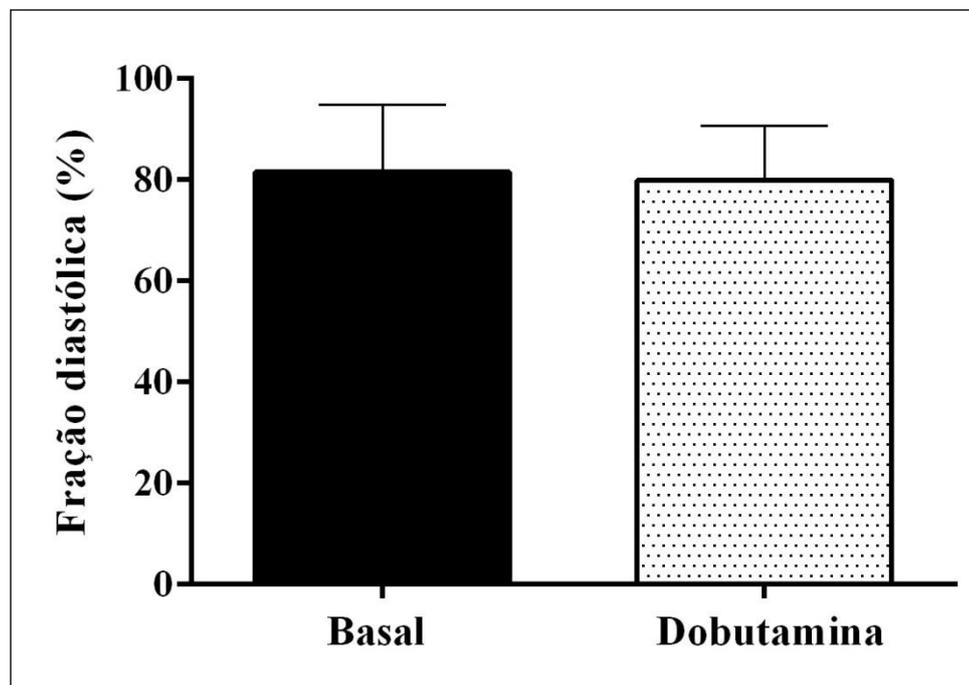
Gráfico 21 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,7611$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, no segmento de VSM, sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, foi de $81,52 \pm 13,34$ em condição basal e $79,96 \pm 10,79$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,3507$) (GRÁFICO 22).

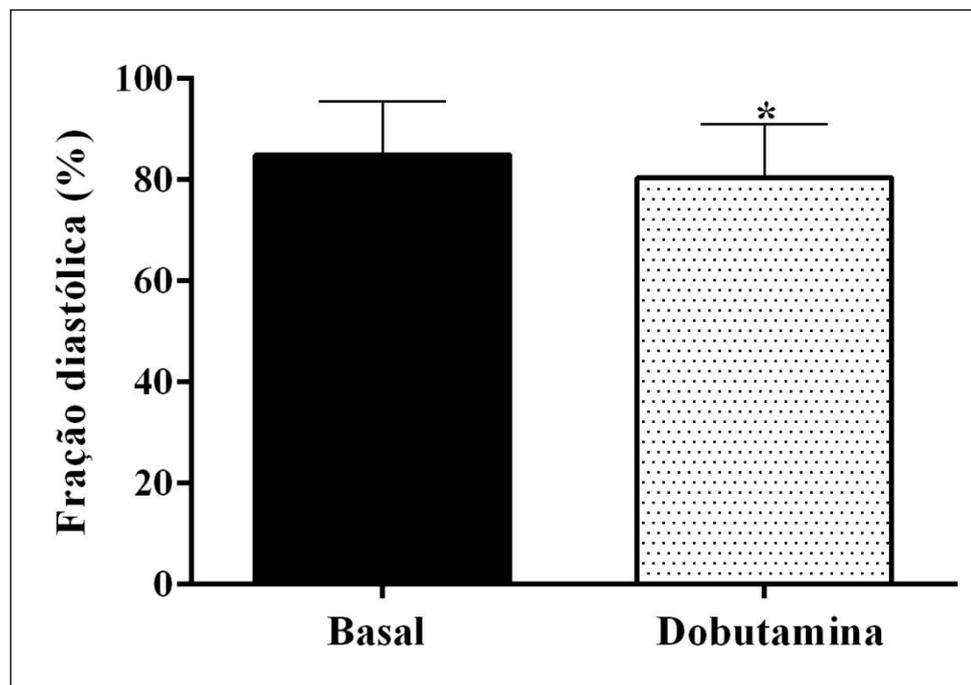
Gráfico 22 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,3507$) entre os dois momentos no que se refere à fração diastólica.

A fração diastólica, em termos percentuais, no segmento de VSM, com o clampeamento do segmento distal da ATIE, foi de $84,96 \pm 10,62$ em condição basal e $80,43 \pm 10,56$ após administração de dobutamina, com diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,0229$) (GRÁFICO 23).

Gráfico 23 – Fração diastólica, em termos percentuais, verificada no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a fração diastólica nos dois momentos. Constatou-se que a fração diastólica mensurada após a administração de dobutamina foi significativamente menor (* $P = 0,0229$) que a fração diastólica basal.

Os dados referentes à análise do índice de pulsatilidade no segmento distal da VSM estão dispostos na TABELA 8.

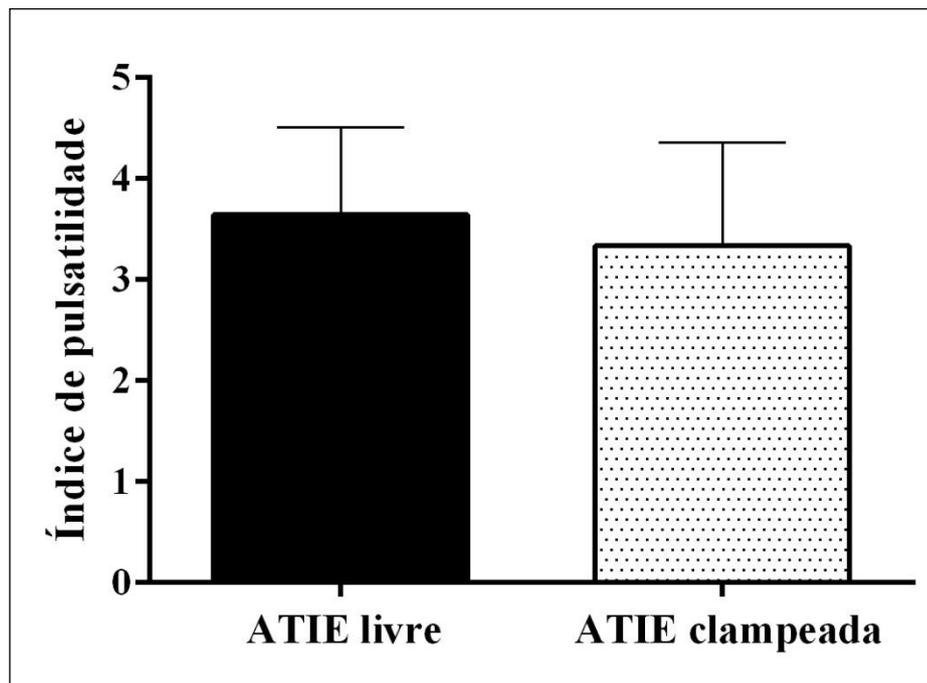
Tabela 8 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento distal da VSM em situação basal de repouso e após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.

Índice de pulsatilidade	Segmento distal da ATIE livre	Segmento distal da ATIE clampeado	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
	Média ± DP	Média ± DP			
Repouso	3,64 ± 0,86	3,33 ± 1,02	0,31	-0,10 a 0,72	P = 0,1299
Média ± DP					
Dobutamina	3,32 ± 0,89	3,29 ± 0,93	0,03	-0,34 a 0,40	P = 0,8665
Média ± DP					
Média das diferenças	0,32	0,04			
IC 95%	-0,03 a 0,68	-0,43 a 0,51			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,0732	P = 0,8495			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas do índice de pulsatilidade nos dois momentos em cada situação.

O índice de pulsatilidade, verificado no segmento de VSM em situação basal de repouso, nas condições sem e com o clampeamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $3,64 \pm 0,86$ e $3,33 \pm 1,02$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P = 0,1299$) (GRÁFICO 24).

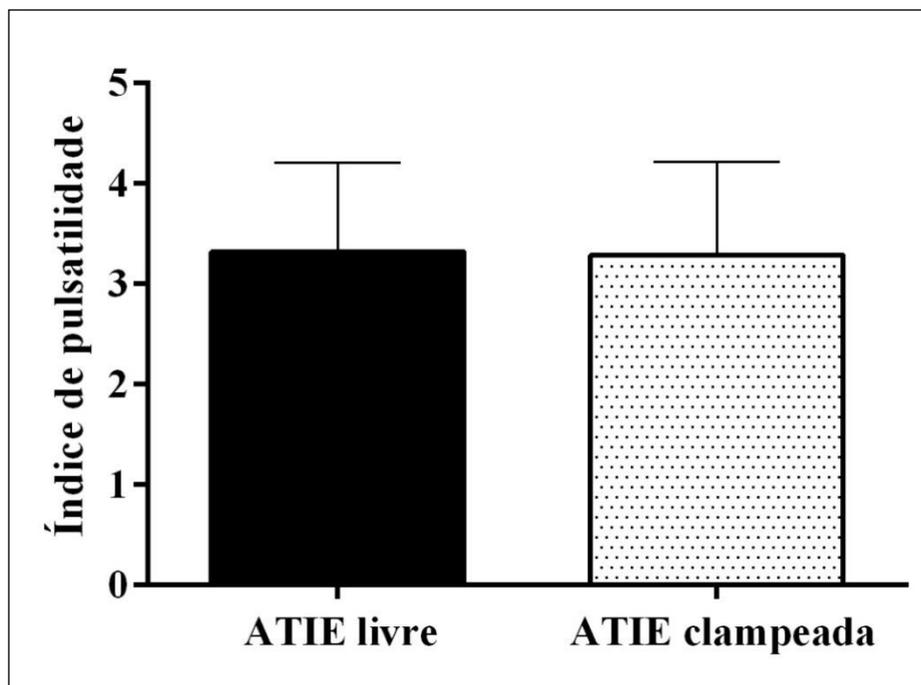
Gráfico 24 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM na situação basal de repouso, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,1299$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade, verificado no segmento de VSM em situação de estresse farmacológico com dobutamina, nas condições sem e com o clameamento atraumático temporário do segmento distal da ATIE, foi de $3,32 \pm 0,89$ e $3,29 \pm 0,93$, respectivamente, sem diferença estatística entre as condições ($P = 0,8665$) (GRÁFICO 25).

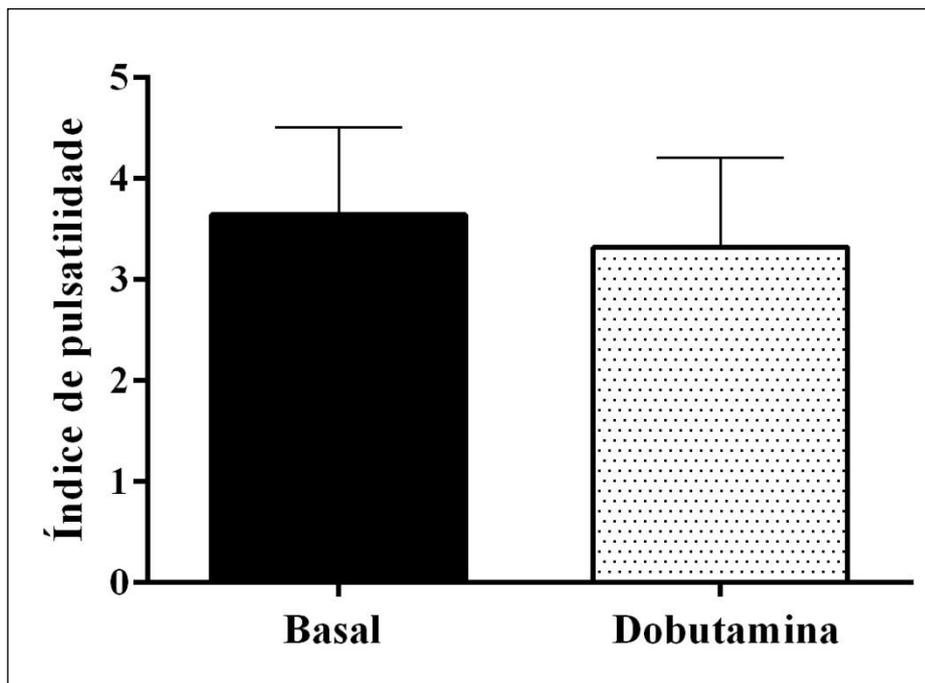
Gráfico 25 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM após estresse farmacológico com dobutamina, sem e com o clameamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,8665$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade no segmento de VSM, sem o clampeamento do segmento distal de ATIE, foi de $3,64 \pm 0,86$ em condição basal e $3,32 \pm 0,89$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P=0,0732$) (GRÁFICO 26).

