



UNIVERSIDADE FEDERAL DE MINAS GERAIS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM
ENGENHARIA MECÂNICA

MODELAGEM MATEMÁTICA DA VENTRICULECTOMIA
PARCIAL ESQUERDA E DETERMINAÇÃO DE
PARÂMETRO CARDÍACO DO VENTRÍCULO ESQUERDO

JOSÉ SÉRGIO DOMINGUES

BELO HORIZONTE, 17 DE FEVEREIRO DE 2017

José Sérgio Domingues

**MODELAGEM MATEMÁTICA DA VENTRICULECTOMIA
PARCIAL ESQUERDA E DETERMINAÇÃO DE
PARÂMETRO CARDÍACO DO VENTRÍCULO ESQUERDO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como requisito parcial à obtenção do título de Doutor em Engenharia Mecânica.

Área de concentração: Bioengenharia

Orientador: Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa

*(in memoriam - * 08/07/1965 / +21/01/2016)*

Prof. Dr. Carlos Barreira Martinez

Belo Horizonte

Escola de Engenharia da UFMG

2017

D671m

Domingues, José Sérgio.

Modelagem matemática da ventriculectomia parcial esquerda e determinação de parâmetro cardíaco do ventrículo esquerdo [manuscrito] / José Sérgio Domingues. – 2017.

xv, 91 f., enc.: il.

Orientadores: Marcos Pinotti Barbosa, Carlos Barreira Martinez.

Tese (doutorado) - Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Engenharia.

Bibliografia: f. 76-91.

1. Engenharia mecânica - Teses. 2. Bioengenharia - Teses.
3. Modelagem matemática - Teses. 4. Insuficiência cardíaca - Teses.
5. Coração - Ventrículo esquerdo - Teses. I. Barbosa, Marcos Pinotti.
II. Martinez, Carlos Barreira. III. Universidade Federal de Minas Gerais.
Escola de Engenharia. IV. Título.

CDU: 621(043)



Universidade Federal de Minas Gerais
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica

Av. Antônio Carlos, 6627 - Pampulha - 31.270-901 – Belo Horizonte – MG

Tel: +55 31 3409-5145 – Fax: +55 31 3409-3526

www.demec.ufmg.br – E-mail: cpgmec@demec.ufmg.br

**"MODELAGEM MATEMÁTICA DA VENTRICULECTOMIA PARCIAL
ESQUERDA E DETERMINAÇÃO DE PARÂMETRO CARDÍACO DO
VENTRÍCULO ESQUERDO"**

JOSÉ SÉRGIO DOMINGUES

Tese submetida à Banca Examinadora designada pelo Colegiado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Minas Gerais, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de "**Doutor em Engenharia Mecânica**", na área de concentração de "**Bioengenharia**".

Tese aprovada no dia 17 de fevereiro de 2017.

Por:

Dr. Carlos Barreira Martinez

Orientador - Depto. de Engenharia Hidráulica e Recursos Hídricos/UFMG

Dr. Rudolf Huebner

Departamento de Engenharia Mecânica/UFMG

Dr. Estevam Barbosa de Las Casas

Departamento de Engenharia de Estruturas/UFMG

Dr. Domingo Marcolino Braile

Faculdade de Medicina de São José do Rio Preto

Dr. Ricardo Queiroz Guimarães

Hospital de Olhos de Minas Gerais

Dr. Daniel Neves Rocha

Instituto Federal de Minas Gerais

Aos meus pais, por tudo que já
sofreram e se privaram para me proporcionar
uma boa educação, e por sempre me mostrarem o caminho
que valoriza a família, o bem, a honestidade, a persistência e o trabalho.

AGRADECIMENTOS

É fato que um trabalho de pós-graduação não se concretiza com mérito único do seu autor, pois toda a trajetória nessa fase da vida acadêmica é relativamente complexa e exige várias contribuições importantes como as de amigos, colegas de estudos, professores, instituições colaboradoras. Destaco também aquelas contribuições dadas a algum tempo por pessoas não menos importantes do que as que colaboraram mais recentemente. Por isso, tenho imenso prazer em agradecer a todos que seguem:

Meus pais, Geralda e Jorge, que sempre me apoiaram e não mediram esforços para me possibilitar a melhor instrução possível e que nunca me deixaram desistir dos meus objetivos, nem mesmo nas maiores adversidades.

Viviane e Kaleo, esposa e filho, por todo carinho e apoio ao longo dessa trajetória, sem contar os momentos de descontração com o “filhote”: jogando futebol, pulando corda, desenhando, andando de bicicleta, brincando de “lutinha”, contando histórias, assistindo desenhos e, também, “puxadas de orelha” para lhe ensinar o que é certo.

Simone, Maria José e Vinícius, meus irmãos, e também a minha sobrinha, Júlia, pelas palhaçadas que fazemos juntos e que me possibilitam continuar percebendo que a vida não é só trabalhar, trabalhar e trabalhar.

Prof. Dr. Marcos Pinotti Barbosa (*in memoriam*), que me recebeu no DEMEC no ano de 2012, onde conversamos por várias horas a respeito dos seus vários projetos de pesquisa. Marcou-me muito a sua resposta quando lhe pedi para me indicar em qual desses projetos eu poderia atuar, já que minha formação era matemática: “*é exatamente pelo fato da sua formação ser matemática que você pode trabalhar no projeto que desejar. Em qualquer um deles você será importante, basta querer!*”. Pouco depois, em 2013, me acolheu como orientador e assim foi até janeiro de 2016, quando infelizmente nos deixou. Foram praticamente quatro anos em que pude conhecer mais do seu grande poder de motivação, da ótima pessoa e do grande pesquisador que ele foi.

Dr. Marcos de Paula Vale, grande cirurgião cardiovascular, que exatamente no dia em que decidi que meu projeto de doutorado seria sobre essa área, por coincidência ou não, estava no LABBIO e me foi apresentado pelo Prof. Pinotti. Logo nos primeiros momentos de conversa percebemos que essa parceria seria promissora e que vários trabalhos poderiam ser realizados, com muitas possibilidades de desenvolvimento de ideias. Foi o Dr. Marcos que me explicou o funcionamento do procedimento cirúrgico foco dessa tese, contando-me que acreditava que uma análise matemática poderia auxiliar na sua compreensão e melhoria. Em pouco tempo se tornou meu conselheiro, consultor, motivador, efetivo membro dessa pesquisa, tendo grande responsabilidade pelo seu sucesso, tornando-se também, um grande amigo.

Prof. Dr. Carlos Barreira Martinez, primeiramente por gentilmente ter aceitado participar do meu exame de qualificação em 2015, e naquele momento, ter me tratado com tanto respeito e consideração, apontando importantes melhorias para a continuidade do projeto. Mais recentemente, no último ano de doutorado, me aceitou com orientando, permitindo-me obter novos conhecimentos e novas formas de olhar para o mesmo problema.

Prof. Dr. Domingo Marcolino Braile, que com todo carinho, respeito e comprometimento, aceitou ler esta tese e fazer importantes considerações e sugestões de referências que poderiam agregar ao trabalho. Também pela honra de aceitar participar da banca e pelos elogios à qualidade desta tese, reconhecendo-a com um trabalho de importante valor científico, prático e educacional.

Prof. Dr. Ricardo Queiroz Guimarães, pela gentileza em me receber para conversarmos sobre a tese, pelo reconhecimento à qualidade desta pesquisa e por participar da banca, sugerindo várias melhorias ao texto.

LAPAN (Laboratório de Pesquisa Aplicada à Neurovisão) por me convidarem para conhecer suas instalações e pesquisas de alto nível, no Hospital de Olhos Dr. Ricardo Guimarães, inclusive, me fazendo almejar novos horizontes para meus futuros trabalhos.

Prof. Dr. Rudolf Huebner, por participar da banca e pelas grandes contribuições para melhoria do texto desta tese.

Prof. Dr. Daniel Neves Rocha, por participar da banca, pelas colaborações que melhoraram este texto e pelas possibilidades apresentadas.

Prof. Dr. Estevam Barbosa de Las Casas, pelo carinho em ter aceitado ser membro da banca e pelas melhorias sugeridas.

Meus companheiros do Labbio, por todo suporte nos momentos mais difíceis e pelos momentos de descontração. Em especial: Artur Avelar e Cida Fernandes.

Meus companheiros nas disciplinas isoladas, pelos apertos que passamos juntos e pela evolução científica obtida com muita dedicação, discussão, leitura, exemplos, experimentos e noites em claro. Em especial: Branca Fraga, Fernanda Souza, Juliana Mineiro, Isabela Poley e Thiago Santiago.

Departamento de Matemática do IFMG – Campus Formiga, em especial ao Prof. Alex Eduardo Andrade Borges, por todo apoio com a minha necessidade de deslocamentos constantes para BH de horários de aulas adaptados. Também agradeço a todo grupo de professores do departamento pelo aceite da redução da minha carga horária de aulas em todo o ano de 2016.

Profa. Dra. Maria Elizabeth de Gouvêa, minha orientadora de mestrado, que sem dúvida tem grande participação na minha formação como pesquisador.

Neila, Tatiane e Weslei, amigos eternos (desde os tempos do ICEX na UFMG), por todo companheirismo e por tudo que passamos e estudamos juntos. Todos aqueles momentos me ajudaram a chegar até aqui.

Marina, da secretaria do PPGMEC, pelos auxílios valiosos mesmo antes de entrar como aluno regular no programa e por toda atenção, respeito, humanidade e compromisso.

Todos os professores que tive na graduação, em especial a: Carmem Rosa, Sandra Mara, Paulo Menezes, Frederico, Weversson, Cláudia Tavares, Flaviana, Mariana e Remy, por todo apoio, dedicação, conhecimento compartilhado, reconhecimento do meu potencial, e principalmente, pelo incentivo para que eu continuasse meus estudos.

“Mathematicians won the war. Mathematicians broke the Japanese codes, and built the A-bomb. Mathematicians... like you.”

Trecho do filme: *A Beautiful Mind*

“A tarefa não é tanto ver aquilo que ninguém viu, mas pensar o que ninguém ainda pensou sobre aquilo que todo mundo vê.”

Arthur Schopenhauer

Sumário

LISTA DE FIGURAS.....	ix
LISTA DE TABELAS.....	xi
LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS	xii
LISTA DE SÍMBOLOS	xiv
RESUMO	xv
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Introdução ao Sistema Cardiovascular Humano.....	1
1.2 Introdução às formas e parâmetros para quantificação do ventrículo esquerdo	4
1.3 Miocardiopatia Dilatada	6
1.4 Transplante de Coração no Brasil e no Mundo	8
1.5 A Lei de Laplace	10
1.6 A Ventriculectomia Parcial.....	11
1.7 A pesquisa e o desenvolvimento do trabalho.....	13
2 OBJETIVOS	15
3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	16
3.1 Estado da arte sobre os casos de sucesso e inovações na VPE nos últimos anos.....	16
3.1.1 Visão geral da revisão bibliográfica sobre a VPE.....	16
3.1.2 Relatos de caso de realização da VPE.....	17
3.1.3 Relatos de casos e possíveis inovações no procedimento	23
3.2 O modelo de Feng, Sitek e Gullberg para a área da superfície do VE.....	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS.....	30
4.1 Desenvolvimento do modelo matemático para a VPE.....	31
4.1.1 Modelo matemático para área da superfície do VE com MD	31
4.1.2 Modelo matemático de dimensionamento da fatia elíptica a ser removida na VPE	33
4.2 Modelo matemático para área superficial do VE normal pela geometria do TPS ...	36
4.2.1 Obtenção da curva geratriz de um TPS	38
4.2.2 Um Teorema para o cálculo da área do TPS	39
4.2.3 Modelo matemático de associação das dimensões do VE e do TPS	45
4.2.4 O volume do TPS pela sua geratriz e a correlação perfeita de Feng, Sitek e Gullberg.	47
4.3 Obtenção de dados médicos reais das dimensões do VE.....	48
4.3.1 Os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues	48
4.3.2 Os dados de Macedo et al.....	50

5	RESULTADOS E DISCUSSÃO	52
5.1	Resultados a partir das dimensões reais de Ângelo, Vieira e Rodrigues	52
5.1.1	Resultado para as correlações entre área e volume do VE seguindo a ideia de Feng, Sitek e Gullberg.....	58
5.2	Resultados a partir das dimensões reais de Macedo et al	59
5.2.1	Resultado para as correlações seguindo a ideia de Feng, Sitek e Gullberg e considerando modelos dependentes	61
5.2.2	Correlações entre as áreas calculadas e alguns parâmetros em homens.....	63
5.2.3	Correlações entre as áreas calculadas e alguns parâmetros em mulheres	67
6	CONCLUSÕES	72
7	TRABALHOS FUTUROS	74
	ABSTRACT	75
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	76

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 1.1 – As quatro câmaras cardíacas e o sentido do escoamento sanguíneo.	2
FIGURA 1.2 – Vista superior das duas válvulas AV e SL na diástole e na sístole, respectivamente.....	3
FIGURA 1.3 – Representação das principais medidas lineares do VE.....	4
FIGURA 1.4 – Elipse considerada pelo método do elipsoide.....	5
FIGURA 1.5 – Comparação de um coração normal e um com MD.	7
FIGURA 1.6 – Radiografia de um coração com MD.....	7
FIGURA 1.7 – Corte realizado na VPE, em A, e da visualização do procedimento após a sua realização, em B.	12
FIGURA 1.8 – Aspecto do VE após a retirada da fatia (A) e a fatia em formato elíptico (B).....	12
FIGURA 1.9 – Aspecto do VE após a realização da VPE.	13
FIGURA 3.1 – Representação do número de produções sobre relatos de casos e inovações na VPE nos últimos 13 anos.	17
FIGURA 3.2 – Representação geométrica do VE com coordenadas elípticas.....	27
FIGURA 3.3 – Correlação entre VVE e área do VE.....	28
FIGURA 4.1 – Fluxograma das etapas seguidas na pesquisa.	30
FIGURA 4.2 – Contorno do VE via algoritmo de segmentação.....	32
FIGURA 4.3 – Representação de um VE normal, em (A), e com MD, em (B), de raios r e R , respectivamente.....	34
FIGURA 4.4 – Esboço do arco de medida ΔC e seus elementos principais.	35
FIGURA 4.5 – Elipse centrada na origem, em A. Em B, elipse truncada pela reta $z = \sigma$	38
FIGURA 4.6 – TPS gerado pela rotação da curva superior da elipse truncada.	39
FIGURA 4.7 – Representação do plano $z = -2$ dividindo o elipsoide de revolução em dois TPS's. .	44
FIGURA 4.8 – Imagens que destacam as principais medidas do VE e suas formas de medição.	46
FIGURA 5.1 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a FE com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).	54
FIGURA 5.2 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a FEn com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).	55
FIGURA 5.3 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e o SIV com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).	55
FIGURA 5.4 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa (g) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).	56
FIGURA 5.5 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m^2) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).....	57
FIGURA 5.6 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa normalizada pela altura (g/m) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).....	57

FIGURA 5.7 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vd</i> (mL), por faixa etária e com base nos dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), usando a mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).	58
FIGURA 5.8 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vd</i> (mL), para homens, com base na mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).	62
FIGURA 5.9 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vd</i> (mL), para homens, com base na mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).	63
FIGURA 5.10 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a sua FE (%), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).	64
FIGURA 5.11 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m ²), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).	64
FIGURA 5.12 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a sua massa (g), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).	65
FIGURA 5.13 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vd</i> (mL), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).	65
FIGURA 5.14 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vdn</i> (mL/m ²), em homens, pela faixa etária, com os dados de Macedo et al. (2013).	66
FIGURA 5.15 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a FE (%), em mulheres, com os dados de Macedo et al. (2013).	67
FIGURA 5.16 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a sua massa (g), em mulheres, com os dados de Macedo et al. (2013).	68
FIGURA 5.17 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m ²), em mulheres, com os dados de Macedo et al. (2013). ..	69
FIGURA 5.18 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vd</i> (mL), em mulheres, com os dados de Macedo et al. (2013).	69
FIGURA 5.19 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm ²) e o <i>Vdn</i> (mL/m ²), em mulheres, com os dados de Macedo et al. (2013).	70

LISTA DE TABELAS

TABELA 4.1 – Diâmetro diastólico real do VE em pacientes normais e o parâmetro a calculado.	49
TABELA 4.2 – Valores de outros parâmetros ecocardiográficos em relação à faixa etária, em anos..	49
TABELA 4.3 – Diâmetro diastólico real do VE em pacientes normais, por sexo e por faixa etária, e o parâmetro a calculado.	50
TABELA 4.4 – Médias das medidas de referência para o VE de homens e mulheres por faixa etária.	51
TABELA 5.1 – Valores calculados para os parâmetros σ , L , c e $A\sigma(S)$ a partir dos dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues, 2007.....	52
TABELA 5.2 – Volumes diastólicos finais do VE calculados pela EQ. (4.39) com o Dd fornecido no trabalho de Ângelo, Vieira e Rodrigues, 2007.	58
TABELA 5.3 – Valores calculados para os parâmetros σ , L , c e $A\sigma(S)$, para homens e mulheres, juntamente com as diferenças percentuais, por sexo e faixa etária.	60
TABELA 5.4 – Volumes diastólicos finais calculados pela EQ. (4.39) e com o Dd obtido em Macedo et al. (2013) para homens e mulheres.....	61

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

A	Ponto mais extremo do ápex
AE	Átrio Esquerdo
AD	Átrio Direito
AHA	American Heart Association
AV	Atrioventriculares
<i>D</i>	Eixo curto do ventrículo esquerdo
EUA	Estados Unidos da América
FE	Fração de Ejeção
FEn	Fração de Encurtamento
IC	Insuficiência Cardíaca
<i>J</i>	Determinante da matriz Jacobiana
<i>L</i>	Eixo longo do ventrículo esquerdo
M	Ponto médio aórtico
MD	Miocardiopatia Dilatada
NYHA	New York Heart Association
<i>R</i>	Raio principal do VE (usado na fórmula mais comum da Lei de Laplace)
SL	Semilunares
SUS	Sistema Único de Saúde
<i>T</i>	Tensão na parede do miocárdio (pela fórmula mais comum da Lei de Laplace)
TPS	Truncated prolate spheroid
VD	Ventrículo Direito

VE	Ventrículo Esquerdo
VPD	Ventriculectomia Parcial Direita
VPE	Ventriculectomia Parcial Esquerda
VVE	Volume Ventricular Esquerdo

LISTA DE SÍMBOLOS

$A_{\sigma}(S)$	Área da superfície de um TPS
D_d	Diâmetro diastólico final (eixo curto no fim da diástole)
D_s	Diâmetro sistólico final (eixo curto no fim da sístole)
D_m	Diastólico final médio em mulheres
D_h	Diâmetro diastólico final médio em homens
$E(\varphi, k)$	Integral elíptica incompleta de segunda ordem
$F(\varphi, k)$	Integral elíptica incompleta de primeira ordem
h	Espessura da parede do miocárdio
P_{ic}	Pressão Intracavitária
R_{eq}	Raio equivalente
R_1	Raio principal 1 em uma das direções em corpos elípticos
R_2	Raio principal 2 em uma das direções em corpos elípticos
S_v	Área superficial do VE em pacientes com MD
ΔS_v	Varição superficial sofrida pelo VE em pacientes com MD
T_1	Tensão 1 na parede de um corpo elíptico associada ao R_1
T_2	Tensão 2 na parede de um corpo elíptico associada ao R_2
T_s	Polinômio de Taylor para o contorno superior do VE
T_i	Polinômio de Taylor para o contorno inferior do VE
V_d	Volume diastólico final
V_{dn}	Volume diastólico final normalizado pela superfície corpórea
V_s	Volume sistólico final
W_s	Tensão na parede do Miocárdio
σ	Ponto de truncamento para gerar um TPS

RESUMO

A Ventriculectomia Parcial Esquerda é um procedimento cirúrgico desenvolvido pelo médico brasileiro Dr. Randas Vilela Batista para combater a doença cardíaca denominada Miocardiopatia Dilatada. Consiste na retirada de uma fatia elíptica da parede lateral do ventrículo esquerdo, de pacientes com a doença, para se reduzir o diâmetro dessa câmara e permitir que a função sistólica seja recuperada. A sua justificativa físico-matemática é consistente, mas alguns resultados desanimadores acarretaram na drástica diminuição da sua realização. Após extensa revisão bibliográfica constatou-se que uma das limitações do procedimento era a inexistência de métodos de determinação das dimensões da fatia a ser removida, e que isso pode ocasionar que remoções exageradas sejam feitas, prejudicando ainda mais a função do ventrículo. O objetivo principal desse trabalho é determinar um modelo matemático teórico para a Ventriculectomia Parcial Esquerda e um modelo matemático que permita estimar um parâmetro relativo à área média da superfície do ventrículo esquerdo em pacientes normais, considerando que sua geometria é semelhante a um elipsoide de revolução truncado. Com isso, espera-se contribuir com protocolos de melhoria na eficiência desse procedimento cirúrgico. Após a determinação dos modelos são obtidos dados reais das medidas lineares do ventrículo, e essas são usadas na obtenção de resultados das áreas médias da sua superfície, por sexo e faixa etária. Os resultados obtidos para a área da superfície do ventrículo são mais amplos e significativos do que os poucos resultados já descritos na literatura, possuindo forte correlação linear com o volume diastólico normalizado pela superfície corpórea tanto em homens ($r = 0,8520$, $p = 0,0668$) quanto em mulheres ($r = 0,9810$, $p = 0,0031$). Obtêm-se as diferenças percentuais entre as áreas superficiais médias obtidas para o ventrículo de homens e mulheres, e também por faixas etárias (de 20 a mais de 60 anos). Os resultados obtidos servem para um melhor entendimento da geometria do ventrículo esquerdo, e são fundamentais para a alimentação do modelo de determinação das dimensões da fatia a ser resseccionada na realização do procedimento.

Palavras chave: Ventriculectomia Parcial Esquerda, Insuficiência Cardíaca, Miocardiopatia Dilatada, Modelagem Matemática e Computacional, Área Superficial.

1 INTRODUÇÃO

Na introdução desta tese apresentamos os principais tópicos necessários para o seu entendimento, dando ênfase a tópicos relacionados à área médica. Dentre eles se destacam: uma breve introdução sobre o sistema circulatório humano, o entendimento de uma doença cardíaca denominada Miocardiopatia Dilatada e a descrição de um dos procedimentos cirúrgicos destinados a combater essa doença, a Ventriculectomia Parcial Esquerda. Além disso, faz-se uma breve descrição da Lei de Laplace, em algumas das suas diversas formas de aparição, pois essa lei é utilizada para embasar a ideia da Ventriculectomia Parcial Esquerda.

1.1 Introdução ao Sistema Cardiovascular Humano

O funcionamento do coração se dá pelas suas 4 câmaras: átrio esquerdo (AE), átrio direito (AD), ventrículo esquerdo (VE) e ventrículo direito (VD). Essas câmaras possuem válvulas unidirecionais em suas saídas, denominadas Válvulas Atrioventriculares, ou válvulas AV (do tipo tricúspide, do átrio direito para o ventrículo direito; e do tipo bicúspide, do átrio esquerdo para o ventrículo esquerdo), evitando que o sangue retorne (PINHEIRO, 2012).

Quando há a contração do músculo cardíaco (sístole), o sangue é bombeado para fora do coração. O coração se contrai em dois estágios. No primeiro estágio, os átrios se contraem ao mesmo tempo, bombeando o sangue para os ventrículos, fazendo com que estes tenham um enchimento adicional de 25%, funcionando como bombas que aumentam a eficácia de enchimento ventricular. Porém, se os átrios deixarem de funcionar, essa diferença só é notada caso a pessoa se exercite. No estágio seguinte os ventrículos se contraem juntos para bombear o sangue do coração, relaxando-se posteriormente (diástole), antes da próxima contração, permitindo que o sangue preencha o coração novamente. Durante a sístole ventricular, grande quantidade de sangue se acumula nos átrios devido ao fechamento das válvulas AV. Como consequência, quando termina a sístole e as pressões sistólicas começam a cair, as pressões nos átrios, levemente aumentadas, promovem a abertura das válvulas AV, permitindo rápido escoamento de sangue para os ventrículos. No último terço da diástole os átrios se contraem e dão impulso adicional ao escoamento de sangue para os ventrículos (FEIJÓ, 2007).

A FIG. 1.1 apresenta uma ilustração em corte do coração humano e de suas principais partes, incluindo o sentido do escoamento sanguíneo.

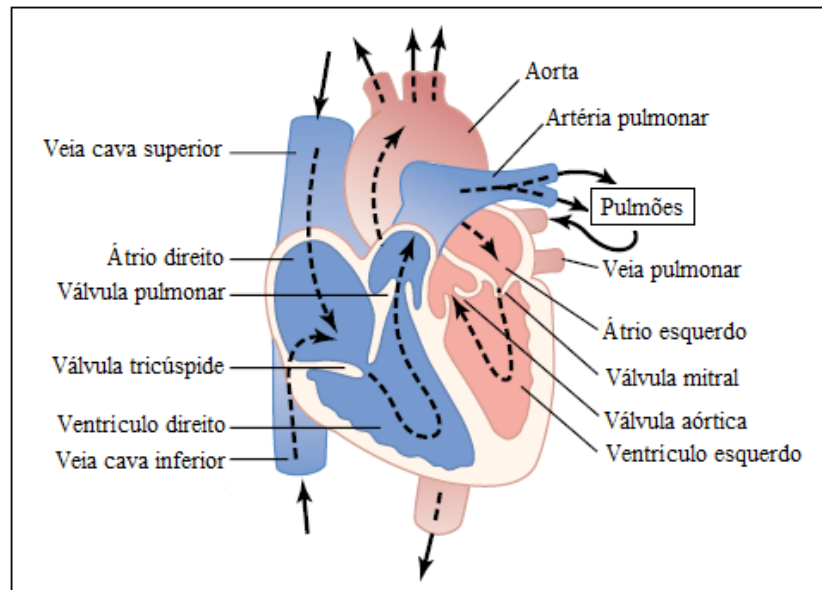


FIGURA 1.1 – As quatro câmaras cardíacas e o sentido do escoamento sanguíneo.
 FONTE: Adaptado de Guyton e Hall, 2005.

Ao contrário do que se pode imaginar, o coração não funciona da mesma forma em sua totalidade. Na realidade, seus lados direito e esquerdo possuem funções separadas. O lado direito coleta sangue venoso (pobre em oxigênio) do coração e o bombeia para os pulmões, onde é oxigenado e libera dióxido de carbono. O lado esquerdo do coração coleta o sangue arterial (rico em oxigênio) dos pulmões e o bombeia para o corpo, para que todas as células recebam oxigênio adequadamente (GOSS, 1988; DANGELO; FATTINI, 2001).

As válvulas AV possuem um anel de sustentação que fixa os seus componentes, denominados cúspides. A quantidade de cúspides existente nessas válvulas, duas ou três, origina seus nomes – bicúspide (ou mitral) e tricúspide. Essas válvulas são presas por finas cordas, denominadas cordoalhas tendíneas, que por sua vez são ligadas aos *músculos papilares*, para que as cúspides não evertam para o interior dos átrios no momento da sístole (DANGELO; FATTINI, 2001; PINHEIRO, 2012).

Para que ocorra, de forma adequada, a passagem de sangue para os pulmões e também para a circulação para o resto do corpo, existem as válvulas pulmonar e aórtica, também conhecidas como Válvulas Semilunares ou válvulas SL (DANGELO; FATTINI, 2001).

As válvulas AV se encontram abertas na diástole, para que ocorra a passagem de sangue dos átrios para os ventrículos, e se fecham na sístole, impedindo o refluxo do sangue. Além disso, na sístole ocorre a abertura das válvulas SL, permitindo que o sangue seja expulso do coração,

para a circulação pulmonar, com a finalidade de se efetuar a oxigenação sanguínea, e para a circulação sistêmica, que é responsável por levar sangue rico em oxigênio e nutrientes do VE, através da Artéria Aorta ao corpo inteiro (DANGELO; FATTINI, 2001; PINHEIRO, 2012).

O coração deve manter a circulação de modo que um suprimento adequado de sangue seja distribuído a todos os tecidos do corpo. Esta função é executada eficientemente se um padrão sequencial de ativação elétrica e contração mecânica coordenada for produzido dos átrios para os ventrículos (SILVA, 1991). Na FIG. 1.2 tem-se uma visão superior do coração, por uma seção transversal que permita visualizar as duas válvulas AV e as duas válvulas SL.

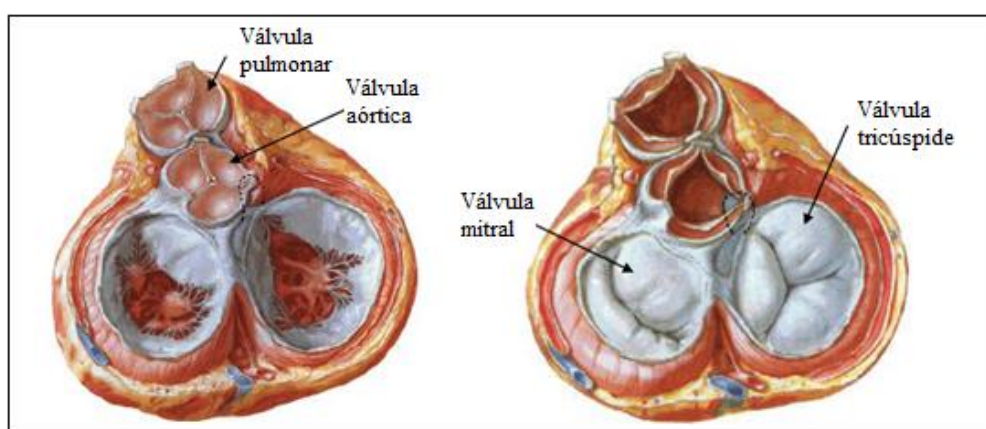


FIGURA 1.2 – Vista superior das duas válvulas AV e SL na diástole e na sístole, respectivamente.
FONTE: Adaptado de Netter, 2000.

O mau funcionamento do coração pode levar a quadros de insuficiência cardíaca (IC), que é uma síndrome complexa e de elevada morbidade, devido à redução da função de bomba do coração, e cujas causas não são completamente compreendidas (BALIEIRO, 2007).

Na Europa e nos EUA, cerca de 2% da população adulta possui IC, e essa proporção é ainda maior na população acima de 65 anos, ficando entre 6% e 10% (McMURRAY et al., 2009). Dados mais recentes da *American Heart Association* (AHA) apontam que no período de 2007 a 2012 houve prevalência de 5,1 milhões de indivíduos com IC somente nos EUA, e que essa prevalência aumentará cerca de 46% de 2012 a 2030 para a população acima de 18 anos de idade, resultando em mais de 8 milhões de pessoas com IC (ALBUQUERQUE, 2015).

No ano de 2012 o DATA-SUS registrou 1.137.572 internações por doenças no aparelho circulatório, sendo que cerca de 21% destas (238.890 internações) foram devido à IC, que causou aproximadamente 26.695 óbitos (ALBUQUERQUE, 2015). Em 2014 o número de internações por IC foi de 223.818 com 22.052 óbitos (BRASIL, 2016).

Geralmente, quando um paciente morre com IC, indica-se como a causa dessa morte não a IC, mas sim a doença que a resultou. Sendo assim, os dados sobre a taxa de mortalidade pela IC são escassos e pouco confiáveis. Um levantamento feito pela *British Heart Foundation*, referente aos anos de 2001 a 2010, constatou que 30% a 40% dos pacientes com IC morrem após 1 ano de diagnóstico, sendo que essa taxa sobe de 60% a 70% até o quinto ano de diagnóstico, correspondendo, em ambos os casos, a taxas maiores do que de alguns cânceres como mama, próstata e bexiga (McMURRAY *et al.*, 2009; ALBERT EINSTEIN, 2011).

