Otávio Henrique Ninomiya

**Biomecânica da aorta torácica e abdominal:
estudo em cadáveres**

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

Programa de Clínica Cirúrgica

Orientador: Prof. Dr. Erasmo Simão da Silva

São Paulo

2015

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Ninomiya, Otávio Henrique

Biomecânica da aorta torácica e abdominal : estudo em cadáveres / Otávio Henrique Ninomiya. -- São Paulo, 2015.

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

Orientador: Erasmo Simão da Silva.

Descritores: 1.Biomecânica 2.Estresse mecânico 3.Elasticidade
4.Resistência à tração 5.Histologia 6.Aorta torácica 7.Aorta abdominal
8.Cadáver

USP/FM/DBD-029/15

DEDICATÓRIA

Aos meus pais **Osvaldo** e **Massumi**, por terem dedicado suas vidas à educação dos filhos e me propiciado tudo. Vocês são meus exemplos de amor, honestidade e caráter.

À minha amada esposa **Cristina**, razão de tudo, pela compreensão, pelo amor e apoio em todas as minhas decisões.

Às minhas adoráveis filhas **Amanda** e **Camila**, luzes que iluminam meu caminho de todos os dias.

AGRADECIMENTOS

Ao **Prof. Dr. Erasmo Simão da Silva**, meu orientador, pela primorosa orientação desta tese. Muito obrigado pela amizade, pela enorme atenção dedicada a mim, pelos conselhos, pelas oportunidades concedidas e pelos ensinamentos desde os primeiros anos da Graduação. Para mim, o senhor é exemplo de médico, pesquisador e, principalmente, de ser humano.

Ao **Prof. Dr. Pedro Puech-Leão**, Professor Titular da Cirurgia Vascular e Endovascular da Faculdade de Medicina da USP, pela confiança, pelas orientações científicas sempre precisas e pelos valiosos ensinamentos muito além da Cirurgia Vascular. Agradeço por ter me dado a oportunidade de ingressar na Pós-Graduação da Faculdade de Medicina da USP.

Ao **Prof. Dr. Nelson de Luccia**, Professor Titular da Cirurgia Vascular e Endovascular da Faculdade de Medicina da USP, exemplo de dedicação, obrigado pelo apoio e pelos preciosos ensinamentos para a minha formação.

Ao **Dr. Calogero Presti**, exemplo de retidão, pelo convívio salutar de anos, pela amizade, pelo desvelo e pela contribuição importante ao meu crescimento como cirurgião vascular.

Ao **Prof. Dr. Nelson Wolosker**, pelas palavras de apoio, pelo incentivo ao meu crescimento pessoal, ensinando sempre os caminhos da pesquisa científica.

À **Profa. Dra. Maria de Lourdes Higuchi**, diretora do Laboratório de Anatomia Patológica do Instituto do Coração da Faculdade de Medicina da USP, por ter me acolhido gentilmente neste laboratório e permitido desenvolver toda análise histológica para esta tese.

Aos professores, cirurgiões vasculares do Serviço de Cirurgia Vascular e Endovascular do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, **Baptista Muraco Netto**, **Cid José Sitrângulo Júnior**, **Júlio César Saucedo Mariño**, **Maximiano Tadeu Vila Albers** (*in memoriam*), **Paulo Kauffman**, **Ricardo Aun** e **Walter Campos Júnior**, minha gratidão pela contribuição de cada um na minha formação como cirurgião vascular. Meu respeito e eterna admiração por todos.

Ao **Dr. José Augusto Tavares Monteiro**, pela amizade, pelas idéias, pelo auxílio inestimável na realização dos testes biomecânicos e por sua participação no meu Exame de Qualificação com uma revisão criteriosa desta tese com ótimas sugestões.

Ao amigo **Dr. Antônio Eduardo Zerati**, pelo auxílio de sempre, pelo apreço e por sua participação no meu Exame de Qualificação com uma análise minuciosa desta obra com valiosas sugestões.

Aos ilustres **Profs. Drs. José Carlos Costa Baptista Silva**, **Roberto Sacilotto** e **Valter Castelli Júnior**, membros do meu Exame de Qualificação, por despenderem seu tempo precioso para apreciação desta tese. Muito obrigado por suas avaliações criteriosas e enriquecedoras.

Ao **Prof. Madhavan Lakshmi Raghavan**, engenheiro da Universidade de Iowa, pelo apoio no desenvolvimento desta tese.