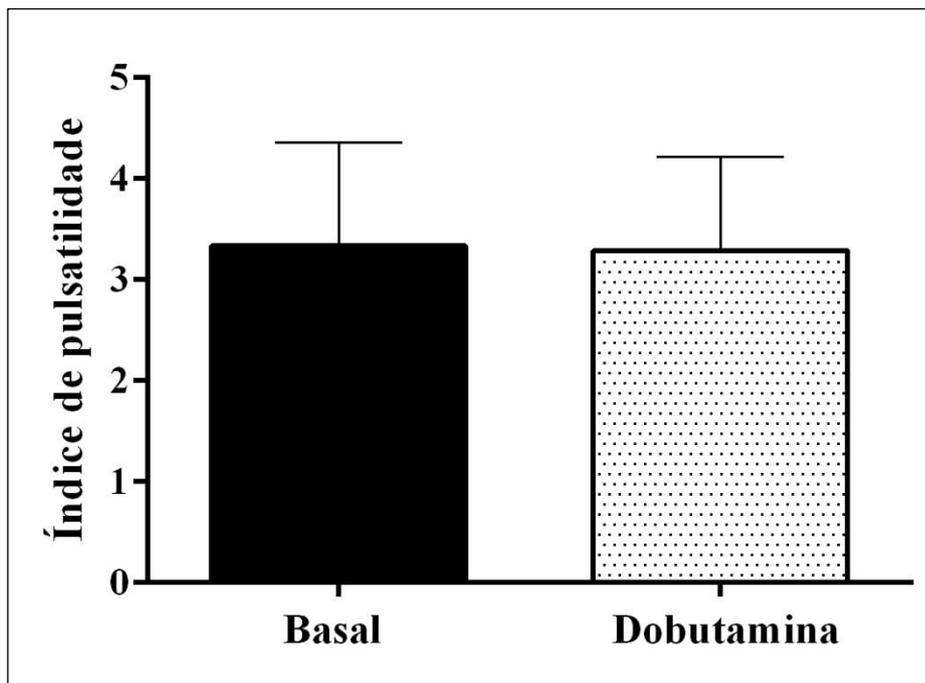
Gráfico 26 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM sem o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,0732$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

O índice de pulsatilidade no segmento de VSM, como clampeamento do segmento distal de ATIE, foi de $3,33 \pm 1,02$ em condição basal e $3,29 \pm 0,93$ após administração de dobutamina, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,8495$) (GRÁFICO 27).

Gráfico 27 – Índice de pulsatilidade verificado no segmento de VSM com o clampeamento do segmento distal da ATIE, na situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar o índice de pulsatilidade nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,8495$) entre os dois momentos no que se refere ao índice de pulsatilidade.

RESERVA DE FLUXO CORONARIANO (RFC)

Os dados referentes à reserva de fluxo coronariano no segmento proximal da ATIE, no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM do enxerto composto estão dispostos na TABELA 9.

Tabela 9 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento proximal da ATIE, no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM do enxerto composto.

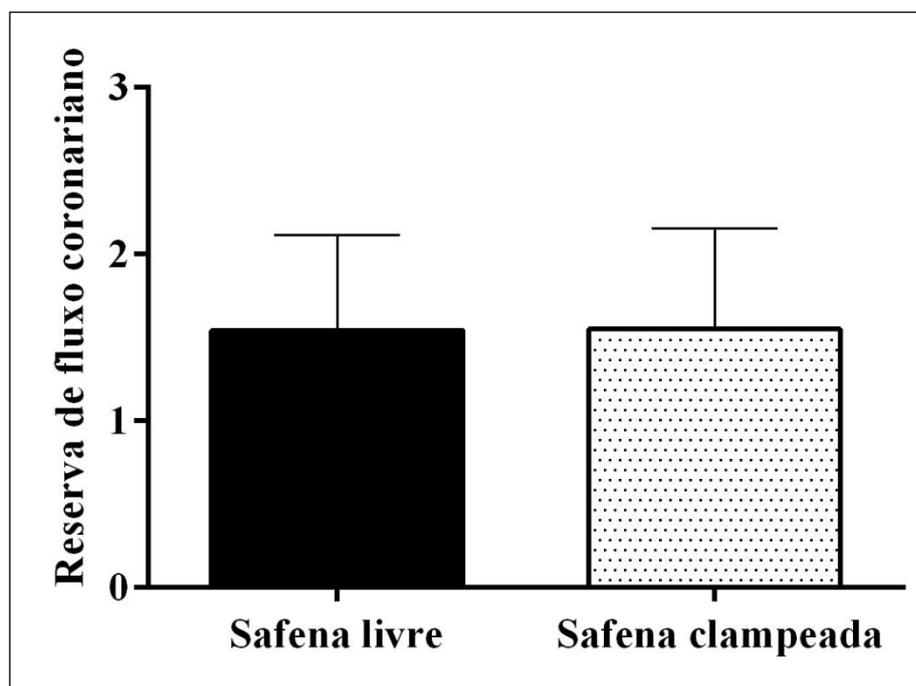
Reserva de fluxo coronariano: segmento proximal da ATIE				
Média± DP				
1,69± 0,50				
Reserva de fluxo coronariano: segmento distal da ATIE				
Safena livre	Safena clampeada	Média das	IC 95%	Significância
Média ± DP	Média ± DP	diferenças		(Teste <i>t</i>)
1,54 ± 0,57	1,55 ± 0,60	-0,01	-0,27 a 0,25	P = 0,9393
Reserva de fluxo coronariano: segmento de VSM				
Segmento distal da ATIE livre	Segmento distal da ATIE clampeado	Média das	IC 95%	Significância
Média ± DP	Média ± DP	diferenças		(Teste <i>t</i>)
1,66 ± 0,65	1,61 ± 0,57	0,05	-0,17 a 0,26	P = 0,6613

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas da reserva de fluxo coronariano nos dois momentos em cada situação.

A RFC verificada no segmento proximal da ATIE foi de $1,69 \pm 0,5$.

A RFC verificada no segmento distal da ATIE, nas condições sem e com o clampeamento do segmento de VSM, foi de $1,54 \pm 0,57$ e $1,55 \pm 0,60$, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,9393$) (GRÁFICO 28).

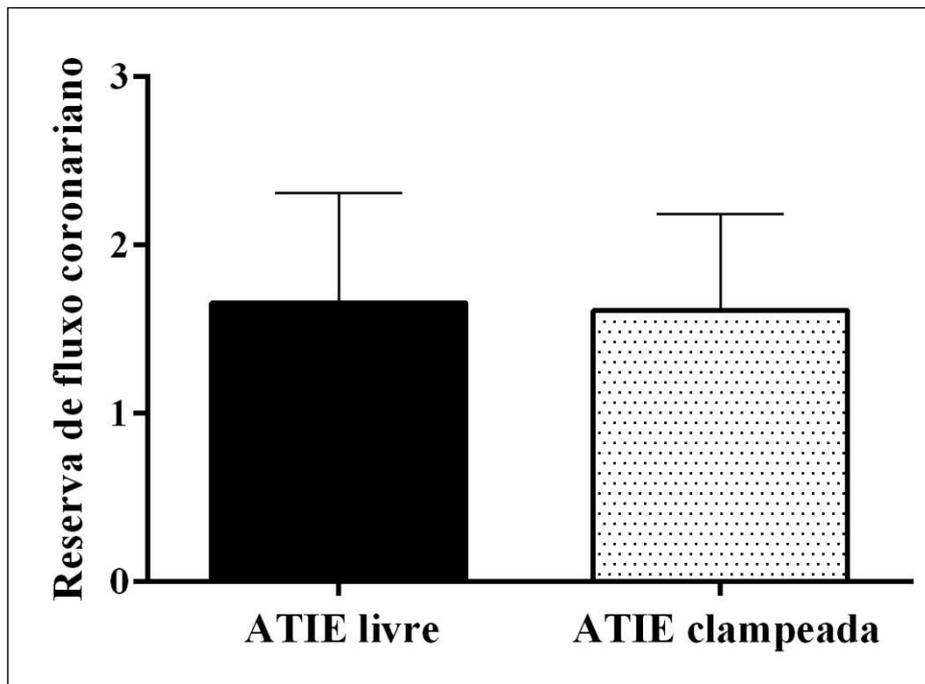
Gráfico 28 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento distal da ATIE sem e com o clampeamento do segmento de veia safena.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste t para dados emparelhados foi usado para comparar a reserva de fluxo coronariano nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,9393$) entre os dois momentos no que se refere à reserva de fluxo coronariano.

A RFC verificada no segmento de VSM, nas condições sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE, foi de $1,66 \pm 0,65$ e $1,61 \pm 0,57$, respectivamente, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,6613$) (GRÁFICO 29).

Gráfico 29 – Reserva de fluxo coronariano verificada no segmento de VSM, sem e com o clampeamento do segmento distal da ATIE.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar a reserva de fluxo coronariano nos dois momentos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,6613$) entre os dois momentos no que se refere à reserva de fluxo coronariano.

- ANÁLISE COMPARATIVA DO FLUXO NO SEGMENTO DISTAL DE ATIE E NO SEGMENTO DE VSM

Os dados referentes à comparação dos valores de fluxo sanguíneo médio no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM, em condições basal e de estresse farmacológico, estão dispostos na TABELA 10.

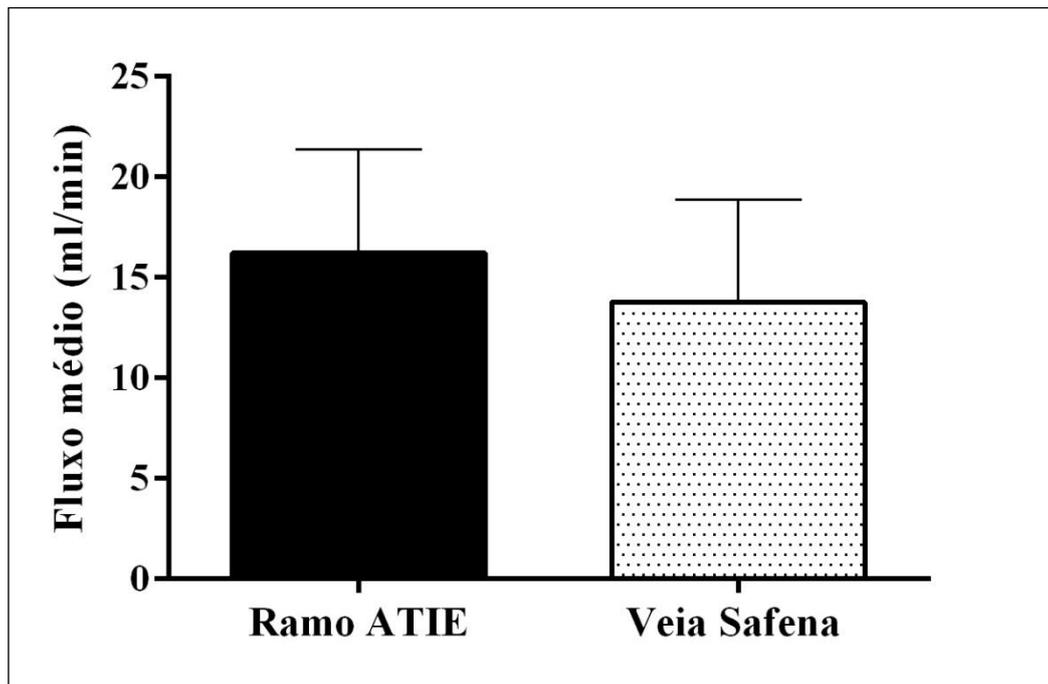
Tabela 10 – Fluxo sanguíneo médio, mL/min, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM, considerando a situação basal de repouso e após o estresse farmacológico com dobutamina.

Fluxo médio (ml/min)	Segmento distal da ATIE Média ± DP	Segmento de VSM Média ± DP	Média das diferenças	IC 95%	Significância (Teste <i>t</i>)
Repouso	16,22 ± 5,16	13,78 ± 5,11	2,44	-0,70 a 5,57	P = 0,1217
Média ± DP					
Dobutamina	24,70 ± 11,42	22,04 ± 8,93	2,66	-3,45 a 8,75	P = 0,3770
Média ± DP					
Média das diferenças	-8,48	-8,26			
IC 95%	-12,54 a -4,42	-11,58 a -4,94			
Significância (Teste <i>t</i>)	P = 0,0003	P < 0,0001			

DP: desvio padrão; IC 95%: intervalo de confiança de 95%. Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar as medidas do fluxo médio nos dois segmentos de vasos

O fluxo sanguíneo médio, em condição basal, sem clampeamento de ramos distais, foi de $16,22 \pm 5,16$ no segmento distal da ATIE e $13,78 \pm 5,11$ no segmento de VSM, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,1217$) (GRÁFICO 30).