1.2 Introdução às formas e parâmetros para quantificação do ventrículo esquerdo

A análise do funcionamento do VE é de fundamental importância na avaliação cardíaca de um paciente, pois decisões a respeito da abordagem clínica a ser tomada são baseadas na qualidade funcional apresentada por essa câmara cardíaca (BUCKBERG *et al.*, 2015a, 2015b). A aferição dessa qualidade é feita, em grande parte, com base na obtenção de medidas lineares e volumétricas por exames de ecocardiografia ou ressonância magnética, sendo que a partir delas, alguns parâmetros quantitativos podem ser calculados (FERREIRA FILHO, 2012; LANG *et al.*, 2015; GIMENES, 2015).

Duas das principais medidas lineares do VE são as dos eixos *longo* (L) e *curto* (D), essa última também denominada de diâmetro ventricular ou diâmetro transversal do VE (LANG *et al.*, 2006). Representaremos por D_d e D_s a medida do eixo curto quando esta for obtida no fim da diástole (diâmetro diastólico final) e no fim da sístole (diâmetro sistólico final), respectivamente. Uma representação desses eixos pode ser observada na FIG. 1.3.

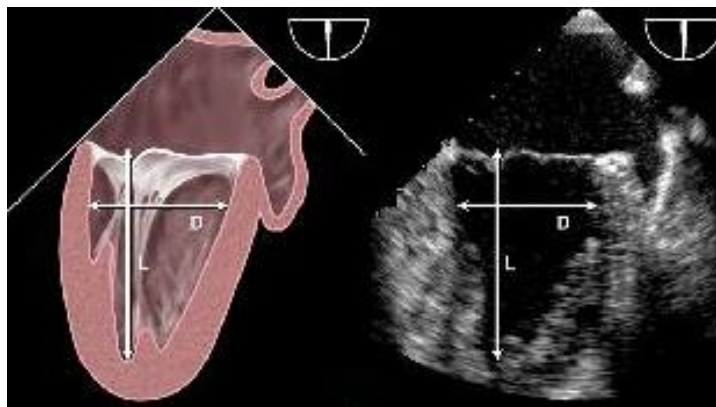


FIGURA 1.3 – Representação das principais medidas lineares do VE.
FONTE: Adaptado de Lang *et al.*, 2006.

A diferença percentual entre D_d e D_s é outro parâmetro linear importante, denominado Fração de Encurtamento (FEn), e descrito pela EQ. (1.1) (GRAZIOSI, 1998; NETO *et al.*, 2006; CAMAROZANO *et al.*, 2009; LOPEZ *et al.*, 2014; FICIAL *et al.*, 2014).

$$FEn = \frac{D_d - D_s}{D_d}. \quad (1.1)$$

Uma medida volumétrica para análise da qualidade da função do VE é o volume ventricular esquerdo (VVE), que é a capacidade de sangue que essa câmara pode armazenar. Quando esse volume é obtido no fim da diástole, recebe o nome de volume diastólico final (V_d), e quando é obtido no fim da sístole (V_s), é denominado volume sistólico final (LANG *et al.*, 2006, 2015). Existem várias formas de se obter essas medidas volumétricas. Detalhes sobre elas podem ser obtidos em Weijer *et al.* (2011), Ferreira Filho (2012) e Lang *et al.* (2015). Para ventrículos normais pode-se utilizar, por exemplo, a fórmula cúbica, EQ. (1.2).

$$V = D^3. \quad (1.2)$$

Outra fórmula para obter o VVE é a de Teichholz, dada pela EQ. (1.3), que possui um fator de correção que possibilita ser utilizada em um VE normal ou não.

$$V = \frac{7}{2,4 + D} \cdot D^3. \quad (1.3)$$

A fórmula do elipsoide também pode ser utilizada e é dada pela EQ. (1.4).

$$V = \frac{8}{3\pi} \cdot \frac{A_i^2}{L}, \quad (1.4)$$

sendo A_i a área da elipse gerada pelo plano transversal ao elipsoide no sentido do eixo longo, conforme se vê na FIG. 1.4.

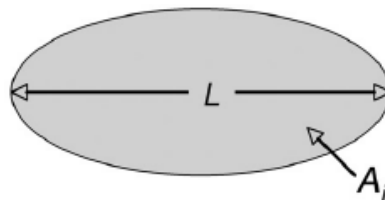


FIGURA 1.4 – Elipse considerada pelo método do elipsoide.
FONTE: Weijer *et al.*, 2011.

Como a área de uma elipse de eixos L e D é $\pi \cdot L/2 \cdot D/2$, a EQ. (1.4) equivale à EQ. (1.5).

$$V = \frac{\pi L D^2}{6}. \quad (1.5)$$

O método mais eficiente para o cálculo do VVE é a regra de Simpson, onde se considera que o VE apresenta característica circular nos cortes transversais, ou seja, os cortes perpendiculares ao seu eixo longo (BURKHOFF; WEISFELDT, 2000; FERREIRA FILHO, 2012; SILVA et al., 2013; OTTO, 2014; LOPEZ *et al.*, 2014). Essa regra faz o somatório dos volumes das N fatias obtidas paralelamente do ápex até a base do VE, sendo r_i o raio de cada uma delas, conforme descrito pela EQ. (1.6).

$$V = \sum_{i=1}^N \pi r_i^2 \cdot \frac{L}{N}. \quad (1.6)$$

Como as fórmulas para determinação do VVE aqui apresentadas dependem da medida do eixo longo ou do eixo curto, para se calcular V_s ou V_d basta utilizar as medidas dos eixos respectivamente obtidas no fim da sístole ou da diástole.

Com os valores calculados para V_s e V_d , calcula-se outro parâmetro importante para verificação da normalidade funcional do VE, a Fração de Ejeção (FE), EQ. (1.7). Ela representa o percentual de sangue que o VE consegue expulsar em uma contração para circular pelo corpo (GRAZIOSI, 1998; LANG *et al.*, 2006, 2015; LOPES *et al.*, 2014).

$$FE = \frac{V_d - V_s}{V_d}. \quad (1.7)$$

Outro parâmetro do VE que também é considerado constantemente é a sua massa, que pode ser determinada por diversas formas ecocardiográficas (FERREIRA FILHO, 2012).

1.3 Miocardiopatia Dilatada

Uma das doenças cardíacas que promove a redução da função de bombeamento pelo coração é a Miocardiopatia Dilatada (MD), caracterizada principalmente pela dilatação do VE e compromisso da função sistólica, também podendo acometer o VD (HOROWITZ, 2004).

Uma representação da dilatação ocorrida no VE pode ser observada na FIG. 1.5.

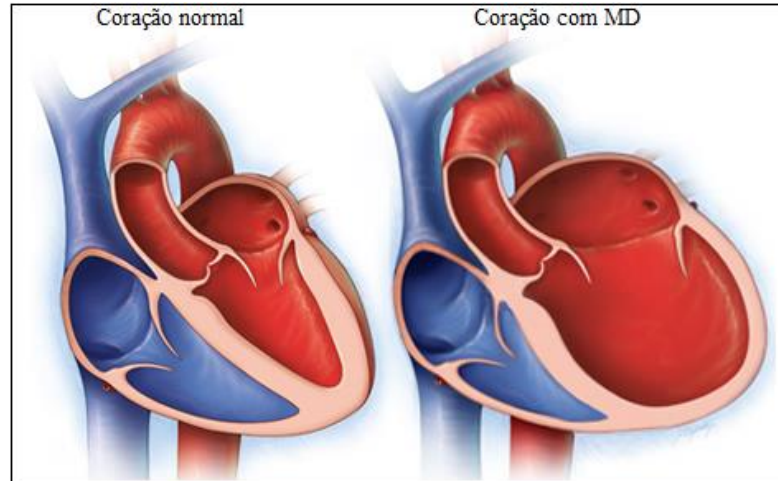


FIGURA 1.5 – Comparação de um coração normal e um com MD.
 FONTE: <http://www.mayoclinic.org/diseases-conditions/dilated-cardiomyopathy/multimedia/dilated-cardiomyopathy/img-20006797>

Na FIG 1.6 apresenta-se uma imagem radiográfica de um coração com MD. Em destaque, observam-se as dimensões exageradas do coração do paciente (JEFFERIES; TOWBIM, 2010).

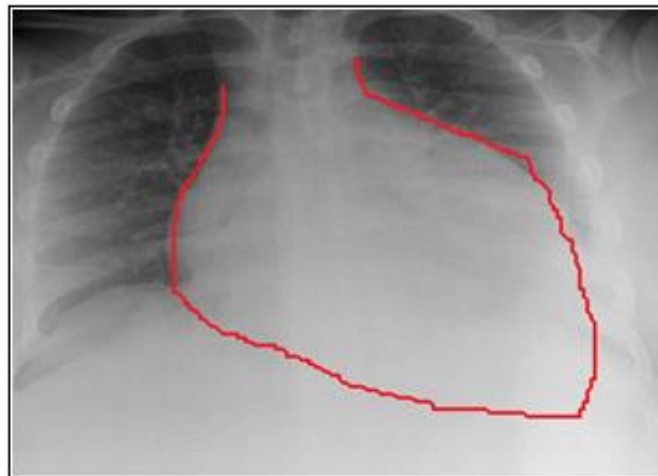


FIGURA 1.6 – Radiografia de um coração com MD.
 FONTE: Adaptado de Jefferies e Towbim, 2010.

A caracterização de que a função sistólica está comprometida geralmente ocorre com o diagnóstico da Fração de Ejeção inferior a 45% e/ou Fração de Encurtamento inferior a 25%, sendo que em cerca de 30% dos casos é possível observar uma origem familiar ou genética. Com isso, os ventrículos ficam incapazes de bombear o volume de sangue suficiente para suprir as necessidades metabólicas do organismo, podendo levar o paciente ao quadro de IC (TOWBIN; BOWLES, 2002; HOROWITZ, 2004; MARON *et al.*, 2006; TAYLOR; CARNIEL; MESTRONI, 2006; MARTINS *et al.*, 2008).

Segundo Miura *et al.* (2002) a prevalência de MD no Japão é de cerca de 14 casos para cada 100.000 pessoas, o que equivale a quase 18 mil pessoas com a doença. Outros estudos apontam uma prevalência da MD de uma a cada 2.500 pessoas nos EUA, que corresponde a uma proporção quase três vezes maior do que a japonesa (TOWBIN, 2000; MATSUMORI *et al.*, 2002; LIPSHULTZ *et al.*, 2003; HOROWITZ, 2004; TAYLOR; CARNIEL; MESTRONI, 2006; JEFFERIES; TOWBIM, 2010).

McMurray *et al.* (2009) relatam que a MD é responsável por uma proporção de 15% a 20% dos casos de IC, o que permite concluir que a MD pode ter sido responsável pela IC para um número entre 33.573 e 44.764 dos 223.818 pacientes diagnosticados e internados no Brasil no ano de 2014. Segundo o IBGE, a estimativa da população brasileira em 2014 foi de 202.768.562 habitantes, o que permite concluir que a prevalência de MD naquele ano pode ter variado de 17 a 22 casos para cada 100.000 pessoas no Brasil, ou seja, mais do que a prevalência japonesa e um pouco menos do que a prevalência nos EUA.

1.4 Transplante de Coração no Brasil e no Mundo

O primeiro transplante de coração do mundo foi realizado em 3 de dezembro de 1967 pelo Dr. Christian N. Barnard, na Cidade do Cabo na África do Sul. Como o paciente sobreviveu por apenas 18 dias, muitas críticas negativas em relação à possibilidade real de realização de transplantes cardíacos foram feitas, mas, ao mesmo tempo, essa novidade impressionante despertou enorme interesse em diversos centros de cirurgia cardíaca pelo mundo. Por isso, também em dezembro desse mesmo ano, o Dr. Kantrowitz realizava o segundo transplante de coração do mundo, primeiro nos EUA, em uma criança, e o Dr. Shumway realizou o segundo transplante desse país logo depois, sendo que nesses dois casos, a sobrevivência dos pacientes foi de duas semanas (STOLF; BRAILE, 2012).

No dia 26 de maio de 1968, após pouco mais de cinco meses do grande feito realizado pelo Dr. Barnard, o primeiro transplante de coração do Brasil foi realizado no Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo, graças ao grande empenho do famoso médico brasileiro Dr. Euryclides de Jesus Zerbini. Infelizmente, o paciente que recebeu o coração sobreviveu apenas 28 dias, mas já era mais tempo de vida do que os outros poucos transplantes cardíacos já tinham proporcionado. O efeito positivo gerado na imprensa mundial fez com que recursos fossem liberados para a construção de um dos maiores centros de

pesquisa, diagnóstico e tratamento de doenças cardiovasculares, o Instituto do Coração (InCor), em São Paulo. Para um maior entusiasmo ainda, até o ano seguinte ao primeiro transplante cardíaco no Brasil, a equipe do Dr. Zerbini efetuou o procedimento em mais dois pacientes, sendo que um deles viveu 60 dias e, o outro, 400 dias (CINTRA; SANNA, 2006; STOLF; BRAILE, 2012).

A partir de 1970 ocorreu um período em que o procedimento não foi realizado em humanos, devido a necessidade de obtenção de drogas que evitassem a rejeição, e que poderiam aumentar o tempo de vida dos pacientes após a realização do transplante. Contudo, algumas importantes instituições no mundo, como Stanford (na África do Sul) e do Hospital Pitié Salpêtrière (na França) continuaram suas pesquisas para melhoria do transplante, inclusive com programas de realização desse procedimento em cães e macacos. Na década de 80, após a introdução da ciclosporina (droga para evitar rejeição) na realização do transplante, a prática voltou a ser comum em instituições do mundo todo, em especial no Brasil, em 1984, e atualmente é a alternativa cirúrgica mais utilizada no tratamento das miocardiopatias irreversíveis (STOLF, 2006; MATOS *et al.*, 2011; STOLF; BRAILE, 2012).

Atualmente o Brasil ocupa o segundo lugar na lista de países que mais fazem transplantes cardíacos, perdendo apenas para os EUA, onde o transplante é privado. Em nosso país, 11 estados realizam esse procedimento com 33 equipes atuantes, e a cada ano o número de transplantes de coração realizados vem aumentando, sendo que em 2013 esse número foi de 271, que corresponde a 19% de aumento em relação a 2012. Além disso, informações sobre 90% dos transplantes realizados nos últimos anos, indicam que a sobrevida dos pacientes em 4 anos foi de aproximadamente 68% (RBT, 2013). Existem, também, relatos de taxas de sobrevida dos pacientes em 1 ano variando de 74,8% a 85%, e ao final de 3 anos, 5 anos e 10 anos com taxas de 78%, 60,4% e 15,1%, respectivamente (JATENE *et al.*, 1999; MATOS *et al.*, 2011; LAVAGNOLI *et al.*, 2012).

Pacientes com IC onde todas as medidas clínicas e cirúrgicas já foram tentadas sem sucesso são possíveis candidatos ao transplante cardíaco. Contudo, a falta desses órgãos para o transplante é muito grande, o que motiva ainda mais a obtenção de novos métodos de combate a problemas cardíacos relacionados à IC.

1.5 A Lei de Laplace

A Lei de Laplace foi descrita pelo matemático e astrônomo francês Pierre Simon de Laplace (1749 – 1827), e é muito utilizada em várias áreas, em especial em fisiologia, no estudo de órgãos ocos, tais como: câmaras cardíacas, vasos sanguíneos, bexiga, estômago, útero e os pulmões. Aplicada ao coração, ela afirma que a *pressão intracavitária* (P_{ic}), mais precisamente a diferença entre as pressões externa e interna, é diretamente proporcional à *tensão na parede do miocárdio* (W_s) e inversamente proporcional ao *raio equivalente* (R_{eq}), que é o raio da cavidade, como descrito pela EQ. (1.8) (VALENTINUZZI; KOHEN, 2011):

$$P_{ic} = \frac{\beta W_s h}{R_{eq}} \quad (1.8)$$

Onde:

- i. β é uma constante.
- ii. h é a espessura da parede.

Sendo assim, considerando que P_{ic} deve permanecer constante, caso ocorra aumento na medida do R_{eq} , a espessura da parede do vaso, nesse caso a do VE, é reduzida. Isso leva a um obrigatório e considerável aumento no valor de W_s . Sendo assim, para manter a pressão necessária, um coração dilatado tem que produzir uma tensão muito maior que um coração de tamanho normal, o que, no fim, pode levar a uma fraca ejeção sanguínea, acarretando em um quadro de IC (HENEINE, 2000; VALENTINUZZI; KOHEN, 2011).

Em termos matemáticos, pode-se isolar a variável W_s na EQ. (1.8), obtendo:

$$W_s = \frac{P_{ic} \cdot R_{eq}}{\beta h}. \quad (1.9)$$

Como P_{ic} e β devem ser constantes e, além disso, ao se aumentar o R_{eq} ocorre redução no valor de h , ao se tomar o limite de W_s quando $R_{eq} \rightarrow \infty$, na EQ. (1.9), tem-se que:

$$\lim_{R_{eq} \rightarrow \infty} W_s = \lim_{R_{eq} \rightarrow \infty} \frac{P_{ic} \cdot R_{eq}}{\beta h} = \infty. \quad (1.10)$$

A EQ. (1.10) indica o crescimento indiscriminado da tensão na parede do vaso à medida que o raio da cavidade aumenta, levando à incapacidade de bombeamento do VE.

A Lei de Laplace pode ser enunciada de várias outras formas, mais simplificadas e utilizadas, de acordo com a sua aplicação. Uma delas, dada pela EQ. (1.11), é quando se considera corpos em formatos elípticos, tendo então, dois raios principais e perpendiculares, R_1 e R_2 , e duas tensões de parede associadas, dadas, respectivamente por, T_1 e T_2 .

$$P_{ic} = \frac{T_1}{R_1} + \frac{T_2}{R_2} \quad (1.11)$$

Considerando que o VE tem raios principais praticamente iguais, suas tensões associadas também serão muito próximas. Portanto, fazendo $R_1 = R_2 = R$ e $T_1 = T_2 = T$, a EQ. (1.11) pode ser reescrita na forma da EQ. (1.12).

$$P_{ic} = \frac{2T}{R} \quad (1.12)$$

Note que, para a EQ. (1.12), havendo aumento do raio necessariamente deverá ocorrer aumento na tensão de parede do vaso para que a pressão intracavitária continue constante.

Na prática médica, o raio equivalente é tomado como a medida perpendicular à parede do VE na altura aproximada das pontas da válvula mitral, e que, geralmente, representa a medida do eixo curto de uma elipse, à qual é utilizada para determinar o valor aproximado do VVE (OLIVEIRA, 2009; LANG *et al.*, 2006, 2015).

1.6 A Ventriculectomia Parcial

Baseando-se física e matematicamente na Lei de Laplace, o médico brasileiro Dr. Randas José Vilela Batista, juntamente com uma grande equipe de médicos pesquisadores, apresentou uma nova técnica cirúrgica denominada Ventriculectomia Parcial Esquerda (VPE), também conhecida como *cirurgia de Batista* ou *ventriculoplastia*, baseada no conhecimento de que em MD ocorre aumento no diâmetro do ventrículo, mas não ocorre aumento suficiente de massa muscular, e que por isso, uma possível reparação seria a redução no diâmetro do ventrículo para a dimensão normal (BATISTA *et al.*, 1996a).

A VPE consiste originalmente na ressecção de uma fatia de músculo da parede lateral do VE (geralmente em formato de elipse), iniciando-se na ponta deste, estendendo-se entre os músculos papilares e terminando próximo ao anel mitral (FIG. 1.7). A ideia é que, com a

remoção da fatia do músculo cardíaco, ocorre a redução no diâmetro ventricular, fazendo com que o coração volte a ser uma bomba eficiente, com características próximas às que tinha antes do agravamento da doença (BATISTA *et al.*, 1996a, 1996b, 1997).

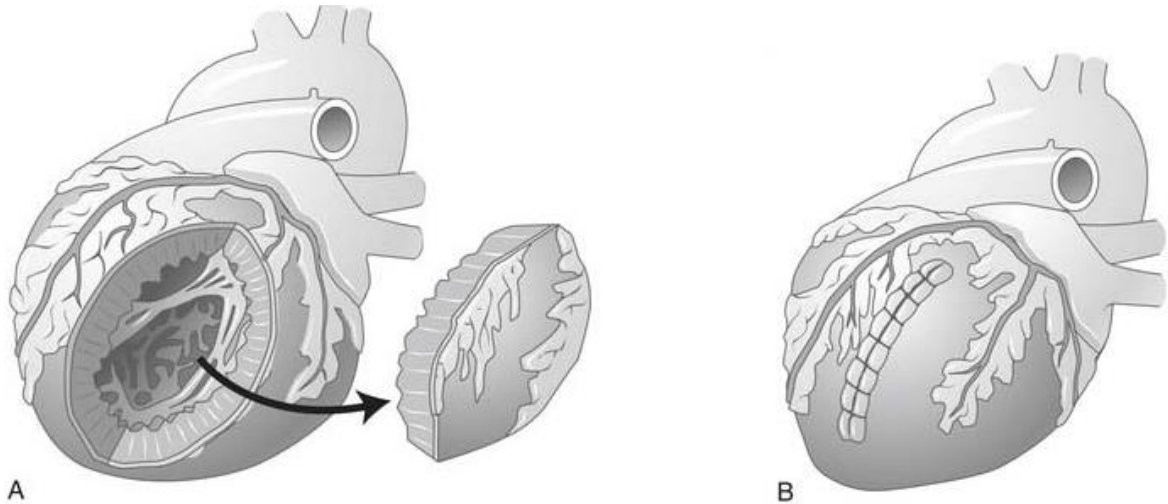


FIGURA 1.7 – Corte realizado na VPE, em A, e da visualização do procedimento após a sua realização, em B.
 FONTE: <http://thoracickey.com/left-ventricular-restoration-surgical-treatment-of-the-failing-heart/#bib60>

O resultado da VPE realizada com sucesso em um cão, juntamente com a fatia removida e sua dimensão longitudinal, onde se percebe o formato aproximadamente elíptico, podem ser observados na FIG. 1.8.

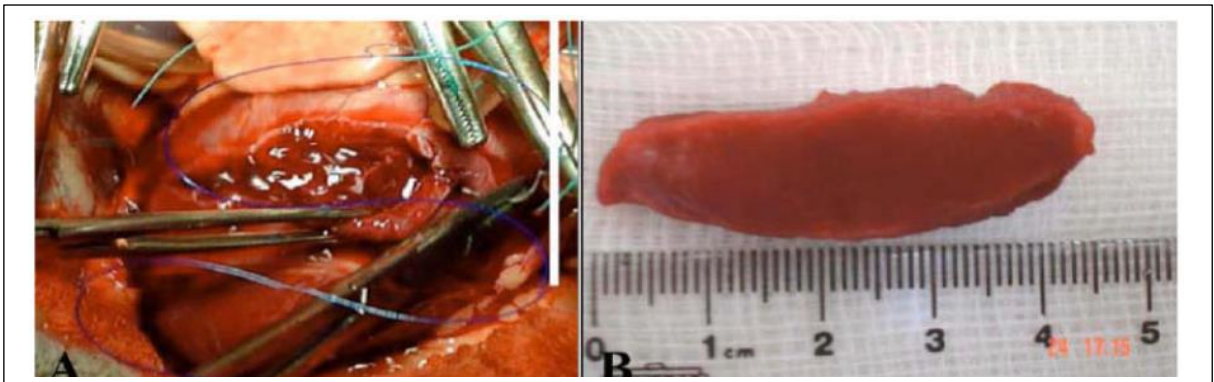


FIGURA 1.8 – Aspecto do VE após a retirada da fatia (A) e a fatia em formato elíptico (B).
 FONTE: Martins *et al.*, 2009, p. 1832.

Já a FIG. 1.9 destaca o aspecto final do VE após a realização da VPE.

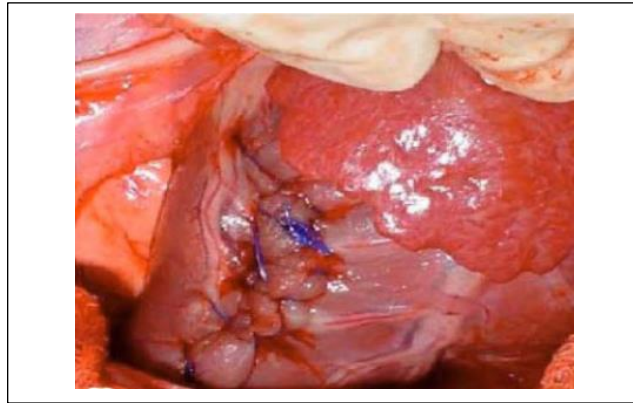


FIGURA 1.9 – Aspecto do VE após a realização da VPE.
 FONTE: Martins *et al.*, 2009, p. 1833.

A VPE se popularizou rapidamente por todo o mundo e existem centenas de artigos publicados com resultados desse procedimento em humanos e animais; alguns com bons e excelentes resultados e outros nem tanto. Uma revisão bibliográfica completa sobre resultados de sucesso mais recentes da VPE, relatos de ações que melhoraram a eficiência do procedimento, além da necessidade da sua modelagem matemática para evitar problemas no pós-operatório, serão descritas no capítulo 3.

1.7 A pesquisa e o desenvolvimento do trabalho

Alguns trabalhos concluem que a VPE não é um procedimento justificável pelos seus altos índices de mortalidade ou pela recidiva da insuficiência cardíaca. Muitos deles são citados em Lunkenheimer *et al.* (2003a) e Franco-Cereceda *et al.* (2001). Contudo, a maioria desses trabalhos não apresentam critérios eficientes de seleção, formas de melhorar a eficiência do procedimento e nem dispunham de resultados importantes descobertos sobre parâmetros fundamentais que devem ser observados e executados durante a VPE; o que permite concluir, apenas, que da forma como a técnica foi aplicada nesses casos, e com os cuidados pré, intra e pós-operatório utilizados, a técnica não foi eficiente.

Uma das limitações do procedimento, descrita pelo próprio Dr. Randas, é que não existem métodos de determinação das dimensões da fatia a ser removida na VPE, e que isso pode ocasionar que remoções exageradas sejam feitas, prejudicando a função do VE e também podendo prejudicar a função do VD, favorecendo para um resultado desfavorável do procedimento.

Portanto, pelo que já foi apresentado, percebe-se que um estudo mais detalhado da VPE, considerando um aspecto mais matemático, pode ser útil para melhorar o entendimento e a eficiência do procedimento, inclusive permitindo a obtenção de um método de determinação das dimensões da fatia a ser removida da parede livre do VE.

A finalidade dessa pesquisa é desenvolver uma análise matemática da VPE com base na variação sofrida pela área da superfície do VE de pacientes com MD, além de obter um parâmetro de normalidade para a área da superfície do VE em pacientes normais. Para que esse desenvolvimento e obtenção fossem possíveis, alguns objetivos foram traçados. Sendo assim, no capítulo 2 desse trabalho apresentamos os objetivos gerais e específicos da pesquisa, e no capítulo 3 é apresentada uma revisão bibliográfica completa, que objetivou determinar se a VPE está sendo utilizada como um procedimento viável nos dias atuais e se relatos de melhorias no procedimento foram feitos. O capítulo 4 trata dos materiais e métodos utilizados na pesquisa, incluindo i) o desenvolvimento de um modelo matemático teórico para a VPE, baseando-se na variação da área da superfície do VE em pacientes com MD, ii) a modelagem matemática feita para a determinação das dimensões da fatia cardíaca a ser removida na VPE; iii) a demonstração de um teorema que apresenta a fórmula para a área de um elipsoide de revolução truncado; iv) o desenvolvimento de um modelo matemático de relacionamento das medidas do TPS com as medidas dos eixos do VE e iv) a obtenção de dados médicos reais do VE para simulação nos modelos matemáticos apresentados. No capítulo 5 são apresentados os resultados obtidos, suas análises e considerações. O capítulo 6 é destinado para as conclusões e no capítulo 7 são apresentadas algumas possibilidades de trabalhos futuros.

2 OBJETIVOS

O objetivo geral desse trabalho é a determinação de um modelo matemático teórico para a VPE e de um modelo matemático que permita estimar um parâmetro de normalidade relativo à área média da superfície do VE em pacientes normais.

Como objetivos específicos destacam-se:

- Elaborar um modelo matemático teórico de estimação da área da superfície do VE em pacientes com MD e outro modelo para determinação das dimensões da fatia cardíaca a ser removida na VPE.
- Desenvolver um modelo matemático que permita a estimação da faixa de valores para a área superficial do VE a partir de suas medidas lineares em pacientes normais.
- Verificar se na literatura científica já existem modelos para estimação da área da superfície do VE.
- Obter dados sobre as medidas lineares do VE em pacientes normais e alimentar o modelo para a área superficial, obtendo assim estimativas para esse parâmetro.
- Comparar as estimativas da área superficial do VE pelos modelos propostos e já descritos na literatura (caso existam estudos já feitos sobre esse parâmetro).
- Verificar se a área superficial do VE possui correlação com outros parâmetros cardíacos, tanto lineares quanto volumétricos.

3 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

3.1 Estado da arte sobre os casos de sucesso e inovações na VPE nos últimos anos¹

3.1.1 Visão geral da revisão bibliográfica sobre a VPE²

Nessa revisão bibliográfica o objetivo principal foi verificar se casos de sucesso com inovações na VPE foram publicados nos últimos 13 anos (2003 a 2015). A revisão foi feita de forma sistemática, desenvolvida com produção científica indexada, obtida através de pesquisa no portal de periódicos da Capes e que possuem o descritor “*Partial Left Ventriculectomy*” em qualquer parte do texto.

Ela foi feita com busca por assunto, considerando data de publicação, tipo de material e idioma, pelos respectivos termos: últimos 13 anos, artigos e qualquer idioma. Em seguida foi selecionada a opção de apresentar apenas artigos de periódicos revisados por pares.

Após o levantamento e obtenção de todos os trabalhos apresentados na pesquisa, foi feita uma análise baseada nos resumos, discussões e conclusões de todos eles, de forma a considerar apenas artigos que pudessem auxiliar na obtenção dos reais objetivos dessa seção, ou seja, trabalhos que envolvam relatos de sucesso da VPE e também aqueles que envolvam estudos ou relatos específicos para identificar formas de melhorar a eficiência desse procedimento cirúrgico.

Na busca realizada foram obtidos 206 artigos nas bases de dados Scopus, MEDLINE, ScienceDirect, OneFile, Web of Science, Scielo e PubMed. Além disso, alguns deles estavam em duplicidade por estarem em mais de uma base de dados e muitos não tinham relação com os objetivos determinados para esse trabalho. Sendo assim, após análise e seleção rigorosa foram obtidos 43 artigos com os perfis desejados e cujas nacionalidades dos autores principais e o número de trabalhos por nacionalidade estão relatados no GRA. 3.1.

¹ Esta revisão bibliográfica gerou um artigo publicado no Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery em 2015 (DOMINGUES; VALE; BARBOSA, 2015).

² Esta subseção e a subseção 4.1.1 geraram um capítulo de livro publicado pela Springer International Publishing (DOMINGUES; BARBOSA; VALE, 2015).

Percebe-se clara predominância do Japão como líder em publicações de trabalhos relativos a relatos de caso e evoluções na VPE, com 46,5% dos 43 trabalhos analisados, seguido da Alemanha com 20,9%. A predominância japonesa nesses trabalhos pode ter íntima relação com a dificuldade legal, pois nesse país é proibida a doação de órgãos de jovens menores de 15 anos (SUGIYAMA *et al.*, 2003). Além disso, questões religiosas também interferem na tomada de decisão para transplantes (FERRAZZO *et al.*, 2011).