Aos colegas de trabalho, e acima de tudo grandes amigos, **Drs. Tony Kiyoshi Furuie, Taís Bugs Wakassa, Mauro Yoshimitsu Sakiyama, Leonardo Hisao Hirose, Ivan Benaduce Casella, Rina Porta e Priscila Urtiga e Silva**, companheiros de todas as horas, pelo convívio afável, pelo apoio constante e pelas ótimas idéias.

Ao **Dr. Glauco Fernandes Saes**, exemplo de altruísmo, pela amizade fraterna, lealdade e companheirismo de anos.

À bióloga **Suely Aparecida Pinheiro Palomino**, pelo afeto e pela dedicação na análise histológica para esta tese. Agradeço também às biólogas **Márcia Reis, Joyce Kawakami e Renata Ikegami**, sempre atenciosas, pelo auxílio nas atividades no Laboratório de Anatomia Patológica do Instituto do Coração da Faculdade de Medicina da USP.

Às **Sras. Junko Takano Osaka e Sandra Oliveira** e todos os prestativos funcionários da Disciplina de Técnica Cirúrgica da Faculdade de Medicina da USP, pelo auxílio prestado durante todas as etapas da Pós-Graduação.

À **Sra. Eliane Gazetto**, secretária da Pós-Graduação da Clínica Cirúrgica da Faculdade de Medicina da USP, pela gentileza e pelo apoio em todas as etapas da construção desta tese.

Ao colega **Dr. André Brito Queiroz** e todos os demais pesquisadores do Laboratório de Biomecânica Vascular da Faculdade de Medicina da USP, pelo auxílio em diversos momentos.

Aos biólogos **Alexandre Queiroz Silva** e **Gina Camillo Rocha Silvestre**, sempre disponíveis, pela assistência no Laboratório de Biomecânica Vascular da Faculdade de Medicina da USP.

À **Creusa Maria Roveri Dal Bó**, pela análise estatística dos dados desta tese.

À **Lilian Mika Horie Ninomiya**, sempre prestativa, pelo auxílio na produção final desta tese.

Aos meus queridos irmãos, **Marcelo** e **André**, pelo apoio incondicional em todos os momentos da minha vida. Vocês são exemplos para mim.

Aos cadáveres, sem os quais este estudo não seria possível. Meu profundo respeito.

À **Casa de Arnaldo**, por ter me propiciado tudo e permitido chegar até aqui.

“Aprender é a única coisa de que a mente nunca se cansa,
nunca tem medo e nunca se arrepende.”

Leonardo da Vinci

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

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

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

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

Novo Acordo Ortográfico da Língua Portuguesa (Decreto nº 6.583 de 29/09/2008).

SUMÁRIO

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

RESUMO

ABSTRACT

1 INTRODUÇÃO.....	1
2 OBJETIVOS.....	12
3 MÉTODO.....	14
3.1 Obtenção dos espécimes.....	16
3.2 Teste biomecânico destrutivo uniaxial.....	20
3.3 Estudo histológico.....	28
3.4 Cálculo da amostra.....	33
3.5 Análise estatística.....	34
4 RESULTADOS.....	35
5 DISCUSSÃO.....	60
6 CONCLUSÕES.....	73
7 ANEXOS.....	75
8 REFERÊNCIAS.....	78
APÊNDICES	

LISTA DE ABREVIACÕES, SIGLAS E SÍMBOLOS

AAA	aneurisma da aorta abdominal
ANOVA	análise de variância
cm	centímetro(s)
DP	desvio-padrão
Dr(a).	Doutor(a)
et al.	e outros
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
mm	milímetro(s)
N	Newton
p	nível descritivo de probabilidade
PC	computador pessoal
Prof(a).	Professor(a)
r	coeficiente de correlação
SVOC	Serviço de Verificação de Óbitos da Capital
USP	Universidade de São Paulo
°C	grau(s) Celsius
=	igual
≥	maior ou igual
±	mais ou menos
<	menor que
%	percentagem

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Ilustração mostrando a relação das fases do diagrama elástico com a extensão (recrutamento) das fibras elásticas (azul) e colágenas (vermelho) durante o teste biomecânico.....	8
Figura 2 -	Fotografia da aorta. Exemplo da localização dos cortes circunferenciais torácicos (amarelo) e abdominais (preto).....	18
Figura 3 -	Fotografia da aorta. Exemplo da localização dos cortes longitudinais abdominais (h).....	19
Figura 4 -	Fotografia mostrando o dispositivo de corte (seta amarela) e o tecido aórtico (seta azul) para ser cortado em dois espécimes similares.....	20
Figura 5 -	Fotografia mostrando o espécime posicionado entre as garras ajustáveis.....	21
Figura 6 -	Fotografia mostrando o aparelho de teste <i>In-Spec 2200</i> interligado ao computador pessoal (PC) e ao <i>palmtop</i>	22
Figura 7 -	Fotografia exemplificando a medida do espécime com paquímetro digital.....	23
Figura 8 -	Fotografia mostrando a submersão do espécime em solução de cloreto de sódio 0,9 %.....	24
Figura 9 -	Ilustração mostrando a sequência do teste de distensão uniaxial (em cores) com a correspondente curva elástica.....	25
Figura 10 -	Fotografia mostrando o final do teste biomecânico com a ruptura do espécime.....	25