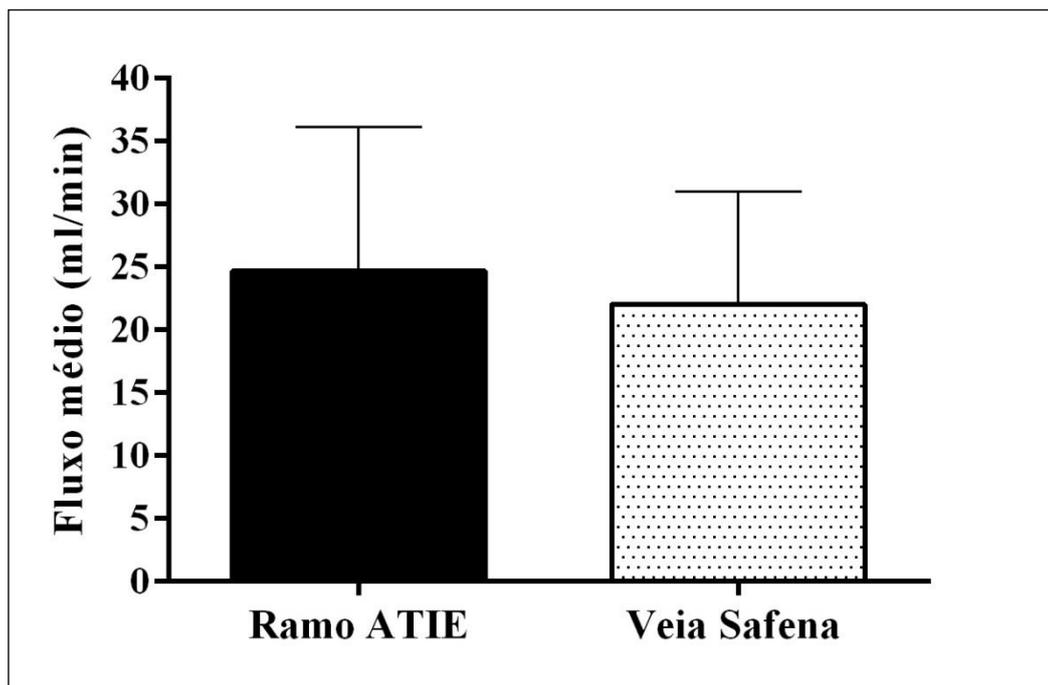
Gráfico 30 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, em condição basal, sem clampeamento de ramos distais, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois segmentos de vasos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,1217$) entre os dois segmentos de vasos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

O fluxo sanguíneo médio, sob estresse farmacológico com dobutamina, sem clampeamento de ramos distais, foi de $24,7 \pm 11,42$ no segmento distal da ATIE e $22,04 \pm 8,93$ no segmento de VSM, sem diferença estatística entre as duas condições ($P = 0,3770$) (GRÁFICO 31).

Gráfico 31 – Fluxo sanguíneo médio, em mL/min, em condição de estresse farmacológico com dobutamina, sem clampeamento de ramos distais, verificado no segmento distal da ATIE e no segmento de VSM.



Os dados correspondem à média e desvio padrão das medições efetuadas em 23 pacientes. O teste *t* para dados emparelhados foi usado para comparar o fluxo sanguíneo médio nos dois segmentos de vasos. Não foi constatada diferença estatisticamente significativa ($P = 0,3770$) entre os dois segmentos de vasos no que se refere ao fluxo sanguíneo médio.

6 DISCUSSÃO

Na década de 1980, estudo demonstrou o uso de enxerto composto de ATIE e VSM para revascularização de duas artérias coronárias, com intuito de se evitar o MAA (MILLS; EVERSON, 1991). Tal técnica buscava reduzir os riscos de complicações neurológicas. Nas décadas subsequentes, Lobo Filho (LOBO FILHO *et al.*, 2006) e diversos outros (TECTOR *et al.*, 1994; WENDLER *et al.*, 1999; QUIGLEY *et al.*, 2001; MUNERETTO *et al.*, 2003) vêm apresentando seus resultados com formas semelhantes de abordagem e com bons resultados clínicos e angiográficos.

Evitar o MAA é o principal objetivo da utilização dos enxertos compostos, uma vez que a manipulação deste vaso, para a realização de anastomoses proximais, sobretudo em pacientes idosos e naqueles com doença aterosclerótica avançada, pode levar à liberação de embolos ateroscleróticos, relacionados à ocorrência de AVE. (BARBUT *et al.*, 1994; LEVRAN *et al.*, 2004). A CEC, por sua vez, está associada a alterações inflamatórias generalizadas (ASCIONE *et al.*, 2000), distúrbios de coagulação com efeitos pró-coagulantes, podendo ocasionar obstrução precoce dos enxertos de safena (MOTWANI; TOPOL, 1998), processos embólicos cerebrais com danos neurológicos irreversíveis (BARBUT *et al.*, 1994), bem como a suscetibilidade a processos infecciosos por conta de depressão imunológica no pós-operatório (ASCIONE *et al.*, 2000).

Diversos autores vêm relatando vastas casuísticas de pacientes submetidos à CRM sem CEC e sem MAA com uso de enxertos compostos, demonstrando-se dessa forma a viabilidade e reprodutibilidade da técnica em questão. (QUIGLEY *et al.*, 2001; LOBO FILHO *et al.*, 2006; SONG *et al.*, 2012; COSKUN *et al.*, 2014). A escolha do conduto secundário à ATIE para a construção dos enxertos compostos é fator importante para o sucesso da abordagem cirúrgica. Embora alguns autores sejam favoráveis ao uso exclusivo de enxertos arteriais (TECTOR *et al.*, 1994; QUIGLEY, *et al.*, 2001; MUNERETTO *et al.*, 2003; GAUDINO *et al.*, 2004), o uso da VSM vem sendo aplicado amplamente por Lobo Filho e colaboradores (LOBO FILHO *et al.*, 2002, 2004, 2006, 2010) e outros grupos (TREMBLAY *et al.*, 2013; COSKUN *et al.*, 2014).

Neste estudo, envolvendo 23 pacientes submetidos à CRM sem CEC com uso de enxerto composto de ATIE e VSM, para revascularização da AIA e outro ramo do SCE,

respectivamente, a análise fluxométrica evidenciou que o estresse farmacológico resultou em aumento, estatisticamente significativo, dos valores do fluxo sanguíneo em todos os segmentos analisados ($p < 0,05$). Foi evidenciado ainda que clampeamento temporário atraumático do segmento de VSM não causou alteração estatisticamente significativa do fluxo no segmento distal da ATIE, tanto em situação basal, como sob estresse farmacológico. Da mesma forma, o clampeamento temporário atraumático do segmento distal de ATIE não causou alteração estatisticamente significativa do fluxo no segmento de VSM, tanto em situação basal, como sob estresse farmacológico. A reserva de fluxo coronariana (RFC) também foi avaliada. No segmento proximal da ATIE a RFC foi de $1,69 \pm 0,50$. No segmento distal da ATIE, a RFC foi de $1,54 \pm 0,57$, sem clampeamento da VSM, e $1,55 \pm 0,60$, com clampeamento deste segmento venoso, sem diferença estatística ($p = 0,9393$). De forma semelhante, no segmento de VSM, a RFC foi de $1,66 \pm 0,65$, sem o clampeamento do segmento distal de ATIE, e $1,61 \pm 0,57$, com o clampeamento deste ramo arterial, também sem diferença estatística ($p = 0,6613$).

Gaudino *et al.*, em 2003, investigaram a capacidade do enxerto composto de ATIE, tendo como conduto secundário segmento de ATID, em fornecer fluxo sanguíneo adequado no período intraoperatório para a AIA e ramo marginal da artéria circunflexa, em 21 pacientes submetidos a CRM, dos quais 10 sem CEC. O estudo do fluxo nos enxertos foi realizado por meio de FMTT em condição basal e após estresse farmacológico com uso de dobutamina na dose de $20 \mu\text{g}/\text{kg}$ em bolus. Observaram que o fluxo sanguíneo no interior do enxerto, na condição de estresse, aumentou significativamente em comparação ao repouso, tanto no segmento proximal da ATIE (repouso: 44.8 ± 24.2 ; estresse: $93.2 \pm 49.8 \text{ mL}/\text{min}$), como no segmento distal de ATIE (repouso: 23.4 ± 11.5 ; estresse: $46.1 \pm 22.6 \text{ mL}/\text{min}$) e no segmento de ATID (repouso: 21.4 ± 15.3 ; estresse: $42.5 \pm 31.2 \text{ mL}/\text{min}$). A RFC foi de 2.2, 2.1 e 2.2, respectivamente. Como observado, os valores de fluxo nos enxertos, bem como a RFC, foram superiores aos encontrados em nosso estudo. Atribuímos esses achados ao fato de que cerca da metade dos pacientes do estudo de Gaudino foi operada com CEC, bem como a forma de infusão de dobutamina, utilizada para indução do estresse, apresentar maior potência farmacológica (GAUDINO *et al.*, 2003).

Lobo Filho *et al.*, em 2006, compararam, por meio da Dopplerfluxometria da ATIE, o fluxo sanguíneo em dois grupos de pacientes (grupo A – enxerto simples e grupo B – enxerto composto) em médio prazo (a partir de 2 meses após a cirurgia). Constataram que a ATIE, em

configuração de enxerto composto, revascularizando AIA e outro ramo do SCE, apresentou capacidade de adaptação ao fluxo com aumento do fluxo sanguíneo da condição de repouso (98.2 ± 50.4) para o estresse induzido por dobutamina (175.7 ± 79.2). Constatou ainda que não houve diferença significativa da reserva de fluxo coronariano entre os dois grupos (RFC de 1.6 para o enxerto simples e de 1.8 para o enxerto composto) (LOBO FILHO *et al.*, 2006). Este trabalho evidencia a enorme capacidade de adaptação funcional da ATIE, em configuração de enxerto composto, para fornecer fluxo sanguíneo adequado para duas artérias do SCE, que ocorre no intervalo de tempo acima de dois meses, em consonância com os dados publicados por Markwirth *et al.*, em 2001. (MARKWIRTH *et al.*, 2001)

Želazny *et al.*, em 2012, publicaram resultados de análise de fluxo por FMTT de pacientes submetidos à CRM sem CEC com diferentes configurações de enxertos, (enxerto simples de ATIE revascularizando a AIA; enxerto simples de ATID revascularizando a ACD; enxerto composto em “Y” de ATIE e artéria radial ou ATID revascularizando dois vasos; enxerto composto em “T” de ATIE e artéria radial ou ATID revascularizando três ou mais vasos), antes e após indução de estresse farmacológico com dobutamina, na dose de $5\mu\text{g}/\text{kg}/\text{min}$ durante três minutos. Na condição basal, o fluxo sanguíneo medido na porção proximal da ATI foi maior nas configurações de enxertos compostos quando comparado aos enxertos simples. Após a indução de estresse com dobutamina, todas as configurações tiveram aumento significativo de fluxo, com valores médios de RFC variando de 1.4 a 2.01.

O fluxo sanguíneo no interior do enxerto também pode ser influenciado pela utilização da CEC. Balacumaraswami *et al.*, em 2008, em estudo envolvendo pacientes submetidos à CRM com diferentes configurações de enxerto, relataram que, nos pacientes operados com CEC, os enxertos apresentaram valores de fluxo sanguíneo médio significativamente maiores, bem como menores níveis de PAM, do que aqueles nos quais a CEC não foi utilizada. Ou seja, para um determinado nível de PAM, o fluxo no interior do enxerto foi maior em pacientes operados com CEC. Isso se deveu provavelmente, segundo estes autores, à ocorrência de uma vasodilatação mais pronunciada após o uso da CEC, devido à liberação de mediadores inflamatórios pelo contato do sangue com superfícies não biológicas, e também à ocorrência de hiperemia reativa no leito vascular coronariano após o desclampamento aórtico, desencadeada pela injúria isquêmica. Descreveram que, em pacientes com angina instável ou instabilidade hemodinâmica, nos quais a restauração da perfusão miocárdica é prioritária, a CRM com CEC seria mais indicada (BALACUMARASWAMI *et al.*, 2008).

A reserva de fluxo coronariano (RFC), definida como fluxo sanguíneo na condição de estresse dividido pelo fluxo sanguíneo no repouso, é parâmetro eficaz para avaliar se enxerto é capaz de oferecer fluxo sanguíneo adequado em situação de maior demanda. Evidências indicam que ATIE nos enxertos compostos aumenta seu diâmetro (MARKWIRTH *et al.*, 2001; OCHI *et al.*, 2001) e fornecimento de fluxo (WENDLER *et al.*, 1999; MARKWIRTH *et al.*, 2001; GAUDINO *et al.*, 2003; LOBO FILHO *et al.*, 2004, 2006), isto é, apresenta uma adaptação morfológica e funcional, além de possuir RFC adequada para suprir o miocárdio (MARKWIRTH *et al.*, 2001; GAUDINO *et al.*, 2003; LOBO FILHO *et al.*, 2004, 2006), com valores comparáveis ao enxerto simples.