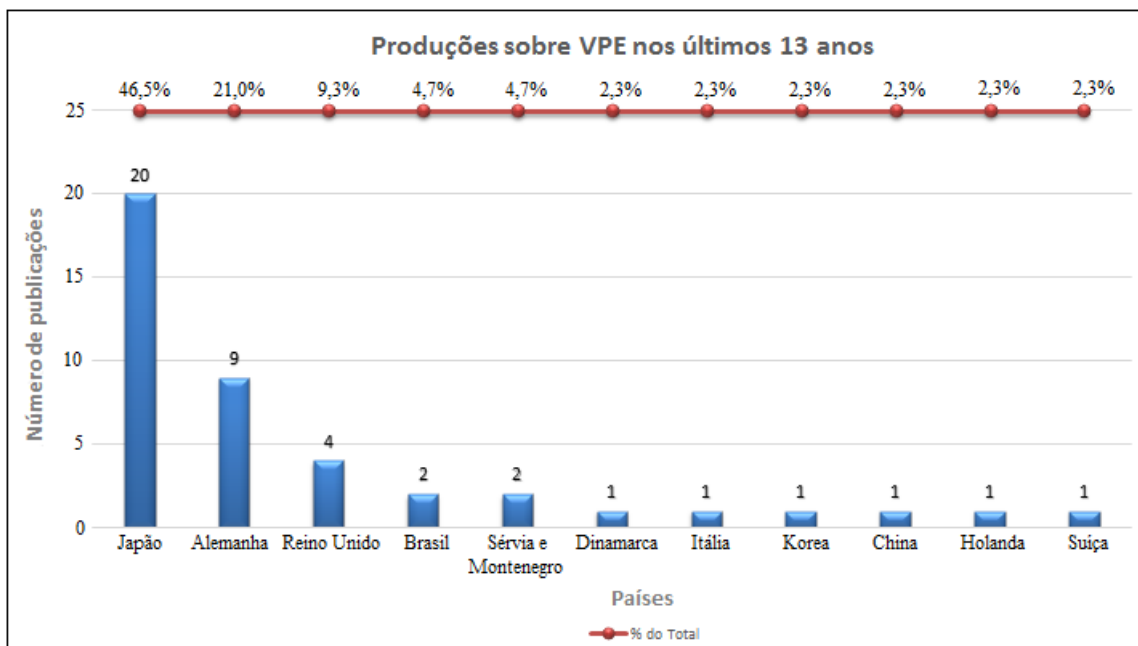


FIGURA 3.1 – Representação do número de produções sobre relatos de casos e inovações na VPE nos últimos 13 anos.

A participação individual do Brasil é pequena, mas quando essa é acrescida do número de trabalhos publicados com coparticipação de pesquisadores e/ou instituições brasileiras, tem-se um total de 8 artigos, o que representa 18,6% do total de trabalhos analisados, indicando boa contribuição brasileira nessa área, inclusive tendo alguns dos trabalhos com participação do próprio Dr. Randas.

Todos os trabalhos analisados nessa revisão foram divididos em dois grupos, considerados como: (i) Relatos de Caso e (ii) Relatos de Caso e Possíveis Inovações no Procedimento.

3.1.2 Relatos de caso de realização da VPE

Muitos casos de relativo sucesso foram descritos nesses últimos 13 anos. Um deles foi o relato de caso de três crianças japonesas com idades de 5 meses, 3 anos e 3 anos e cinco

meses, todas com MD, submetidas à VPE e reparo na válvula mitral (RVM) no hospital da Yamanashi Medical University, de maio de 1998 a abril de 2000 (SUGIYAMA *et al.*, 2003). O procedimento realizado na primeira criança foi realizado com urgência e após 3 meses seu quadro se agravou e ela teve que ser levada aos EUA para transplante, já que no Japão não é permitida doação de órgãos de crianças com idade inferior a 15 anos. As outras duas crianças reagiram bem ao procedimento e fatores como FE e FEn melhoraram significativamente, permitindo ganho na qualidade de vida. Nos dois anos de acompanhamento pós-cirúrgico as duas crianças apresentaram boa recuperação. Os autores salientam que a região a ser seccionada em adultos pode variar de acordo com a região do miocárdio mais danificada, encontrada por avaliação pré-operatória. Porém, em crianças essa região é mais restrita, uma vez que a troca da válvula mitral e a translocação dos músculos papilares não são recomendáveis, restringindo a ressecção da fatia cardíaca à região inter-papilar³. Essa observação pode definir uma forma de se selecionar melhor um paciente candidato à VPE, por meio da escolha da região mais danificada do miocárdio.

Outro trabalho interessante e que juntamente com Sugiyama *et al.* (2003) indica resultados positivos após realização da VPE é o realizado por Coelho de Souza *et al.* (2003) onde apenas uma criança diagnosticada com MD idiopática foi submetida ao procedimento e acompanhada por 70 meses. Essa criança estava na mesma faixa de idade relatada por Sugiyama *et al.* (2003), 2 anos e 6 meses, e em classe funcional⁴ III/IV da *New York Heart Association* (NYHA), conforme casos analisados por Batista *et al.* (1996a, 1996b, 1997). Após a realização do procedimento, tanto a fração de ejeção quanto a de encurtamento do VE do paciente melhoraram significativamente, alcançando valores de 63% e 28%, respectivamente, 24 meses após a VPE. Até o quinto ano de acompanhamento esses resultados favoráveis regrediram (FE=41% e FEn=16%), mas em todo esse período o paciente ficou classificado na classe I da NYHA. Coelho de Souza *et al.* (2003), em consonância com Sugiyama *et al.* (2003), acreditam que o procedimento deve ser considerado para tratamento, principalmente por também servir de ponte para o transplante, e ainda melhorar significativamente a qualidade de vida da criança por um longo período, inclusive com maior tolerância à prática de atividades físicas. Ainda em acordo, ambos os trabalhos enfatizam a importância do bom

³ Parte da parede do VE, localizada entre os músculos papilares.

⁴ Categorização da IC que estratifica o grau de limitação da doença. Classe I: Ausência de sintomas. Classe II: sintomas desencadeados por atividades cotidianas. Classe III: sintomas desencadeados por pequenos esforços. Classe IV: sintomas em repouso (BOCCHI, 2009).

prognóstico que permita definir protocolos para cada um dos pacientes, de forma a reduzir os riscos de complicações intra e pós-operatórias.

Yamagishi *et al.* (2005) e Westaby, Archer e Myerson (2009) apresentam, cada um, um caso de criança do sexo feminino, uma com 3 anos e a outra com apenas 5 meses de idade, ambas com MD isquêmica causada por *origem anômala da artéria coronária esquerda da artéria pulmonar*, submetidas à VPE. Nos dois casos, e concordando com os resultados do trabalho de Coelho de Souza *et al.* (2003), após a realização do procedimento as crianças já apresentavam melhoras muito significativas nas funções do VE, redução acentuada no volume da cavidade e grande melhora na FEn. Contudo apenas Westaby, Archer e Myerson (2009) fizeram o acompanhamento, e relataram que na última avaliação feita a criança já tinha 10 anos, estava na NYHA classe I, praticava esportes e apresentava desenvolvimento físico e mental normais, indicando ótimo resultado a longo prazo.

Mais resultados animadores foram obtidos por Horii *et al.* (2003), Suma *et al.* (2004, 2006a, 2006b), que diferentemente de Sugiyama *et al.* (2003), Coelho de Souza *et al.* (2003) e Yamagishi *et al.* (2005), fizeram análises dos resultados da realização da VPE em amostras muito maiores, 70, 96, 107 e 36 pacientes, respectivamente, com faixa etária global entre 14 e 76 anos, todos eles nas classes funcionais III ou IV pela NYHA, sendo que 83% destes também realizaram reimplante da válvula mitral. A determinação da região a ser seccionada foi feita com base em ecocardiografia intraoperatória, sendo escolhida a região cuja parede se apresentava mais fina e acinética. Os resultados obtidos por Horii *et al.* (2003) são muito parecidos com os obtidos por Suma *et al.* (2004, 2006a, 2006b), e todos corroboram com Sugiyama *et al.* (2003) quando concluem, como já era de se esperar, que os melhores resultados foram obtidos para os procedimentos realizados em caráter eletivo, cujas taxas hospitalares de mortalidade ficaram entre 7% e 13,8%, contra altas taxas para os realizados em caráter emergencial, variando entre 57% e 60,9%. Além disso, os resultados obtidos por Horri *et al.* (2003) para as sobrevidas no primeiro ano, 75,5%, são relativamente melhores do que os obtidos por Suma *et al.* (2004, 2006a, 2006b), cujas respectivas taxas foram de 66,4, 66,9 e 67,5%, tendo ainda, em todos os trabalhos, boas taxas de sobrevida para anos posteriores, sendo 50,2% obtida por Suma *et al.* (2006a) a maior taxa de sobrevida de 7 anos nesses artigos. Em todos esses trabalhos (HORRI *et al.*, 2003; SUMA *et al.*, 2004, 2006a, 2006b) os pacientes mantiveram-se nas classes funcionais I e II, com FE aumentada e

dimensões do VE reduzidas durante todo o período de acompanhamento que teve seu máximo em 7 anos.

Em Kawaguchi *et al.* (2005b), 65 pacientes foram submetidos à VPE, sendo que desses, 24 também foram submetidos ao reparo da válvula mitral. Como resultados, 83% deles (54 pacientes) tiveram alta hospitalar e apresentaram melhoras significativas nas dimensões ventriculares, função contrátil, FE e encurtamento circunferencial. Apenas 37% deles (24 pacientes) foram acompanhados por um período de 170 ± 115 dias, e nesse período, as melhoras significativas se mantiveram em todos os pacientes.

Giuffrida *et al.* (2003), Soo *et al.* (2005) e Shin *et al.* (2010) relatam casos muito interessantes de grandes sucessos no acompanhamento de apenas um paciente em cada um dos artigos, após a realização da VPE. No primeiro trabalho um homem de 60 anos com MD e IC de classe funcional III foi acompanhado por 40 meses e apresentou considerável evolução na FE, que foi de 15% para 30% e passou para classe II, melhorando consideravelmente sua qualidade de vida. Já Soo *et al.* (2005) apresentam o acompanhamento de 8 anos em um homem de 65 anos com IC de classe III, submetido à VPE e reparo na válvula mitral. Houve melhora total da função ventricular e essa se manteve durante todo o período de acompanhamento, fazendo a IC ser reclassificada para classe I e com que o paciente apresentasse incrível capacidade para exercícios. Em consonância aos resultados obtidos por Soo *et al.* (2005), Shin *et al.* (2010) apresentam um inédito caso de acompanhamento de uma paciente que tinha sido submetida à VPE a 13 anos (primeira VPE realizada na Coreia) e com realização de Ecocardiografia 3d para avaliar o estado do músculo cardíaco, suas dimensões, volume e FE. Os resultados colocaram a IC da paciente na classe funcional II e demonstraram que os benefícios do procedimento se mantiveram ao longo do acompanhamento.

Além da utilização da VPE para redução da tensão na parede do VE em pacientes com MD, uma outra aplicação desse procedimento foi descrita por Bossert *et al.* (2006). Nesse trabalho, relata-se a utilização dessa técnica para a retirada de um fibroma cardíaco na parede livre do VE de uma criança de apenas 8 meses, e que, durante um acompanhamento de 48 meses, não se constatou recidiva do tumor e o bom funcionamento do VE foi confirmado (BOSSERT *et al.*, 2006).

Schäfers *et al.* (2004) e Wilhelm *et al.* (2005) apresentam o resultados de um experimento com sucesso de 100% na realização da VPE juntamente com reimplante da válvula mitral em um grupo de 12 pacientes, sendo que logo após os procedimentos, todos já apresentavam significativos sinais de aumento na FE e diminuição nas dimensões do VE. Contudo, 2 pacientes morreram antes de um ano da realização do procedimento, um deles por falência múltipla dos órgãos duas semanas depois e outro após 10 meses e de causa desconhecida. Já os outros 10 pacientes mantinham os bons resultados dos procedimentos após um ano, sendo que a sobrevida nesse período foi, então, de 83,3%. A indicação da VPE para esses pacientes foi feita de maneira muito cuidadosa, onde os indicados eram escolhidos com base na classe funcional pela NYHA ($\geq III$), índice cardíaco⁵ (≤ 2.5 litros/min/m²), consumo máximo de oxigênio⁶ (≤ 14 ml/kg/min), diâmetro diastólico final do VE (≥ 7 cm), insuficiência mitral⁷ (≥ 2) e também não deveriam ter comprometimento hemodinâmico grave.

A VPE também foi testada com sucesso em cães nos trabalhos de Christiansen *et al.* (2003), Christiansen e Gruber (2003) e Martins *et al.* (2009). Os dois primeiros trabalhos relatam um experimento onde a MD foi induzida em dois grupos de 6 cães cada, com uso de adriamicina intracoronária seguindo um protocolo pré-definido pelos pesquisadores, e todos os cães foram submetidos à VPE. A taxa de mortalidade foi de 25% durante um acompanhamento de 13 semanas, onde FE e dimensões ventriculares melhoraram seus valores. Nesses trabalhos, uma conclusão muito importante também é feita, pois foi possível observar que a anatomia das artérias é um fator importante para o sucesso da VPE, pois em procedimento utilizado para obtenção do protocolo de indução da MD, um grupo com 100% de mortalidade após a VPE possuía pacientes com grandes ramos marginais, aumentando a probabilidade de infartos do miocárdio devido à necessidade de ligadura em casos de VPE. Em Martins *et al.* (2009) um grupo de 4 cães foi submetido à VPE e outro grupo, também de 4 cães foi submetido à ventriculectomia parcial direita (VPD), todos eles com animais não portadores da MD, sendo que todos foram examinados e estudados nos períodos pré, intra e pós-operatório após 1, 7, 14, 21, 30 e 60 dias após a cirurgia, com 100% de sobrevida nesse período. Devido aos

⁵ Índice cardíaco é o débito cardíaco por metro quadrado de área de superfície corpórea. Já o débito cardíaco é a quantidade de sangue bombeada para a aorta a cada minuto (GUYTON; HALL, 2005).

⁶ Quantidade máxima de oxigênio que uma pessoa pode utilizar na realização de exercícios de alta intensidade (GUYTON; HALL, 2005).

⁷ Classificação do grau da insuficiência da válvula mitral, proposta inicialmente nos trabalhos de Carpentier *et al.* (1980, 1983). Tipo I: movimento normal das cúspides. Tipo II: movimento excessivo das cúspides (prolapso valvular). Tipo III: movimento limitado.

ótimos resultados obtidos, todos os trabalhos indicam o procedimento como alternativa para o transplante e como forma de evolução nas pesquisas para o tratamento da MD.

Em um estudo sobre a resistência de pacientes idosos à VPE, Shimura *et al.* (2005) indica que eles também podem ser beneficiados com esse procedimento, pois as análises feitas apresentam resultados semelhantes aos obtidos para pessoas mais jovens, com 57% de sobrevida hospitalar dos idosos (acima de 65 anos) contra 62% para os mais jovens.

Em 2005 um estudo sobre o efeito morfológico em 15 pacientes sobreviventes à VPE foi feito um ano após a sua realização, e verificou-se que, paralelamente à significativa redução das classes funcionais em que esses pacientes estavam, também ocorreram efeitos favoráveis à estrutura do miocárdio, em especial no diâmetro ventricular e na qualidade do seu tecido (VASILJEVIĆ *et al.*, 2005).

Mais recentemente, foram publicados dois trabalhos que relatam sucesso na realização da VPE. No primeiro, Yoda *et al.* (2011) relatam o caso de um paciente com MD, e que foi submetido a vários procedimentos, dentre eles a VPE. O homem de 29 anos e que estava na classe funcional IV (NYHA) apresentou melhoras significativas nas funções do VE após a realização dos procedimentos, e em pouco tempo já tinha voltado à vida normal (classe I), sendo que essas condições foram mantidas durante todo o período de um ano de acompanhamento. No segundo relato, López *et al.* (2012) apresentam um caso semelhante aos descritos por Yamagishi *et al.* (2005) e Westaby, Archer e Myerson (2009), onde um bebê de quatro meses com origem anômala da artéria coronária esquerda da artéria pulmonar e que desenvolveu IC grave com FE < 20%, foi submetido à VPE. Após a realização do procedimento verificou-se FE = 55% e redução para NYHA classe I, sendo que esses valores se mantiveram durante o período de um ano de acompanhamento.

A grande maioria dos trabalhos de sucesso descritos até aqui apresentam em comum uma importante etapa que acreditamos ser decisiva para o sucesso da VPE (SUGIYAMA *et al.*, 2003; HORII, *et al.*, 2003; SCHÄFERES *et al.*, 2004; SUMA *et al.*, 2004, 2006a, 2006b; SOO *et al.*, 2005; YAMAGISHI *et al.*, 2005; BOSSERT *et al.*, 2006; WESTABY, ARCHER e MYERSON, 2009; MARTINS *et al.*, 2009; YODA *et al.*, 2011; LÓPEZ *et al.*, 2012). Essa etapa consiste na avaliação da melhor região a ser seccionada na parede lateral do VE por meio da Ecocardiografia intra operatória (além, é claro, de criteriosa avaliação visual das

condições do miocárdio após a exposição do coração). Nessa avaliação, assim como realizado em Horii *et al.* (2003) e Suma *et al.* (2004, 2006a, 2006b), a região a ser seccionada foi geralmente aquela mais fina e acinética, já que essa região não está contribuindo para o bom funcionamento do VE. Alguns trabalhos não realizaram essa etapa, ou pelo menos não a relataram (CHRISTIANSEN *et al.*, 2003; GIUFFRIDA *et al.*, 2003; COELHO DE SOUZA *et al.*, 2003; SHIMURA *et al.*, 2005; WILHELM *et al.*, 2005; KAWAGUCHI *et al.*, 2005b; SHIN *et al.*, 2010). Caso alguns deles realmente não tenham feito essa avaliação, pode ser que as ressecções tenham sido feitas em regiões cinéticas, ainda deixando regiões acinéticas na parede do VE, ou seja, pode-se ter seccionado partes ativas e deixado partes inativas das paredes laterais dos ventrículos. Apesar de em todos eles os resultados terem sido bons, a realização dessa etapa talvez pudesse auxiliar em se obter resultados ainda melhores. Além disso, também é unânime a necessidade de criteriosa seleção dos pacientes a serem submetidos à VPE, o que também é corroborado pelos trabalhos de Kawaguchi (2003), Kawaguchi, Bergsland e Lind (2003), Lunkenheimer *et al.* (2003a), Gradinac (2004), Tulner *et al.* (2006), Suma *et al.* (2007), Christiansen, Klocke e Autschbach (2008) e Dorri *et al.* (2010). Contudo, não se observa um protocolo de seleção padrão para os candidatos a esse procedimento, indicando que evoluções nessa área e discussões sobre esse protocolo devem ser feitas.

3.1.3 Relatos de casos e possíveis inovações no procedimento

Vários artigos publicados por pesquisadores renomados mundialmente apresentam algumas boas formas de melhorar a eficiência da VPE.

Koyama *et al.* (2003) apresentam um trabalho inovador, demonstrando que o ápex do VE tem papel fundamental na otimização do seu funcionamento. Essa informação serviu de base para seu experimento em cães, onde dois grupos, cada um com 6 cães tiveram MD induzida e foram submetidos à VPE, sendo que um dos grupos teve a ressecção feita até o ápex e no outro grupo ele foi preservado. Os resultados foram muito melhores para o grupo onde a preservação do ápex foi feita. Este resultado permitiu nova visão sobre a forma de seccionar a fatia cardíaca na parede do VE, indicando que a preservação do ápex poderia melhorar os resultados da VPE. Trabalhos posteriores ressaltaram a importância desse resultado e confirmam sua veracidade (KOMEDA, 2005; MATSUI *et al.*, 2005; NISHINA *et al.*, 2009; ISOMURA *et al.*, 2010). Além disso, Matsui *et al.* (2005) também mencionam a

importância de se preservar a geometria original do ventrículo para que suas funções possam ser plenamente realizadas, e para isso, é necessário que a ressecção feita em sua parede permita que esse mantenha sua forma elíptica.

Observações importantes sobre possibilidades de melhoria na VPE podem ser analisadas em Lunkenheimer *et al.* (2003b) que, entre outros pesquisadores de sucesso, também possuem o Dr. Randas como coautor. Nesse trabalho, os autores salientam que até o momento de sua realização, o *tamanho, forma e localização* da fatia a ser ressecionada ficavam a critério do cirurgião, e uma vez que o procedimento seja realizado é impossível evitar os problemas que podem surgir, pois a remoção já terá sido feita. Além disso, também descrevem que, ao se fazer uma ressecção exagerada no VE, a função do VD também pode ser prejudicada. Os autores ainda apresentam um relato de experimento realizado em suínos com um protocolo de realização da VPE, obtendo bons resultados. Contudo, esse trabalho foi publicado quase que simultaneamente com o trabalho de Koyama *et al.* (2003) e talvez por isso, não incorpora a necessidade da preservação do ápex.

A localização da região do VE onde a ressecção deve ser feita pode, na maioria dos casos, ser feita pelo teste da redução de volume com base na ecocardiografia, conforme já foi observado na seção anterior, o que já é um grande avanço, e permitiu melhores resultados ao procedimento. O formato da fatia a ser ressecionada geralmente é elíptico, mas em alguns casos já foram realizadas secções em forma de ampulheta Klotz *et al.* (2006). Porém, apesar de se considerar que a geometria original do VE seja melhor preservada quando a ressecção é de formato elíptico, não foram encontrados trabalhos sobre estudos relatando a influência dos formatos das fatias na eficiência do procedimento e que auxilie na manutenção da geometria do VE.

Outros trabalhos também relatam que um dos fatos que contribui para o insucesso da realização da VPE é a ressecção estendida do miocárdio, ou seja, a retirada de uma fatia maior do que se deveria (KAWAGUCHI, 2003; KAWAGUCHI; BERGSLAND; LIND, 2003; KAWAGUCHI *et al.*, 2003, 2005a, 2005b; WESTABY, 2003). Kawaguchi *et al.* (2003) relatam que o ideal é que a ressecção seja no tamanho mínimo necessário, enquanto que em Westaby (2003) é enfatizado que, até a realização do seu trabalho, não existiam formas de se determinar a quantidade ótima a ser seccionada da parede do VE, permitindo que secções exageradas possam ser retiradas, prejudicando a função ventricular. Já Kawaguchi *et al.*

(2005b) relatam que uma incisão muito longa pode criar constrição ventricular, pois a redução da cavidade ventricular será maior do que o necessário, tornando o coração vulnerável à fibrilação ventricular ou morte súbita. Sendo assim, acredita-se que, após consolidada a forma de se obter as dimensões da fatia a ser seccionada, ela deve ser parte obrigatória no protocolo de realização da VPE, onde cada paciente terá rapidamente a determinação do quanto se deve seccionar para que a fatia retirada seja realmente a de tamanho ideal.

Três modelos matemáticos relacionados à VPE foram encontrados. Ottesen e Danielsen (2003) apresentam um modelo destinado a fazer a análise da contração ventricular, e que pode ser utilizado para mensurar a eficiência da VPE, comparando resultados anteriores e posteriores ao procedimento. Dorri *et al.* (2010) desenvolveram um modelo para investigar a deformação do ventrículo e o usaram para constatar que, em casos devidamente selecionados, esse procedimento pode ser viável, e que a VPE está de acordo com a descrição físico-matemática explicitada em Batista *et al.* (1996a). O terceiro modelo é o descrito por Warwick, Pullan e Poullis (2010), baseado na técnica numérica denominada *elementos finitos*, e tem o objetivo de prever as alterações nas funções contráteis do VE após a VPE, para auxiliar na seleção mais adequada de pacientes para esse procedimento. Contudo, nenhum relato de aplicações posteriores e melhorias práticas desses modelos foram encontrados, indicando que até o momento, pouquíssima evolução da aplicação da modelagem matemática como auxiliar na melhoria e análise da VPE foi feita.

Muitos dos resultados desanimadores sobre a VPE talvez pudessem ter sido evitados se os critérios de seleção tivessem sido melhor estudados, se a determinação das regiões mais prejudicadas da parede do VE tivesse sido efetuada, e se resultados como a necessidade de preservação do ápex e sobre a anatomia das artérias coronárias tivessem sido investigados anteriormente.

Portanto, acredita-se que seja exagerada a afirmação de que a VPE não funciona, na prática, com base nos resultados desanimadores obtidos por alguns pesquisadores, em um procedimento sem protocolo definido e com muitos dos principais fatores que o afetam sem a devida análise científica. Essa afirmação, sem dúvida, contribuiu para a drástica diminuição da realização desse procedimento, principalmente no ocidente.

Ficou evidenciado que a qualidade dos resultados da VPE pode ser melhorada ainda mais, desde que pesquisas relacionadas à obtenção de um protocolo padrão que contemple as ações no pré, intra e pós-operatório, e com possibilidade de ajustes para garantir a necessidade de cada paciente sejam desenvolvidas, em especial um protocolo rigoroso de seleção dos pacientes que melhor se adequam ao procedimento.

A necessidade da preservação do ápex ventricular ao se efetuar a ressecção, com a finalidade de garantir a qualidade das contrações ventriculares após a VPE, é um fator de destaque nessa revisão, e se mostrou realmente importante em um número considerável de trabalhos pesquisados. Dessa forma, esta é uma consideração que sempre deve ser levada em conta na realização da VPE. Além disso, outro fator relevante é a anatomia das artérias coronárias, já que foi constatado que pacientes com grandes ramos marginais possuem alto risco de infartos após a VPE.

Muitos trabalhos mostram a necessidade de se efetuar ressecções com dimensões adequadas para evitar redução excessiva da cavidade ventricular. Como parte dos esforços na busca por modelos matemáticos capazes de efetuar o dimensionamento da fatia cardíaca a ser ressecionada, e que, portanto, possam auxiliar para que complicações relativas a ressecções estendidas não ocorram, foram publicados os trabalhos de Domingues, Barbosa e Vale (2013, 2014, 2015).

Finaliza-se essa revisão, observando-se que a VPE vem sendo utilizada, principalmente em instituições japonesas, com fortes critérios de seleção de pacientes e com qualidade considerável dos resultados.

3.2 O modelo de Feng, Sitek e Gullberg para a área da superfície do VE

Como se verá mais adiante, um dos modelos desenvolvidos nesse trabalho é baseado na determinação da área da superfície do VE. O único modelo preliminar obtido na literatura científica para determinação dessa área superficial foi o de Feng, Sitek e Gullberg (2001).

O modelo é baseado na consideração de que a geometria de um VE normal é semelhante à de um TPS. Contudo, usa-se uma transformação de variáveis onde se substitui as coordenadas cartesianas coordenadas elipsoidais (ξ, θ, ϕ) , sendo C o comprimento focal do elipsoide e:

$$\begin{aligned}
 x &= C \sinh(\xi) \sin(\theta) \cos(\phi) \\
 y &= C \sinh(\xi) \sin(\theta) \sin(\phi) \\
 z &= C \cosh(\xi) \cos(\theta)
 \end{aligned}$$

A FIG. 3.2 ilustra cada uma das coordenadas elípticas do modelo de Feng no sistema de coordenadas XYZ, em (A), e por um corte transversal do VE, em (B), no sentido do seu eixo longo.

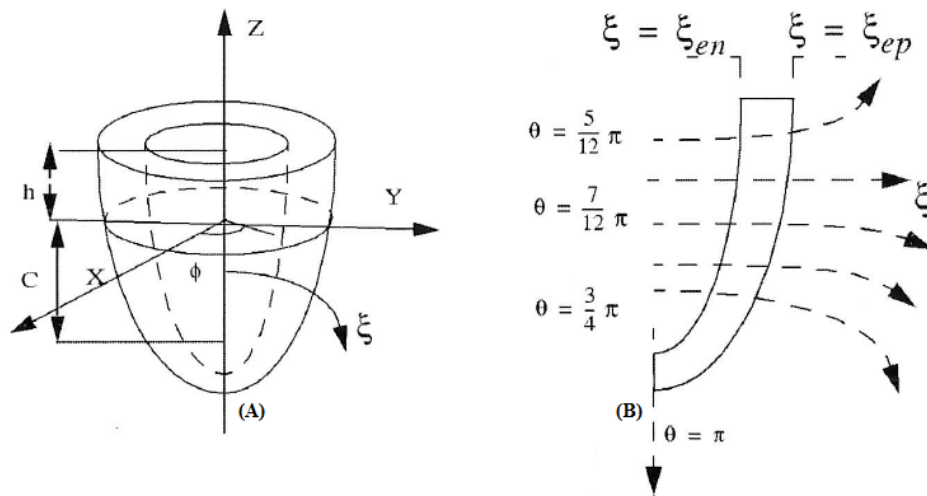


FIGURA 3.2 – Representação geométrica do VE com coordenadas elípticas.
 FONTE: Retirado do trabalho de Feng, Sitek e Gullberg, 2001.

O objetivo era verificar se existia alguma relação linear forte entre o VVE e a área da superfície do VE, sendo que, caso essa relação fosse constatada, o VVE poderia ser estimado com base na área superficial do VE.

A partir do modelo geométrico apresentado na FIG. 3.2, os autores utilizaram a EQ. (3.1) para estimar o VVE.

$$V = \iiint_V J d_\xi d_\theta d_\phi. \quad (3.1)$$

Na EQ. (3.1) J é o determinante da matriz Jacobiana definido pela EQ. (3.2).

$$J = \det \begin{bmatrix} \frac{\partial x}{\partial \xi} & \frac{\partial x}{\partial \theta} & \frac{\partial x}{\partial \phi} \\ \frac{\partial y}{\partial \xi} & \frac{\partial y}{\partial \theta} & \frac{\partial y}{\partial \phi} \\ \frac{\partial z}{\partial \xi} & \frac{\partial z}{\partial \theta} & \frac{\partial z}{\partial \phi} \end{bmatrix}. \quad (3.2)$$

O cálculo da área da superfície do VE é feito de forma similar, utilizando a EQ. (3.5), que é obtida a partir das EQs. (3.3) e (3.4):

$$S = \iint_S \sqrt{x^2 + y^2} J_{2D} d\theta d\phi, \quad (3.3)$$

sendo

$$J_{2D} = \det \begin{bmatrix} \frac{\partial \phi}{\partial \theta} & \frac{\partial \phi}{\partial \phi} \\ \frac{\partial z}{\partial \theta} & \frac{\partial z}{\partial \phi} \end{bmatrix} = C \cdot \cosh(\xi) \sin(\theta). \quad (3.4)$$

$$\therefore S = \iint_S C^2 (\sinh \xi) (\cosh \xi) (\sin \theta)^2 d\theta d\phi. \quad (3.5)$$

Os resultados obtidos no trabalho de Feng apresentam correlação linear praticamente perfeita entre $\log(\text{Volume})$ e $\log(\text{Area})$, que pode ser observada na FIG. 3.3.

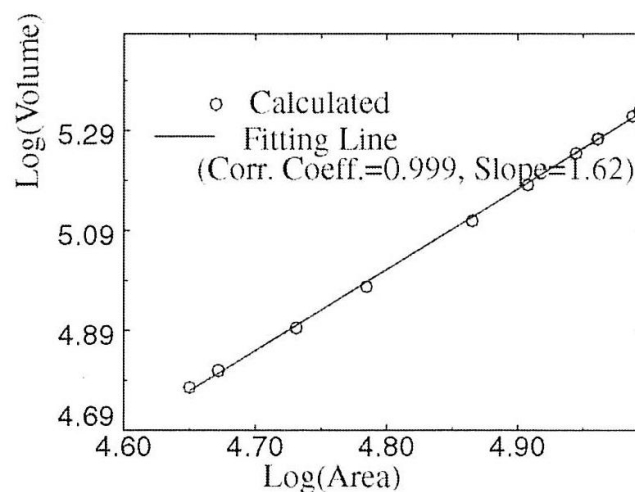


FIGURA 3.3 – Correlação entre VVE e área do VE.
FONTE: Feng, Sitek e Gullberg, 2001.