Figura 11 -	Exemplo de curva elástica ao final do teste biomecânico.....	27
Figura 12 -	Fotografia mostrando fibras colágenas coradas em azul e fibras musculares coradas em vermelho na coloração de Tricrômico de Masson.....	30
Figura 13 -	Fotografia mostrando fibras elásticas coradas em preto na coloração de Verhoeff.....	30
Figura 14 -	Fotografia mostrando a marcação das fibras colágenas (verde) e musculares (vermelho) pelo programa <i>AxioVision 4.6</i>	31
Figura 15 -	Fotografia mostrando a marcação das fibras elásticas (verde) pelo programa <i>AxioVision 4.6</i>	31
Figura 16 -	Fotografia de lâmina de histologia na coloração de Verhoeff exemplificando a mensuração da espessura da túnica média (vermelho) e da espessura total do vaso (verde) em três locais.....	32
Figura 17 -	Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre força máxima suportada pelos espécimes e idade.....	44
Figura 18 -	Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre estresse máximo suportado pelos espécimes e idade.....	44
Figura 19 -	Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre tensão máxima suportada pelos espécimes e idade.....	45
Figura 20 -	Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre deformação máxima dos espécimes e idade.....	45
Figura 21 -	Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre energia de deformação dos espécimes e idade.....	46
Figura 22 -	Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre espessura da aorta e idade.....	46

Figura 23 - Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre percentagem de fibras colágenas e idade na aorta torácica.....	47
Figura 24 - Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre espessura do vaso e idade na aorta torácica.....	47
Figura 25 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras colágenas e diâmetro na aorta abdominal.....	49
Figura 26 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras musculares e diâmetro na aorta abdominal....	49
Figura 27 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre espessura da camada média e diâmetro na aorta torácica.....	50
Figura 28 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre espessura do vaso e diâmetro na aorta torácica.....	50
Figura 29 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre estresse máximo suportado pelos espécimes e espessura.....	51
Figura 30 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre deformação máxima dos espécimes e espessura na aorta torácica.....	52
Figura 31 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre energia de deformação dos espécimes e espessura.....	52
Figura 32 - Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras elásticas e colágenas.....	54
Figura 33 - Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre percentagem de fibras elásticas e musculares.....	54
Figura 34 - Diagramas elásticos exemplificando as diferenças entre aorta normal e aneurismática.....	67

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -	Distribuição das causas de morte na amostra.....	36
Tabela 2 -	Período entre o óbito e a realização do teste biomecânico.....	37
Tabela 3 -	Distribuição dos espécimes por localização.....	37
Tabela 4 -	Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, da espessura e do diâmetro entre aorta torácica e abdominal.....	39
Tabela 5 -	Comparação dos parâmetros histológicos entre aorta torácica e abdominal.....	40
Tabela 6 -	Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, da espessura e do diâmetro entre aorta torácica média, suprarrenal e infrarrenal média.....	42
Tabela 7 -	Comparação dos parâmetros histológicos entre aorta torácica média, suprarrenal e infrarrenal média.....	43
Tabela 8 -	Correlação entre diâmetro e propriedades biomecânicas.....	48
Tabela 9 -	Correlação entre espessura e parâmetros histológicos.....	53
Tabela 10 -	Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, espessura, diâmetro e histologia, entre os gêneros, na aorta torácica.....	56

Tabela 11 -	Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, espessura, diâmetro e histologia, entre os gêneros, na aorta abdominal.....	57
Tabela 12 -	Propriedades biomecânicas e histologia segundo a orientação do corte do espécime: circunferencial x longitudinal.....	59
Tabela 13 -	Estudos biomecânicos com testes uniaxiais, com tecido aórtico humano não aneurismático.....	62

RESUMO

Ninomiya, OH. Biomecânica da aorta torácica e abdominal: estudo em cadáveres [tese]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2015.