Em contrapartida, Sakaguchi *et al.*, em 2002, em estudo avaliando fluxo sanguíneo miocárdico regional por meio de tomografia por emissão de pósitrons observou que, duas semanas após o procedimento cirúrgico, a ATIE, quando utilizada em configuração de enxerto composto, apresentou RFC menor do que como enxerto independente. Em seu estudo, este autor encontrou uma RFC no grupo do enxerto composto de 1.19 a 1.43, a depender da região do ventrículo esquerdo analisada. Segundo dados publicados por Markwirth *et al.* em 2001, tal fato pode ser atribuído ao tempo precoce na avaliação do fluxo, haja vista que o fenômeno de adaptabilidade de fluxo da ATIE ocorre até o sexto mês.

Ainda em relação à dinâmica de fluxo sanguíneo nos enxertos compostos, haveria também receio de que a possibilidade da ocorrência de fenômenos de competição e roubo de fluxo, ocasionado pela presença de fluxo significativo na coronária nativa e do enxerto secundário de VSM poderia comprometer os resultados dessa abordagem (GAUDINO *et al.*, 2004; NAKAJIMA *et al.*, 2004; PEVNI *et al.*, 2007). No estudo atual, quando da presença de lesões coronarianas não críticas, foi realizado garroteamento proximal da artéria antes da avaliação fluxométrica, excluindo-se dessa forma a influência do fluxo competitivo sobre a análise dos dados. Pôde-se assim, avaliar, de forma exclusiva, se a presença do conduto secundário de VSM compromete o fluxo no segmento distal da ATIE, o que não ocorreu. O fluxo no segmento distal da ATIE, tanto em situação de repouso como sob estresse farmacológico, bem como a RFC foi semelhante nas situações em que o segmento de VSM estava clampeado ou não. Da mesma forma, o fluxo no segmento de VSM, tanto em situação de repouso como sob estresse farmacológico, bem como a RFC foi semelhante nas situações em que o segmento distal de ATIE estava clampeado ou não.

Speziale e colaboradores publicaram, no ano de 2000, estudo envolvendo 76 pacientes

submetidos a CRM com CEC e uso de enxertos compostos arteriais para revascularizar a AIA e outra artéria do SCE ou sistema coronariano direito. Os condutos secundários foram de artéria radial, gastroepiplóica direita ou ATID. Avaliou-se, por meio de FMTT, o fluxo sanguíneo no enxerto composto, observando-se que a oclusão temporária de um dos ramos distais, da mesma forma que no estudo atual, não causou alterações no fluxo sanguíneo no outro ramo. Não estudou o fluxo em condição de estresse farmacológico, não permitindo concluir dados acerca da RFC (SPEZIALE *et al.*, 2000).

Dokhan e colaboradores, em 2015, avaliaram a influência do clampeamento temporário atraumático do conduto secundário (artéria radial ou ATID) em enxerto composto arterial em Y, sobre os parâmetros fluxométricos na porção proximal da ATIE. Esta análise foi realizada por meio de FMTT, em um grupo de cinquenta pacientes. O fluxo sanguíneo médio no segmento proximal da ATIE foi superior na situação em que o conduto secundário estava livre do clampeamento ($78,60 \pm 29,58$ vs. $41,72 \pm 15,59$ mL/min), sendo esta diferença estatisticamente significativa (DOKHAN *et al.*, 2015). Este trabalho foi importante em documentar, durante o período intraoperatório, adaptabilidade da ATIE em fornecer fluxo para duas artérias coronárias. No entanto, não avaliou a influência do conduto secundário sobre o fluxo no segmento distal da ATIE, nem a influência do estresse farmacológico sobre tais parâmetros.

Na análise do fluxo do enxerto por meio da FMTT, outros parâmetros, além do fluxo médio, apresentam importância primordial. São eles o IP e a FD. O IP é um valor absoluto obtido através da diferença entre o fluxo máximo e mínimo dividido pelo fluxo médio. Normalmente, o valor ideal de IP deve estar entre 1 e 5, sendo a possibilidade de um erro técnico na anastomose aumentada para valores de IP superiores a 5 (SUCCI *et al.*, 2012). Segundo Kieser *et al.*, em 2010, que avaliou mil pacientes submetidos à CRM com enxertos arteriais, alto valor de IP ($IP > 5$) foi considerado fator preditor de enxerto tecnicamente inadequado, bem como de mortalidade, mesmo que todos os outros parâmetros intraoperatórios indicassem perviedade do enxerto (D'ANCONA, 2000; KIESER, 2010). Neste estudo, todos os pacientes obtiveram um valor de $IP \leq 5$, em todos os segmentos de enxertos avaliados, sendo que o estresse farmacológico e a presença do clampeamento temporário atraumático não ocasionou alterações significativas deste parâmetro.

A FD é o percentual de fluxo durante o componente diastólico do ciclo cardíaco, sendo obtido por meio da razão entre o fluxo diastólico total e o fluxo total. Esse parâmetro

tem se mostrado como um bom indicador de perviedade do enxerto, devendo apresentar valores $\geq 60\%$ (D'ANCONA, 2000; KIESER, 2010). Como sabemos, o fluxo coronariano se dá predominantemente durante a fase diastólica do ciclo cardíaco, dessa forma, o padrão de fluxo em um enxerto que revasculariza uma ou mais coronárias deve obedecer a este mesmo comportamento hemodinâmico. Neste estudo, todos os pacientes obtiveram um valor de FD $\geq 60\%$, em todos os segmentos de enxertos avaliados, sendo que a presença do clameamento atraumático temporário não ocasionou alterações significativas deste parâmetro. De uma forma geral, o estresse farmacológico também não causou alterações nesse parâmetro, exceto no caso da análise do fluxo no segmento de VSM com a ATIE clameada, em que houve redução desse valor do repouso para o estresse.

Como conduto secundário, nosso grupo utiliza preferencialmente a VSM, pois há evidências que a dissecação e exérese da artéria radial pode estar associada a complicações neurológicas no antebraço em até 30% dos pacientes (DENTON *et al.*, 2001), bem como sintomas dolorosos significativamente superiores àqueles observados no sítio de dissecação da VSM. Além disso, a artéria radial é sujeita a vasoespasmos (CHARDIGNY *et al.*, 1993), menores índices de perviedade ao revascularizar artérias sem lesão crítica, menor perviedade quando utilizada em enxerto composto (JUNG *et al.*, 2009) e maior suscetibilidade à ocorrência de aterosclerose, alcançando até 50% em pacientes diabéticos (NICOLOSI *et al.*, 2002). Já a dissecação bilateral da artéria torácica interna, por sua vez, relaciona-se a um risco de 2,5 a cinco vezes maior de ocorrência de mediastinite, alcançando cifras superiores a 10% em pacientes diabéticos, quando comparada à dissecação isolada de uma única ATI (TOUMPOULIS; THEAKOS; DUNNING, 2007). Trabalho experimental evidencia claramente comprometimento da vascularização do esterno, em função da exérese das duas ATIs (LUST *et al.*, 1999).

Alguns autores compararam o enxerto composto de ATIE associado à VSM ou a condutos arteriais, observando que independente do conduto secundário, as taxas de perviedade precoce e com um ano de seguimento, bem como os resultados clínicos, foram semelhantes (HWANG; KIM; KIM, 2010; HWANG *et al.*, 2012; SONG *et al.*, 2012).

Apesar de relatos de menor perviedade em longo prazo registrados para a VSM, acreditamos que a mesma, quando usada como conduto secundário em enxerto composto com ATIE, possa apresentar melhores resultados, propiciados pelos seguintes fatores: o uso de

pequenos segmentos de VSM sem valvas, as quais são sítios propícios para o desenvolvimento de doença aterosclerótica e que podem propiciar estados de estase sanguínea e trombose (BOSHER *et al.*, 1969; WALSH *et al.*, 1987; MILLS, 1989; CHAUX *et al.*, 1995; LAJOS *et al.*, 2007); a VSM originando-se da ATIE apresentaria menor estresse circulatório e de turbulência de fluxo do que quando diretamente anastomosada à aorta, minimizando-se, portanto, o desenvolvimento da doença do enxerto venoso (OTSUKA *et al.*, 2013; HWANG *et al.*, 2015); bem como, é possível que parte dos hormônios protetores do endotélio, produzidos pela ATIE, possam atuar e beneficiar os segmentos de VSM (NISHIOKA *et al.*, 1998; TARR *et al.*, 2005; KITAMURA, 2011).

7 CONCLUSÃO

A análise por FMTT do fluxo médio, FD, IP e RFC do enxerto composto de ATIE e VSM para revascularização da AIA e outro ramo do SCE, **evidenciou:**

1. Dinâmica de fluxo sanguíneo com adaptabilidade fisiológica em todos os segmentos, tanto em situação de repouso como de estresse, ou seja, de acordo com a demanda.
2. A presença do segmento de VSM, na disposição do enxerto em questão, não alterou a dinâmica fisiológica do fluxo sanguíneo, como também a RFC, no segmento distal da ATIE.
3. Da mesma forma, a presença do segmento distal da ATIE, na disposição do enxerto em questão, não alterou a dinâmica fisiológica do fluxo sanguíneo, como também a RFC, no segmento de VSM.

REFERÊNCIAS

ABRAMSON, D. C.; PIVALIZZA, E. G.; GOTTSCHALK, L. I. Drug management for coronary revascularization without cardiac standstill: the use of high-dose esmolol. **Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia**, v. 9, n. 2, p. 184-188, 1995.

ACAR, C.; JEBARA, V.A.; PORTOGHESE, M.; BEYSSEN, B.; PAGNY, J.Y.; GRARE, P.; CHACHQUES, J.C.; FABIANI, J.; DELOCHE, A.; GUERMONPREZ, J. L.; CARPENTIER, A.F. Revival of the radial artery for coronary artery bypass grafting. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 54, n. 4, p. 652-660, 1992.

ADAMS, J. I. L. L.; TREASURE, T. Variable anatomy of the right coronary artery supply to the left ventricle. **Thorax**, v. 40, n. 8, p. 618-620, 1985.

AFILALO, J.; RASTI, M.; OHAYON, S.M.; SHIMONY A.; EISENBERG M.J. Off-pump vs. on-pump coronary artery bypass surgery: an updated meta-analysis and meta-regression of randomized trials. **European Heart Journal**, v. 33, n. 10, p. 1257-1267, 2012.

AKBAS, H.; ERDAL, A.C.; DEMIRALP, E.; ALP, M. Effects of coronary artery bypass grafting on cellular immunity with or without cardiopulmonary bypass: changes in lymphocytes subsets. **Vascular**, v. 10, n. 6, p. 586-589, 2002.

ANDERSON, R. H.; RAZAVI, R.; TAYLOR, A. M. Cardiac anatomy revisited. **Journal of Anatomy**, v. 205, n. 3, p. 159-177, 2004.

ANGELINI, P.; VELASCO, J. A.; FLAMM, S. Coronary anomalies incidence, pathophysiology, and clinical relevance. **Circulation**, v. 105, n. 20, p. 2449-2454, 2002.

ANKENEY, J. L. To use or not to use the pump oxygenator in coronary bypass operations. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 19, n. 1, p. 108-109, 1975.

ARMITAGE, Peter; BERRY, Geoffrey. **Statistical methods in medical research**. 3^a ed. Oxford: Blackwell, 1994. 620 p.

ASCIONE, R.; LLOYD, C.T.; UNDERWOOD, M.J.; LOTTO, A.A.; PITSIS, A.A.; ANGELINI, G.D. Inflammatory response after coronary revascularization with or without

cardiopulmonary bypass. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 69, n. 4, p. 1198-1204, 2000.

ATIK, F. A.; SILVA, I. A.; CUNHA, C. R. da. Risk factors of atheromatous aorta in cardiovascular surgery. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 29, n. 4, p. 487-493, 2014.

ATTUM, A. A. The use of the gastroepiploic artery for coronary artery bypass graft: another alternative. **Texas Heart Institute Journal**, v. 14, n. 3, p. 289, 1987.

BALACUMARASWAMI, L.; ABU-OMAR, Y.; SELVANAYAGAM, J.; PIGOTT, D.; TAGGART, D.P. The effects of on-pump and off-pump coronary artery bypass grafting on intraoperative graft flow in arterial and venous conduits defined by a flow/pressure ratio. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 135, n. 3, p. 533-539, 2008.

BARBUT, D.; SZATROWSKI, T.P.; HARTMAN, G.S.; BRUEFACH, M.; WILLIAMS-RUSSO, P.; CHARLSON, M.E.; GOLD, J.P. Cerebral emboli detected during bypass surgery are associated with clamp removal. **Stroke**, v. 25, n. 12, p. 2398-2402, 1994.

BARNER, H. B. Double internal mammary-coronary artery bypass. **Archives of Surgery**, v. 109, n. 5, p. 627-630, 1974.

BARNER, H. B. The continuing evolution of arterial conduits. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 68, n. 3, p. S1-S8, 1999.

BARROS, F.; PONTES, S.M; LIMA, M.L.; HENRIQUE, J.S.; ROLDI, M.L.; REIS,F.; CARONE Jr., J.; MOISÉS, S. Mapeamento da safena interna com ecocolor Doppler no pré-operatório de cirurgia de revascularização miocárdica. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 14, n. 4, p. 303-7, 1999.

BECK, C. S. Principles underlying the operative approach to the treatment of myocardial ischemia. **Annals of Surgery**, v. 118, n. 5, p. 788, 1943.