Contudo, foram utilizados os dados de apenas 10 pacientes e nenhuma característica sobre eles é apresentada, como: sexo, idade, superfície corpórea, altura etc. Essa falta de descrição das características específicas dos pacientes impossibilita uma análise mais detalhada desse parâmetro.

Além disso, no trabalho de Feng, Sitek e Gullberg (2001), o VVE foi calculado considerando o mesmo modelo utilizado na determinação da área superficial do VE, ou seja, calculou-se o volume de um TPS e, posteriormente, a área superficial desse mesmo TPS. Sendo assim, matematicamente já se esperava uma correlação praticamente perfeita, pois os parâmetros calculados estão intimamente ligados pelo modelo utilizado.

Assim como feito em Feng, Sitek e Gullberg (2001), o modelo proposto nesse trabalho se baseia na consideração de que o VE tem a geometria de um TPS. Contudo, diferentemente do que aqueles autores fizeram, além de considerarmos o volume desse TPS pelo nosso modelo, também utilizaremos o VVE, mais especificamente o V_d (e outros parâmetros cardíacos) calculado por métodos médicos tradicionais em exames de ecocardiografia e ressonância magnética, disponíveis na literatura científica especializada, permitindo uma análise mais realista entre os parâmetros.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Esse capítulo é destinado à apresentação das três etapas necessárias para o cumprimento dos objetivos dessa pesquisa: i) elaboração de um modelo matemático para a VPE, ii) elaboração de um modelo matemático para a área superficial do VE normal considerando que ele possui a geometria de um TPS, e iii) obtenção de dados médicos reais das dimensões do VE, que, ao serem obtidos, são utilizados para realizar simulações no modelo da área superficial do VE normal. Essas etapas estão subdivididas de forma a permitir melhor entendimento dos passos seguidos e das teorias e modelos utilizados e construídos na pesquisa.

A FIG. 4.1 apresenta um fluxograma que exemplifica cada uma das etapas e das suas subdivisões. Cada uma delas será apresentada de forma detalhada nas seções que seguem nesse capítulo.

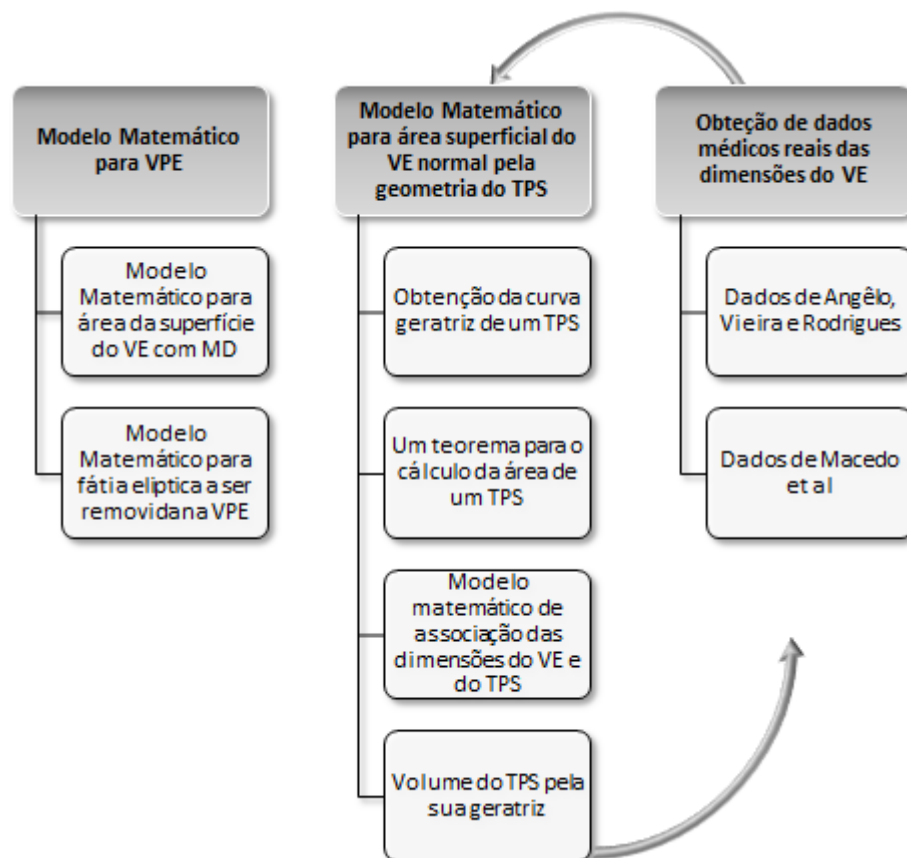


FIGURA 4.1 – Fluxograma das etapas seguidas na pesquisa.

4.1 Desenvolvimento do modelo matemático para a VPE⁸

Nessa subseção apresenta-se um modelo que visa permitir a obtenção de uma forma de determinação das dimensões da fatia cardíaca elíptica que deve ser retirada da parede lateral do VE na realização da VPE. Para isso, apresenta-se um modelo matemático teórico para a área da superfície do VE de pacientes com MD. Posteriormente, desenvolve-se um modelo matemático, com base na variação sofrida na área da superfície do VE, e que permite obter as medidas dos eixos de uma elipse, que representa a fatia a ser ressecionada pela VPE.

4.1.1 Modelo matemático para área da superfície do VE com MD

Pensando-se em uma das limitações da VPE, que é a falta de uma forma de se determinar as dimensões da fatia a ser retirada no procedimento para que o diâmetro do VE volte à medida ideal, o modelo aqui proposto se baseia na mensuração da área da superfície interna do VE com a MD e também do VE normal, pois a diferença entre essas medidas representará a área ótima da fatia a ser retirada, desde que essa área não afete regiões que possam comprometer o funcionamento cardíaco.

Com a imagem do VE obtida, por exemplo, por ecocardiografia, pode-se traçar o contorno dessa câmara, ou então, se utilizar um programa adequado de segmentação do VE, como o desenvolvido em Andrade *et al.* (2006). A partir desse contorno, o objetivo é determinar a equação de uma curva que melhor se aproxima do contorno obtido. Acredita-se que a determinação desse contorno via ajuste de pontos faça com que a área da superfície ventricular obtida seja mais próxima da área real, visto que os métodos atuais são baseados em conceitos geométricos pré-definidos, como de um TPS, por exemplo, o que pode diminuir a precisão das medidas, já que em pacientes com MD a geometria do VE se torna mais esférica, fazendo com que as considerações geométricas para pacientes normais não sejam tão adequadas (FERREIRA FILHO, 2012).

Em acordo com Bezerra (1985), este trabalho se propõe a utilização de polinômios de Taylor para a determinação de aproximações para o contorno do VE, porém, dividindo-se esse

⁸ Esta subseção gerou parte de um artigo apresentado no 4º Encontro Nacional de Engenharia Biomecânica - ENEBI 2013 (Domingues; Barbosa; Vale, 2013) e parte de outro artigo apresentado na 8th International Conference on Advanced Computational Engineering and Experimenting – ACEX 2014, em Paris (Domingues; Barbosa; Vale, 2014).

contorno em partes superior e inferior. Considera-se, então, a superfície do sólido de revolução obtido pela rotação da curva $y = f(x)$, no domínio $a \leq x \leq b$, em torno do eixo X , com $f(x) \geq 0$ e $f'(x)$ contínua, dada por

$$S = 2\pi \int_a^b f(x) \cdot \sqrt{1 + [f'(x)]^2} dx. \quad (4.1)$$

O objetivo inicial desse modelo é a determinação de uma aproximação da área superficial do VE em pacientes com MD (diferentemente do modelo de Bezerra, que é para o volume ventricular). Contudo, como o método numérico se adequa bem a diferentes geometrias, é claro que ele também pode ser usado na estimativa da área superficial de pacientes normais.

De posse de uma imagem do contorno do VE (FIG. 4.2), faz-se a colocação desse contorno no plano cartesiano, onde M representa o ponto médio Aórtico, A é o ponto mais extremo do ápex, e $T_s(x)$ e $T_i(x)$ representam, respectivamente, os polinômios de Taylor para o contorno superior e inferior.

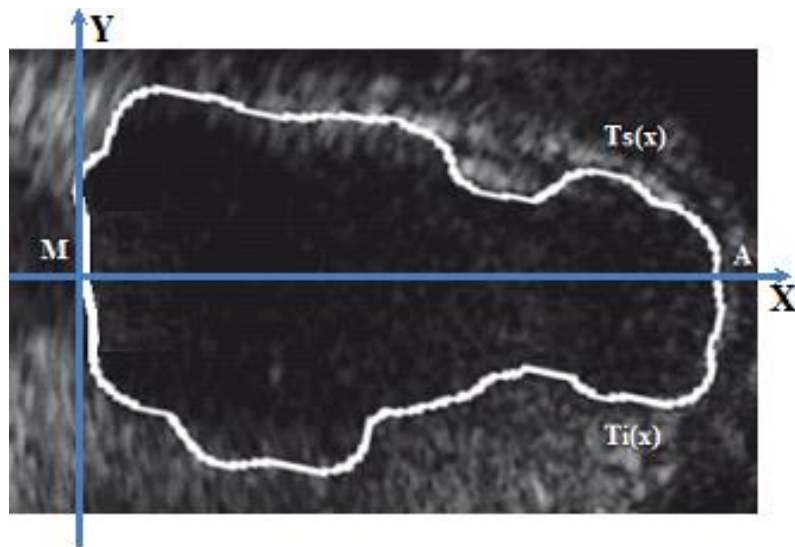


FIGURA 4.2 – Contorno do VE via algoritmo de segmentação.
FONTE: Adaptado de Andrade et al., 2006.

Nitidamente percebe-se que os polinômios T_s e T_i podem não ser simétricos em relação ao eixo X , por isso, sugere-se considerar que a área superficial, S_v , do VE, é bem aproximada pela metade da área da superfície de revolução gerada por T_s , somada com a metade da área da superfície de revolução gerada por T_i . Essa aproximação é matematicamente expressa por

$$S_v = \pi \int_0^A T_s(x) \cdot \sqrt{1 + [T'_s(x)]^2} dx - \pi \int_0^A T_i(x) \cdot \sqrt{1 + [T'_i(x)]^2} dx. \quad (4.2)$$

Com a aproximação dada pela EQ. (4.2) é possível expressar matematicamente a variação da área superficial do VE sofrida em pacientes com MD, que será o objetivo da próxima seção desse capítulo.

4.1.2 Modelo matemático de dimensionamento da fatia elíptica a ser removida na VPE

Com a área da superfície do VE do coração de um paciente com MD, obtida pela EQ. (4.2), e conhecendo previamente a área K que a superfície desse ventrículo deveria ter, o médico pode determinar a variação superficial sofrida, ΔS_v , e então, obter a área da fatia que deve ser retirada. A expressão matemática para essa variação é dada pela EQ. (4.3).

$$\Delta S_v = S_v - K. \quad (4.3)$$

No modelo, espera-se que com a retirada da fatia elíptica da parede livre do VE, com área igual a ΔS_v , o diâmetro do VE seja naturalmente recuperado, ou que volte a ser bem próximo da medida original. Com isso o cirurgião poderá, com maior precisão, determinar as dimensões dessa fatia, nesse caso, as medidas dos seus eixos maior e menor, ocasionando maior eficiência cirúrgica, já que o músculo cardíaco deve recuperar boa parte das suas condições de funcionamento ao ter seu diâmetro reduzido.

Então, ao se igualar a variação superficial à área de uma elipse de eixos com medidas $2a$ e $2b$, tem-se que

$$\Delta S_v = \pi ab. \quad (4.4)$$

Batista et al. (1996a) consideram que a fatia retirada na parede lateral do VE se inicia na ponta do VE (ápex), estendendo-se entre os músculos papilares e terminando próximo ao anel mitral. Em Domingues, Barbosa e Vale (2013) a medida desse trajeto é considerada como o valor de $2a$, e a partir disso, determina-se o valor de b , com base na EQ. (4.4). Aqui, é feita uma alteração que pode melhorar a precisão do modelo, pois nela considera-se o comprimento da circunferência determinada pelo diâmetro ventricular esquerdo do paciente normal e do

paciente com MD, obtendo-se o comprimento do arco cardíaco que deve ser retirado, através da diferença entre essas medidas. Vejamos como essa modelagem pode ser feita.

Considere um VE normal e um com MD, conforme representado pela FIG. (4.3). Podemos considerar seus respectivos diâmetros com medidas $2r$ e $2R$, já que o VE apresenta característica circular nos cortes transversais (BURKHOFF; WEISFELDT, 2000; FERREIRA FILHO, 2012; OTTO, 2014).

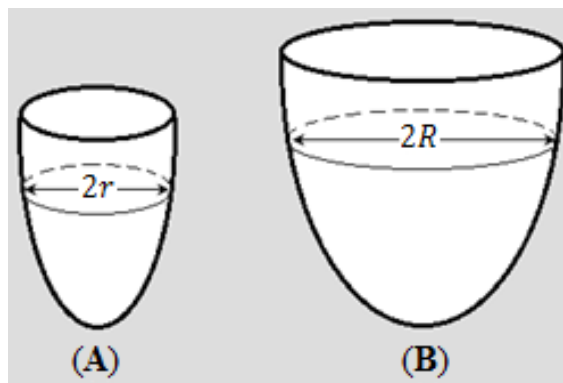


FIGURA 4.3 – Representação de um VE normal, em (A), e com MD, em (B), de raios r e R , respectivamente.

Na FIG. 4.3A, r é o raio da circunferência gerada pela secção transversal indicada no VE normal, cujo comprimento será representado por c . Da mesma forma, na FIG. 4.3B, tem-se uma circunferência de raio R e com comprimento que será representado por C , para um VE com MD. Os comprimentos c e C são dados por

$$c = 2\pi r \quad \text{e} \quad C = 2\pi R. \quad (4.5)$$

A partir das EQs. (4.5), considerando r e R como conhecidos, a variação sofrida na circunferência do VE é expressa pela EQ. (4.6),

$$\Delta C = C - c = 2\pi(R - r), \quad (4.6)$$

que fornece a alteração no comprimento da circunferência gerada pela seção transversal que contém o raio equivalente, quando o VE passa de normal para com MD. Portanto, é esse valor que deve ser reduzido no comprimento da circunferência ventricular que, até então, possui raio equivalente R , pois o coração está com MD.

Contudo, essa variação no comprimento pode ser representada por um arco, cujo centro é o centro O da circunferência de raio R e que possui ângulo central α . Pode-se, ainda, considerar a corda W desse arco (FIG. 4.4).

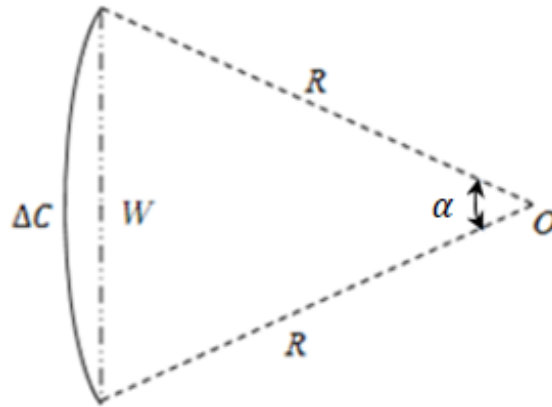


FIGURA 4.4 – Esboço do arco de medida ΔC e seus elementos principais.

Fazendo-se com que um dos eixos da elipse, digamos o eixo de medida $2b$, coincida com a dimensão da corda W , pode-se escrever a EQ. (4.7).

$$2b = W. \quad (4.7)$$

Da trigonometria sabe-se que o comprimento da corda W pode ser expresso pela EQ. (4.8),

$$W = 2R \cdot \text{sen} \left(\frac{\alpha}{2} \right). \quad (4.8)$$

sendo que a medida do ângulo central determinado por W é dada pela EQ. (4.9).

$$\alpha = \frac{180^\circ \Delta C}{\pi R}. \quad (4.9)$$

Então, substituindo-se a EQ. (4.8) na EQ. (4.7), conclui-se que o semieixo b da elipse a ser retirada da parede lateral do VE na realização da VPE tem dimensão expressa pela EQ. (4.10).

$$b = R \cdot \text{sen} \left(\frac{\alpha}{2} \right). \quad (4.10)$$

A dimensão do outro semieixo pode ser obtida fazendo-se o isolamento do parâmetro a na EQ. (4.4) e substituindo b pelo resultado da EQ. (4.10), obtendo-se:

$$a = \frac{\Delta S_v}{\pi R \cdot \text{sen}\left(\frac{\alpha}{2}\right)}. \quad (4.11)$$

Para a determinação do parâmetro a , descrito pela EQ. (4.11), consideramos que o eixo de medida $2a$ da elipse está na direção do topo ventricular para o ápex, fazendo com que ele possa ser considerada como um segmento de reta e não como um arco, como foi feito para a dimensão b , já que a curvatura do VE nessa direção é muito pequena.

Portanto, torna-se possível a determinação, com certa precisão, das dimensões da elipse que tenha área igual à variação superficial sofrida pelo VE de um paciente com MD, e que representa as dimensões da fatia que deve ser resseccionada da sua parede livre. Essas dimensões representam as medidas $2a$ e $2b$ obtidas no modelo matemático apresentado, a partir das EQs. (4.10) e (4.11).

4.2 Modelo matemático para área superficial do VE normal pela geometria do TPS⁹

Como já descrito na subseção 1.2, alguns dos principais parâmetros cardíacos para o VE, e que permitem verificar a normalidade do funcionamento do coração são: volume ventricular, FE, FEn e massa ventricular. Geralmente, as formas de cálculo desses parâmetros são baseadas no fato dessa câmara possuir uma geometria semelhante a um elipsoide de revolução, ou ainda, de um TPS (BACCANI; DOMENICHINI; PEDRIZZETTI, 2003; NIELSEN *et al.*, 1991; KATZ *et al.*, 2010; FERREIRA FILHO, 2012). Isso implica que dois de seus semieixos devem possuir medidas iguais.

Como o volume de sangue ejetado pelo VE e também a sua composição estrutural são de clara e fundamental importância para o bom funcionamento do coração, é natural que parâmetros relativos ao volume e massa, como os mencionados anteriormente, ganhem destaque nas pesquisas científicas. Contudo, um parâmetro ainda pouco discutido na literatura

⁹ Esta subseção e parte da subseção 5.2 geraram o artigo “*New mathematical model for the surface area of the left ventricle by the truncated prolate spheroid*”, aprovado para publicação no periódico internacional **The Scientific World Journal**, com previsão de publicação em abril de 2017.

é a área superficial do VE e das outras câmaras cardíacas. Em pacientes normais essa área superficial é exatamente o parâmetro K apresentado na seção anterior, sendo que ambas as dimensões da fatia elíptica a ser resseccionada na realização da VPE dependem dele. Esta seção tem o objetivo principal de desenvolver um modelo matemático capaz de determinar K para um paciente específico, com base nas dimensões lineares do VE que podem ser obtidas, por exemplo, em exames ecocardiográficos.

Krajcik e McLenithan (2006) apresentam a EQ. (4.12), para o cálculo da área superficial de um elipsoide arbitrário, e que depende das integrais elípticas incompletas de primeira e de segunda ordens, $F(\varphi, k)$ e $E(\varphi, k)$, respectivamente, e dos semieixos $a > b > c > 0$.

$$S(a, b, c) = 2\pi c^2 + \frac{2\pi b}{\sqrt{a^2 - c^2}} [(a^2 - c^2)E(\varphi, k) + c^2 F(\varphi, k)], \quad (4.12)$$

sendo

$$\varphi = \arcsen \sqrt{\frac{a^2 - c^2}{a^2}} \quad e \quad k = \sqrt{\frac{a^2}{b^2} \left(\frac{b^2 - c^2}{a^2 - c^2} \right)}.$$

A EQ. (4.12) é uma readequação do resultado descrito em Bowman (1953) e que também é descrita no trabalho de Lawden (1980). Em Krajcik e McLenithan (2006) e Tee (2005) também são apresentadas adequações equivalentes da EQ. (4.12), verificadas em 1714 por Roger Cotes, para a situação onde $c > a = b = r > 0$, conforme se vê na EQ. (4.13), que é um caso particular de elipsoide de revolução, cujo termo em inglês é “*prolate spheroid*”, e com o resultado de \arcsen dado em radianos.

$$S(c, r, r) = 2\pi r^2 + \frac{2\pi r c^2}{\sqrt{c^2 - r^2}} \arcsen \sqrt{\frac{c^2 - r^2}{c^2}}. \quad (4.13)$$

Contudo, como o VE tem apenas uma ponta, que é o ápex, e termina no plano determinado pela válvula mitral, sua geometria é mais próxima de um TPS. Sendo assim, como não obtivemos referências confiáveis para uma equação da área desse tipo de superfície, é necessário determiná-la. Para isso, começa-se pela apresentação de um método de obtenção da equação de uma curva que gere um TPS.

4.2.1 Obtenção da curva geratriz de um TPS

Considere a elipse no plano ZX, centrada na origem (FIG. 4.5A), com semieixos maior e menor de medidas c e a , respectivamente, definida pela EQ. (4.14).

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1. \quad (4.14)$$

Tome, ainda, a reta $z = \sigma$, onde $\sigma \in \mathbb{R}$. Isso define um corte nessa curva, gerando uma elipse truncada, conforme FIG. 4.5B. Então, deve-se ter que $(z, x) \in \Omega = [\sigma, c] \times [-a, a]$.

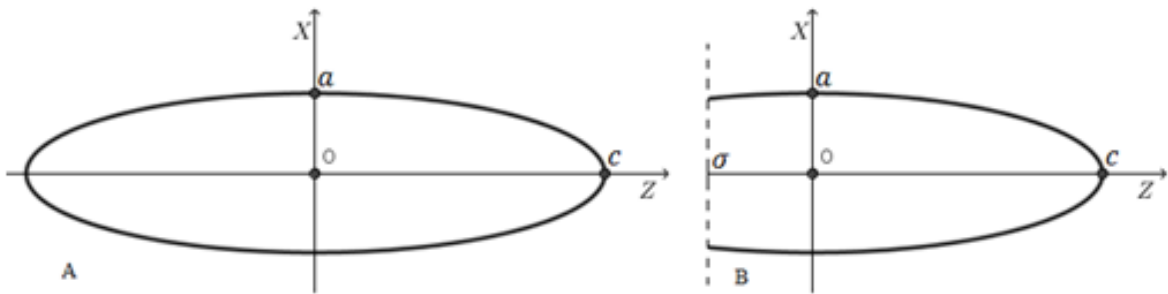


FIGURA 4.5 – Elipse centrada na origem, em A. Em B, elipse truncada pela reta $z = \sigma$.

A partir da EQ. (4.14) é possível escrever a variável x em função de z , que representa a parte da elipse truncada onde $x(z) \geq 0$.

$$x(z) = a \cdot \sqrt{1 - \frac{z^2}{c^2}} \quad (4.15)$$

Portanto, ao se fazer a revolução da curva dada pela EQ. (4.15) em torno do eixo Z, obtém-se um TPS, já que seus semieixos serão a , b e c , com $c > a = b$ e $\sigma \leq z \leq c$ (FIG. 4.6).

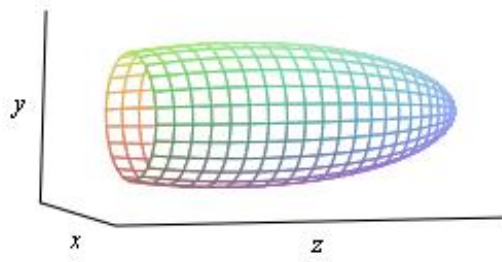


FIGURA 4.6 – TPS gerado pela rotação da curva superior da elipse truncada.

Como já se sabe obter a curva que gera um TPS, na próxima subseção apresenta-se e demonstra-se um modelo matemático capaz de permitir o cálculo preciso da área da superfície gerada.

4.2.2 Um Teorema para o cálculo da área do TPS

De posse da curva que gera um TPS, dada pela EQ. (4.15), precisa-se determinar a área da sua superfície. O Teorema 4.1 apresenta uma equação para calcular esse parâmetro, baseando-se apenas nas dimensões a , c e σ .

Teorema 4.1. A área do TPS descrito na subseção 4.2.1 é determinada pela EQ. (4.16)

$$A_{\sigma}(S) = 2\pi \int_{\sigma}^c x(z) \cdot \sqrt{1 + [x'(z)]^2} dz. \quad (4.16)$$

Além disso, pode-se escrever que

$$A_{\sigma}(S) = \pi a \left\{ \frac{c^2 \left[\operatorname{sen}^{-1} \left(\frac{\sqrt{c^2 - a^2}}{c} \right) - \operatorname{sen}^{-1} \left(\frac{\sigma \sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) \right]}{\sqrt{c^2 - a^2}} + a - \sigma \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)\sigma^2}{c^4}} \right\}. \quad (4.17)$$

Demonstração: A verificação da validade da EQ. (4.16) é muito simples, pois, do Cálculo Diferencial e Integral sabe-se que se uma curva y , descrita por $y = f(x)$, onde f e f' são funções contínuas em um intervalo fechado $[a, b]$ e $f(x) \geq 0, \forall x \in [a, b]$, ter-se-á que a área da superfície de revolução gerada pela rotação da curva W ao redor do eixo X , é dada por

$$A = 2\pi \int_a^b f(x) \cdot \sqrt{1 + [f'(x)]^2} dx. \quad (4.18)$$

Para o problema da área do TPS, a superfície de revolução foi gerada a partir de $x(z)$ apresentada na EQ. (4.15), onde $x(z)$ e $x'(z)$ são contínuas no intervalo em que a variável z está definida, ou seja, $[\sigma, c]$. Sendo assim, ao se substituir os limites de integração da EQ. (4.18) pelos limites inferior e superior, iguais a σ e c , respectivamente, e também, nessa mesma equação, trocando-se $f(x)$ por $x(z)$ e $f'(x)$ por $x'(z)$, chega-se necessariamente na EQ. (4.16). Falta, então, mostrar que a EQ. (4.16) é equivalente à EQ. (4.17).

De fato, pela EQ. (4.15) prova-se facilmente que

$$[x'(z)]^2 = \frac{a^2 z^2}{c^4 \cdot \left(1 - \frac{z^2}{c^2}\right)} \quad (4.19)$$

Levando as EQs. (4.15) e (4.19) em $x(z) \cdot \sqrt{1 + [x'(z)]^2}$ tem-se que:

$$\begin{aligned} x(z) \cdot \sqrt{1 + [x'(z)]^2} &= a \cdot \sqrt{1 - \frac{z^2}{c^2}} \cdot \sqrt{1 + \frac{a^2 z^2}{c^4 \cdot \left(1 - \frac{z^2}{c^2}\right)}} \\ &= a \cdot \sqrt{1 + \frac{a^2 z^2}{c^4 \cdot \left(1 - \frac{z^2}{c^2}\right)} - \frac{z^2}{c^2} - \frac{a^2 z^4}{c^6 \cdot \left(1 - \frac{z^2}{c^2}\right)}} \\ &= a \cdot \sqrt{1 + \frac{a^2 c^2 z^2 - c^4 z^2 + c^2 z^4 - a^2 z^4}{c^6 - c^4 z^2}} \\ &= a \cdot \sqrt{1 + \frac{a^2 z^2 (c^2 - z^2) - c^2 z^2 (c^2 - z^2)}{c^4 (c^2 - z^2)}} \\ &= a \cdot \sqrt{1 + \frac{(c^2 - z^2)(a^2 z^2 - c^2 z^2)}{c^4 (c^2 - z^2)}} \\ \therefore x(z) \cdot \sqrt{1 + [x'(z)]^2} &= a \cdot \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}}. \end{aligned} \quad (4.20)$$

Agora, levando a EQ. (4.20) na EQ. (4.16) vem que

$$A_{\sigma}(S) = 2\pi a \int_{\sigma}^c \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}} dz. \quad (4.21)$$

Vamos, então, determinar primeiramente a integral indefinida cujo integrando é o mesmo integrando da EQ. (4.21). Para isso, observe que

$$\begin{aligned} \int \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}} dz &= \int \sqrt{\frac{c^4 + (a - c)(a + c)z^2}{c^4}} dz = \int \frac{\sqrt{c^4 + (a - c)(a + c)z^2}}{c^2} dz \\ \therefore \int \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}} dz &= \frac{1}{c^2} \cdot \int \sqrt{c^4 - (c - a)(c + a)z^2} dz. \end{aligned} \quad (4.22)$$

Para resolver a integral à direita da EQ. (4.22), faz-se

$$k = c^2 \Rightarrow k^2 = c^4. \quad (4.23)$$

E como $c > 0$, segue que $k > 0$. Com raciocínio análogo, considera-se ainda que

$$u = \sqrt{(c - a)(c + a)} \cdot z \Rightarrow u^2 = (c - a)(c + a) \cdot z^2. \quad (4.24)$$

Da primeira igualdade da EQ. (4.24) vem que $\frac{du}{dz} = \sqrt{(c - a)(c + a)}$, o que leva a

$$dz = \frac{du}{\sqrt{(c - a)(c + a)}} \quad (4.25)$$

Então, usando as segundas igualdades das EQs. (4.23) e (4.24) e também a EQ. (4.25), segue que

$$\int \sqrt{c^4 - (c - a)(c + a)z^2} dz = \int \sqrt{k^2 - u^2} \cdot \frac{du}{\sqrt{(c - a)(c + a)}}$$

$$\therefore \int \sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2} dz = \frac{1}{\sqrt{(c-a)(c+a)}} \cdot \int \sqrt{k^2 - u^2} du. \quad (4.26)$$

Do Cálculo Diferencial e Integral sabe-se que

$$\int \sqrt{k^2 - u^2} du = \frac{u}{2} \sqrt{k^2 - u^2} + \frac{k^2}{2} \sin^{-1} \left(\frac{u}{k} \right) + C, \quad (4.27)$$

sendo C uma constante real (LEITHOLD, 1994; SIMMONS, 1987).

Substituindo a EQ. (4.27) no termo à direita da EQ. (4.26), vem que

$$\begin{aligned} \int \sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2} dz &= \frac{1}{\sqrt{(c-a)(c+a)}} \left[\frac{u}{2} \sqrt{k^2 - u^2} + \frac{k^2}{2} \sin^{-1} \left(\frac{u}{k} \right) + C \right] \\ &= \frac{u\sqrt{k^2 - u^2} + k^2 \sin^{-1} \left(\frac{u}{k} \right)}{2\sqrt{(c-a)(c+a)}} + C_1, \end{aligned} \quad (4.28)$$

onde $C_1 = \frac{C}{\sqrt{(c-a)(c+a)}}$ é uma constante real.