INTRODUÇÃO: O tratamento endovascular das doenças da aorta é modalidade consagrada atualmente, sendo realizado em indivíduos jovens e idosos, tanto na aorta torácica quanto na abdominal. Esta terapia baseia-se numa interação adequada entre a endoprótese e a parede aórtica. Neste sentido, o conhecimento do comportamento biomecânico da aorta é fundamental. A aorta humana é uma estrutura complexa, com comportamento biomecânico diferente de acordo com a idade, a região e a presença de doenças. Estudos com biomecânica da aorta humana não aneurismática são escassos. **OBJETIVOS:** Analisar os parâmetros biomecânicos de falência e as características histológicas da aorta torácica e abdominal humana, correlacionando-os com idade e gênero. **MÉTODO:** Testes destrutivos uniaxiais de espécimes removidos de 26 aortas frescas de cadáveres foram realizados num aparelho de tração universal. Os parâmetros biomecânicos de falência avaliados foram: força, estresse, tensão, deformação e energia de deformação. Foi realizado estudo histológico do tecido aórtico para quantificação de fibras colágenas, musculares e elásticas. **RESULTADOS:** Foram analisados os testes biomecânicos válidos de 153 espécimes, sendo 95 da aorta torácica e 58 da aorta abdominal. Na comparação entre aorta torácica e abdominal, realizada por análise de variância, foi observado que diâmetro ($30,45 \pm 5,89$ versus $23,99 \pm 4,75$ mm; $p < 0,001$), espessura ($1,69 \pm 0,47$ versus $1,44 \pm 0,34$ mm; $p < 0,001$), força máxima ($6,18 \pm 2,03$ versus $4,85 \pm 2,04$ N; $p = 0,001$), tensão de falência ($19,88 \pm 9,05$ versus $14,53 \pm 7$ N/cm; $p = 0,001$), deformação de falência ($0,66 \pm 0,31$ versus $0,49 \pm 0,25$; $p = 0,003$) e a percentagem de fibras elásticas ($19,39 \pm 15,57$ versus $14,06 \pm 9,5$ %; $p = 0,011$) foram maiores, com significância, na aorta torácica. As correlações de Spearman entre idade e força máxima, estresse de falência, tensão de falência, deformação de falência e energia de deformação foram negativas e significativas na aorta torácica e abdominal. As aortas do sexo masculino apresentaram maior força máxima e tensão de falência. Não houve diferença na composição histológica entre os gêneros. **CONCLUSÕES:** A aorta torácica é mais resistente e elástica que a aorta abdominal. O conteúdo de fibras elásticas é maior na aorta torácica. Os idosos apresentam aortas menos resistentes e mais rígidas que os jovens. A aorta do sexo masculino é mais resistente.

Descritores: Biomecânica; Estresse mecânico; Elasticidade; Resistência à tração; Histologia; Aorta torácica; Aorta abdominal; Cadáver.

ABSTRACT

Ninomiya, OH. Biomechanical properties of the thoracic and abdominal aorta: an autopsy study [thesis]. São Paulo: “Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo”; 2015.

INTRODUCTION: The endovascular repair of aortic diseases is currently widely performed in young and elderly patients, in both the thoracic and abdominal aorta. This treatment is based on an appropriate interaction between the stent graft and the aortic wall. Thus, it is essential to understand the biomechanical behavior of the aorta. The human aorta is a complex vessel with different biomechanical behaviors according to age, location and diseases. There are few biomechanical studies of the human nonaneurysmal aorta. **OBJECTIVES:** To analyze the biomechanical properties and histological composition of the human aorta according to age and gender. **METHODS:** Twenty-six human aortas were harvested whole from fresh cadavers during their autopsies. Each aorta was cut into strips for mechanical testing. Uniaxial tensile tests were performed on a tensile-testing machine. The failure load, failure stress, failure tension, failure strain and strain energy were calculated. A histological study was performed to measure the amount of collagen, elastin and smooth muscle cells in the aortic wall. **RESULTS:** A total of 153 strips were studied (95 from the thoracic aorta and 58 from the abdominal aorta). The diameter (30.45 ± 5.89 versus 23.99 ± 4.75 mm; $p < 0.001$), thickness (1.69 ± 0.47 versus 1.44 ± 0.34 mm; $p < 0.001$), failure load (6.18 ± 2.03 versus 4.85 ± 2.04 N; $p = 0.001$), failure tension (19.88 ± 9.05 versus 14.53 ± 7 N/cm; $p = 0.001$), failure strain (0.66 ± 0.31 versus 0.49 ± 0.25 ; $p = 0.003$) and elastin amount (19.39 ± 15.57 versus 14.06 ± 9.5 %; $p = 0.011$) were all significantly higher for the thoracic aorta than for the abdominal aorta. There was a significant negative Spearman's correlation between age and failure load, failure stress, failure tension, failure strain and strain energy. Male aortas had a higher failure load and failure tension than female aortas. No difference in the histological composition was found between the genders. **CONCLUSIONS:** The thoracic aorta has a higher strength and elasticity than the abdominal aorta. The elastin amount is higher in the thoracic aorta than in the abdominal aorta. The elderly have weaker and stiffer aortas than the young. Male aortas have a higher strength than female aortas.