BECK, C. S. Revascularization of the heart. **Annals of Surgery**, v. 128, n. 4, p. 854, 1948.

BENETTI, F.J.; NASELLI, G.; WOOD, M.; GEFFNER, L. Direct myocardial revascularization without extracorporeal circulation. Experience in 700 patients. **CHEST Journal**, v. 100, n. 2, p. 312-316, 1991.

BERNE, R. M.; LEVY, MN; KOEPPEN, BM; STATION, BA *Fisiologia* 6 ed. Rio de janeiro: Editora Elsevier. **Cap**, v. 15, p. 289, 2009.

BLAUTH, C.I.; ARNOLD, J.V.; SCHULENBERG, W.E.; MCCARTNEY, A.C.; TAYLOR, K.M. Cerebral microembolism during cardiopulmonary bypass. Retinal microvascular studies in vivo with fluorescein angiography. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 95, n. 4, p. 668-676, 1988.

BLUMGART, H. L.; LEVINE, S. A.; BERLIN, D. D. Congestive heart failure and angina pectoris: the therapeutic effect of thyroidectomy on patients without clinical or pathologic evidence of thyroid toxicity. **Archives of Internal Medicine**, v. 51, n. 6, p. 866-877, 1933.

BONAROS, N.; SCHACHNER, T.; LEHR, E.; KOFLER, M.; WIEDEMANN, D.; HONG, P; WEHMAN, B.; ZIMRIN, D.; VESELY, M.K.; FRIEDRICH, G.; BONATTI, J. Five hundred cases of robotic totally endoscopic coronary artery bypass grafting: predictors of success and safety. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 95, n. 3, p. 803-812, 2013.

BOSHER, L. P.; DECK, J. D.; THUBRIKAR, M.; NOLAN, S. P. Role of the venous valve in late segmental occlusion of vein grafts. **Journal of Surgical Research**, v. 26, n. 4, p. 437-446, 1979.

BRASIL, L. A.; GOMES, W. J.; SALOMÃO, R.; BUFFOLO, E. Inflammatory response after myocardial revascularization with or without cardiopulmonary bypass. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 66, n. 1, p. 56-59, 1998.

BUCHE, M.; SCHROEDER, E.; GURNÉ, O.; CHENU, P.; PAQUAY, J.; MARCHANDISE, B.; EUCHER, P.; LOUAGIE, Y.; DION, R.; SCHOEVAERDTS, J. Coronary artery bypass grafting with the inferior epigastric artery: Midterm clinical and angiographic results. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 109, n. 3, p. 553-560, 1995.

BUFFOLO, E. ANDRADE, J.C.S.; SUCCI, J.E.; LEÃO, L.E.V.; CUEVA, C.; BRANCO, J.N.R.; CARVALHO, A.C.C.; GALLUCCI, C. Revascularização direta do miocárdio sem circulação extracorpórea: descrição da técnica e resultados iniciais. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 41, n. 4, p. 309-16, 1983.

BUTLER, J.; ROCKER, G. M.; WESTABY, S. Inflammatory response to cardiopulmonary bypass. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 55, n. 2, p. 552-559, 1993.

CALAFIORE, A. M.; DI GIAMMARCO, G.; TEODORI, G.; D'ANNUNZIO, E.; VITOLLA, G.; FINO, C.; MADDESTRA, N. Radial artery and inferior epigastric artery in composite grafts: improved midterm angiographic results. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 60, n. 3, p. 517-524, 1995.

CAMERON, A. A. C.; GREEN, G. E.; BROGNO, D. A.; THORNTON, J. Internal thoracic artery grafts: 20-year clinical follow-up. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 25, n. 1, p. 188-192, 1995.

CANVER, C. C. Conduit options in coronary artery bypass surgery. **CHEST Journal**, v. 108, n. 4, p. 1150-1155, 1995.

CARPENTIER, A.; GUERMONPREZ, J. L.; DELOCHE, A.; FRECHETTE, C.; DUBOST, C. The aorta-to-coronary radial artery bypass graft: a technique avoiding pathological changes in grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 16, n. 2, p. 111-121, 1973.

CARREL, A. VIII. On the experimental surgery of the thoracic aorta and heart. **Annals of Surgery**, v. 52, n. 1, p. 83, 1910.

CASTRO NETO, J. V.; CHACCUR, P.; CARVALHO, A.R.; STAICO, R.; ALBERTAL, M.; FARRAN, J.; MOREIRA, L.F.P.; LISBOA, L.A.; OLIVEIRA, S.A.; PAULISTA, P.P. Revascularização cirúrgica do miocárdio com enxerto composto de artérias torácica interna esquerda e radial: comparação do fluxo sanguíneo para artéria coronária esquerda com a técnica convencional. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 19, n. 4, p. 365-371, 2004.

CHARDIGNY, C.; JEBARA, V. A.; ACAR, C.; DESCOMBES, J. J.; VERBEUREN, T. J.; CARPENTIER, A.; FABIANI, J. N. Vasoreactivity of the radial artery. Comparison with the internal mammary and gastroepiploic arteries with implications for coronary artery surgery. **Circulation**, v. 88, n. 5 Pt 2, p. III15-27, 1993.

CHAUX, A.;RUAN, X. M.; FISHBEIN, M. C.; SANDHU, M.; MATLOFF, J. M. Influence of vein valves in the development of arteriosclerosis in venoarterial grafts in the rabbit. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 110, n. 5, p. 1381-1390, 1995.

CLICK, R. L.;HOLMES, D. R.; VLIETSTRA, R. E.; KOSINSKI, A. S.; KRONMAL, R. A. Anomalous coronary arteries: location, degree of atherosclerosis and effect on survival—a report from the Coronary Artery Surgery Study. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 13, n. 3, p. 531-537, 1989.

COHN, Lawrence. **Cardiac Surgery in the Adult**. 4th Edition. New York: McGraw-Hill Professional, 2011.

COSKUN, I.;COLKESEN, Y.; DEMIRTURK, O. S.; TUNEL, H. A.; TURKOZ, R.; GULCAN, O. Evaluation of Coronary Artery–Saphenous Vein Composite Grafts: The Aortic No-Touch Technique. **Texas Heart Institute Journal**, v. 41, n. 1, p. 26-32, 2014.

COX, J. L.; CHIASSON, D. A.; GOTLIEB, A. I. Stranger in a strange land: the pathogenesis of saphenous vein graft stenosis with emphasis on structural and functional differences between veins and arteries. **Progress in Cardiovascular Diseases**, v. 34, n. 1, p. 45-68, 1991.

D'ANCONA, G.;KARAMANOUKIAN, H. L.; RICCI, M.; SCHMID, S.; BERGSLAND, J.; SALERNO, T. A. Graft revision after transit time flow measurement in off-pump coronary artery bypass grafting. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 17, n. 3, p. 287-293, 2000a.

D'ANCONA, G.;RICCI, M.; BERGSLAND, J.; SALERNO, T. A.; KARAMANOUKIAN, H. L. Graft patency verification in coronary artery bypass grafting: principles and clinical applications of transit time flow measurement. **Angiology**, v. 51, n. 9, p. 725-731, 2000b.

D'ANCONA, Giuseppe. **Intraoperative flow measurement in coronary artery surgery: modern diagnostic tools**. Rotterdam, Netherlands: Optima Grafische Communicatie, 2009.

DENTON, T. A.; TRENTO, L.; COHEN, M.; KASS, R.M; BLANCHE, C.; RAISSI, S.; CHENG, W.; FONTANA, G.P.; TRENTO, A. Radial artery harvesting for coronary bypass operations: neurologic complications and their potential mechanisms. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 121, n. 5, p. 951-956, 2001.

DEUSSEN, A.; BRAND, M.; PEXA, A.; WEICHSEL, J. Metabolic coronary flow regulation—current concepts. **Basic Research in Cardiology**, v. 101, n. 6, p. 453-464, 2006.

DIETL, C. A.; MADIGAN, N.P.; LAUBACH, C.A.; CHAPMAN, J.H.; BERING, J.P.; HOLCOMB, P.H.; LARKIN, M.J.; MENAPCE, F.J. Myocardial revascularization using the "no-touch" technique, with mild systemic hypothermia, in patients with a calcified ascending aorta. **The Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 36, n. 1, p. 39-44, 1995.

DOKHAN, A. L.;BALBAA, Y. B. A.; HUSSIEN, M. S. A. E. Assessment of left internal mammary artery to left anterior descending flow in composite arterial bypass grafting. **Menoufia Medical Journal**, v. 28, n. 1, p. 121, 2015.

DRAKE, Richard L.; VOGL, A. Wayne; MITCHELL, Adam. W. M. **Gray's Anatomy for Students**. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Health Sciences, 2014.

DREIFALDT, M.;MANNION, J. D.; BODIN, L.; OLSSON, H.; ZAGOZDZON, L.; SOUZA, D.The no-touch saphenous vein as the preferred second conduit for coronary artery bypass grafting. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 96, n. 1, p. 105-111, 2013.

DROST, C. J. Vessel diameter-independent volume flow measurements using ultrasound. **Proceedings of the San Diego Biomedical Symposium**. 1978. p. 299-302.

EDELMAN, J. J.;YAN, T. D.; BANNON, P. G.; WILSON, M. K.; VALLELY, M. P.Coronary artery bypass grafting with and without manipulation of the ascending aorta—a meta-analysis. **Heart, Lung and Circulation**, v. 20, n. 5, p. 318-324, 2011.

EFFLER, D. B.; GROVES, L.K.; SONES Jr, F.M.; SHIREY, E.K. Increased myocardial perfusion by internal mammary artery implant: Vineberg's operation. **Annals of Surgery**, v. 158, n. 4, p. 526, 1963.

FAUTEUX, M. Treatment of coronary disease with angina by pericoronary neurectomy combined with ligation of the great cardiac vein: A case report. **American Heart Journal**, v. 31, n. 3, p. 260-269, 1946.

FAVALORO, R. G. Saphenous vein autograft replacement of severe segmental coronary artery occlusion: operative technique. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 5, n. 4, p. 334-339, 1968.

FAVALORO, R. G.; EFFLER, D. B.; GROVES, L. K.; SHELDON, W. C.; RIAHI, M. Direct myocardial revascularization with saphenous vein autograft: clinical experience in 100 cases. **CHEST Journal**, v. 56, n. 4, p. 279-283, 1969.

FISS, D. M. Normal coronary anatomy and anatomic variations. **Applied Radiology**, v. 36, 2007.

FLEMMMA, R. J.; JOHNSON, W. D.; LEPLEY Jr., D.; TECTOR, A. J.; WALKER, J.; GALE, H.; BEDDINGFIELD, G.; MANLEY, J. C. Late results of saphenous vein bypass grafting for myocardial revascularization. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 14, n. 3, p. 232-242, 1972.

FONSECA, F. P. Fluxometria eletromagnética para avaliação imediata de restaurações arteriais. **Jornal Vascular Brasileiro**, v. 1, n. 1, p. 28-33, 1985.

GALBUT, D. L.; TRAAD, E. A.; DORMAN, M. J.; DEWITT, P. L.; LARSEN, P. B.; KURLANSKY, P. A.; BUTTON, J. H.; ALLY, J. M.; GENTSCH, T. O. Seventeen-year experience with bilateral internal mammary artery grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 49, n. 2, p. 195-201, 1990.

GAUDINO, M.; DI MAURO, M.; IACÒ, A. L.; CANOSA, C.; VITOLLA, G.; CALAFIORE, A. M. Immediate flow reserve of Y thoracic artery grafts: an intraoperative flowmetric study. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 126, n. 4, p. 1076-1079, 2003.

GAUDINO, M.; ALESSANDRINI, F.; PRAGLIOLA, C.; LUCIANI, N.; TRANI, C.; BURZOTTA, F.; GIROLA, F.; NASSO, G.; GUARINI, G.; POSSATI, G. Composite Y internal thoracic artery–saphenous vein grafts: short-term angiographic results and vasoreactive profile. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 127, n. 4, p. 1139-1144, 2004.

GLINEUR, D.; BOODHWANI, M.; PONCELET, A.; DE KERCHOVE, L.; ETIENNE, P. Y.; NOIRHOMME, P.; DECEUNINCK, P.; MICHEL, X.; EL KHOURY, G.; HANET, C. Comparison of fractional flow reserve of composite Y-grafts with saphenous vein or right internal thoracic arteries. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 140, n. 3, p. 639-645, 2010.

GOETZ, R. H.; ROHMAN, M. H. J. D.; HALLER, J. D.; DEE, R.; ROSENAK, S. S. Internal mammary-coronary artery anastomosis. A nonsuture method employing tantalum rings. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 41, p. 378, 1961.

GROOM, R. C.; QUINN, R. D.; LENNON, P.; WELCH, J.; KRAMER, R. S.; ROSS, C. S.; BEAULIEU, P. A.; BROWN, J. R.; MALENKA, D.J.; O'CONNOR, G. T.; LIKOSKY, D. S. Microemboli from cardiopulmonary bypass are associated with a serum marker of brain injury. **The Journal of Extra-Corporeal Technology**, v. 42, n. 1, p. 40-44, 2010.