Agora, levando a igualdade à direita da EQ. (4.23) e as igualdades da EQ. (4.24) no termo à direita da EQ. (4.28) obtém-se que

$$\begin{aligned} &\frac{u\sqrt{k^2 - u^2} + k^2 \sin^{-1} \left(\frac{u}{k} \right)}{2\sqrt{(c-a)(c+a)}} + C_1 = \\ &= \frac{z\sqrt{(c-a)(c+a)}\sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2}}{2\sqrt{(c-a)(c+a)}} + \frac{c^4}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + C_1 \\ &= \frac{z}{2} \sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2} + \frac{c^4}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + C_1. \end{aligned}$$

Portanto, a EQ. (4.28) pode ser reescrita como

$$\begin{aligned} & \int \sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2} dz \\ &= \frac{z}{2} \sqrt{c^4 - (c-a)(c+a)z^2} + \frac{c^4}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + C_1. \end{aligned} \quad (4.29)$$

Ao se levar a EQ. (4.29) na EQ. (4.22) vem que

$$\begin{aligned} \int \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}} dz &= \frac{1}{c^2} \left[\frac{z}{2} \sqrt{c^4 - (c^2 - a^2)z^2} \right. \\ &\quad \left. + \frac{c^4}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + C_1 \right]. \end{aligned} \quad (4.30)$$

Fazendo $C_2 = \frac{C_1}{c^2} \in \mathbb{R}$, a EQ. (4.30) pode ser reescrita como

$$\begin{aligned} & \int \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)z^2}{c^4}} dz \\ &= \frac{z}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)z^2} + \frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + C_2. \end{aligned} \quad (4.31)$$

Levando o resultado da EQ. (4.31) na EQ. (4.21), fica claro que

$$\begin{aligned} A_\sigma(S) &= 2\pi a \left[\frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{z\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + \frac{z}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)z^2} \right]_\sigma^c \\ &= 2\pi a \left\{ \frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{c\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) + \frac{c}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)c^2} \right. \\ &\quad \left. - \frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{\sigma\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) - \frac{\sigma}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)\sigma^2} \right\} \\ &= 2\pi a \left\{ \frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{\sqrt{c^2 - a^2}}{c} \right) - \frac{c^2}{2\sqrt{c^2 - a^2}} \sin^{-1} \left(\frac{\sigma\sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) \right. \\ &\quad \left. + \frac{1}{2c} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)c^2} - \frac{\sigma}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)\sigma^2} \right\} \end{aligned}$$

$$= 2\pi a \left\{ \frac{c^2 \left[\sin^{-1} \left(\frac{\sqrt{c^2 - a^2}}{c} \right) - \sin^{-1} \left(\frac{\sigma \sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) \right]}{2\sqrt{c^2 - a^2}} + \frac{1}{2c} \sqrt{c^4 + a^2 c^2 - c^4} - \frac{\sigma}{2c^2} \sqrt{c^4 + (a^2 - c^2)\sigma^2} \right\}$$

$$\therefore A_\sigma(S) = \pi a \left\{ \frac{c^2 \left[\sin^{-1} \left(\frac{\sqrt{c^2 - a^2}}{c} \right) - \sin^{-1} \left(\frac{\sigma \sqrt{c^2 - a^2}}{c^2} \right) \right]}{\sqrt{c^2 - a^2}} + a - \sigma \sqrt{1 + \frac{(a^2 - c^2)\sigma^2}{c^4}} \right\},$$

que é exatamente a EQ. (4.17).

■

É claro que um elipsoide de revolução pode ser considerado como a união de dois TPS's, e é essa a ideia que utilizaremos para apresentar um exemplo que ilustra a validade da EQ. (4.17) apresentada no Teorema 4.1, com base no resultado obtido pela EQ. (4.13).

Exemplo 4.1: Considere um elipsoide de revolução de semieixos $c = 10 \text{ cm}$ e $a = b = 3 \text{ cm}$. Usando a EQ. (4.13), a área superficial dessa figura é $S(10, 3, 3) = 306,727 \text{ cm}^2$. Tomando o caso particular em que $\sigma = -2$, e com os mesmos semieixos, esse elipsoide de revolução pode ser considerado como a junção de dois TPS's, obtidos pelo corte gerado pelo plano $z = -2$, conforme destacado na FIG. 4.7.

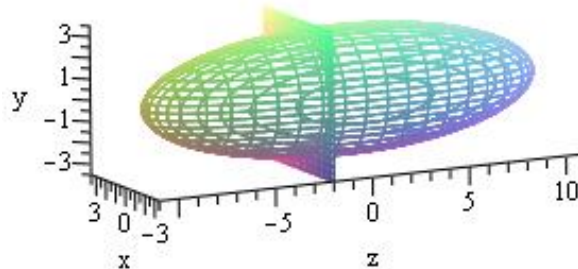


FIGURA 4.7 – Representação do plano $z = -2$ dividindo o elipsoide de revolução em dois TPS's.

Usando a propriedade de simetria do elipsoide de revolução, tem-se que a área superficial do TPS à esquerda na FIG. 4.6 é igual à área do TPS em que $\sigma = 2$. Então, usando a EQ. (4.17), a soma das áreas superficiais das regiões à esquerda e à direita geradas pelo plano $z = -2$ é:

$$A_2(S) + A_{-2}(S) = 190,8326 + 115,8944 = 306,727 \text{ cm}^2,$$

que coincide com o valor de $S(10, 3, 3)$, e ilustra a validade do Teorema 4.1.

Portanto, o parâmetro K apresentado na subseção 4.1.2 pode ser substituído por $A_\sigma(S)$ na EQ. (4.3), faltando obter os seus respectivos valores médios para serem efetivamente considerados no modelo de obtenção das dimensões da elipse de eixos $2a$ e $2b$, que será feito no capítulo 5.

Falta, agora, um modelo capaz de associar as dimensões reais do VE com os parâmetros da EQ. (4.17), de forma que seja possível realizar as primeiras aproximações da área superficial do VE, que é a câmara cardíaca de maior destaque no funcionamento sistema circulatório.

4.2.3 Modelo matemático de associação das dimensões do VE e do TPS

A obtenção de todos os parâmetros cardíacos depende principalmente das duas medidas lineares que mais se destacam na análise do funcionamento e da geometria do VE: *eixo longo* (L) e *eixo curto* (D), sendo que, essa última deve ser tomada imediatamente abaixo ou no nível das pontas dos folhetos da válvula mitral (OTTO *et al.*, 2012; LANG *et al.*, 2015). O modelo aqui desenvolvido considera que o VE tem a geometria de um TPS, e por isso, apresentará uma forma de escrever as medidas a , c e σ do TPS a partir da medida D , que é facilmente obtida em exames ecocardiográficos e de ressonância magnética.

Na FIG. 4.8 tem-se, em A, uma adaptação de imagem retirada de Ferreira Filho (2012), indicando a localização dos eixos L e D . Em B, com adaptação de Lang *et al.* (2006), à esquerda, tem-se uma ilustração mais realista do VE e à direita uma imagem real obtida por ecocardiografia, sendo que, em ambos os casos, é destacada a forma adequada de obtenção das medidas. Já em C, adaptado de Schiller *et al.* (1989), apresenta-se uma das possibilidades

de obtenção das medidas, onde usa-se que o valor de D deve ser obtido no ponto que divide L nas proporções de $1/3$ e $2/3$.

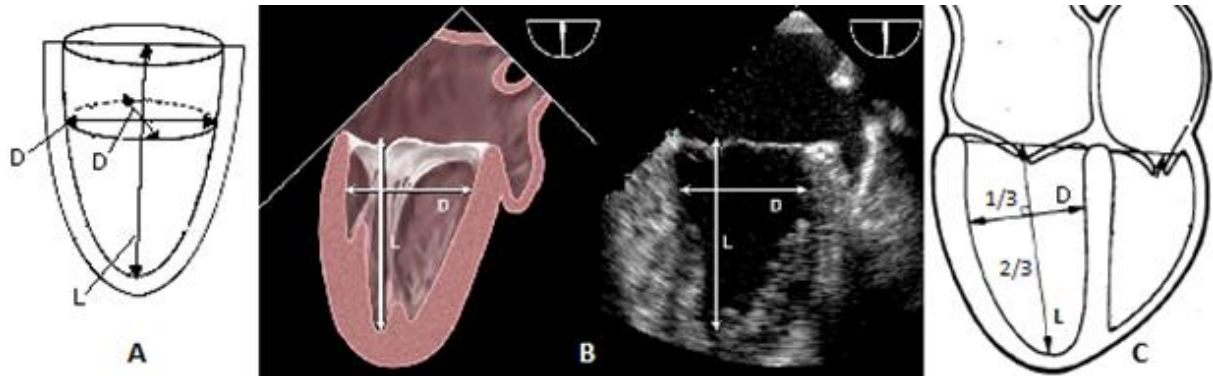


FIGURA 4.8 – Imagens que destacam as principais medidas do VE e suas formas de medição.
 FONTE: Adaptadas de Filho, 2012; Lang *et al.*, 2006 e Schiller *et al.*, 1989.

A FIG. 4.8A, permite observar que os dois diâmetros que representam o eixo curto do VE são iguais a D , isso porque, ele está sendo considerado como um TPS (FERREIRA FILHO, 2012). Além disso, ao se observar a FIG. 4.8B, pode-se considerar L como sendo o comprimento do intervalo real $[\sigma, c]$, o que permite escrever que

$$a = b = \frac{D}{2} \quad (4.32)$$

e que

$$c + |\sigma| = L. \quad (4.33)$$

Pode-se, ainda, considerar que o cruzamento dos segmentos representados por L e D determina a origem do plano ZX , e que, portanto, a maior porção gerada na divisão de L representará a medida do semieixo maior c , e a outra porção representará a medida $|\sigma|$, e é claro que, como $L > c$, vale sempre que $\sigma < 0$. De acordo com o descrito em Schiller *et al.* (1989), e que é representado na FIG. 4.8C, tem-se que:

$$c = \frac{2}{3}L \quad (4.34)$$

e que

$$|\sigma| = \frac{1}{3}L. \quad (4.35)$$

Em pacientes normais, a relação D/L (*eixo curto/eixo longo*) no VE deve variar de 0,45 a 0,62 (Graziosi, 1998). Tomando essa relação como um parâmetro $\delta \in [0,45; 0,62]$, vem que $D/L = \delta$, ou seja:

$$L = \frac{D}{\delta} \quad (4.36)$$

Logo, é possível obter os valores de $|\sigma|$ e c em função de D , bastando, para isso, levar a EQ. (4.36) nas EQs. (4.35) e (4.34), obtendo:

$$|\sigma| = \frac{D}{3\delta} \quad (4.37)$$

$$c = \frac{2D}{3\delta} \quad (4.38)$$

Sendo assim, a partir dos valores de D é possível obter os valores de $|\sigma|$ e L , e conseqüentemente, os valores dos semieixos do TPS, a e c . Com base nessas medidas e usando a EQ. (4.17), consegue-se estimar o parâmetro $A_\sigma(S)$, relativo à área superficial do VE de pacientes normais.

4.2.4 O volume do TPS pela sua geratriz e a correlação perfeita de Feng, Sitek e Gullberg

O modelo de Feng, Sitek e Gullberg (2001) já foi apresentado na seção 3.2, e nele se faz o cálculo do VVE e da sua área superficial com base no mesmo modelo geométrico em coordenadas elipsoidais, utilizando as EQs. (3.1) e (3.2), respectivamente. Com isso, é de se esperar a excelente correlação obtida entre o VVE e a sua área superficial ($r = 0,999$), já que a forma como foram obtidos eram essencialmente dependentes.

Com a finalidade de ilustrar que essa dependência sempre irá gerar uma correlação praticamente perfeita entre esses parâmetros, vamos obter uma fórmula para o volume do TPS

baseada na revolução da sua curva geratriz apresentada na seção 4.2.1. Sendo assim, ao se fazer a revolução da curva dada pela EQ. (4.15) em torno do eixo Z o VVE é dado por:

$$\begin{aligned}
 V &= \pi \int_{\sigma}^c [x(z)]^2 dz \\
 &= \pi \int_{\sigma}^c a^2 \left(1 - \frac{z^2}{c^2}\right) dz \\
 &= \pi a^2 \left[z - \frac{z^3}{3c^2} \right]_{\sigma}^c \\
 \therefore V &= \frac{2}{3} \pi a^2 (c - \sigma)
 \end{aligned} \tag{4.39}$$

Com o uso de medidas reais do VE, do modelo desenvolvido na seção 4.2.3 e usando as EQs. (4.17) e (4.39) é possível obter os valores médios do VVE e também de $A_{\sigma}(S)$, o que será feito no capítulo 5, para posteriormente obter a correlação entre eles, que como esperamos, será praticamente perfeita. Além disso, faremos a correlação entre os valores calculados de $A_{\sigma}(S)$ e os valores médios do VVE obtidos no fim da diástole, ou seja, V_d .

4.3 Obtenção de dados médicos reais das dimensões do VE

Esta seção tem o objetivo de apresentar os resultados de trabalhos científicos com medidas reais do VE em pacientes normais, e que possam ser úteis para os modelos das seções 4.2.2 e 4.2.3 e que permitirá a obtenção da área superficial média do VE em pacientes normais e sua correlação com outros parâmetros cardíacos.

4.3.1 Os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues

Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007) realizaram estudo para determinar as medidas ecocardiográficas de referência das cavidades cardíacas, da massa e dos índices de massa do VE em uma amostra da população adulta e assintomática. Nesse trabalho, para os 295 brasileiros sem histórico de doenças cardiovasculares analisados, o valor médio para o D_d do VE (que representa a medida do eixo curto) em homens foi $D_h = 4.99 \text{ cm}$ e em mulheres foi de $D_m = 4.55 \text{ cm}$. Nesse mesmo estudo, os valores médios para o eixo curto, representados por D_i (sendo que, aqui, consideraremos o índice i como a indicação do intervalo $[i, i + 9]$ da

faixa etária dos pacientes, em anos, com exceção de D_{60} , que representará essa medida para pacientes com 60 anos ou mais) também foram determinados. Todos esses valores estão descritos na TAB. 4.1, onde também já foram inseridos os valores calculados do parâmetro a , usando a EQ. (4.32), que representa a medida do semieixo menor do TPS.

TABELA 4.1 – Diâmetro diastólico real do VE em pacientes normais e o parâmetro a calculado.

Médias do eixo curto (D_d)	Valores obtidos (cm)	Valores calculados para a (cm)
D_h	4,99	2,495
D_m	4,55	2,275
D_{30}	4,73	2,365
D_{40}	4,71	2,355
D_{50}	4,67	2,335
D_{60}	4,78	2,390

FONTE: Os valores considerados nas medidas do diâmetro diastólico (eixo curto) são de Ângelo, Vieira e Rodrigues, 2007. Os valores de a foram calculados pela EQ. (4.32).

Com os dados descritos na TAB. 4.1, considerando três casos distintos para o parâmetro δ , e usando as EQs. (4.17), (4.36), (4.37) e (4.38), é possível determinar aproximações para a área superficial do VE de pacientes dos sexos masculino e feminino, e também pelas faixas etárias. Essas aproximações representam os primeiros resultados para o parâmetro descrito como um dos objetivos desse trabalho, com base no modelo da geometria pré-definida.

Outros parâmetros cardíacos importantes para o VE também foram estudados no trabalho de Ângelo *et al.* (2007), em particular: *espessura do septo intraventricular*¹⁰ (SIV), *massa do VE*, *massa/superfície corpórea*, *massa/altura*, FEn e FE, apresentados na TAB. 4.2.

TABELA 4.2 – Valores de outros parâmetros ecocardiográficos em relação à faixa etária, em anos.

Parâmetros	30 – 39	40 – 49	50 – 59	≥ 60
Espessura do SIV (mm)	8,1	8,4	8,5	8,5
Massa (g)	128,0	130,0	133,0	139,0
Massa/superfície corpórea (g/m^2)	75,1	77,9	80,0	83,9
Massa/altura (g/m)	77,1	80,1	82,5	86,2
FEn (%)	40,1	40,4	41,0	40,4
FE (%)	70,7	70,9	71,8	70,7

FONTE: Ângelo, Vieira e Rodrigues, 2007.

Para cada um dos parâmetros apresentados na TAB. 4.2 será determinada a correlação com a área superficial calculada a partir dos dados da TAB. 4.1 e uma discussão desses resultados será apresentada no capítulo 5.

¹⁰ Parede oblíqua curva que separa os ventrículos direito e esquerdo do coração e é composta por uma parte inferior muscular e uma parte superior mais membranosa e fina.

Infelizmente, no trabalho de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007) não é possível obter dados relativos ao VVE, que acreditamos estar mais relacionados com a área superficial do VE devido a sua geometria. Sendo assim, procuramos trabalhos que permitissem obter, além das dimensões dos eixos do VE, dados relativos ao seu volume. O trabalho obtido e seus dados serão apresentados na próxima subseção.

4.3.2 Os dados de Macedo et al

Macedo *et al.* (2013) realizaram estudo com a finalidade de obter medidas relativas aos ventrículos direito e esquerdo da população brasileira com uso de ressonância magnética. Em particular, no VE, obtiveram também os valores médios para outros parâmetros como: D_d , V_d , FE, massa, massa normalizada pela área corpórea e do volume diastólico final normalizado pela área corpórea (V_{dn}). Esses dados foram coletados em 107 indivíduos normais (assintomáticos e sem cardiopatias), sendo 54 homens e 53 mulheres. Aqui, assim como considerado para os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), utiliza-se a mesma notação, D_i , para os intervalos de faixa etária, além de denotar por D_h e D_m os diâmetros diastólicos finais médios para homens e mulheres, respectivamente.

Os valores médios do diâmetro diastólico final (eixo curto) para homens e mulheres, e também para suas respectivas faixas etárias, estão descritos na TAB. 4.3, onde também inserimos os valores calculados, pelo nosso modelo, para o parâmetro a .

TABELA 4.3 – Diâmetro diastólico real do VE em pacientes normais, por sexo e por faixa etária, e o parâmetro a calculado.

	Médias do eixo curto (D_d)	Valores obtidos (cm)	Valores de a (cm)
Homens	D_h	4,9	2,45
	D_{20}	5,0	2,50
	D_{30}	5,1	2,55
	D_{40}	5,1	2,55
	D_{50}	4,8	2,40
	D_{60}	4,6	2,30
Mulheres	D_m	4,6	2,30
	D_{20}	4,7	2,35
	D_{30}	4,9	2,45
	D_{40}	4,4	2,20
	D_{50}	4,2	2,10
	D_{60}	4,5	2,25

FONTE: Os valores considerados nas medidas do diâmetro diastólico são de Macedo *et al.*, 2013. Os valores de a foram calculados pela EQ. (4.32).

Os dados da TAB. 4.3 serão utilizados para determinar aproximações para a área superficial média total do VE para os pacientes normais analisados. Já os valores médios para os outros parâmetros comentados anteriormente e obtidos por Macedo *et al.* (2013) são apresentados na TAB. 4.4.

TABELA 4.4 – Médias das medidas de referência para o VE de homens e mulheres por faixa etária.

Parâmetros		20 – 29	30 – 39	40 – 49	50 – 59	≥ 60
Homens	Massa (g)	121,3	122,3	113,0	110,3	108,1
	Massa/superfície corpórea (g/m ²)	67,2	73,2	63,7	58,0	63,3
	FE (%)	60,7	67,2	64,1	65,4	66,6
	V _d (mL)	165,3	149,3	141,3	131,9	121,6
	V _{dn} (mL/m ²)	78,1	74,9	73,9	68,9	66,6
Mulheres	Massa (g)	76,9	76,0	67,5	74,2	83,2
	Massa/superfície corpórea (g/m ²)	45,4	46,5	39,6	43,7	48,3
	FE (%)	61,7	68,4	64,0	67,5	68,8
	V _d (mL)	127,0	117,6	110,0	101,5	110,2
	V _{dn} (mL/m ²)	67,2	73,2	63,7	58,0	63,3

FONTE: Macedo *et al.*, 2013.

Destaca-se que para maior precisão dos resultados obtidos para o V_d e V_{dn} apresentados na TAB. 4.4, Macedo *et al.* (2013) utilizaram a regra de Simpson, EQ. (1.6).

Todos os dados apresentados na TAB. 4.4 serão correlacionados com a área superficial que será calculada com o uso da EQ. (4.17) e com os dados da TAB. 4.3. No capítulo 5, além da apresentação dos resultados obtidos, também se faz uma discussão sobre eles.

5 RESULTADOS E DISCUSSÃO

5.1 Resultados a partir das dimensões reais de Ângelo, Vieira e Rodrigues

A partir dos valores médicos reais do eixo curto do VE, descritos em Ângelo *et al.* (2007) e considerando que em pacientes normais tem-se que $\delta \in [0,45; 0,62]$, foram feitas simulações utilizando três valores para δ : os dois extremos do intervalo, ou seja, 0,45 e 0,62, e também 0,50, que é uma das relações mais usadas em métodos que calculam massa ventricular (FERREIRA FILHO, 2012).

Os resultados obtidos para cada um dos parâmetros e, em especial, para o parâmetro, $A_\sigma(S)$, relativo à área superficial do VE, foram calculados com as equações descritas nos modelos e são apresentados na TAB. 5.1.

TABELA 5.1 – Valores calculados para os parâmetros $|\sigma|, L, c$ e $A_\sigma(S)$ a partir dos dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

δ	D	$ \sigma $ (cm)	L (cm)	c (cm)	$A_\sigma(S)$ (cm ²)
0.45	D_h	3,70	11,09	7,39	150,79
	D_m	3,37	10,11	6,74	125,37
	D_{30}	3,50	10,51	7,01	135,48
	D_{40}	3,49	10,47	6,98	134,34
	D_{50}	3,46	10,38	6,92	132,07
	D_{60}	3,54	10,62	7,08	138,36
0.50	D_h	3,33	9,98	6,65	136,52
	D_m	3,03	9,10	6,07	113,50
	D_{30}	3,15	9,46	6,31	122,66
	D_{40}	3,14	9,42	6,28	121,63
	D_{50}	3,11	9,34	6,23	119,57
	D_{60}	3,19	9,56	6,37	125,27
0.62	D_h	2,68	8,05	5,37	111,84
	D_m	2,45	7,39	4,89	92,99
	D_{30}	2,54	7,63	5,09	100,49
	D_{40}	2,53	7,60	5,06	99,64
	D_{50}	2,51	7,53	5,02	97,96
	D_{60}	2,57	7,71	5,14	102,63

Percebe-se que os valores obtidos para a área superficial do VE em pacientes normais do sexo masculino são aproximadamente 20,3% maiores do que os valores obtidos para o sexo feminino, em qualquer um dos três casos de δ analisados:

$$\left| \frac{A_{-3.70} - A_{-3.37}}{A_{-3.37}} \right| = \left| \frac{150.79 - 125.37}{125.37} \right| \cong 20.3\%$$

$$\left| \frac{A_{-3.33} - A_{-3.03}}{A_{-3.03}} \right| = \left| \frac{136.52 - 113.50}{113.50} \right| \cong 20.3\%$$

$$\left| \frac{A_{-2.68} - A_{-2.45}}{A_{-2.45}} \right| = \left| \frac{111.84 - 92.99}{92.99} \right| \cong 20.3\%$$

Essa relação pode indicar uma característica importante, e bem interessante, sobre as áreas superficiais do VE de corações de homens e de mulheres.

Para as faixas etárias essa característica ainda se manteve, também para os três valores de δ considerados, onde, os valores de $A_{\sigma}(S)$ para pacientes na faixa etária D_{30} são cerca de 0,9% maiores do que os valores obtidos para D_{40} , os de D_{40} são aproximadamente 1,7% maiores do que os de D_{50} e os valores calculados para pacientes em D_{50} são 4,5% menores do que os valores calculados para D_{60} .

Sendo assim, percebe-se que, de 30 a 59 anos as áreas superficiais médias do VE são maiores para pacientes de menor idade, e que, a partir dos 60 anos, ocorre aumento da área superficial média, fazendo com que esse valor fique maior do que os valores das outras três faixas etárias consideradas.

Obtivemos, ainda, as correlações entre os valores obtidos para $A_{\sigma}(S)$, por faixa etária, com os valores apresentados para os outros parâmetros descritos na TAB. 4.2.

Obteve-se $R^2 = 0,6952$ como valor do coeficiente de determinação, com uma forte correlação negativa de $r = -0,8338$ entre $A_{\sigma}(S)$ e a FE, com nível de significância dado por $\alpha = 0,1662$ e com 2 graus de liberdade, para o caso onde $\delta = 0,45$. Para os casos onde $\delta = 0,50$ e $\delta = 0,62$ os resultados obtidos foram praticamente os mesmos (FIG. 5.1).

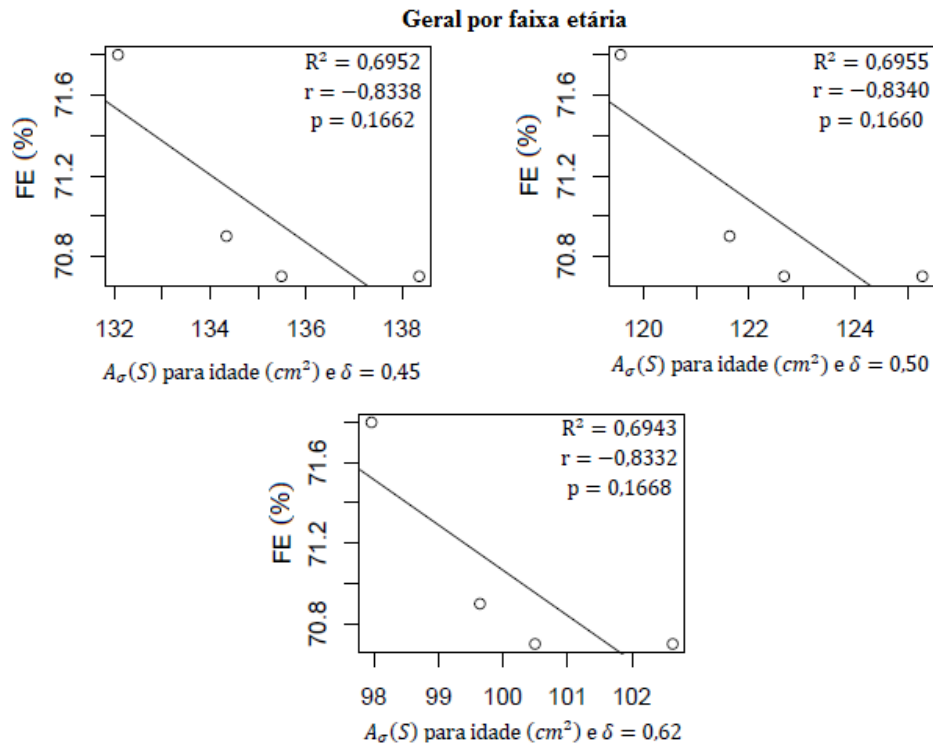


FIGURA 5.1 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a FE com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

Esses resultados indicam fraca significância entre a área superficial e a FE, já que existe a probabilidade aproximada de 16,68% de ser ao acaso o fato de que quanto maior for a área da superfície do VE menor será a FE.

Para a correlação entre $A_{\sigma}(S)$ e a FE os resultados foram piores dos que os obtidos para a FE. No caso onde se utilizou $\delta = 0,45$ obteve-se uma correlação linear negativa moderada de $r = -0,6484$ sem significância estatística, já que se obteve $p = 0,3522$, como se percebe na FIG. 5.2.

Para $\delta = 0,50$ e $\delta = 0,62$ os valores das correlações lineares e dos p valores obtidos também foram praticamente os mesmos, $r = -0,6486$, $r = -0,6478$, $p = 0,3514$ e $p = 0,3522$, respectivamente (FIG. 5.2). Portanto, essas correlações moderadas não possuem significância estatística devido aos elevados valores de p .

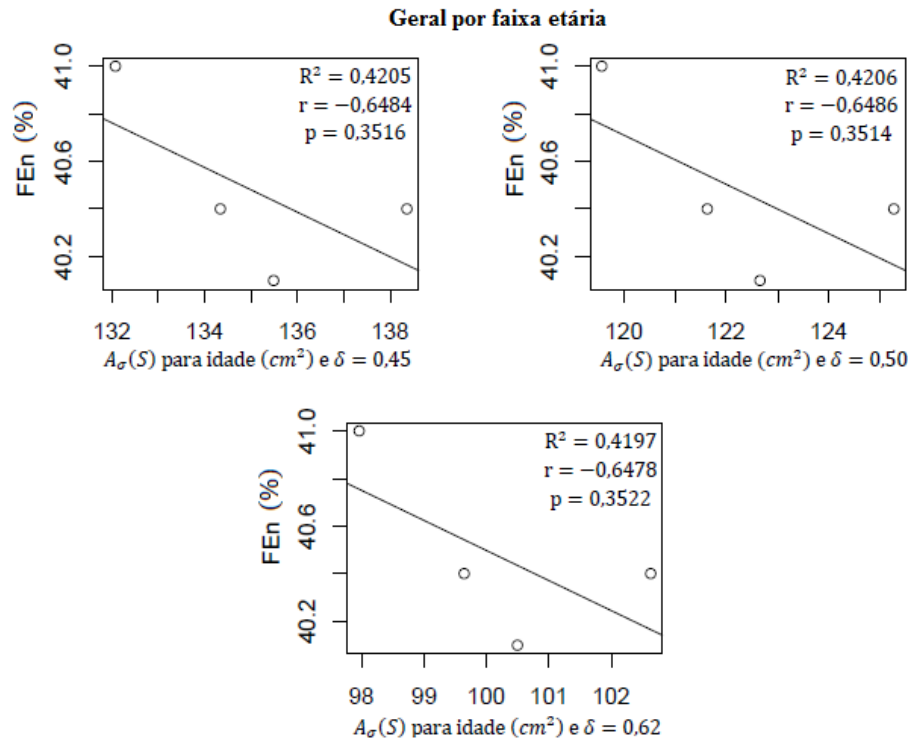


FIGURA 5.2 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a FEn com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

O SIV do VE apresentou correlação linear insignificante e não apresentou significância em relação ao parâmetro $A_{\sigma}(S)$ (FIG. 5.3).

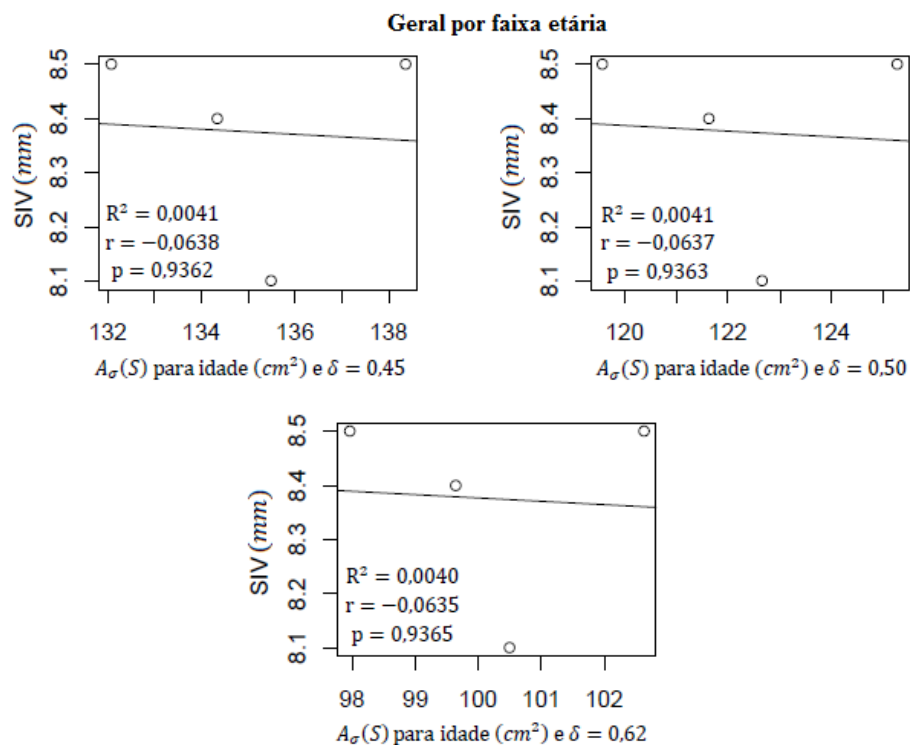


FIGURA 5.3 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e o SIV com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

Para a massa do VE, obteve-se uma correlação linear moderada, mas verificou-se que ela não é significativa em relação ao parâmetro $A_{\sigma}(S)$, sendo os resultados apresentados na FIG. 5.4.