Descriptors: Biomechanics; Mechanical stress; Elasticity; Tensile strength; Histology; Thoracic aorta; Abdominal aorta; Cadaver.

1 INTRODUÇÃO

1 INTRODUÇÃO

A terapia endovascular das doenças da aorta apresentou evolução destacada nos últimos anos e é modalidade consagrada, como opção menos invasiva, no tratamento de condições como: aneurismas, dissecções, traumas, úlceras da parede aórtica.

O avanço tecnológico oferece hoje uma ampla gama de tipos de endopróteses. Como a fixação destes dispositivos baseia-se numa interação prótese-aorta, grande atenção foi aplicada no aperfeiçoamento dos mecanismos desta interação, através da utilização de ganchos, farpas, prolongamentos com *stents* sem revestimento, sobredimensionamento (*oversizing*). Todavia, ocorrem alterações durante a integração da endoprótese à parede aórtica, desde a fase precoce à tardia da implantação, pois a parede arterial tem propriedades biomecânicas ativas. Um melhor conhecimento desta interação poderia evitar falhas na terapia endoluminal como a não fixação ou migração da endoprótese.¹ Para o tratamento cirúrgico convencional com operação aberta da aorta, o conhecimento do comportamento da parede arterial também é fundamental para uma sutura adequada entre o substituto protético e a aorta.

A aorta humana apresenta um aumento do diâmetro e da rigidez com o avanço da idade. Isto decorre do remodelamento da parede arterial como resposta fisiológica às alterações do estresse da parede.^{2,3} A perda da elasticidade da aorta é compensada pelo aumento do seu diâmetro, propiciando melhor distribuição do volume sistólico e diminuindo o trabalho do coração.⁴ Com o processo de envelhecimento da parede arterial, há um espessamento da região mediointimal, com fragmentação dos componentes elásticos, formação de fibrose e aumento do conteúdo de fibras colágenas.^{5,6}

Em relação às diferenças entre os gêneros, os homens apresentam aortas com diâmetros maiores. O diâmetro aórtico aumenta com o avanço da idade em ambos os gêneros, ocorrendo mais frequentemente entre a quinta e a sexta décadas de vida nos homens e mais tardiamente nas mulheres, entre a sexta e sétima décadas de vida.⁷ Outrossim, o sexo masculino sofre perda da elasticidade da aorta em idade mais precoce do que o feminino.⁸

Diferenças entre as regiões torácica e abdominal da aorta humana são conhecidas. Ocorre uma redução gradativa do diâmetro e da espessura dos segmentos proximais aos distais da aorta.⁹ Na microestrutura, a aorta torácica apresenta túnica média mais espessa, com maior número de unidades lamelares elásticas e quantidade superior de elastina e colágeno em comparação à aorta abdominal.⁹ A região infrarrenal da aorta tem menor *vasa vasorum* que as regiões mais proximais, sendo perfundida primariamente por difusão do lúmen.¹⁰ Já é bem estabelecido que a aorta abdominal é diferente da torácica, não só por sua constituição histológica diversa, mas também pelo impacto hemodinâmico do fluxo a que é submetida e como responde a isto. A aorta abdominal sofre as alterações do processo de envelhecimento mais precocemente do que a aorta torácica.¹¹

Sendo os procedimentos endovasculares realizados na aorta torácica e abdominal e em diferentes faixas etárias (exemplo, correção do trauma na aorta do jovem e tratamento da doença aneurismática na aorta do idoso) é de se esperar um mecanismo de interação e integração aorta-endoprótese diferente.

A aorta é a maior artéria do corpo humano e desempenha papel principal na biomecânica do sistema circulatório. Durante a sístole, a aorta se distende e, devido à sua elasticidade, retrai na diástole mantendo um fluxo sanguíneo contínuo e auxiliando na perfusão dos capilares após encerrada a ejeção cardíaca.⁴ Este comportamento

biomecânico da aorta foi descrito detalhadamente por Otto Frank¹² em 1899 e é conhecido como efeito *Windkessel*.^{*} A aorta é submetida a um estresse repetitivo ocasionado pela pressão sanguínea e responde a isso com variação do seu diâmetro, podendo-se considerar que sofre um teste biomecânico contínuo *in vivo*.