GROSS, L.; BLUM, L.; SILVERMAN, G. Experimental attempts to increase the blood supply to the dog's heart by means of coronary sinus occlusion. **The Journal of Experimental Medicine**, v. 65, n. 1, p. 91-108, 1937.

GUYTON, ARTHUR CLIFTON; HALL, JOHN E. **Tratado de fisiologia médica**. São Paulo: Elsevier Brasil, 2006.

HALKOS, M. E.; LIBERMAN, H.A.; DEVIREDDY, C.; WALKER, P.; FINN, A. V.; JABER, W.; GUYTON, R. A.; PUSKAS, J. D. Early clinical and angiographic outcomes after robotic-assisted coronary artery bypass surgery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 147, n. 1, p. 179-185, 2014.

HARRINGER, W.; International Council of Emboli Management Study Group. Capture of particulate emboli during cardiac procedures in which aortic cross-clamp is used. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 70, n. 3, p. 1119-1123, 2000.

HATADA, A.; YOSHIMASU, T.; KANEKO, M.; KAWAGO, M.; YUZAKI, M.; HONDA, K.; KOMORI, S.; IWAHASHI, M.; HAYASHI, H.; YAMAMOTO, S.; NISHIMURA, Y.; HIRAMATSU, T.; OKAMURA, Y. Relation of waveform of transit-time flow measurement and graft patency in coronary artery bypass grafting. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 134, n. 3, p. 789-791, 2007.

HAYWARD, P. A. R.; HARE, D. L.; GORDON, I.; BUXTON, B. F. Effect of radial artery or saphenous vein conduit for the second graft on 6-year clinical outcome after coronary artery bypass grafting. Results of a randomised trial. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 34, n. 1, p. 113-117, 2008.

HEAMES, R. M.; GILL, R. S.; OHRI, S. K.; HETT, D. A. Off-pump coronary artery surgery. **Anaesthesia**, v. 57, n. 7, p. 676-685, 2002.

HILLIS, L. D.; SMITH, P. K.; ANDERSON, J. L.; BITTL, J. A.; BRIDGES, C. R.; BYRNE, J. G.; CIGARROA, J. E.; DISESA, V. J.; HIRATZAKA, L. F.; HUTTER, A. M.; JESSEN, M. E.; KELEEY, E. C.; LAHEY, S. J.; LANGE, R. A.; LONDON, M. J.; MACK, M. J.; PATEL, M. R.; PUSKAS, J. D.; SABIK, J. F.; SELNES, O.; SHAHIAN, D. M.; TROST, J. C.; WINNIFORD, M. D. 2011 ACCF/AH A guideline for coronary artery bypass graft surgery: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association task force on practice guidelines developed in collaboration with the American Association for Thoracic Surgery, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, and Society of Thoracic Surgeons. **Journal of the American College of Cardiology**, v. 58, n. 24, p. e123-e210, 2011.

HOFFMAN, J. I. Determinants and prediction of transmural myocardial perfusion. **Circulation**, v. 58, n. 3, p. 381-391, 1978.

HWANG, H. Y.; KIM, J. S.; KIM, K. B. Angiographic equivalency of off-pump saphenous vein and arterial composite grafts at one year. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 90, n. 2, p. 516-521, 2010.

HWANG, H. Y.; HWANG, H. Y.; HAHN, S.; KIM, J. S.; OH, S. J. A randomized comparison of the Saphenous Vein Versus Right Internal Thoracic Artery as a Y-Composite Graft (SAVE RITA) trial: early results. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 144, n. 5, p. 1027-1035, 2012.

HWANG, H. Y.; KOO, B. K.; OH, S. J.; KIM, K. B. Morphologic changes of the saphenous vein Y-composite graft based on the left internal thoracic artery: 1-year intravascular ultrasound study. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 149, n. 2, p. 487-493. e1, 2015.

JAMES, T. N. Anatomy of the coronary arteries in health and disease. **Circulation**, v. 32, n. 6, p. 1020-1033, 1965.

JATENE, F. B.; LEMOS, P. C. P.; JATENE, A. D. Fluxômetro hidrodinâmico em cirurgia de revascularização do miocárdio. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 1, n. 1, p. 49-53, 1986.

JONES, E. L.; LATTOUF, O. M.; WEINTRAUB, W. S. Catastrophic consequences of internal mammary artery hypoperfusion. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 98, n. 5 Pt 2, p. 902-907, 1989.

JONNESCO, T. Angine de poitrine guérie par la résection du sympathique cervico-thoracique. **Bulletin de L'Academie Nationale de Medecine Paris**, v. 84, n. 93102, p. 759-760, 1920.

JUNG, S. H.; SONG, H.; CHOO, S. J.; JE, H. G.; CHUNG, C. H.; KANG, J. W.; LEE, J. W. Comparison of radial artery patency according to proximal anastomosis site: direct aorta to radial artery anastomosis is superior to radial artery composite grafting. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 138, n. 1, p. 76-83, 2009.

KIESER, T. M.; ROSE, S.; KOWALEWSKI, R.; BELENKIE, I. Transit-time flow predicts outcomes in coronary artery bypass graft patients: a series of 1000 consecutive arterial grafts. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 38, n. 2, p. 155-162, 2010.

KIM, K. B.; KANG, C. H.; LIM, C. Prediction of graft flow impairment by intraoperative transit time flow measurement in off-pump coronary artery bypass using arterial grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 80, n. 2, p. 594-598, 2005.

KIRKLIN, J. K.; WESTABY, S.; BLACKSTONE, E. H.; KIRKLIN, J. W.; CHENOWETH, D. E.; PACIFICO, A. D. Complement and the damaging effects of cardiopulmonary bypass. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 86, n. 6, p. 845-857, 1983.

KITAMURA, S. Physiological and metabolic effects of grafts in coronary artery bypass surgery. **Circulation Journal**, v. 75, n. 4, p. 766-772, 2011.

KLABUNDE, Richard E. **Cardiovascular Physiology Concepts**. 2e. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2012.

KOEPPEN, Bruce M.; STANTON, Bruce A. **Berne & Levy Fisiologia**. 6^a ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2009.

KOLESSOV, V. I. Mammary artery-coronary artery anastomosis as method of treatment for angina pectoris. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 54, n. 4, p. 535, 1967.

KOUCHOUKOS, N. T.; BLACKSTONE, E. H.; HANLEY, F. L.; KIRKLIN, J. **K.Kirklin/Barratt-Boyes cardiac surgery, expert consult-online and print (2-volume set)**. 4th Edition. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Health Sciences, 2012.

KOWALEWSKI, M.; PAWLISZAK, W.; MALVINDI, P. G.; BOKSZANSKI, M. P.; PERLINSKI, D.; RAFFA, G. M.; KOWALKOWSKA, M. E.; ZABOROWSKA, K.; NAVARESE, E. P.; KOLODZIEJCZAK, M.; KOWALEWSKI, J.; TARELLI, G.; TAGGART, D. P.; ANISIMOWICZ, L. Off-Pump CABG Improves Short-Term Outcomes in High Risk Patients As Compared to On-Pump CABG: Meta-analysis. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, 2015. doi: 10.1016/j.jtcvs.2015.08.042.

LAJOS, T. Z.;ROBICSEK, F.; THUBRIKAR, M.; URSCHER, H.Improving patency of coronary conduits “valveless” veins and/or arterial grafts. **Journal of Cardiac Surgery**, v. 22, n. 2, p. 170-177, 2007.

LE, Tao T., KRAUSE, Kendall. **First Aid for the Basic Sciences**. Organ Systems. New York City: McGraw-Hill, 2012.

LEITÃO, Maria Cláudia de Azevedo. **Estudo de parâmetros ecodopplercardiográficos de patência do enxerto composto de artéria torácica interna esquerda**.2011. Dissertação (Mestrado em Farmacologia). Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Farmacologia, Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2011.

LEV-RAN, O.; LOBERMAN, D.; MATSA, M.; PEVNI, D.; NESHER, N.; MOHR, R.; URETZKY, G.Reduced strokes in the elderly: the benefits of untouched aorta off-pump coronary surgery. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 77, n. 1, p. 102-107, 2004.

LEVY, M. N. The cardiac and vascular factors that determine systemic blood flow. **Circulation Research**, v. 44, n. 6, p. 739-747, 1979.

LIMA, R.C.; ESCOBAR, M.; WANDERLEY NETO, J.; TORRES, L.D.; ELIAS, D.O.; MENDONÇA, J.T.; LAGRECA, R.; DELLASSANTA, R.; GRANJA, L.G.; FARIAS, M.;

GAMA, H. Revascularização do miocárdio sem circulação extracorpórea: resultados imediatos. **Rev. Bras. Cir. Cardiovasc**, v. 8, n. 3, p. 171-176, 1993.

LIMA, Ricardo de Carvalho. **Padronização Técnica de Revascularização Miocárdica da Artéria Circunflexa e seus Ramos sem Circulação Extracorpórea**. 1999. Dissertação (Doutorado em Medicina). Escola Paulista de Medicina, Universidade Federal de São Paulo, São Paulo, 1999.

LINDGREN, I.; OLIVECRONA, H. Surgical treatment of angina pectoris. **Journal of Neurosurgery**, v. 4, n. 1, p. 19-39, 1947.

LOBO FILHO, J. G.; DANTAS, C. B. R.; ROLIM, J. G. V.; ROCHA, J. A.; DE OLIVEIRA, F. M.; CIARLINE, C.; FEITOSA, J. A.; ROLIM, A. V.; LEITÃO, M. C.; KLEMING, G.; SANTIAGO, F.; SILVEIRA, G.; LOPES, M. V. L.; LIMA, R. C.; ESCOBAR, M. A. S. Cirurgia de revascularização completa do miocárdio sem circulação extracorpórea: uma realidade. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 12, n. 2, p. 115-121, 1997.

LOBO FILHO, J. G.; LEITÃO, M. C. D. A., LOBO FILHO, H. G., SOARES, J. P. H., MAGALHÃES, G. A., LEÃO FILHO, C. S. C; FEITOSA, J. A.; DE OLIVEIRA, F. M.; LAVOR, A.; SOARES FILHO, O.; BORGES, E.; ABREU, J. S. DE; DIÓGENES, T. C. P.; BARRETO, J. E. F.; PAES JÚNIOR, J. N. Cirurgia de revascularização coronariana esquerda sem CEC e sem manuseio da aorta em pacientes acima de 75 anos: análise das mortalidades imediata e a médio prazo e das complicações neurológicas no pós-operatório imediato. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 17, n. 3, p. 208-214, 2002.

LOBO FILHO, J. G.; LEITÃO, M. C. D. A., LOBO FILHO, H. G., SILVA, A. A. D., MACHADO, J. J. A., FORTE, A. J. D. V.; SÁ, M. P. L. DE; BASTOS, E. S.; MURAD, H. Revascularização miocárdica com enxerto composto de artéria torácica interna esquerda em Y: análise de fluxo sanguíneo. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 19, n. 1, p. 1-8, 2004.

LOBO FILHO, J. G.; LEITÃO, M. C., LOBO, R. A. M., LIMA JÚNIOR, J. M. D., RIBEIRO, J. P. A., CAVALCANTE, F.; REBOUÇAS, G.; BORGES, A.; SALES, D. L.; TELES JÚNIOR, N. Padronização da dose de heparina sódica utilizada na cirurgia de

revascularização do miocárdio sem circulação extracorpórea. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 20, n. 3, p. 279-285, 2005.

LOBO FILHO, J. G.; LEITÃO, M. C.; FORTE, A. J.; LOBO FILHO, H. G.; SILVA, A. A.; BASTOS, E. S.; MURAD, H. Flow analysis of left internal thoracic artery in myocardial revascularization surgery using Y graft. **Texas Heart Institute Journal**, v. 33, n. 4, p. 430, 2006.

LOBO FILHO, J. G.; FILHO, H. G. L.; MESQUITA, F. J. C.; PAULA, J.; FILHO, P. L. Enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna: estudo angiográfico após oito anos. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 25, n. 1, p. 118-121, 2010.

LOOP, F. D.; LYTLE, B. W., COSGROVE, D. M., STEWART, R. W., GOORMASTIC, M., WILLIAMS, G. W.; GOLDING, L. A. R.; GILL, C. C.; TAYLOR, P. C.; SHELDON, W. C.; PROUDFIT, W. L. Influence of the internal-mammary-artery graft on 10-year survival and other cardiac events. **New England Journal of Medicine**, v. 314, n. 1, p. 1-6, 1986.

LOSCALZO, Joseph. **Harrison's Cardiovascular Medicine 2/E**. New York City: McGraw Hill Professional, 2013.

LUST, R. M.; SUN, Y. S.; CHITWOOD JR, W. R. Internal mammary artery use. Sternal revascularization and experimental infection patterns. **Circulation**, v. 84, n. 5 Suppl, p. III 285-9, 1991.

LYTLE, B. W.; LOOP, F. D.; COSGROVE, D. M.; RATLIFF, N. B.; EASLEY, K.; TAYLOR, P. C. Long-term (5 to 12 years) serial studies of internal mammary artery and saphenous vein coronary bypass grafts. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 89, n. 2, p. 248-258, 1985.