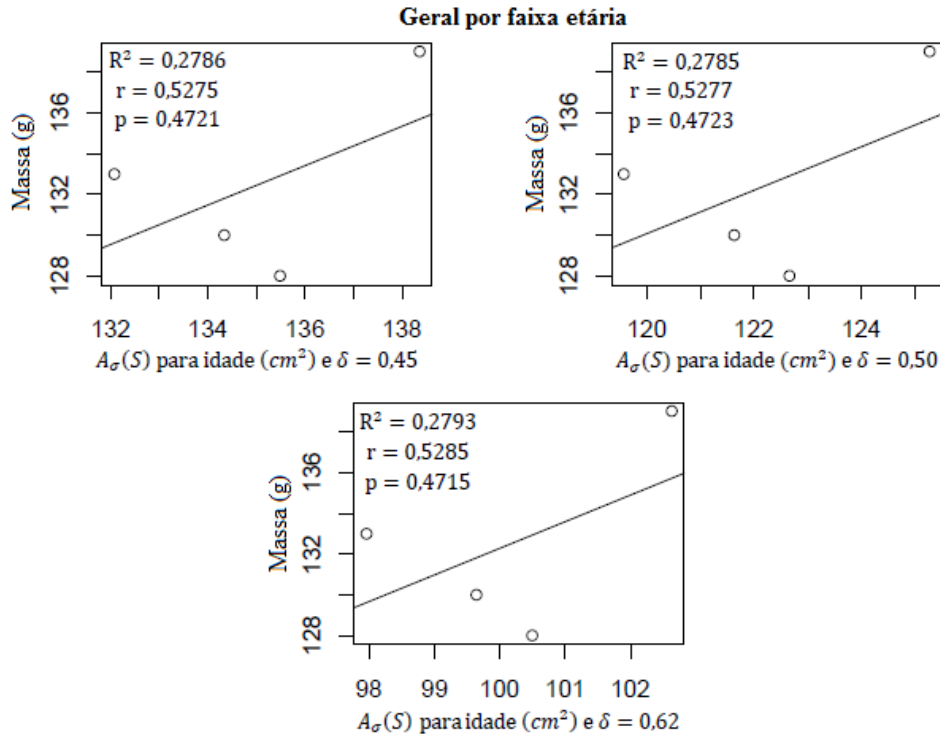


FIGURA 5.4 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa (g) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

Os parâmetros cardíacos relativos à massa normalizada pela superfície corpórea (massa/superfície) e a massa normalizada pela altura (massa/altura) também apresentaram correlações fracas e não significantes em relação aos valores calculados de $A_{\sigma}(S)$, como se pode observar nas FIGs. 5.5 e 5.6.

Sendo assim, para os valores de referência dos parâmetros cardíacos do VE apresentados no trabalho de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), concluímos que as correlações realizadas não apresentaram significância considerável que garantissem suas relações lineares com o parâmetro calculado, $A_{\sigma}(S)$. Contudo, como ele é relativo à área da superfície do VE e essa região é 3D, pode-se questionar se a sua correlação não seja significativa para o V_d ou, principalmente, para o V_{dn} , já que esse último permite melhor individualização das análises, paciente a paciente, pois representa a quantidade de volume para cada m^2 de superfície corporal.

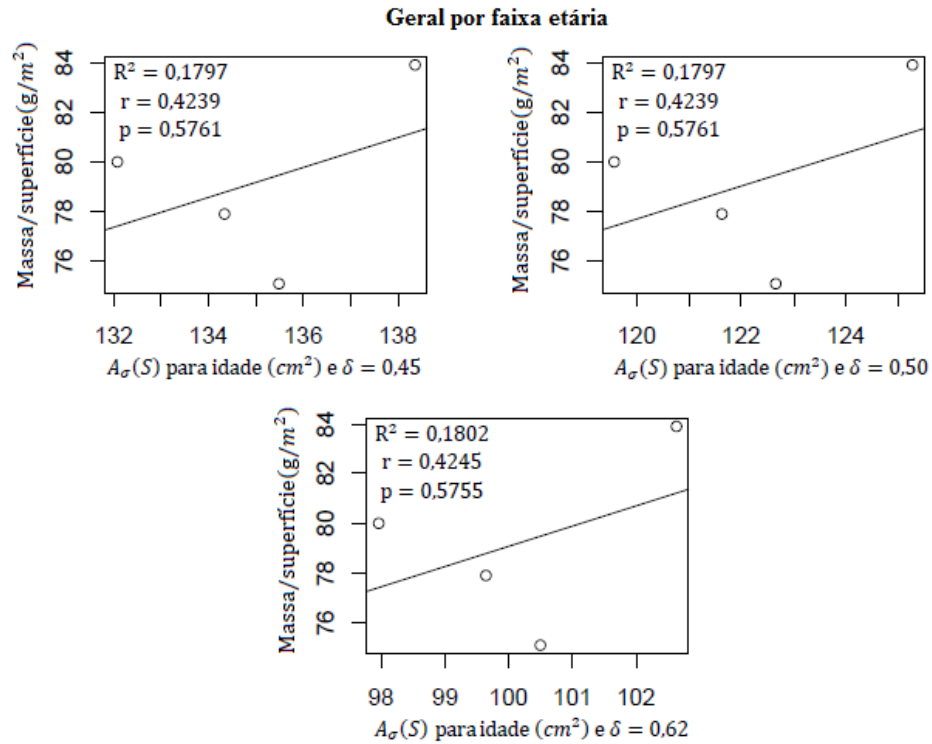


FIGURA 5.5 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm²) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m²) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

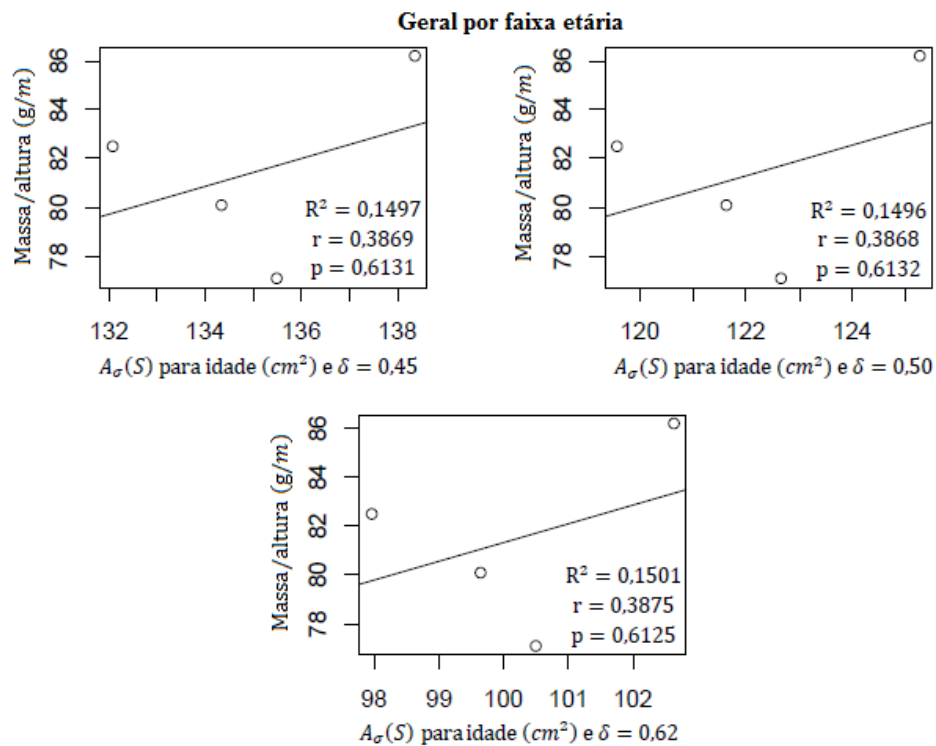


FIGURA 5.6 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm²) e a sua massa normalizada pela altura (g/m) com os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

5.1.1 Resultado para as correlações entre área e volume do VE seguindo a ideia de Feng, Sitek e Gullberg

Para ilustrar que ao se utilizar modelos dependentes para efetuar as correlações, como o que foi feito no trabalho de Feng, Sitek e Gullberg (2001), obtivemos as aproximações do V_d a partir das medidas do D_d fornecidos no trabalho de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), como descrito na TAB. 5.2.

TABELA 5.2 – Volumes diastólicos finais do VE calculados pela EQ. (4.39) com o D_d fornecido no trabalho de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007).

Geral por faixa etária			
	V_d (mL) ($\delta = 0,45$)	V_d (mL) ($\delta = 0,50$)	V_d (mL) ($\delta = 0,62$)
D_{30}	123,13	110,82	89,37
D_{40}	121,51	109,42	88,24
D_{50}	118,51	106,65	86,01
D_{60}	127,08	114,37	92,23

A FIG. 5.7 apresenta os gráficos construídos para ilustrar essas ótimas correlações.

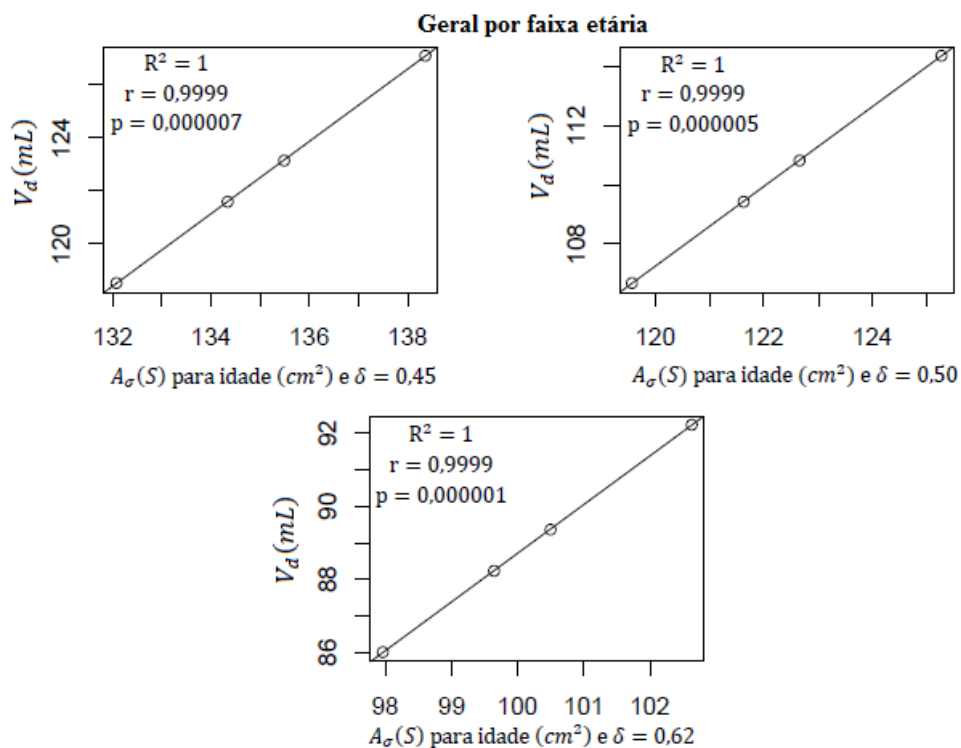


FIGURA 5.7 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm^2) e o V_d (mL), por faixa etária e com base nos dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), usando a mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).

Observa-se que para todos os três casos analisados para δ obteve-se correlações praticamente perfeitas e com alta significância estatística (FIG. 5.7), o que é matematicamente esperado devido a dependência entre os modelos.

O trabalho de Macedo *et al.* (2013) fornece as medidas de referência de V_d e V_{dn} , dentre outros, já apresentados na seção 4.3.2, e cujos resultados e correlações estão descritos e discutidos na próxima seção.

5.2 Resultados a partir das dimensões reais de Macedo et al

Nas simulações feitas para os valores médios reais do eixo curto obtidos no trabalho de Macedo *et al.* (2013), também foram utilizados os três valores para o parâmetro δ : 0,45; 0,50 e 0,62.

Os resultados médios obtidos para os parâmetros $|\sigma|, L, c$ e $A_\sigma(S)$ são apresentados na TAB. 5.3, juntamente com as diferenças percentuais de $A_\sigma(S)$ por sexo e suas respectivas faixas etárias, considerando $A_\sigma(S)_h$ e $A_\sigma(S)_m$ a área média da superfície do VE em homens e mulheres, respectivamente, e utilizando a EQ. (5.1).

$$\left| \frac{A_\sigma(S)_h - A_\sigma(S)_m}{A_\sigma(S)_m} \right|. \quad (5.1)$$

A área superficial média total obtida para homens com $\delta = 0,45$ foi de $145,40 \text{ cm}^2$ que é, apenas, 3,71% menor do que a área obtida por Feng, de 151 cm^2 . Para homens de 20 a 29 anos essa diferença é praticamente nula, já que foi obtida a área de $151,39 \text{ cm}^2$. Para as outras faixas etárias os valores também são relativamente próximos ao de Feng. Boas aproximações também são obtidas quando se considera $\delta = 0,50$, principalmente para a média total e para as faixas etárias até 49 anos. Para $\delta = 0,62$ o valor mais próximo do resultado de Feng foi para as faixas etárias de 30 a 39 anos e de 40 a 49 anos, com áreas de $116,83 \text{ cm}^2$ e diferença percentual de 22,63%.

Para as mulheres percebe-se uma aproximação maior em relação ao resultado de Feng para a situação onde $\delta = 0,45$ e na faixa etária de 30 a 39 anos, cuja diferença percentual foi de apenas 3,71%.

TABELA 5.3 – Valores calculados para os parâmetros $|\sigma|$, L , c e $A_\sigma(S)$, para homens e mulheres, juntamente com as diferenças percentuais, por sexo e faixa etária.

δ	Homens					Mulheres					Diferenças percentuais
	D_d	$ \sigma $ (cm)	L (cm)	c (cm)	$A_\sigma(S)_h$ (cm ²)	D_d	$ \sigma $ (cm)	L (cm)	c (cm)	$A_\sigma(S)_m$ (cm ²)	(%)
0,45	D_h	3,63	10,89	7,26	145,40	D_m	3,41	10,22	6,81	128,14	13,47
	D_{20}	3,70	11,11	7,41	151,39	D_{20}	3,48	10,44	6,96	133,77	13,17
	D_{30}	3,78	11,33	7,56	157,51	D_{30}	3,63	10,89	7,26	145,40	8,33
	D_{40}	3,78	11,33	7,56	157,51	D_{40}	3,26	9,78	6,52	117,24	34,35
	D_{50}	3,56	10,67	7,11	139,52	D_{50}	3,11	9,33	6,22	106,82	30,61
	D_{60}	3,41	10,22	6,81	128,14	D_{60}	3,33	10,00	6,67	122,63	4,49
0,50	D_h	3,27	9,80	6,53	131,64	D_m	3,07	9,20	6,13	116,01	13,47
	D_{20}	3,33	10,00	6,67	137,06	D_{20}	3,13	9,40	6,27	121,11	13,17
	D_{30}	3,40	10,20	6,80	142,60	D_{30}	3,27	9,80	6,53	131,64	8,33
	D_{40}	3,40	10,20	6,80	142,60	D_{40}	2,93	8,80	5,87	106,14	34,35
	D_{50}	3,20	9,60	6,40	126,32	D_{50}	2,80	8,40	5,60	96,71	30,61
	D_{60}	3,07	9,20	6,13	116,01	D_{60}	3,00	9,00	6,00	111,02	4,49
0,62	D_h	2,63	7,90	5,27	107,84	D_m	2,47	7,42	4,95	95,04	13,47
	D_{20}	2,69	8,06	5,38	112,29	D_{20}	2,53	7,58	5,05	99,22	13,17
	D_{30}	2,74	8,23	5,48	116,83	D_{30}	2,63	7,90	5,27	107,84	8,33
	D_{40}	2,74	8,23	5,48	116,83	D_{40}	2,37	7,10	4,73	86,96	34,35
	D_{50}	2,58	7,74	5,16	103,49	D_{50}	2,26	6,77	4,52	79,23	30,61
	D_{60}	2,47	7,42	4,95	95,04	D_{60}	2,42	7,26	4,84	90,96	4,49

Percebe-se, ainda, que os valores obtidos para a área superficial do VE em pacientes normais do sexo masculino são aproximadamente 13,47% maiores do que os valores obtidos para o sexo feminino, em qualquer um dos três casos de δ analisados.

Para as faixas etárias separadas por sexo, essa característica ainda se manteve, também para os três valores de δ considerados, mas com valores percentuais diferentes para cada faixa. Destaca-se também a maior diferença percentual observada, que foi o fato do VE masculino ter área superficial média aproximadamente 34,35% maior do que a área do VE feminino para a faixa etária de 40 a 49 anos.

Essas diferenças percentuais constantes para as mesmas faixas etárias podem indicar uma característica importante, e bem interessante, sobre as áreas superficiais do VE de corações de homens e de mulheres, permitindo maior conhecimento geométrico do VE, além de poder, inclusive, vir a ser usada como um dos critérios de verificação de normalidade cardíaca.

5.2.1 Resultado para as correlações seguindo a ideia de Feng, Sitek e Gullberg e considerando modelos dependentes

Utilizando a EQ. (4.39) e as medidas dos parâmetros α e σ das TABs. 4.3 e 5.1 com base nos dados de Macedo et al. (2013), obtivemos as medidas correspondentes do V_d , cujos resultados são apresentados na TAB. 5.4.

TABELA 5.4 – Volumes diastólicos finais calculados pela EQ. (4.39) e com o D_d obtido em Macedo et al. (2013) para homens e mulheres.

Homens					
δ	V_d (mL)	δ	V_d (mL)	δ	V_d (mL)
	145,44		130,90		105,56
	154,35		138,91		112,03
0,45	154,35	0,50	138,91	0,62	112,03
	128,68		115,81		93,40
	113,26		101,93		82,20
Mulheres					
δ	V_d (mL)	δ	V_d (mL)	δ	V_d (mL)
	120,80		108,72		87,68
	136,89		123,20		99,36
0,45	99,12	0,50	89,20	0,62	71,94
	86,21		77,58		62,57
	106,03		95,43		76,96

Como já era previsto, as correlações entre $A_{\sigma}(S)$ e o V_d calculados pelas EQs. (4.17) e (4.39) são praticamente perfeitas para todos os três valores de δ , já que ambas foram baseadas no mesmo modelo geométrico e na mesma curva geratriz dada pela EQ. (4.15). A FIG. 5.8 apresenta esses resultados para os dados relativos a homens.

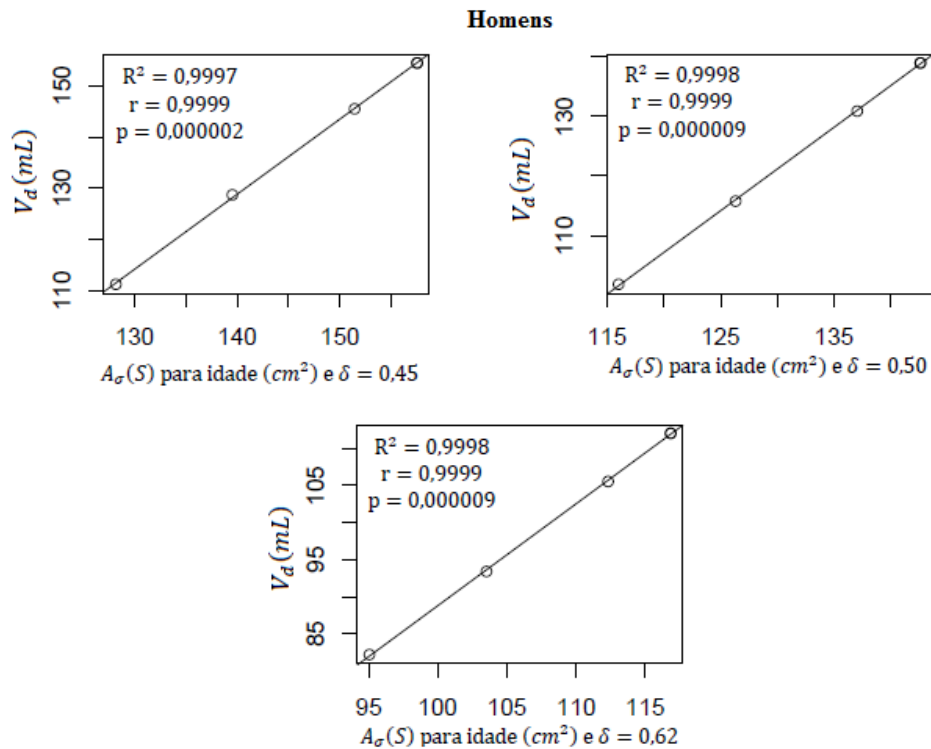


FIGURA 5.8 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm^2) e o V_d (mL), para homens, com base na mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).

Para as mulheres as correlações obtidas são apresentadas na FIG. 5.9. Os resultados obtidos foram muito próximos aos dos homens, confirmando o que se esperava para correlações quase perfeitas, já que as fórmulas utilizadas são dependentes diretamente dos modelos adotados. Nas próximas seções as correlações entre esses mesmos parâmetros serão realizadas, mas entre a área calculada pelo modelo e o volume diastólico descrito no trabalho de Macedo et al. (2013), onde perceberemos que essa perfeição não ocorre quando não existe a dependência dos modelos utilizados.

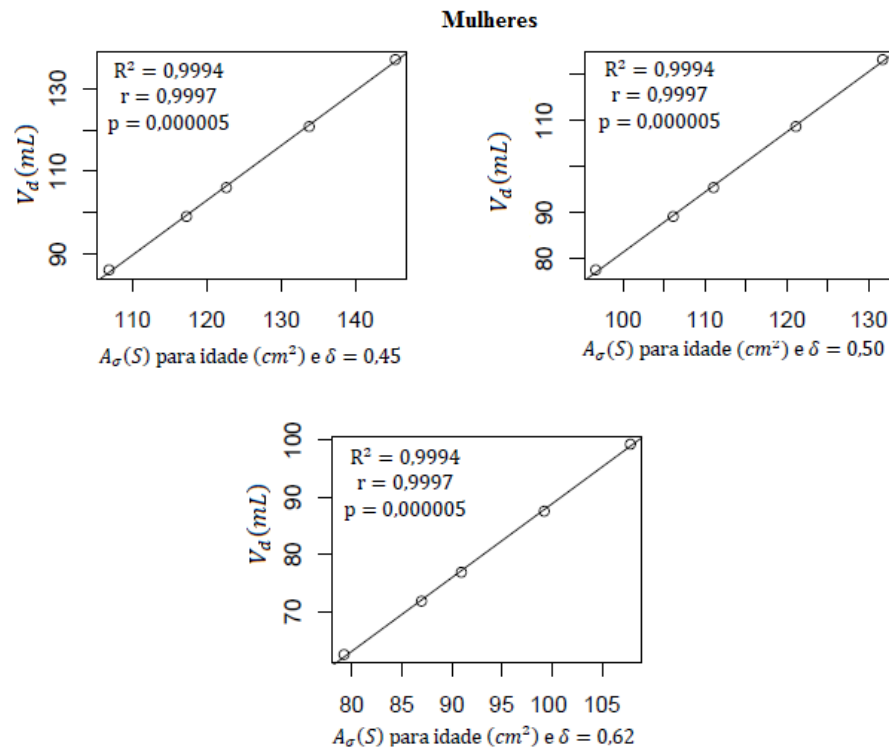


FIGURA 5.9 – Ótimas correlações obtidas entre a área superficial média do VE (cm^2) e o V_d (mL), para homens, com base na mesma ideia de Feng, Sitek e Gullberg (2001).

5.2.2 Correlações entre as áreas calculadas e alguns parâmetros em homens

Determinando a correlação da área superficial do VE com a sua FE e também com massa normalizada pela superfície corpórea, em homens, obteve-se uma correlação insignificante de $r = -0,2926$ e uma forte de $r = 0,6085$, respectivamente, sendo ambas sem significância estatística, já que os p valores obtidos são muito altos (FIGs. 5.10 e 5.11).

A correlação determinada entre as áreas do VE obtidas pelo nosso modelo e a sua massa foi forte para os três valores de δ . Para $\delta = 0,45$ o coeficiente obtido foi $r = 0,7545$ com $p = 0,1406$ e para os outros dois valores de δ (0,50 e 0,62) obteve-se praticamente o mesmo valor para esse coeficiente ($r = 0,7544$) e o mesmo p valor (0,1406), todos eles validados pelo teste t de Student com 3 graus de liberdade (FIG. 5.12).

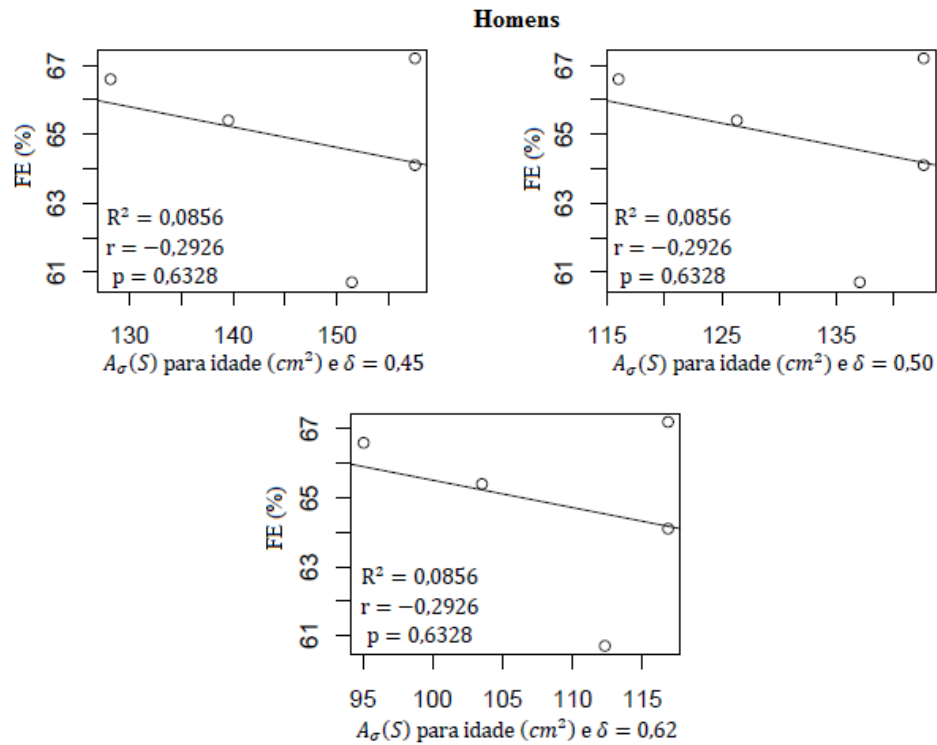


FIGURA 5.10 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua FE (%), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).

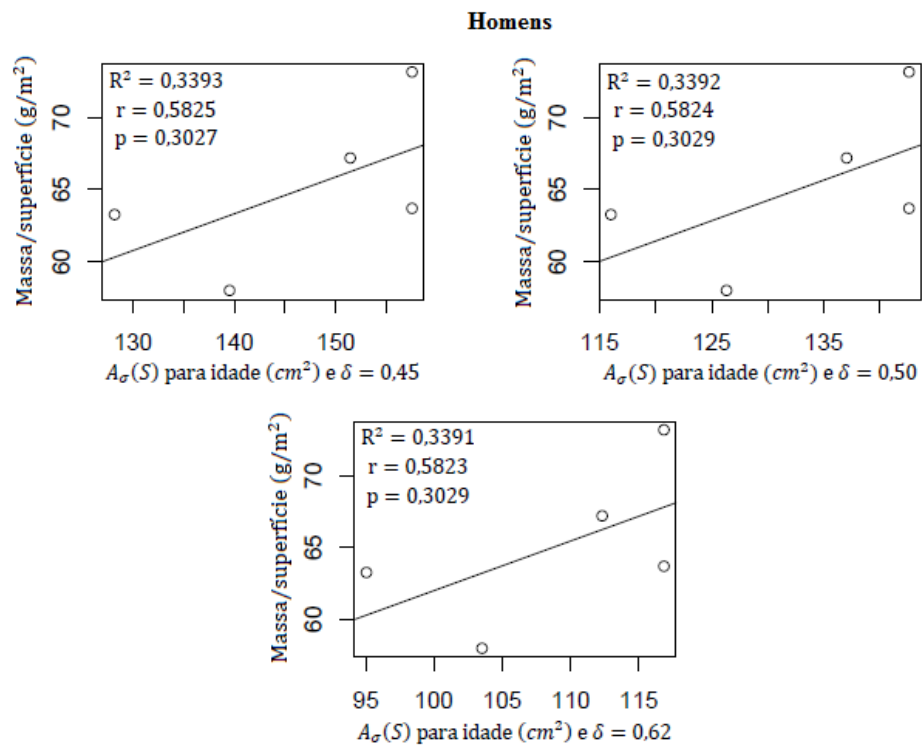


FIGURA 5.11 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m^2), em homens, com os dados de Macedo et al. (2013).

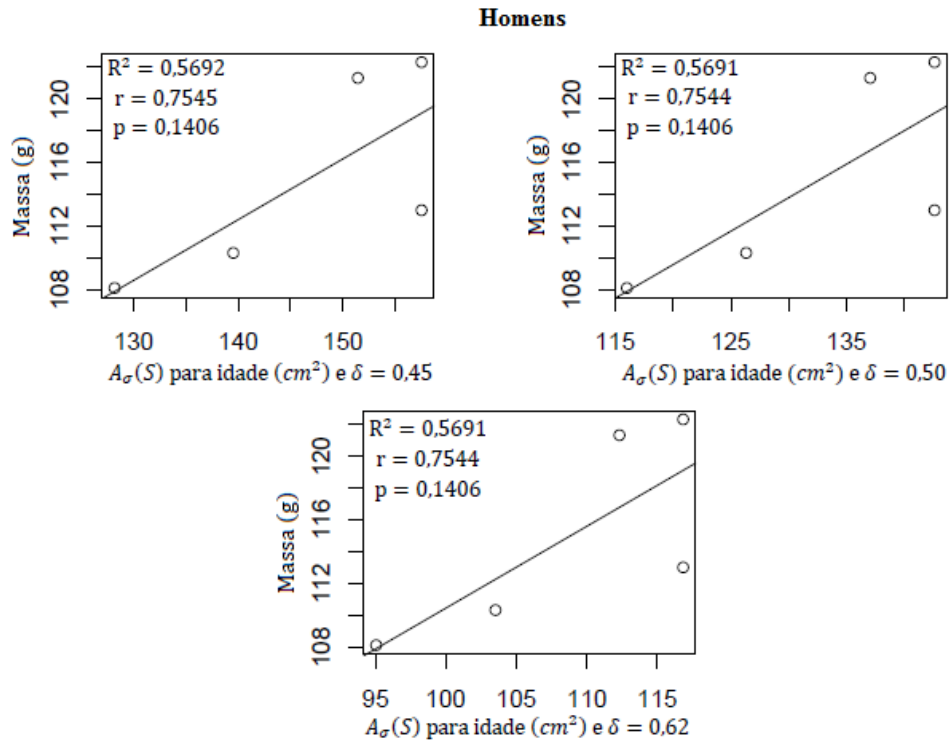


FIGURA 5.12 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa (g), em homens, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

A FIG. 5.13 apresenta a ilustração das correlações obtidas entre a área e o V_d do VE.