O tecido das grandes artérias elásticas, como a aorta, é composto de colágeno, elastina, músculo liso e substância fundamental amorfa, que são responsáveis pela integridade estrutural, metabolismo e propriedades biomecânicas. A túnica média destas artérias é constituída por dezenas de unidades lamelares de elastina que se alternam com camadas de células musculares lisas, fibras colágenas, proteoglicanos e glicoproteínas.¹³ Fibrilas finas de elastina formam uma rede que se interconecta com estas lamelas.⁶ A cor amarelada das artérias elásticas advém da quantidade abundante de elastina na túnica média.¹⁴

O colágeno e a elastina são os componentes que determinam as propriedades mecânicas passivas da aorta, sendo os principais responsáveis pela resistência às tensões a que é submetida a parede arterial. Já as células musculares lisas têm potencial de constrição e relaxamento e são responsáveis pelas propriedades mecânicas ativas da parede aórtica e pela produção da matriz extracelular.¹⁵⁻¹⁷ Não é só a quantidade destes constituintes que importa, mas suas orientações espaciais, interconexões, ondulações e entrelaçamentos também contribuem decisivamente para as propriedades mecânicas das artérias.¹⁶

A elastina é sintetizada na aorta durante a primeira infância e sua meia-vida é de 70 anos. O colágeno é sintetizado durante toda a vida, sendo composto principalmente pelos tipos I e III (80 a 90 % do total) e por quantidades menores dos tipos IV, V, VI e VIII.¹⁸ A fibra colágena é cerca de 20 vezes mais resistente à extensão que a fibra

^{*} Em alemão (câmara de ar)

elástica, porém a elasticidade do colágeno é cerca de 300 vezes menor do que a da elastina.¹⁷

As propriedades mecânicas da parede aórtica estão intimamente relacionadas à sua composição estrutural. Alterações nesta composição, como ocasionadas por doenças como aneurisma ou aterosclerose, provocam modificações importantes na resposta biomecânica da aorta.¹⁵

Lesões ateroscleróticas de vários graus afetam a elasticidade da aorta e mudam sua arquitetura, principalmente pela destruição das fibras colágenas e elásticas. Um aumento da aterosclerose acarreta diminuição da resistência mecânica e aumento da rigidez da parede da aorta.¹⁷ Estudo de Benvenuti et al.¹⁹ mostrou que a aterosclerose no segmento torácico da aorta está associada à deposição de gordura dentro das placas, resultando em dilatação do vaso (remodelamento positivo). Por outro lado, no segmento abdominal, a aterosclerose pode ou não estar relacionada à deposição de gordura. No caso de estar relacionada, induziria a dilatação arterial. Já na situação oposta, as placas teriam mais fibrose e calcificação, e a rigidez aumentada da parede favoreceria a forma obliterante da doença (remodelamento negativo). Este comportamento dualístico, de estar ou não relacionado à deposição de gordura, já foi demonstrado nas artérias coronárias.^{19,20}

O desenvolvimento dos aneurismas inespecíficos, notadamente na região infrarrenal, também está relacionado às alterações profundas na estrutura da aorta. Há uma diminuição marcante das fibras elásticas e musculares e aumento do conteúdo de colágeno em função do remodelamento. Estas alterações acarretam perda da elasticidade e aumento da rigidez da parede aórtica, que se adapta para suportar o maior estresse à medida que o diâmetro do aneurisma aumenta.^{21,22}

Atualmente o diâmetro máximo da aorta ainda é o critério mais utilizado na indicação da operação eletiva do aneurisma torácico ou abdominal. Entretanto, é de

amplo conhecimento que existem aneurismas pequenos que sofrem ruptura e aneurismas grandes que permanecem íntegros, revelando que o critério baseado somente no diâmetro não é o mais adequado. E do ponto de vista biomecânico, quando ocorre a ruptura, nada mais é do que a representação de uma falência de material, no caso de uma parede aórtica doente.²³ Portanto, se houvesse um critério preditor mais confiável antes da ruptura, a indicação do tratamento eletivo seria mais precisa. E aqui, o conhecimento da biomecânica e da microestrutura da aorta têm papel relevante.²⁴

Nos últimos anos, muitas pesquisas envolvendo as doenças da parede aórtica foram desenvolvidas. Uma vez que alterações quantitativas e qualitativas em qualquer componente estrutural do vaso estão na origem das doenças que acometem a aorta, é essencial o conhecimento destes componentes na aorta de indivíduos normais.