LYTLE, B. W.; BLACKSTONE, E. H., LOOP, F. D., HOUGHTALING, P. L., ARNOLD, J. H., AKHRASS, R.; MCCARTHY, P. M.; COSGROVE, D. M. Two internal thoracic artery grafts are better than one. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 117, n. 5, p. 855-872, 1999.

MANN, D. L.; ZIPES, D. P.; LIBBY, P.; BONOW, R. O. **Braunwald's heart disease: a textbook of cardiovascular medicine**. Amsterdam, Netherlands: Elsevier Health Sciences, 2014.

MARCUS, J. T.;SMEENK, H. G.; KUIJER, J. P.; VAN DER GEEST, R. J.; HEETHAAR, R. M.; VAN ROSSUM, A. C.Flow profiles in the left anterior descending and the right coronary artery assessed by MR velocity quantification: effects of through-plane and in-plane motion of the heart. **Journal of Computer Assisted Tomography**, v. 23, n. 4, p. 567-576, 1999.

MARKWIRTH, T.; HENNEN, B.; SCHELLER, B.; SCHÄFERS, H. J.; WENDLER, O.Flow wire measurements after complete arterial coronary revascularization with T-grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 71, n. 3, p. 788-793, 2001.

MILLS, N. L. Physiologic and technical aspects of internal mammary artery coronary artery bypass grafts. **Modern techniques in surgery. Cardio-Thoracic Surgery. Mt. Kisco NY: Futura**, p. 1-19, 1982.

MILLS, N. L. Saphenous vein graft valves: "The bad guys". **The Annals of Thoracic Surgery**, Vol. 48, Issue 5, p613–614, 1989.

MILLS, N. L.; EVERSON, C. T. Atherosclerosis of the ascending aorta and coronary artery bypass. Pathology, clinical correlates, and operative management. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 102, n. 4, p. 546-553, 1991.

MILLS, J. L.; FUJITANI, R. M.; TAYLOR, S. M. The characteristics and anatomic distribution of lesions that cause reversed vein graft failure: a five-year prospective study. **Journal of Vascular Surgery**, v. 17, n. 1, p. 195-206, 1993.

MISFELD, M.; POTGER, K.; ROSS, D. E.; MCMILLAN, D.; BRADY, P. W.; MARSHMAN, D.; MATHUR, M. N."Aortic" off-pump coronary artery bypass grafting significantly reduces neurological complications compared to off-pump and conventional on-pump surgery with aortic manipulation. **The Thoracic and Cardiovascular Surgeon**, v. 58, n. 7, p. 408-414, 2010.

MOTWANI, J. G.; TOPOL, E. J. Aortocoronary saphenous vein graft disease pathogenesis, predisposition, and prevention. **Circulation**, v. 97, n. 9, p. 916-931, 1998.

MUNERETTO, C.; NEGRI, A.; MANFREDI, J.; TERRINI, A.; RODELLA, G.; ELQARRA, S.; BISLERI, G. Safety and usefulness of composite grafts for total arterial myocardial revascularization: a prospective randomized evaluation. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 125, n. 4, p. 826-835, 2003.

MURPHY, G. J.; ROGERS, C. S.; LANSDOWNE, W. B.; CHANNON, I.; ALWAIR, H.; COHEN, A.; CAPUTO, M.; ANGELINI, G. D. Safety, efficacy, and cost of intraoperative cell salvage and autotransfusion after off-pump coronary artery bypass surgery: a randomized trial. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130, n. 1, p. 20-28, 2005.

NAKAJIMA, H.; KOBAYASHI, J.; TAGUSARI, O.; BANDO, K.; NIWAYA, K.; KITAMURA, S. Competitive flow in arterial composite grafts and effect of graft arrangement in off-pump coronary revascularization. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 78, n. 2, p. 481-486, 2004.

NEWMAN, M. F.; KIRCHNER, J. L.; PHILLIPS-BUTE, B.; GAVER, V.; GROCCOTT, H.; JONES, R. H.; MARK, D. B.; REVES, J. G.; BLUMENTHAL, J. A. Longitudinal assessment of neurocognitive function after coronary-artery bypass surgery. **New England Journal of Medicine**, v. 344, n. 6, p. 395-402, 2001.

NICOLOSI, A. C.; POHL, L. L.; PARSONS, P.; CAMBRIA, R. A.; OLINGER, G. N. Increased incidence of radial artery calcification in patients with diabetes mellitus. **Journal of Surgical Research**, v. 102, n. 1, p. 1-5, 2002.

NIRANJAN, G.; ASIMAKOPOULOS, G.; KARAGOUNIS, A.; COCKERILL, G.; THOMPSON, M.; CHANDRASEKARAN, V. Effects of cell saver autologous blood transfusion on blood loss and homologous blood transfusion requirements in patients undergoing cardiac surgery on-versus off-cardiopulmonary bypass: a randomised trial. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 30, n. 2, p. 271-277, 2006.

NISHIOKA, H.; KITAMURA, S.; KAMEDA, Y.; TANIGUCHI, S.; KAWATA, T.; MIZUGUCHI, K. Difference in acetylcholine-induced nitric oxide release of arterial and venous grafts in patients after coronary bypass operations. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 116, n. 3, p. 454-459, 1998.

OCHI, M.; HATORI, N.; BESSHO, R.; FUJII, M.; SAJI, Y.; TANAKA, S.; HONMA, H. Adequacy of flow capacity of bilateral internal thoracic artery T graft. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 72, n. 6, p. 2008-2011, 2001.

OTSUKA, F.; YAHAGI, K.; SAKAKURA, K.; VIRMANI, R. Why is the mammary artery so special and what protects it from atherosclerosis?. **Annals of Cardiothoracic Surgery**, v. 2, n. 4, p. 519, 2013.

O'SHAUGHNESSY, L. Surgical Treatment of Cardiac Ischemia. **The Lancet**, v. 229, n. 5917, p. 185-194, 1937.

O'SHAUGHNESSY, L.; SLOME, D.; WATSON, F. Surgical Revascularisation of the Heart: The Experimental Basis. **The Lancet**, v. 233, n. 6029, p. 617-621, 1939.

PEVNI, D.; HERTZ, I.; MEDALION, B.; KRAMER, A.; PAZ, Y.; URETZKY, G.; MOHR, R. Angiographic evidence for reduced graft patency due to competitive flow in composite arterial T-grafts. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 133, n. 5, p. 1220-1225, 2007.

PIQUEREAU, J.; CAFFIN, F.; NOVOTOVA, M.; LEMAIRE, C.; VEKSLER, V.; GARNIER, A.; VENTURA-CLAPIER, R.; JOUBERT, F. Mitochondrial dynamics in the adult cardiomyocytes: which roles for a highly specialized cell?. **Frontiers in Physiology**, v. 4, 2013.

PUIG, L. B.; CIONGOLLI, W.; CIVIDANES, G. V.; DONTOS, A.; KOPEL, L.; BITTENCOURT, D.; ASSIS, R. V.; JATENE, A. D. Inferior epigastric artery as a free graft for myocardial revascularization. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 99, n. 2, p. 251-255, 1990.

PUIG, L. B.; SOUSA, A. H.; CIVIDANES, G. V.; SOUTO, R. C.; BITTENCOURT, A. H.; OPPI, E. C.; KOPEL, L.; RAMIREZ, J. A. Eight years experience using the inferior epigastric artery for myocardial revascularization. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 11, n. 2, p. 243-247, 1997.

PYM, J.; BROWN, P.; PEARSON, M.; PARKER, J. Right Gastroepiploic-to-Coronary Artery Bypass The First Decade of Use. **Circulation**, v. 92, n. 9, p. 45-49, 1995.

QUIGLEY, R. L.; WEISS, S. J.; HIGHBLOOM, R. Y.; PYM, J. Creative arterial bypass grafting can be performed on the beating heart. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 72, n. 3, p. 793-797, 2001.

RAMANATHAN, T.; SKINNER, H. Coronary blood flow. **Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain**, v. 5, n. 2, p. 61-64, 2005.

ROACH, G. W.; KANCHUGER, M.; MANGANO, C. M.; NEWMAN, M.; NUSSMEIER, N.; WOLMAN, R.; AGGARWAL, A.; MARSCHALL, K.; GRAHAM, S. H.; LEY, C.; OZANNE, G.; MANGANO, D. T.; HERSKOWITZ, A.; KATSEVA, V.; SEARS, R. Adverse cerebral outcomes after coronary bypass surgery. **New England Journal of Medicine**, v. 335, n. 25, p. 1857-1864, 1996.

SABISTON JR, D. C. The William F. Rienhoff, Jr. lecture. The coronary circulation. **The Johns Hopkins Medical Journal**, v. 134, n. 6, p. 314, 1974.

SAKAGUCHI, G.; TADAMURA, E.; OHNAKA, M.; TAMBARA, K.; NISHIMURA, K.; KOMEDA, M. Composite arterial Y graft has less coronary flow reserve than independent grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 74, n. 2, p. 493-496, 2002.

SILVA, F. A. M.; VON KRÜGER, M. A.; PEREIRA, W. C. A. Continuous flow phantom for the calibration of an ultrasonic transit-time flowmeter. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 30, n. 1, p. 03-10, 2014.

SINGH, R. N.; SOSA, J. A. Internal mammary artery: a "live" conduit for coronary bypass. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 87, n. 6, p. 936-938, 1984.

SPEZIALE, G.; RUVOLO, G.; COPPOLA, R.; MARINO, B. Intraoperative flow measurement in composite Y arterial grafts. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 17, n. 5, p. 505-508, 2000.

SONG, S. W.; SUL, S. Y.; LEE, H. J.; YOO, K. J. Comparison of the radial artery and saphenous vein as composite grafts in off-pump coronary artery bypass grafting in elderly patients: a randomized controlled trial. **Korean Circulation Journal**, v. 42, n. 2, p. 107-112, 2012.

STANDRING, Susan. **Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice**. 40e.

London: Churchill Livingstone, 2008.

SUCCI, J. E.; GEROLA, L. R.; SUCCI, G. D. M.; KIM, H. C.; PAREDES, J. E. M.; BUFOLLO, E. Intraoperative coronary grafts flow measurement using the TTFM flowmeter: results from a domestic sample. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 27, n. 3, p. 401-404, 2012.

SUMA, H.; WANIBUCHI, Y.; TERADA, Y.; FUKUDA, S.; TAKAYAMA, T.; FURUTA, S. The right gastroepiploic artery graft. Clinical and angiographic midterm results in 200 patients. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 105, n. 4, p. 615-22; discussion 623, 1993.

SUTERA, S. P.; SKALAK, R. The history of Poiseuille's law. **Annual Review of Fluid Mechanics**, v. 25, n. 1, p. 1-20, 1993.

SWETLOW, G. I. Paravertebral alcohol block in cardiac pain. **American Heart Journal**, v. 1, n. 4, p. 393-412, 1926.

TAJIMA, K.; YAMAMOTO, F.; KAWAZOE, K.; NAKATANI, I.; SAKAI, H.; ABE, T.; KAWASHIMA, Y. Cardiopulmonary bypass and cellular immunity: changes in lymphocyte subsets and natural killer cell activity. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 55, n. 3, p. 625-630, 1993.

TARR, F. I.; SASVÁRI, M.; TARR, M.; RÁCZ, R. Evidence of nitric oxide produced by the internal mammary artery graft in venous drainage of the recipient coronary artery. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 80, n. 5, p. 1728-1731, 2005.

TECTOR, A. J.; AMUNDSEN, S.; SCHMAHL, T. M.; KRESS, D. C.; PETER, M. Total revascularization with T grafts. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 57, n. 1, p. 33-39, 1994.

TOUMPOULIS, I. K.; THEAKOS, N.; DUNNING, J. Does bilateral internal thoracic artery harvest increase the risk of mediastinitis? **Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery**, v. 6, n. 6, p. 787-791, 2007.

TRAPP, W. G.; BISARYA, R. Placement of coronary artery bypass graft without pump oxygenator. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 19, n. 1, p. 1-9, 1975.

TREHAN, N.; MISHRA, M.; KASLIWAL, R. R.; MISHRA, A. Surgical strategies in patients at high risk for stroke undergoing coronary artery bypass grafting. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 70, n. 3, p. 1037-1045, 2000.

TREMBLAY, J. A.; STEVENS, L. M.; CHARTRAND-LEFEBVRE, C.; CHANDONNET, M.; MANSOUR, S.; SOULEZ, G.; PRIETO, I.; BASILE, F.; NOISEUX, N. A novel composite coronary bypass graft strategy: the saphenous vein bridge—a pilot study. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 44, n. 4, p. e302-e307, 2013.

TUNE, J. D.; GORMAN, M. W.; FEIGL, E. O. Matching coronary blood flow to myocardial oxygen consumption. **Journal of Applied Physiology**, v. 97, n. 1, p. 404-415, 2004.

TUO, G.; MARASINI, M.; BRUNELLI, C.; ZANNINI, L.; BALBI, M. Incidence and clinical relevance of primary congenital anomalies of the coronary arteries in children and adults. **Cardiology in the Young**, v. 23, n. 03, p. 381-386, 2013.