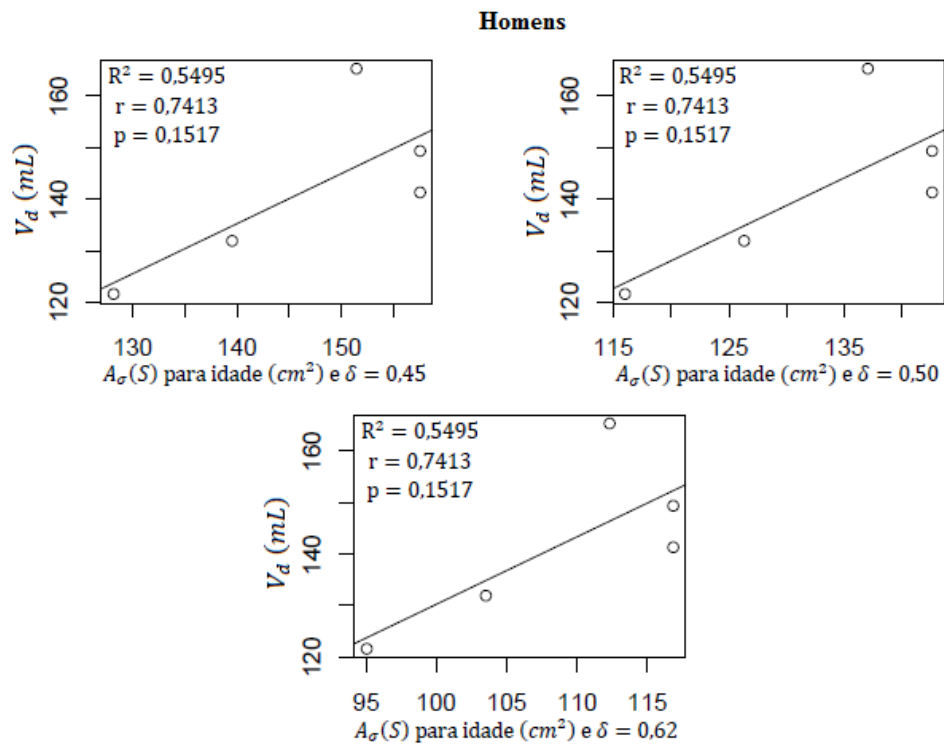


FIGURA 5.13 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e o V_d (mL), em homens, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

Obteve-se uma correlação forte com $r = 0,7413$ para todos os três valores do parâmetro δ , sendo que, também, em todos esses casos obteve-se o mesmo valor $p = 0,1517$. Essas significâncias relativamente boas foram obtidas com base no teste t de Student com 3 graus de liberdade. Contudo, os valores obtidos são muito inferiores aos obtidos por Feng, Sitek e Gullberg (2011), como já esperávamos, pois não existe dependência entre as formas como os valores que consideramos foram obtidos.

Obteve-se, também, $R^2 = 0,7260$ e uma correlação forte de $r = 0,8520$, com nível de significância $\alpha = 0,0668$, entre as áreas obtidas pelo modelo e o V_{dn} , para todos os três valores simulados de δ , conforme se destaca na FIG. 5.14.

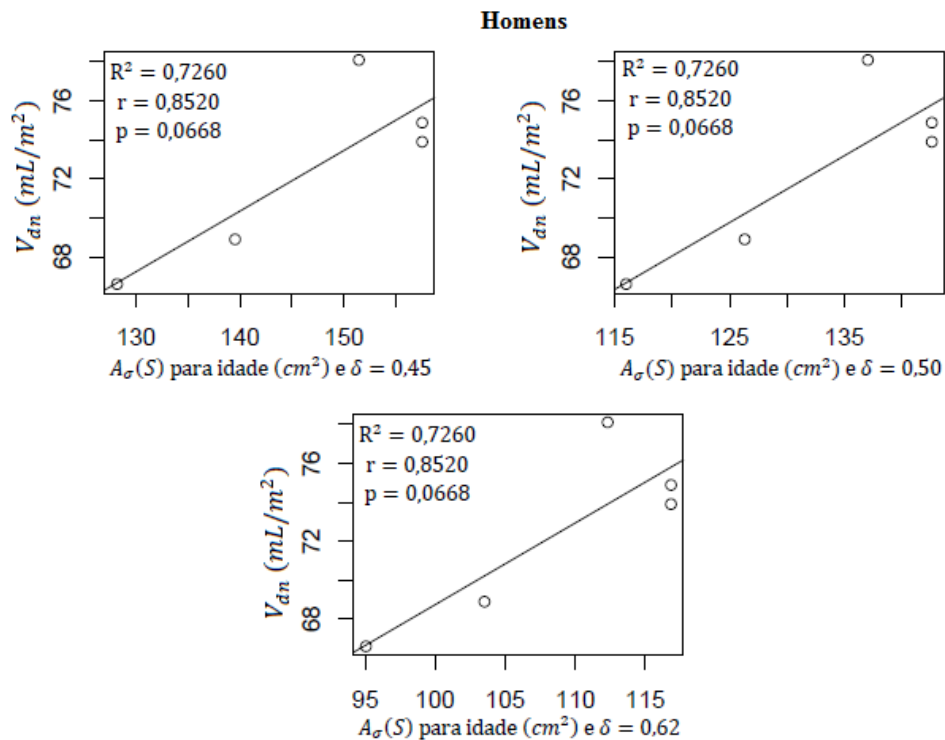


FIGURA 5.14 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm²) e o V_{dn} (mL/m²), em homens, pela faixa etária, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

Sendo assim, fica verificado que, para os dados analisados do trabalho de Macedo *et al.* (2013), o volume diastólico normalizado pela superfície corpórea do paciente foi o parâmetro que obteve maior significância estatística na correlação com $A_{\sigma}(S)$, em homens.

5.2.3 Correlações entre as áreas calculadas e alguns parâmetros em mulheres

Para os dados de mulheres foram obtidas as correlações entre $A_{\sigma}(S)$ e todos os parâmetros já utilizados para os dados dos homens, isto é: FE, massa, massa normalizada pela superfície corpórea, V_d e V_{dn} .

Correlações desprezíveis e sem significância foram obtidas quando se relacionou $A_{\sigma}(S)$ com a FE e também com a massa do VE (FIGs. 5.15 e 5.16).

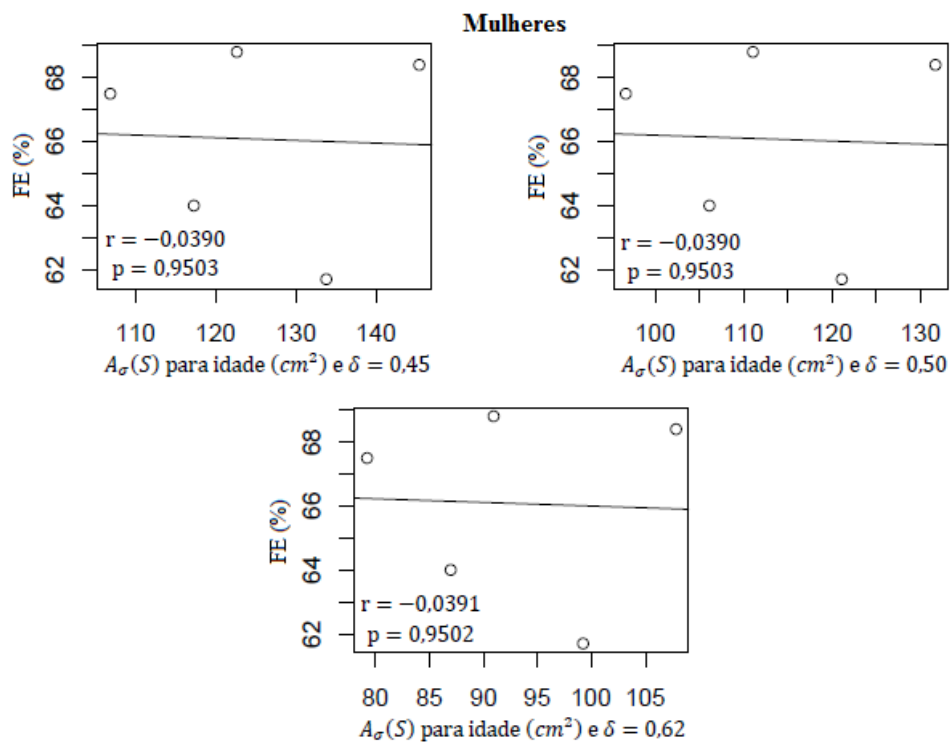


FIGURA 5.15 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a FE (%), em mulheres, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

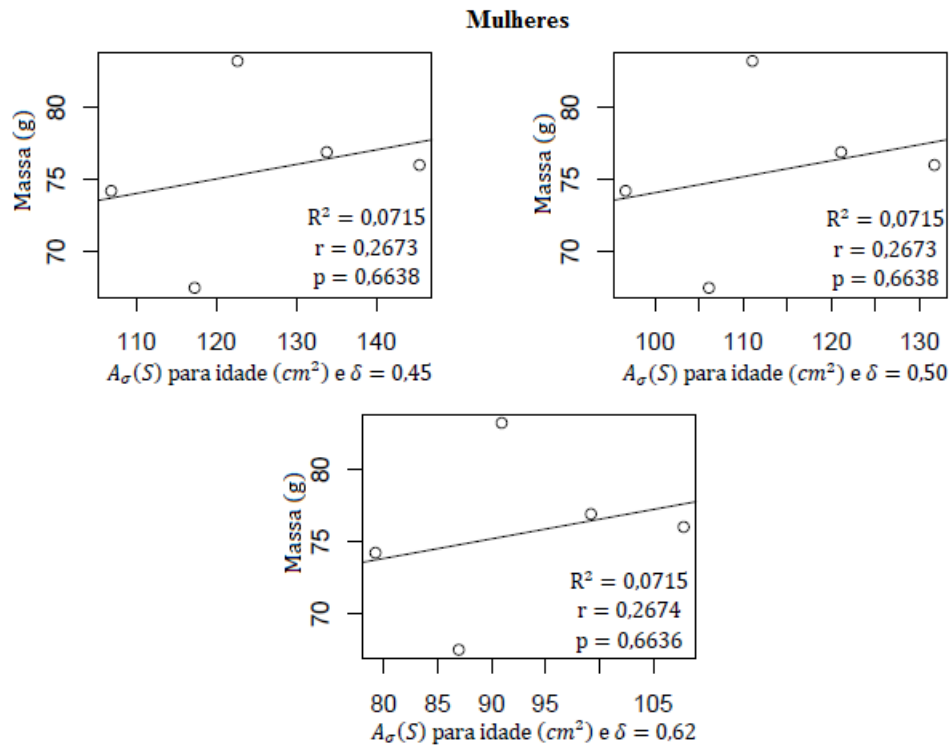


FIGURA 5.16 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa (g), em mulheres, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

A correlação entre $A_{\sigma}(S)$ e a massa do VE normalizada pela superfície corpórea foi determinada como fraca ($r = 0,4671$) e sem significância, pois para 3 graus de liberdade determinou-se que $p = 0,4276$ (FIG. 5.17).

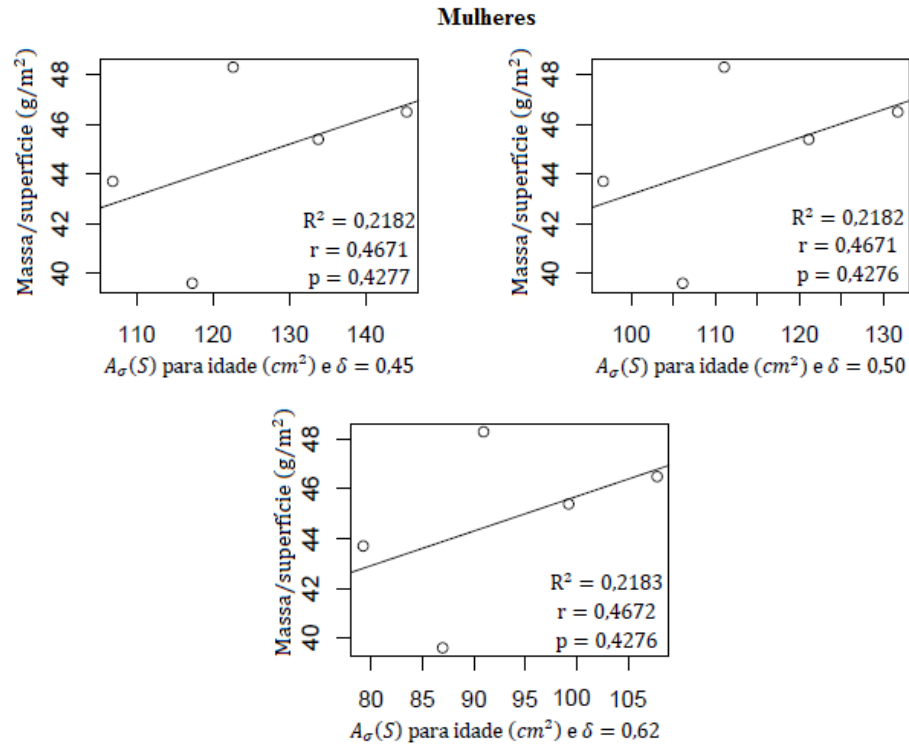


FIGURA 5.17 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e a sua massa normalizada pela superfície corpórea (g/m^2), em mulheres, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

Já as correlações entre $A_{\sigma}(S)$ e o V_d para mulheres são ilustradas na FIG. 5.18.

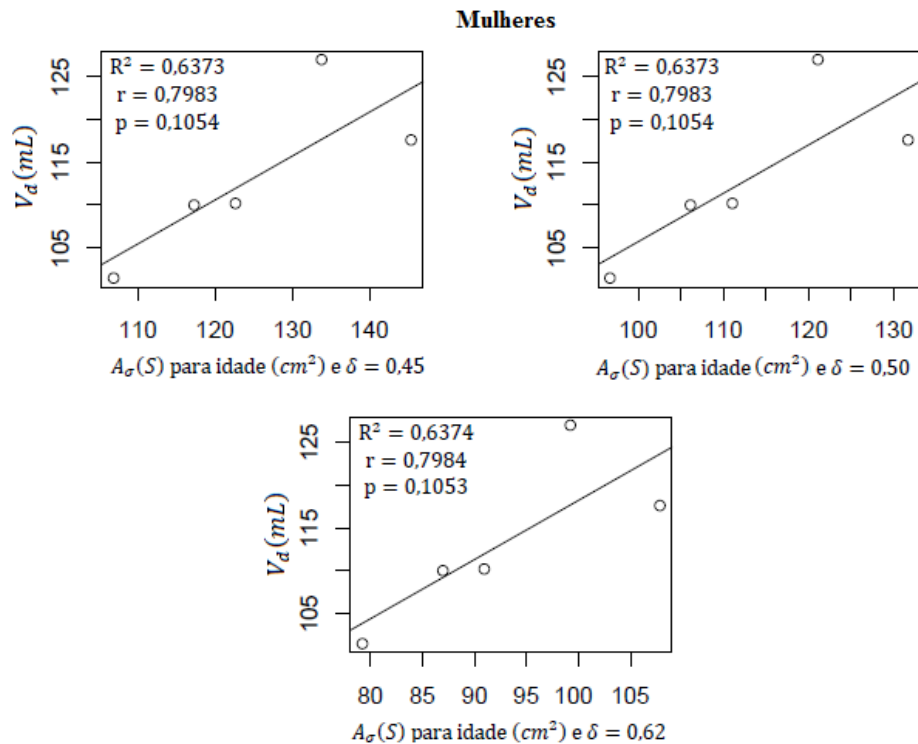


FIGURA 5.18 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm^2) e o V_d (mL), em mulheres, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

Elas apresentaram forte correlação positiva de $r = 0,7983$ com $p = 0,1054$ para 3 graus de liberdade.

Verificamos então, que na prática as correlações entre $A_\sigma(S)$ e o V_d , apesar de serem boas, não são tão perfeitas quanto os valores descritos por Feng, Sitek e Gullberg (2001), pois os autores consideraram modelos dependentes para volume e área, o que fatalmente leva a correlações quase perfeitas e significativas. Sendo assim, as correlações obtidas e apresentadas nas FIGs. 5.13 e 5.18 são mais realistas do que as descritas por aqueles autores, pois são feitas entre a área da superfície do VE calculada pelo nosso modelo, com valores reais do V_d apresentados no trabalho de Macedo et al. (2013), não existindo dependência direta entre a fórmula utilizada pelo nosso modelo, EQ. (4.39), e a técnica utilizada por Macedo, que foi a regra de Simpson.

Analisamos, finalmente, a correlação entre $A_\sigma(S)$ e o V_{dn} para as mulheres (FIG. 5.19).

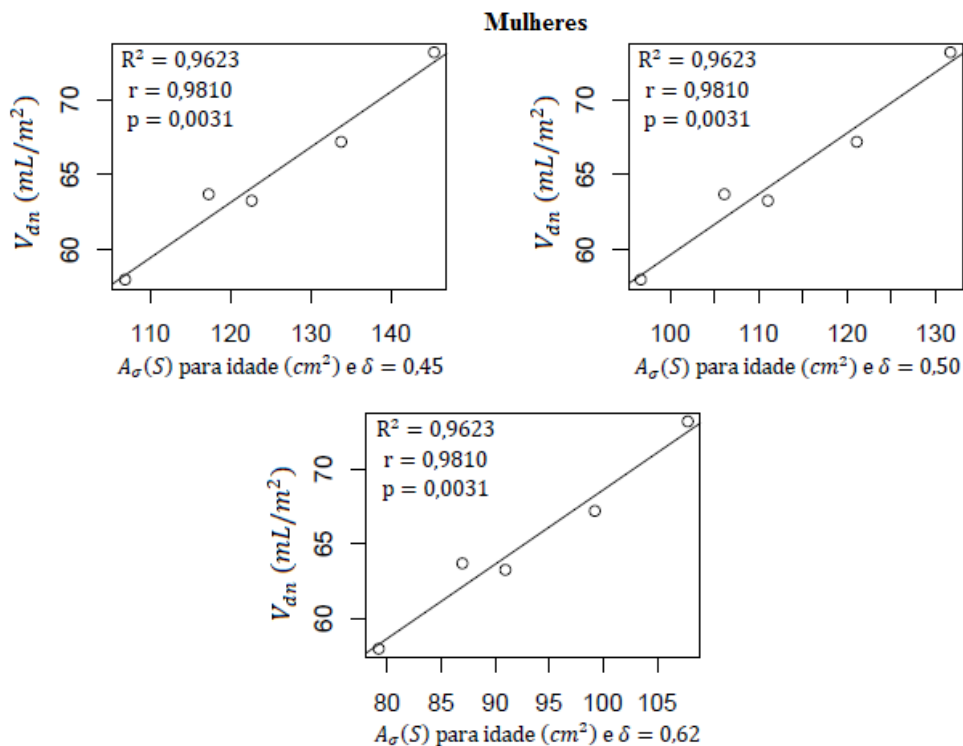


FIGURA 5.19 – Dispersão e regressão linear entre a área superficial média do VE (cm²) e o V_{dn} (mL/m²), em mulheres, com os dados de Macedo *et al.* (2013).

Para os resultados das faixas etárias obteve-se $R^2 = 0,9623$ e uma correlação positiva muito forte de coeficiente $r = 0,9810$, para todos os três valores simulados de δ . A correlação

obtida é muito próxima da obtida por Feng, Sitek e Gullberg (2001), onde $r = 0,99$, com a diferença de que em nosso trabalho não existe dependência entre os modelos utilizados. A significância da correlação determinada foi validada pelo teste t de Student para o nível de significância $\alpha = 0,0031$ e com 3 graus de liberdade.

Como esperávamos a maior correlação obtida e com a maior significância, foi encontrada entre a área da superfície do VE e o volume diastólico normalizado pela superfície corpórea, tanto em homens quanto em mulheres.

Essa correlação significativa indica, assim como descrito no trabalho de Feng, que pode ser possível estimar o volume diastólico ideal de um paciente tendo-se o valor ideal da área superficial e vice versa. Indica, ainda, que ao ser considerada a área superficial do VE para estimar as dimensões da fatia elíptica a ser removida na VPE, pode-se fazer uma análise específica para cada paciente, individualizando a modelagem desse procedimento cirúrgico, podendo, com isso, aumentar sua eficiência.

6 CONCLUSÕES

A VPE, mesmo que não seja mais realizada oficialmente em muitos países, vem sendo realizada com sucesso em alguns países, especialmente no Japão, em casos específicos e com alto rigor na seleção dos pacientes que a ela serão submetidos.

Quatro ações importantes para melhorar a eficiência da VPE foram fortemente destacadas na literatura, são eles: determinação da região mais acinética do VE para ressecção, preservar o ápex, a anatomia das artérias coronárias e a necessidade de se obter o dimensionamento adequado da fatia a ser resseccionada.

O principal objetivo deste trabalho esteve ligado à determinação de modelos matemáticos que permitissem esse dimensionamento da fatia elíptica a ser removida na VPE. Para isso desenvolveu-se um modelo matemático teórico que permite estimar a área superficial do VE de pacientes com MD. Considerando que um coração com MD possui um VE com área superficial maior do que o que possuía antes da doença e, baseando-se nessa variação, também se elaborou um modelo de estimação das dimensões dos eixos maior e menor da fatia elíptica a ser resseccionada no procedimento. Esse modelo é dependente da área da superfície do VE em pacientes normais e, por isso, considerando que um VE normal tem a geometria aproximada de um TPS, obtivemos dois outros modelos; um deles, capaz de calcular a área superficial de um TPS e o outro, que faz a associação das dimensões lineares do TPS e do VE.

Após a criação dos modelos, dados reais das dimensões médias de referência do VE foram obtidos na literatura e associados aos modelos para obtenção das áreas superficiais médias do VE de pacientes normais, por sexo e faixa etária.

Os resultados obtidos para a área superficial são relativamente próximos da única referência que já desenvolveu um modelo para área superficial do VE (FENG, SITEK e GULLBERG, 2001), mas são muito mais completos e ricos de detalhes, pois na referência obtida foram usados apenas os dados de 10 pacientes, exclusivamente dos volumes e áreas calculados, sem qualquer referência às características como sexo, idade, superfície corpórea, volume diastólico normalizado pela área corpórea, dentre outros. Essa riqueza de detalhes permite fazer uma análise individual para os pacientes, de forma a aumentar a probabilidade de sucesso da VPE.

Além disso, ficou evidenciado que no trabalho de Feng, Sitek e Gullberg (2001) a forte correlação obtida entre $A_{\sigma}(S)$ e o V_d não se deve realmente a uma boa correlação efetiva entre os parâmetros, mas sim entre a dependência direta das fórmulas utilizadas que foram baseadas na mesma geometria e na curva geratriz que se permite calcular o volume a área de uma superfície de revolução. Sendo assim, verificou-se que a correlação entre esses parâmetros não é tão perfeita quanto aqueles autores mencionaram, mesmo sendo uma boa relação, quando determinamos a correlação entre $A_{\sigma}(S)$ e o V_d médio apresentado, em homens e mulheres, apresentados no trabalho de Macedo et al. (2013).

Para os dados analisados, verificou-se que as diferenças percentuais para as áreas superficiais do VE se mantiveram constantes entre homens e mulheres de faixas etárias de 20 até mais de 60 anos de idade. Por exemplo, para os dados de Ângelo, Vieira e Rodrigues (2007), o ventrículo esquerdo de homens possuem área superficial cerca de 20,3% maior do que os de mulheres; e para os dados do trabalho de Macedo et al. (2013) essa diferença foi de 13,47%. Esses resultados são inéditos e podem ter aplicações em diversas áreas. Em especial, podem vir a ser considerados como um novo critério de verificação de normalidade cardíaca, ser utilizados na determinação das dimensões da fatia cardíaca a ser removida na VPE e no desenvolvimento de órgãos artificiais.

Também foi feita a correlação dos resultados obtidos para área superficial do VE com diversos parâmetros como: massa, massa normalizada por superfície corpórea, massa normalizada pela altura, FEn, FE, V_d e V_{dn} . As melhores correlações e com bom nível de significância estatística foram obtidas para V_{dn} , indicando que existe uma íntima relação entre as áreas calculadas e a quantidade de volume diastólico por cada metro quadrado de superfície corpórea dos pacientes. Sendo assim, é possível que se possa estimar um desses parâmetros a partir do outro, devido à boa relação linear entre eles.

Além dos resultados obtidos servirem para um melhor entendimento da geometria do VE de pacientes normais e com MD, também são fundamentais para a alimentação do modelo de determinação das dimensões da fatia elíptica a ser resseccionada na realização da VPE, de forma que permitirá que as dimensões lineares do VE voltem a ser o que eram antes do acometimento da doença, ou, pelo menos, próximo do que deveria ser, auxiliando na recuperação da função sistólica dessa câmara.

7 TRABALHOS FUTUROS

Como possibilidades de trabalhos futuros destacamos:

- Estudo específico de imagens de pacientes com MD para obtenção dos polinômios de Taylor relativos às suas curvas superior e inferior e posterior cálculo e validação da área superficial do VE nesse tipo de paciente.
- Estudo com uma amostra maior para as medidas de referência do VE em pacientes normais, e com dados individuais de cada pessoa analisada, e não médias de resultados, considerando fatores como sexo, idade, volume diastólico final e área corpórea, para que, talvez, seja possível aumentar a correlação linear entre a $A_{\sigma}(S)$ e o V_{dn} .
- Obtenção da área da superfície do VE em pacientes normais e com MD por meio de imagens 3D obtidas por ecocardiografia e ressonância magnética, e comparar esses resultados com os resultados obtidos pelos modelos propostos nesse trabalho.
- Criar um aplicativo de fácil utilização e com capacidade de construção de gráficos 3D para que se possa implementar todos os modelos matemáticos desenvolvidos e que, apenas com entrada do valor do eixo curto do VE de um paciente, permita que sejam calculados: área superficial do VE (normal e com MD), dimensões da fatia a ser resseccionada e a medida do eixo curto do VE após a realização da VPE.
- Após todas essas etapas, caso seja possível, o modelo poderá ser testado, efetivamente, em pacientes candidatos à realização da VPE, no Brasil e em outros países.

ABSTRACT

Partial Left Ventriculectomy is a surgical procedure developed by the Brazilian doctor Rendas Vilela Batista to fight a cardiac disease called Dilated Cardiomyopathy. It consists on the removal of an elliptical slice of the left ventricle's lateral wall, from patients with the disease, to reduce the diameter of the chamber and allow the systolic function to be recovered. Its physical-mathematical explanation is consistent, but some discouraging results led to a drastic decrease in the execution of the procedure. After a long bibliographic review, it was observed that one of the procedure's limitations was the inexistence of methods to determine the dimensions of the slice to be removed, and that could cause exaggerated removals, damaging the ventricle's function even more. The main goal of this project is to determine a theoretical mathematical model for Partial Left Ventriculectomy and a mathematical model that allows to estimate a parameter relative to the average area of the left ventricle's surface in normal patients, considering that its geometry is similar to a truncated revolution ellipsoid. With that, it's expected to contribute with efficiency improvement protocols for this surgical procedure. After the determination of the models, real data about the linear measures of the ventricle are obtained, and used on the achievement of results about the average areas of its surface, by gender and age group. The results obtained for the ventricle's surface area are wider and more significant than the few results already described on literature, with a strong linear correlation to the standardized diastolic volume by the body surface, both in men ($r = 0,8520$, $p = 0,0668$) and in women ($r = 0,9810$, $p = 0,0031$). You obtain the percent differences between the average superficial areas obtained for men and women's ventricle, and by age group (from 20 to over 60 years old). The results achieved will be useful for a better understanding of the left ventricle's geometry, and are fundamental to the growth of the determination model of the slice's dimensions to be sectioned when performing the procedure.

Key Words: Partial Left Ventriculectomy, Heart Failure, Dilated Cardiomyopathy, Mathematical and Computational Modelling, Superficial Area.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALBERT EINSTEIN. **Insuficiência Cardíaca: muitas causas, muitas soluções**. 2011.

Disponível em: <<http://www.einstein.br/einstein-saude/pagina-einstein/Paginas/insuficiencia/insuficiencia-cardiaca-muitas-causas-muitas-solucoes.aspx>>.

Acesso em: 31 jul. 2015.

ALBUQUERQUE, D. C.; SOUZA NETO, J. D. de; BACAL, F.; ROHDE, L. E. P.; BERDARDES-PEREIRA, S.; BERWANGER, O.; ALMEIRA, D. R. I Registro Brasileiro de Insuficiência Cardíaca – Aspectos Clínicos, Qualidade Assistencial e Desfechos Hospitalares. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 104, n. 6, p. 433 – 442, 2015.

ÂNGELO, L. C. S.; VIEIRA, M. L. C.; RODRIGUES, S. L. Valores de Referência de Medidas Ecocardiográficas em Amostra da População Brasileira Adulta Assintomática. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 89, n. 3, p. 184 – 190, 2007.

ANDRADE, M. M. de; ESPINOZA, B. L. M.; NASCIMENTO, F. A. O.; ROCHA, A.; VASCONCELOS, D. F.; JESUS, P. C. de; CARVALHO, H. S. Hybrid algorithm for segmentation of the left ventricle in two-dimensional echocardiography. **Brazilian Journal of Biomedical Engineering**, v. 22, n. 1, p. 23 – 33, 2006.

BACCANI, B.; DOMENICHINI, F.; PEDRIZZETTI, G. Model and influence of mitral valve opening during the left ventricular filling. **Journal of Biomechanics**, v. 36, p. 355 – 361, 2003.

BALIEIRO, H. M.; MESQUITA, E. T.; BALIEIRO, T. L.; OSUGUE, R. K.; BRITO, S. R. S.; MIRANDA, R. H.; DOMINGOS, A. M.; MORAES, A. P. S. de; ROSA, M. L. G.; PETRONETTO, B. F. et al. Estudo Epidemiológico da Insuficiência Cardíaca no Município de Valença (RJ). **Revista da SOCERJ**, v. 20, n. 5, p. 347 – 352, 2007.

BATISTA, R. J. V.; SANTOS, J. L. V. dos; FRANZONI, M.; ARAÚJO, A. C. F.; TAKESHITA, N.; FURUKAWA, M.; BOCHINO, L.; PRECOMA, D.; NERI, P.; THOME, L. et al. Ventriculectomia parcial: um novo conceito no tratamento cirúrgico de cardiopatias em fase final. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 11, n. 1, p. 1 – 6, 1996a.

BATISTA, R. J. V.; SANTOS, J. L. V.; TAKESHITA, N.; BOCCHINO, L.; LIMA, P. N.; CUNHA, M. A. Partial left ventriculectomy to improve left ventricular function in end-stage heart disease. **Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 11, p. 96 – 97, 1996b.

BATISTA, R. J. V.; VERDE, J.; NERY, P.; BOCCHINO, L.; TAKESHITA, N.; BHAYANA, J. N.; BERGSLANE, J.; GRAHAM, S.; HOUCK, J. P.; SALERNO, T. A. Partial left ventriculectomy to treat end-stage heart disease. **The Annals of Thoracic Surgery**, v. 64, p. 634 – 638, 1997.

BEZERRA, S. J. **Um modelo matemático para o cálculo do volume ventricular esquerdo**. 1985. 73 f. Dissertação (Mestrado em Matemática Aplicada), IMECC–UNICAMP, 1985.

BOCCHI, E. A.; BRAGA, F. G. M.; FERREIRA, S. M. A.; ROHDE, L. E. P.; OLIVEIRA, W. A. de; ALMEIDA, D. R. de; MOREIRA, M. C. V.; BESTETTI, R. B.; BORDIGNON, S.; AZEVEDO, C. et al. Sociedade Brasileira de Cardiologia. III Diretriz Brasileira de Insuficiência Cardíaca Crônica. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 93 (1 supl. 1), p. 1 – 71, 2009.

BOSSERT, T.; WALTHER, T.; VONDRYS, D.; GUMMERT, J. F.; KOSTELKA, M.; MOHR, F. W. Cardiac fibrona as an inherited manifestation: of nevoid basal-cell carcinoma syndrome. **Texas Heart Institute Journal**, v. 33, p. 88 – 90, 2006.