A biomecânica é a ciência que estuda a mecânica dos seres vivos e, em relação ao sistema cardiovascular humano, pode ser estudada sob duas perspectivas: mecânica dos sólidos e mecânica dos fluidos. A primeira envolve o comportamento dos vasos sanguíneos enquanto que a última estuda o fluxo de sangue e seu efeito sobre os vasos.

Na biomecânica dos sólidos, os parâmetros de resistência mais comumente estudados nos materiais são o estresse e a tensão e o parâmetro de elasticidade mais estudado é a deformação. Estes, em seus limites máximos, são denominados valores de falência. A relação entre estresse e deformação é apresentada frequentemente através do gráfico conhecido como curva ou diagrama elástico.²⁵

O vaso sanguíneo apresenta comportamento mecânico complexo e distinto dos materiais rígidos comumente estudados pela mecânica clássica, como o aço por exemplo. Ele é constituído de material heterogêneo (células, fibras, matriz), com uma natureza biológica ativa que sofre constantes mudanças. Da perspectiva biomecânica, o tecido das artérias é considerado anisotrópico, viscoelástico e incompressível.²⁵ Além

disso, ao ser estendido, não obedece à lei de Hooke,²⁵ ou seja, a deformação não é linearmente proporcional à força aplicada.

As fibras de elastina e de colágeno são componentes chave para a resistência da parede das artérias. No estado de relaxamento do tecido, as fibras elásticas encontram-se retesadas e as fibras colágenas tortuosas. Assim, com nenhuma ou pequena distensão do tecido, toda resistência é conferida pelas fibras elásticas. À medida que o tecido é esticado, aplicando-se um teste de distensão uniaxial, por exemplo, as fibras colágenas vão se tornando gradativamente retesadas também, participando na resistência tecidual junto com as fibras elásticas, num fenômeno denominado “recrutamento do colágeno”. Quanto mais fibras são recrutadas, maior a rigidez do tecido. Próximo à ruptura (isto é, falência do tecido), todas as fibras colágenas estão recrutadas para suportar a carga e a rigidez tecidual atinge seu máximo. Por conseguinte, as fibras elásticas são recrutadas com pressões baixas, sendo responsáveis pela resistência em condições de deformação fisiológica. As fibras colágenas, por sua vez, são recrutadas com pressões elevadas, impondo limites à superdistensão da parede arterial e evitando sua ruptura. A curva elástica dos tecidos biológicos moles (exemplo, artéria) é característica. Apresenta uma primeira fase representada por um traçado quase linear de baixa inclinação (refletindo a rigidez somente das fibras elásticas), seguindo-se de uma elevação gradual da inclinação (recrutamento do colágeno) até atingir a falência (máxima rigidez combinada da elastina e do colágeno) com queda da inclinação final (Figura 1).^{10,24}

Figura 1 – Ilustração mostrando a relação das fases do diagrama elástico com a extensão (recrutamento) das fibras elásticas (azul) e colágenas (vermelho) durante o teste biomecânico. ϵ , deformação; S, estresse.

As propriedades mecânicas da parede aórtica têm sido estudadas por mais de um século. Em 1881, Roy²⁶ foi o pioneiro ao estudar a relação entre pressão interna e capacidade volumétrica das artérias através de medidas físicas diretas em aortas isoladas humanas e de animais. Demonstrou que a parede aórtica era mais elástica com pressões correspondentes a uma pressão arterial normal e que com pressões muito elevadas, a distensão da parede arterial era bastante limitada.

Os testes destrutivos uniaxiais com tecidos moles têm a limitação de estudar apenas um eixo de direção, porém fornecem informações ricas desde o momento de tensão mínima ou zero até a tensão de ruptura do material, contribuindo para um

conhecimento amplo da sua natureza biomecânica. As análises comparativas com testes destrutivos, entre aortas de diâmetro normal e aortas aneurismáticas, permitem estabelecer as diferenças entre tecidos normais e doentes, contribuindo para a melhor compreensão da patogenia e para o desenvolvimento de novas técnicas de tratamento.

Mohan e Melvin,²⁷ em 1982, estudaram as propriedades biomecânicas de falência, através de testes de distensão uniaxiais, em fragmentos extraídos de 31 aortas torácicas humanas de cadáveres. Aplicando taxas de deformação elevadas, observaram valores maiores do estresse de falência na direção transversal da aorta em comparação à direção longitudinal. Atribuíram esta diferença ao arranjo helicoidal dos feixes colágenos em torno da circunferência da aorta, resultando na maior resistência no sentido transversal.