VAJTAI, P.; RAVICHANDRAN, P. S.; FESSLER, C. L.; FLOTEN, H. S.; AHMAD, A.; GATELY, H. L.; SWANSON, J. S.; STARR, A. Inadequate internal mammary artery graft as a cause of postoperative ischemia: incidence, diagnosis and management. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 6, n. 11, p. 603-608, 1992.

VAN DE HOEF, T. P.; NOLTE, F.; ROLANDI, M. C.; PIEK, J. J.; VAN DEN WIJNGAARD, J. P.; SPAAN, J. A.; SIEBES, M. Coronary pressure-flow relations as basis for the understanding of coronary physiology. **Journal of Molecular and Cellular Cardiology**, v. 52, n. 4, p. 786-793, 2012.

VILALLONGA, J. R. Anatomical variations in the coronary arteries. II. Less prevalent variations: Coronary anomalies. **European Journal of Anatomy**, v. 8, n. 1, p. 39-53, 2004.

VINEBERG, A. M.; JEWETT, B. L. Anastomosis between coronary vessels and internal mammary artery. **Canadian Medical Association Journal**, v. 56, n. 6, p. 609, 1947.

VLODAVER, Z.; EDWARDS, J. E. Pathologic changes in aortic-coronary arterial saphenous vein grafts. **Circulation**, v. 44, n. 4, p. 719-728, 1971.

WALSH, D. B. *et al.* Valvular obstruction of blood flow through saphenous veins. **Journal of Surgical Research**, v. 42, n. 1, p. 39-42, 1987.

WENDLER, O.; HENNEN, B.; MARKWIRTH, T.; KÖNIG, J.; TSCHOLL, D.; HUANG, Q.; SHAHANGI, E.; SCHAFERS, H.T grafts with the right internal thoracic artery to left internal thoracic artery versus the left internal thoracic artery and radial artery: flow dynamics in the internal thoracic artery main stem. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 118, n. 5, p. 841-848, 1999.

WINDECKER, S.; WINDECKER, S.; ALFONSO, F.; COLLET, J. P.; CREMER, J.; FALK, V.; FILIPPATOS, G.; HAMM, C.; HEAD, S. J.; JUNI, P.; KAPPETEIN, A. P.; KASTRATI, A.; KNUUTI, J.; LANDMESSER, U.; LAUFER, G.; NEUMANN, F.; RICHTER, D. J.; SCHAUERTE, P.; UVA, M. S.; STEFANINI, G. G.; TAGGART, D. P.; TORRACCA, L.; VALGIMIGLI, M.; WIJNS, W.; WITKOWSKI, A. Authors/task force members. 2014 ESC/EACTS guidelines on myocardial revascularization: the task force on myocardial revascularization of the European Society of Cardiology (ESC) and the European Association for Cardio-Thoracic Surgery (EACTS) developed with the special contribution of the European Association of Percutaneous Cardiovascular Interventions (EAPCI). **European Heart Journal**, v. 35, n. 37, p. 2541-2619, 2014.

YAMANAKA, O.; HOBBS, R. E. Coronary artery anomalies in 126,595 patients undergoing coronary arteriography. **Catheterization and Cardiovascular Diagnosis**, v. 21, n. 1, p. 28-40, 1990.

ZELAZNY, P.; SZAPIEL, G., WITT-MAJCHRZAK, A., BUZUN, L., DMYTERKO, A., KUKLIŃSKI, M.; MOROZOW, L.; BIEDERMAN, A. Intraoperative flow dynamic evaluation for single pedicled and composite arterial grafts in "off pump" coronary revascularization. **Kardiochirurgia i Torakochirurgia Polska**, v. 9, n. 1, p. 4-10, 2012.

APÊNDICE A – PARECER CONSUBSTANCIADO DO COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ

UNIVERSIDADE FEDERAL DO
CEARÁ/ PROPESQ



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Fluxometria Intra-operatória de enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna

Pesquisador: Heraldo Guedis Lobo Filho

Área Temática:

Versão: 3

CAAE: 24523214.4.0000.5054

Instituição Proponente: Departamento de Cirurgia

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 622.589

Data da Relatoria: 22/04/2014

Apresentação do Projeto:

Os métodos para revascularização do miocárdio (RM) têm evoluído rapidamente nos últimos anos. O uso de enxerto composto de artéria torácica interna esquerda (ATIE), em anastomose em "Y", com segmentos arteriais ou segmentos de veia safena magna (VSM) para revascularizar tanto o sistema coronariano esquerdo (SCE) como o direito é uma técnica com bons resultados amplamente descrita na literatura, principalmente em pacientes com alto risco para acidente vascular encefálico (AVE). A partir da utilização mais efetiva dessa técnica em que o suprimento sanguíneo provém unicamente da ATIE, poder-se-ia indagar se este vaso é capaz de responder à demanda de fluxo para duas ou mais artérias coronárias. Apesar de recentes estudos demonstrarem que a ATIE é capaz de oferecer fluxo sanguíneo adequado, para duas ou mais artérias do sistema coronariano esquerdo, tanto em situação de repouso como estresse, outros autores relatam que os enxertos compostos em "Y" apresentaram reserva de fluxo coronariano menor do que enxertos independentes. O aumento da popularidade da cirurgia de RM sem circulação extracorpórea (CEC) trouxe a preocupação, sobretudo, nos grupos que se iniciam no uso dessa técnica, com a qualidade das anastomoses. Métodos para verificação da perviedade dos enxertos no período intraoperatório não são comumente realizados, e a maioria dos cirurgiões cardiovasculares se baseia em critérios eletrocardiográficos, enzimáticos e hemodinâmicos para se

Endereço: Rua Cel. Nunes de Melo, 1127

Bairro: Rodolfo Tedflio

CEP: 60.430-270

UF: CE

Município: FORTALEZA

Telefone: (85)3368-8344

Fax: (85)3223-2603

E-mail: comape@ufc.br

Continuação do Parecer: 622.599

fazer um diagnóstico de oclusão precoce de enxertos. O uso da fluxometria por tempo de trânsito tem sido adotado em muitos centros para cirurgia de RM com ou sem CEC. A fluxometria por tempo de trânsito do enxerto é uma ferramenta prática e objetiva de avaliação da patência do enxerto no Intraoperatório, podendo identificar espasmo ou imperfeições e reduzir complicações isquêmicas no pós-operatório, principalmente quando técnicas menos invasivas, como RM sem CEC, são utilizadas. O objetivo deste estudo é verificar o comportamento do fluxo sanguíneo em enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna, em configuração em γ na revascularização da artéria interventricular anterior e de mais um ramo do sistema coronariano esquerdo.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário: Verificar o comportamento do fluxo sanguíneo em enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna, em configuração em "Y" na revascularização da artéria interventricular anterior e de mais um ramo do sistema coronariano esquerdo.

Objetivo Secundário: Avaliar o fluxo sanguíneo no enxerto composto, em distintas situações: 1- quando fornece sangue apenas para a artéria interventricular anterior; 2- quando fornece sangue apenas para o outro ramo do sistema coronariano esquerdo; 3- quando fornece sangue para as duas artérias coronárias. - Avaliar possíveis fenômenos de competição de fluxo - Correlacionar os parâmetros de fluxo com o grau de estenose das artérias revascularizadas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: Não há riscos inerentes as medidas de fluxo nos enxertos.

Benefícios: Apesar de ser uma técnica pouco realizada em nosso país, a avaliação do fluxo dos enxertos durante a cirurgia de revascularização do miocárdio é recomendada pelas Diretrizes Americana e Européia.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Estudo será do tipo prospectivo, longitudinal, observacional e controlado.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Todos os documentos foram apresentados. O TCLE foi Refeito.

Recomendações:

Sem recomendações.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não se aplica.

Endereço: Rua Cel. Nunes de Melo, 1127

Bairro: Rodolfo Teófilo

CEP: 60.430-270

UF: CE

Município: FORTALEZA

Telefone: (85)3368-8344

Fax: (85)3223-2903

E-mail: compe@ufc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DO
CEARÁ/ PROPESQ



Continuação do Parecer: 623.599

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Considerações Finais a critério do CEP:

FORTALEZA, 23 de Abril de 2014

Assinado por:

FERNANDO ANTONIO FROTA BEZERRA
(Coordenador)

Endereço: Rua Cel. Nunes de Melo, 1127

Bairro: Rodolfo Teófilo

CEP: 60.430-270

UF: CE

Município: FORTALEZA

Telefone: (85)3368-8344

Fax: (85)3223-2903

E-mail: conep@ufc.br

APÊNDICE B – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIRURGIA**UNIVERSIDADE FEDERAL DO CEARÁ****TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****1. DADOS DE IDENTIFICAÇÃO DO SUJEITO DA PESQUISA OU RESPONSÁVEL LEGAL**

1.1 NOME DO PACIENTE: _____

DOCUMENTO DE IDENTIDADE: _____

SEXO: MASCULINO () FEMININO ()

DATA DE NASCIMENTO: __/__/__

ENDEREÇO: _____

NÚMERO: _____ APTO: _____ BAIRRO: _____

CIDADE: _____ CEP: _____

TELEFONE (COM DDD): (____) _____

1.2 RESPONSÁVEL LEGAL: _____

DOCUMENTO DE IDENTIDADE: _____

SEXO: MASCULINO () FEMININO ()

DATA DE NASCIMENTO: __/__/__

ENDEREÇO: _____

NÚMERO: _____ APTO: _____ BAIRRO: _____

CIDADE: _____ CEP: _____

TELEFONE (COM DDD): (____) _____

2. DADOS SOBRE A PESQUISA CIENTÍFICA

TÍTULO DO PROTOCOLO DE PESQUISA: Fluxometria intra-operatória de enxerto composto de artéria torácica interna esquerda e veia safena magna

PESQUISADOR: Heraldo Guedis Lobo Filho

CARGO/FUNÇÃO: Médico Cirurgião Cardiovascular

INSCRIÇÃO CONSELHO REGIONAL: CREMEC 9058

AVALIAÇÃO DO RISCO DA PESQUISA (probabilidade que o indivíduo sofra algum dano como consequência imediata ou tardia do estudo): sem risco

DURAÇÃO DA PESQUISA: 24 a 48 meses

3. REGISTRO DAS EXPLICAÇÕES DO PESQUISADOR AO PACIENTE OU SEU REPRESENTANTE LEGAL SOBRE A PESQUISA

3.1 JUSTIFICATIVA E OBJETIVO DA PESQUISA: Esta pesquisa tem como objetivo analisar o fluxo de sangue nos enxertos (pontes) de safena associado a enxertos (pontes) de mamária, em formato de Y, com uso de um aparelho denominado fluxômetro.

3.2 PROCEDIMENTOS QUE SERÃO UTILIZADOS E PROPÓSITOS: A avaliação do fluxo sanguíneo nos enxertos (pontes) é uma técnica usada em grandes centros de cirurgia cardíaca do mundo e tem como objetivo demonstrar que o enxerto (ponte) encontra-se funcionando bem após sua realização. O uso de enxerto de safena associado ao enxerto de mamária, em formato de Y, é uma técnica que busca reduzir os risco de acidente vascular encefálico após a cirurgia de revascularização do miocárdio (cirurgia de ponte de mamária e ponte de safena). Não há estudos que avaliem profundamente o fluxo sanguíneo nesse tipo de enxerto logo após a realização das pontes.

3.3 DESCONFORTOS E RISCOS ESPERADOS: Não haverá aumento de desconforto ou risco em virtude da realização da pesquisa. A avaliação do fluxo dos enxertos (pontes) terá um caráter protetor ao paciente, pois poderá identificar enxertos que não estejam funcionando bem, e que possam ser corrigidos.

4. ESCLARECIMENTOS DADOS PELO PESQUISADOR SOBRE GARANTIAS DO SUJEITO DA PESQUISA

4.1 Acesso, a qualquer tempo, às informações sobre procedimentos, riscos e benefícios relacionados à pesquisa, inclusive para esclarecer eventuais dúvidas.

4.2 Liberdade de retirar seu consentimento a qualquer tempo e de deixar de participar do estudo, sem que isso traga prejuízo à continuidade da assistência.

4.3 Salvaguarda da confidencialidade, sigilo e privacidade.

5. INFORMAÇÕES DE NOMES, ENDEREÇOS E TELEFONES DOS RESPONSÁVEIS PELO ACOMPANHAMENTO DA PESQUISA

Pesquisador: Heraldo Guedis Lobo Filho

Endereço: Rua José Lourenço 777, Bairro Aldeota. CEP: 60115280

Telefone: (85) 32441711

DECLARO QUE, APÓS CONVENIENTEMENTE ESCLARECIDO PELO PESQUISADOR E TER ENTENDIDO O QUE ME FOI EXPLICADO, CONSINTO EM PARTICIPAR DO PRESENTE PROTOCOLO DE PESQUISA.

Fortaleza, ____ de _____ de _____

Assinatura (ou digital, caso não assine), do sujeito da pesquisa ou responsável legal

Assinatura do Pesquisador