BOWMAN, F. Introduction to Elliptic Functions with Applications, English Universities Press, London (England), p. 31 – 32, 1953.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos. Relatório de recomendação da Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias no SUS - CONITEC - 212. **Ivabradina para o tratamento de insuficiência cardíaca crônica moderada a grave em indivíduos com frequência cardíaca ≥ 70 bpm e que toleram menos de 50% da dose alvo recomendada de agentes betabloqueadores.** 2016, 77p. Disponível em:

http://conitec.gov.br/images/Relatorios/2016/Relatorio_Ivabradina_InsufCardiaca_final.pdf.

Acesso em: 11 fev. 2017.

BUCKBERG, G. D.; HOFFMAN, J. I. E.; COGHLAN, H. C.; NANDA, N. C. Ventricular structure–function relations in health and disease: Part I. The normal heart. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 47, p. 587–601, 2015.

BUCKBERG, G. D.; HOFFMAN, J. I. E.; COGHLAN, H. C.; NANDA, N. C. Ventricular structure–function relations in health and disease: Part II. Clinical considerations. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 47, p. 778–787, 2015.

BURKHOF, D.; WEISFELDT, M. L. Cardiac function and circulatory control. In: GOLDMAN, L.; ANDREW, I. (Eds). **Goldman-Cecil Medicine**. v. 2. 21th. Edition. Elsevier, 2000, p. 173.

CAMAROZANO, A.; RABISCHOFFSKY, A.; MACIEL, B. C.; BRINDEIRO FILHO, D.; HOROWITZ, E. S.; PENA, J. L. B.; WEITZEL, L. H.; BARBOSA, M. M; NUNES, M. C. P.; ZIELINSKY, P. et al. Sociedade Brasileira de Cardiologia. Diretrizes das Indicações da Ecocardiografia. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 93, n. 6 supl. 3, p. e265 – e302, 2009.

CARPENTIER, A.; CHAUVAUD, S.; FABIANI, J.N.; DELOCHE, A.; RELLAND, J.; LESSANA, A.; D'ALLAINES, C.; BLONDEAU, P.; PIWNICA, A.; DUBOST, C. Reconstructive surgery of mitral valve incompetence: ten-year appraisal. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 79, n. 3, p. 338 – 348, 1980.

CARPENTIER, A. Cardiac valve surgery – the “French correction”. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 86, n. 3, p. 323 – 337, 1983.

CHRISTIANSEN, S.; STYPMANN, J.; JAHN, U. R.; REDMANN, K.; FOBKER, M.; GRUBER, A. D.; SCHELD, H. H.; HAMMEL, D. Partial left ventriculectomy in modified adriamycin-induced cardiomyopathy in the dog. **The Journal of Heart and Lung Transplantation**, v. 22, n. 3, p. 301 – 308, 2003.

CHRISTIANSEN, S.; GRUBER, A. D. Bedeutung der Anatomie der Koronargefäße für den Erfolg der partiellen linksventrikulären Resektion. **Zeitschrift für Herz- Thorax- und Gefäßchirurgie**, v. 17, p. 240 – 246, 2003.

CHRISTIANSEN, S.; KLOCKE, A.; AUTSCHBACH, R. Past, present, and future of long-term mechanical cardiac support in adults. **Journal of Cardiac Surgery**, v. 23, p. 664 – 676, 2008.

CINTRA, V.; SANNA, M. C. Transformações na administração em enfermagem no suporte aos transplantes no Brasil. **Revista Brasileira de Enfermagem**, v. 58, n. 1, p. 78 – 81, 2006.

COELHO DE SOUZA, E.; FITARONI, R. B.; ALMEIDA, M. D. de; COELHO DE SOUZA, M. R. Partial left ventriculectomy in a child: 70-month clinical follow up. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 18, n. 1, p. 65 – 67, 2003.

DÂNGELO, J. G.; FATTINI, C. A. **Anatomia Humana Sistêmica e Segmentar**. 2ed. São Paulo: Atheneu, 2001.

DOMINGUES, J. S.; BARBOSA, M. P.; VALE, M. P. Modelo Matemático para Fatia Cardíaca Removida na Ventriculectomia Parcial. In: 4º ENCONTRO NACIONAL DE ENGENHARIA BIOMECÂNICA (ENEBI 2013), v. 1, p. 61 – 62, Vitória, Espírito Santo, **Anais...** Vitória: ENEBI, 2013.

DOMINGUES, J. S.; BARBOSA, M. P.; VALE, M. P. Mathematical and Computational Aspects in Partial Ventriculectomy. In: 8th INTERNATIONAL CONFERENCE ON ADVANCED COMPUTATIONAL ENGINEERING AND EXPERIMENTING (ACEX 2014), Paris, France, **Anais...** Paris: ACEX, 2014.

DOMINGUES, J. S.; BARBOSA, M. P.; VALE, M. P. Mathematical and Computational Aspects in Partial Ventriculectomy. DOI: 10.1007/978-3-319-19470-7_3 In: ÖCHSNER, A.; ALTENBACH, H. (Eds). **Applications of Computational Tools in Biosciences and Medical Engineering**, Advanced Structured Materials. 71. Ed. Switzerland: Springer International, 2015. Cap. 3, p. 37 – 41.

DOMINGUES, J. S.; VALE, M. P.; BARBOSA, M. P. Partial left ventriculectomy: have well-succeeded cases and innovations in the procedure been observed in the last 10 years? **Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery**, v. 30, n. 5, p. 579 – 585, 2015, DOI: 10.5935/1678-9741.20150061.

DORRI, F.; NIEDERER, P. F.; LUNKENHEIMER, P. P.; ANDERSON, R. H. The architecture of the left ventricular myocytes relative to left ventricular systolic function. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 37, p. 384–392, 2010.

FEIJÓ, V. **Modelagem do fluxo sanguíneo na aorta abdominal utilizando iteração fluido-estrutura**. 2007. 77 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Faculdade de Engenharia, Universidade Estadual Paulista, Ilha Sulteira.

FENG, B.; SITEK, A.; GULLBERG, T. The prolate Spheroidal Transform for Gated SPECT. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 48, n. 3, p. 872 – 875, 2001.

FERRAZZO, S.; VARGAS, M. A. O.; MANCIA, J. R.; RAMOS, F. R. S. Crença religiosa e doação de órgãos e tecidos: revisão integrativa da literatura. **Revista de Enfermagem da UFSM**, v. 1, n. 3, p. 449 – 460, 2011.

FICIAL, B.; GROVES, A. M.; BONAFIGLIA, E.; COGHI, A.; RICHELLI, C.; DALL'AGNOLA, A.; VENTOLA, M.; PECORARO, L.; LAURIOLA, S.; GENTILE, N. et al. Commonly used measures of left ventricular systolic function (shortening fraction and ejection fraction) show a poor association with left ventricular stroke volume measured by echo and MRI in preterm neonates. In: **INTERNATIONAL WORKSHOP INTENSIVE CARE OF THE NEWBORN**, 1., 2014, Verona, **Anais...** Verona, Italy, 2014.

FERREIRA FILHO, P. R. P. Padrões de hipertrofia e geometria do ventrículo esquerdo pela ecocardiografia. **Revista brasileira de ecocardiografia e imagem cardiovascular**, v. 25, n. 2, p. 103 – 115, 2012.

JATENE, A.; FORLEZA, E. de; FISCHER, E. I. C.; RABAGO, G.; COPELAND, J.; TRAININI, J.; SILVA, J. P. da; VILA, J. H. A.; MOREIRA, L. F.; LACOSTE M. O. et al. **Cirurgia da Insuficiência Cardíaca Grave**. São Paulo: Editora Atheneu, 1999.

FRANCO-CERECEDA, A.; MCCARTHY, P. M.; BLACKSTONE, E. H.; HOERCHER, K. J.; WHITE, J. A.; YOUNG, J. B.; STARLING, R. C. Partial left ventriculectomy for dilated cardiomyopathy: is this an alternative to transplantation? **Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 121, n. 5, p. 879 – 893, 2001.

GIMENES, V. M. L. Avaliação ecocardiográfica tridimensional do ventrículo esquerdo. In: HOTTA, V. T.; VIEIRA, M. L. C. (Eds). **Técnicas avançadas de ecocardiografia**. Rio de Janeiro: Elsevier, 2015, p. 29.

GIUFFRIDA, A.; LEONARDI, G.; STIMOLI, F.; DISTEFANO, T.; SCIACCA, S.; MUDANÒ, M.; TRIMARCHI, E.; ABBATE, M. Partial Left Ventriculectomy (Batista's Procedure) Case Report: 40 Months Follow-Up. **Journal of cardiac Surgery**, v. 18, p. 197 – 200, 2003.

GOSS, C. M. **Gray Anatomia**. 29 ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan S.A., 1988.

GRADINAC, S. Impact of Batista surgical ventricular restoration on heart failure surgery. **European Surgery**, v. 36, n. 4, p. 222 – 225, 2004.

GRAZIOSI, P. Análise ecocardiográfica da estrutura e da função sistólica ventricular esquerda na hipertensão arterial. **HiperAtivo**, v. 3, p. 161 – 174, 1998.

GUYTON, A. C.; HALL, J. E. **Textbook of Medical Physiology**. 11 ed. Elsevier Saunders, 2005.

HENEINE, I. F. **Biofísica básica**. São Paulo: Editora Atheneu, 2000.

HOROWITZ, E. S. K. Miocardiopatia dilatada: manejo clínico. **Revista da sociedade de cardiologia do Rio Grande do Sul**, n. 1, p. 1 – 4, jan/abr. 2004.

HORII, T.; ISOMURA, T.; KOMEDA, M.; SUMA, H. Left ventriculoplasty for nonischemic dilated cardiomyopathy. **Journal of Cardiac Surgery**, v. 18, p. 121 – 124, 2003.

ISOMURA, T.; NOTOMI, Y.; HOSHINO, J.; FUKADA, Y.; KATAHIRA, S.; KITAMURA, A.; KONDO, T.; IWASAKI, T. Indication of posterior restoration and surgical results in patients with dilated cardiomyopathy. **European Journal of Cardio-Thoracic Surgery**, v. 38, p. 171 – 175, 2010.

JEFFERIES, J. L., TOWBIN, J. A. Dilated cardiomyopathy. **Lancet**, v. 375, p. 752 – 762, Feb. 2010.

KATZ, T. L.; MATTOS, C. F. G.; KOWATSCH, I.; VIEIRA, M. L. C. Critical Analysis of Echocardiographic Measurements of Left Ventricular Mass. **Revista brasileira de ecocardiografia e imagem cardiovascular**, v. 23, n. 4, p. 95 – 100, 2010.

KAWAGUCHI, A. T. Partial Left Ventriculectomy-The Third International Registry Report 2002. **Journal of cardiac surgery**, v. 18, n. Suppl 2, p. S33 – S42, 2003.

KAWAGUCHI, A. T.; BERGSLAND, L. M.; LIND, L. M. Ventricular Volume Reduction Procedures. **Journal of cardiac surgery**, v. 18, n. Suppl 2, p. S29 – S32, 2003.

KAWAGUCHI, A. T.; TAKAHASHI, N.; ISHIBASHI-UEDA, H.; SHIMURA, S.; KARAMANOUKIAN, H. L.; BATISTA, R. J. Factors Affecting Ventricular Function and Survival After Partial Left Ventriculectomy. **Journal of cardiac surgery**, v. 18, n. Suppl 2, p. S77 – S85, 2003.

KAWAGUCHI, A. T.; SUMA, H.; KONERTZ, W.; GRADINAC, S.; BERGSLAND, J.; DOWLING, R. D.; KOMEDA, M.; KITAMURA, S.; OHASHI, H.; CHANG, B. C. et al. Left Ventricular Volume Reduction Surgery: The 4th International Registry Report 2004. **Journal of cardiac surgery**, v. 20, p. S5 – S11, 2005a.

KAWAGUCHI, A. T.; TAKESHITA, N.; BOCCHINO, L.; SHIMURA, S.; BATISTA, R. J. V. Angiographic and hemodynamic follow-up of patients after partial left ventriculectomy. **Journal of cardiac surgery**, v. 20, p. S35 – S38, 2005b.

KLOTZ, S.; LOEHER, A.; DREES, G.; SCHELD, H. H. Chirurgische therapie der herzinsuffizienz. **Herz**, v. 31, p. 445 – 454, 2006.

KOYAMA, T.; NISHIMURA, K.; SOGA, Y.; UNIMONH, O.; UEYAMA, K.; KOMEDA, M. Importance of preserving the apex and plication of the base in left ventricular volume reduction surgery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 125, p. 669 – 677, 2003.

KOMEDA, M. Volume reduction surgery for dilated left ventricle-Is it time for another progress report? **Journal of cardiac surgery**, v. 20, p. S3 – S4, 2005.

KRAJCIK, R. A.; MCLENITHAM, K. D. Integrals and Series Related to the Surface Area of Arbitrary Ellipsoids, Los Alamos LA-VR-04-4398, <http://arxiv.org/abs/math/0605216>, 2006.

LANG, R. M.; BIERIG, M.; DEVEREUX, R. B.; FLACHSKAMPF, F. A.; FOSTER, E.; PELLIKKA, P. A.; PICARD, M. H.; ROMAN, M. J.; SEWARD, J.; SHANEWISE, J. et al. Recommendations for chamber quantification. **European Journal of Echocardiography**, v. 7, p.79 – 108, 2006.

LANG, R. M.; BADANO, L. P.; MOR-AVI, V.; AFILALO, J.; ARMSTRONG, A.; ERNANDE, L.; FLACHSKAMPF, F. A.; FOSTER, E.; GOLDSTEIN, S. A.; KUZNETSOVA, T. et al. Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. **Journal of the American Society of Echocardiography**, v. 28, n. 1, p. 1 – 39, 2015.

LAVAGNOLI, C. F. R.; SEVERINO, E. S. B. O.; VILARINHO, K. A. S.; SILVEIRA FILHO, L. M.; OLIVEIRA, P. P. M. de; PETRUCCI, O.; VIEIRA, R. W.; BRAILE, D. M. Fatores associados à sobrevida em pacientes submetidos a transplante cardíaco utilizando microcardioplegia sanguínea retrógrada. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 27, n. , p. 347 – 354, jul., 2012.

LAWDEN, D. F. **Elliptic functions and applications**. Series: Applied mathematical sciences, Springer-Verlag New York Inc; v. 80, 1980.

LEITHOLD, L. **O Cálculo com geometria analítica**. Volume 1. 3th ed. São Paulo: Harbra, 1994.

LIPSHULTZ, S. E.; SLEEPER, L. A.; TOWBIN, J. A.; LOWE, A. M.; ORAV, E. J.; COX, G. F.; LURIE, P. R.; MCCOY, K. L.; MCDONALD, M. A.; MESSERE, J. E. et al. The incidence of pediatric cardiomyopathy in two regions of the United States. **The New England Journal of Medicine**, v. 348, n. 17, p. 1647 – 1655, 2003.

LÓPEZ, M. T. G.; JAURENA, J. M. G.; MARTÍN, R. C.; LOMA, J. G. de. Use of the Batista procedure to discontinue by-pass following aortic reimplantation of na anomalous left coronary artery. **Journal of Cardiac Surgery**, v. 27, p. 114 – 116, 2012.

LOPEZ, L.; COLAN, S. D.; FROMMELT, P. C.; ENSING, G. J.; KENDALL, K.; YOUNOSZAI, A. K.; LAI, W. W.; GEVA, T. Recomendações para os métodos de quantificação durante a realização do ecocardiograma pediátrico: Relatório escrito pelo grupo da Sociedade Americana de Ecocardiografia e do Conselho em Cardiopatias Congênitas. 2014. Disponível em:

<http://asecho.org/wordpress/wpcontent/uploads/2014/01/PedQuantification-Portuguese-5.pdf>

LUNKENHEIMER, P. P.; REDMANN, K.; CRYER, C. W.; WUBBELING, F.; KONERTZ, W.; BATISTA, R. J. V.; HO, S. Y.; ANDERSON, R. H. The relationship between structure and function: why does reshaping the left ventricle surgically not always result in functional improvement? **Computers in Biology and Medicine**, v. 33, p. 185 – 196, 2003a.

LUNKENHEIMER, P. P.; REDMANN, K. FLOREK, J. C., SCHELD, H. H.; HOFFMEIER, A.; CRYER, C. W.; BATISTA, R. J. V.; STATON, J. J.; FROTA FILHO, J. D.; ANDERSON, R. H. Surgical Reduction of ventricular radius by aspirated plication of the myocardial Wall: An experimental study. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 126, p. 592 – 596, 2003b.

MACEDO, R.; FERNANDES, J. L.; ANDRADE, S. S.; ROCHITTES, C. E.; LIMA, K. C.; MACIEL, A. C. C.; MACIEL, F. C. M.; ALVES, G. S. P.; COELHO, O. R.; DINIZ, R. V. Z. Morphological and Functional Measurements of the Heart Obtained by Magnetic Resonance Imaging in Brazilians. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 101, n. 1, p. 68 – 77, 2013.

MARON, B. J.; TOWBIN, J. A.; THIENE, G.; ANTZELEVITCH, C.; CORRADO, D.; ARNETT, D.; MOSS, A. J.; SEIDMAN, C. E.; YOUNG, J. B. Contemporary Definitions and Classification of the Cardiomyopathies. **Circulation**, v. 113, p. 1807 – 1816, 2006.

MARTINS, E.; SILVA-CARDOSO, J.; BICHO, M.; BOURBON, M.; CEIA, F.; REBOCHO, J.; MOURA, B.; FONSECA, C.; CORREIA, M. J.; BRITO, D. et al. Estudo Português de Miocardiopatias Dilatadas Familiares. Estudo FATIMA. **Revista Portuguesa de Cardiologia**, v. 27, p. 1029 – 1042, Set. 2008.

MARTINS, L. G. A.; RAISER, A. G.; BRAGA, F. V. A.; RAPPETI, J. C.; POHL, V. H. Partial ventriculectomy through cardiac inflow occlusion in dogs. **Ciência Rural**, v. 39(6), p. 1830 – 1835, 2009.

MATOS, S. S. de; BARONI, F. C. A. L.; CARVALHO, D. V.; CHIANCA, C. M.; FERRAZ, A. F.; SILVA, P. A. B. Transplante cardíaco: perfil demográfico e epidemiológico de pacientes em um hospital de grande porte em Belo Horizonte. **Revista Mineira de Enfermagem**, v. 15, n. 2, p. 248 – 253, abr./jun., 2011.

MATSUI, Y.; FUKADA, Y.; NAITO, Y.; SASAKI, S.; YASUDA, K. A surgical approach to severe congestive heart failure-Overlapping ventriculoplasty. **Journal of cardiac surgery**, v. 20, p. S29 – S34, 2005.

MATSUMORI, A.; FURUKAWA, Y.; HASEGAWA, K.; SATO, Y.; NAKAGAWA, H.; MORIKAWA, Y.; MIURA, K.; OHNO, Y.; TAMAKOSHI, A.; INABA, Y. et al. Epidemiologic and clinical characteristics of cardiomyopathies in Japan: results from nationwide surveys. **Circulation Journal**, v. 66, n. 4, p. 323 – 336, 2002.

McMURRAY, J.; PETRIE, M.; SWEDBERG, K.; KOMAJDA, M.; ANDER, S.; GARDNER, R. Heart Failure: Epidemiology, Pathophysiology and Diagnosis. In: CAMM, A. J., LÜSCHER, T. F., SERRUYS, P. W. (Eds). **The Esc Textbook of Cardiovascular Medicine**. Oxford University Press, 2009, p. 685.

MIURA, K.; NAKAGAWA, H.; MORIKAWA, Y.; SASAYAMA, S.; MATSUMORI, A.; HASEGAWA, K.; OHNO, Y.; TAMAKOSHI, A. KAWAMURA, T.; INABA, Y. Epidemiology of idiopathic cardiomyopathy in Japan: results from a nationwide survey. **Heart**, v. 82, n. 2, p. 126 – 130, Feb. 2002.

NETO, R. P. M.; PETRILLI, A. S.; SILVA, C. M. C.; CAMPOS FILHO, O.; OPORTO, V. M.; GOMES, L. F. G.; PAIVA, M. G.; CARVALHO, A. C. C.; MOISÉS, V. A. Left Ventricular Systolic Function Assessed by Echocardiography in Children and Adolescents with Osteosarcoma Treated with Doxorubicin Alone or in Combination with Dexrazoxane. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 87, n. 6, p. 699-706, 2006.

NETTER, F. H. **Atlas de Anatomia Humana**. 2 ed. Porto Alegre: Artmed, 2000.

NIELSEN, P. M.; LE GRICE, I. J.; SMAILL, B. H.; HUNTER, P. J. Mathematical model of geometry and fibrous structure of the heart. **American Journal of Physiology**, v. 260, n. 4 Pt 2, p. H1365 – H1378, 1991.

NISHINA, T.; SHIMAMOTO, T.; MARUI, A.; KOMEDA, M. Impact of apex-sparing partial left ventriculectomy on left ventricular geometry, function, and long-term survival of patients with end-stage dilated cardiomyopathy. **Journal of cardiac surgery**, v. 24, p. 499–502, 2009.

NOGUEIRA, P. R.; RASSI, S.; CORRÊA, K. S. Perfil epidemiológico, clínico e terapêutico da insuficiência cardíaca em hospital terciário. **Arquivos Brasileiros de Cardiologia**, v. 95, n. 3, p. 392 – 398, 2010.

OLIVEIRA, V. M. C. **Estudo comparativo da mensuração de ventrículo esquerdo por meio de ecocardiografia nos modos M e bidimensional em cortes transversal e longitudinal em cães adultos normais da raça Pastor Alemão**. 2009. 114 f. Dissertação (Mestrado em Clínica Veterinária) – Faculdade de Medicina Veterinária e Zootecnia, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2009.

OTTESEN, J. T.; DANIELSEN, M. Modeling ventricular contraction with heart rate changes. **Journal of Theoretical Biology**, v. 222, p. 337 – 346, 2003.

OTTO, C. M., SCHWAEGLER, R. G., FREEMAN, R. V. **Echocardiography Review Guide: Companion to the Textbook of Clinical Echocardiography**. 2nd. Edition – Rio de Janeiro: Elsevier, 2012.

OTTO, C. M. **Fundamentos de Ecocardiografia Clínica**. 5ed. – Rio de Janeiro: Elsevier, 2014.

PINHEIRO, P. **Mitral Valve Prolapse: Symptoms and treatment**. CA: MD. Saúde, 2012.

RBT – REGISTRO BRASILEIRO DE TRANSPLANTES. **Dimensionamento dos transplantes no Brasil e em cada estado**. 2013 jan-dez. Disponível em: [http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2013/rbt2013-parcial\(1\).pdf](http://www.abto.org.br/abtov03/Upload/file/RBT/2013/rbt2013-parcial(1).pdf). Acesso em: 20 nov. 2015.

SHÄFERS, M.; STYPMANN, J.; WILHELM, M. J.; STEGGER, L.; KIES, P.; HERMANN, S.; SCHMIDT, C.; BREITHARDT, G.; SCHELD, H. H.; SCHOBER, O. Functional changes after partial left ventriculectomy and mitral valve repair assessed by gated perfusion SPECT. **Journal of Nuclear Medicine**, v. 45, p. 1605 – 1610, 2004.

- SCHILLER, N. B.; CROWFORD, M.; DEMARIA, A.; DEVEREUX, R.; FEIGENBAUM, H.; GUTGESELL, H.; REICHEK, N.; SAHN, D.; SCHNITTGER, L. et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. **Journal of the American Society of Echocardiography**, v. 2, n. 5, p. 358 – 367, 1989.
- SHIMURA, S.; KAWAGUCHI, A. T.; BOCCHINO, L.; TAKESHITA, N.; BATISTA, R. J. V. et al. Partial left ventriculectomy in elderly patients not suitable for heart transplantation. **Journal of Cardiac Surgery**, v. 20, p. S25 – S28, 2005.
- SHIN, M. S.; AHN, T. H.; KIM, R. O.; CHUNG, W. J.; KANG, W. C.; LEE, K. H.; MOON, C. I.; CHOI, I. S.; SHIN, E. K.; LIM, C. Y. Real-time 3-dimensional echocardiography of the heart 13 years after partial left ventriculectomy. **Images in Cardiovascular Medicine**, v. 40, n. 6, p. 295 – 298, 2010.
- SILVA, G. A. P. **Registrador digital de arritmias cardíacas – Redac**. 1991. 114 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia Elétrica – FEE, Departamento de Engenharia Biomédica, UNICAMP, Campinas, 1991.
- SILVA, A. A. da; SILVA, A. F. da; FERREIRA, C. B. N. D.; BOTELHO, E. S. L.; VASCONCELLOS, H. D. de; SOUZA, K. M. de; FERNANDES, M. C.; SALGADO FILHO, M. F. Ecocardiograma Transesofágico Intraoperatório. In: Bagatini, A.; Pires, O. C.; Filho, M. F. S.; Ferreira, C. B. N. D. (Eds). **ETI Ecocardiografia Transesofágica no Intraoperatório**. Sociedade Brasileira de Anestesiologia, 2013. Disponível em: <http://www.sba.com.br/arquivos/cursoETI/Apostila.pdf>. Acesso em: 20 nov. 2016.
- SIMMONS, G. F. **Cálculo com geometria analítica**. Volume 1, São Paulo: McGraw Hill, 1987.
- SOO, E. N.; ASCIONE, R.; WILDE, P.; ANGELINE, G. D. Eight years survival after partial left ventriculectomy. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 27, p. 724 – 725, 2005.
- STOLF, N. A. G. Norman Shumway: memorial. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 21, n. 1, p. 108 – 109, 2006.

STOLF, N. A. G., BRAILE, D. M. Euryclides de Jesus Zerbine: uma biografia. **Revista Brasileira de Cirurgia Cardiovascular**, v. 27, n. 1, p. 137 – 147, 2012.

SUGIYAMA, H.; KOMAI, T.; HOSHIAI, M.; TAN, T.; KADONO, T.; SUZUKI, S.; YOSHII, S.; NAKAZAWA, S. Mid-term outcome after partial left ventriculectomy in pediatric patients. **Pediatric Cardiology**, v. 24, n. 1, p. 54 – 59, 2003.

SUMA, H.; ISOMURA, T.; HORII, T.; BUCKBERG, G. Role of Site Selection for Left Ventriculoplasty to Treat Idiopathic Dilated Cardiomyopathy. **Heart Failure Reviews**, v. 9, p. 329 – 336, 2004.

SUMA, H.; ISOMURA, T.; HORII, T.; BUCKBERG, G. A new concept of ventricular restoration for nonischemic dilated cardiomyopathy. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 29, p. S207 – S212, 2006a.

SUMA, H.; ISOMURA, T.; HORII, T.; NOMURA, F. Septal Anterior Ventricular Exclusion Procedure for Idiopathic Dilated Cardiomyopathy. **The Annals of Thoracic Surgery**, n. 82, p. 1344 – 1348, 2006b.

SUMA, H.; TANABE, H.; UEJIMA, T.; SUZUKI, S.; HORII, T.; ISOMURA, T. Selected ventriculoplasty for idiopathic dilated cardiomyopathy with advanced congestive heart failure: midterm results and risk analysis. **European Journal of Cardio-thoracic Surgery**, v. 32, p. 912 – 916, 2007.

TAYLOR, M. R., CARNIEL, E., MESTRONI, L. Cardiomyopathy, familial dilated. **Orphanet Journal of Rare Diseases**, v. 1, p. 27, 2006.

TEE, G. J. Surface area and capacity of ellipsoids in n dimensions. **New Zealand Journal of Mathematics**, v. 34, p. 165 – 198, 2005.

TOWBIN, J. A. Cardiomyopathies. In: MOLLER, J.H., HOFFMAN, J. E. (Eds). **Pediatric Cardiovascular Medicine**. New York: Churchill Livingstone, 2000, p. 753 – 767.

TOWBIN, J. A., BOWLES, N. E. The failing heart. **Nature**, v. 415, p. 227 – 233, Jan. 2002.

TULNER, S. A. F.; STEENDIJK, P.; KLAUTZ, R. J. M.; BAX, J. J.; SCHALIJ, M. J.; WALL, E. E. van der; DION, R. A. E. Surgical ventricular restoration in patients with ischemic dilated cardiomyopathy: Evaluation of systolic and diastolic ventricular function, wall stress, dyssynchrony, and mechanical efficiency by pressure-volume loops. **Surgery for Acquired Cardiovascular Disease**, v. 132, p. 610 – 20, 2006.

VALENTINUZZI, M. E., KOHEN, A. J. Laplace's Law: What it is about, Where it comes from, and How it is often applied in physiology. **IEEE PULSE**, v. 2, n. 4, p. 74 – 84, 2011.

WEIJER, T. van de; EWIJK, P. A. van; ZANDBERGEN, H. R.; SLENTER, J. M.; KESSELS, A. G.; WILDBERGER, J. E.; HESSELINK, M. K.; SCHRAUWEN, P., SCHRAUWEN-HINDERLING, V. B.; KOOI, M. E. Geometrical models for cardiac MRI in rodents: comparison of qualification of left ventricular volumes and function by various geometrical models with a full-volume MRI data set in rodents. **American Journal of Physiology. Heart and Circulatory Physiology**, v. 302, p. H709 - H715, nov. 2011.

VASILJEVIĆ, J. D.; OTASEVIĆ, P.; POPOVIĆ, Z. B.; NESKOVIĆ, A. N.; VIDAKOVIĆ, R.; POPOVIĆ, Z. V.; RADOVANCEVIĆ, B.; FRAZIER, O. H.; GRADINAC, S. Semiquantitative histomorphometric analysis of myocardium following partial left ventriculectomy: 1-year follow-up. **European Journal of Heart Failure**, v. 7, p. 763 – 767, 2005.

WARWICK, R.; PULLAN, M.; POULLIS, M. Mathematical modelling to identify patients who should not undergo left ventricle remodelling surgery. **Interactive Cardiovascular Thoracic Surgery**, v. 10, p. 661 – 665, 2010.

WESTABY, S. Surgical restoration of the failing left ventricle. **Medical Clinics of North America**, v. 87, p. 523 – 552, 2003.

WESTABY, S.; ARCHER, N.; NYERSON, S. G. Long-term cardiac remodeling after salvage partial left ventriculectomy in an infant with anomalous left coronary artery from the pulmonary artery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 137, n. 3, p. 757 – 759, 2009.

WILHELM, M. J.; HAMMEL, D.; SCHMID, C.; KRÖNER, N.; STYPMANN, J.;
ROTHENBURGER, M.; WENZELBURG, F.; SCHÄFERS, M.; SCHMIDT, C.; BABA, H.
A. et al. Partial left ventriculectomy and mitral valve repair: favorable short-term results in
carefully selected patients with advanced heart failure due to dilated cardiomyopathy. **The
Journal of Heart and Lung Transplantation**, v. 14, p. 1957 – 1964, 2005.

YAMAGISHI, M.; SHUNTOH, K.; SHINKAWA, T.; HISAOKA, T.; OGAWA, M.;
KOHSHI, K.; YAKU, H.; KAJIYAMA, Y.; HAMAOKA, K. Partial left ventriculectomy for
infantile ischemic cardiomyopathy caused by anomalous origin of the left coronary artery
from the pulmonary artery. **The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery**, v. 130,
n. 3, p. 897 – 899, 2005.

YODA, M.; TANABE, H.; NISHINO, I.; SUMA, H. Left ventriculoplasty for dilated
cardiomyopathy in Fukuyama-type muscular dystrophy. **European Journal of Cardio-
Thoracic Surgery**, v. 40, p. 514 – 516, 2011.