Em publicação de 1988, Sherebrin et al.,¹⁶ também estudando biomecânica em aortas torácicas humanas de cadáveres, mostraram que os espécimes testados de orientação circunferencial eram mais elásticos do que os espécimes de orientação longitudinal. Em parte do estudo, aplicaram digestão alcalina com hidróxido de sódio para testar os espécimes e constataram que o colágeno e a elastina podem atuar conjuntamente durante o processo de extensão do tecido desde deformações pequenas.

He e Roach,¹⁵ em 1994, realizaram estudo comparativo entre espécimes obtidos de aneurismas da aorta abdominal e de aortas normais. Demonstraram o comportamento biomecânico distinto dos aneurismas, com desvio dos diagramas elásticos para esquerda e maior inclinação das curvas, denotando maior rigidez destes. Entretanto, não foram testados os parâmetros biomecânicos na falência. Foi observado maior conteúdo de colágeno e menor de elastina nos aneurismas.

Raghavan et al.,²⁴ em 1996, foram os primeiros a descrever, comparativamente, a resistência máxima do aneurisma e da aorta abdominal não aneurismática humanos. Estudaram espécimes extraídos de aneurismas de pacientes operados e de aortas

normais retiradas de doadores de órgãos. Os testes biomecânicos uniaxiais com tecido aórtico normal apresentaram valores significativamente maiores do limite elástico e do estresse de falência em comparação ao tecido aneurismático.

Em 1996, Vorp et al.²⁸ publicaram estudo semelhante ao de Raghavan et al.,²⁴ comparando, do mesmo modo, testes de espécimes obtidos de aneurismas abdominais de pacientes operados com testes de espécimes extraídos de aortas normais de doadores de órgãos. O estresse de falência e a rigidez foram significativamente maiores na aorta normal em relação à aneurismática. Observou-se uma redução de 50 % no estresse de falência devido à presença de aneurisma.

Witkiewicz et al.,¹⁷ em 2007, publicaram estudo sobre biomecânica e histopatologia da aorta abdominal de necropsias. Os valores do estresse de falência e do módulo de elasticidade foram significativamente menores nos espécimes testados e cortados em direção longitudinal em relação aos circunferenciais. Observaram que o aumento das lesões ateroscleróticas acarretava maior rigidez e diminuição da resistência mecânica da parede da aorta abdominal.

Mais recentemente, em 2008, Xiong et al.²⁹ estudaram as propriedades biomecânicas de falência de espécimes retirados de aneurismas abdominais operados e de aortas normais de doadores de órgãos. A deformação máxima dos aneurismas foi significativamente menor que a da aorta normal, diferente do módulo elástico máximo que foi significativamente maior. Ao contrário de outras publicações, não houve diferença estatística no estresse de falência entre tecido normal e aneurismático.

Atualmente, muitas informações das propriedades biomecânicas são fornecidas por estudos experimentais em animais³⁰⁻³² ou por estudos da parede aórtica humana, normal e aneurismática, com métodos de imagem diagnóstica *in vivo*.^{2,5,8} Há limitações claras, pois a resistência máxima da parede aórtica pode ser somente estimada nas análises

in vivo. Já os estudos biomecânicos com aorta *ex vivo*, propiciam, através de testes destrutivos, uma avaliação direta da resistência máxima do tecido.^{23,24} Contudo, estudos com material *ex vivo* de cadáveres têm sido raros, com amostras limitadas e com análises de apenas um segmento da aorta (torácico ou abdominal), sem comparação entre os segmentos nas diferentes faixas etárias.^{15-17,24,27-29}

Considerando que as características mecânicas da parede aórtica dependem da sua composição, é fundamental investigar ambas. É neste contexto que foi desenvolvido este estudo, procurando aprofundar o conhecimento das propriedades biomecânicas e da microestrutura do tecido aórtico humano normal, contribuindo para o incremento no tratamento das doenças da aorta, especialmente pela técnica endovascular.

2 OBJETIVOS

2 OBJETIVOS

Analisar os parâmetros biomecânicos de falência e as características histológicas da aorta torácica e abdominal humana, correlacionando-os com idade e gênero.

3 MÉTODO

3 MÉTODO

O método utilizado neste estudo foi desenvolvido em conjunto pelos pesquisadores do Laboratório de Biomecânica Vascular, do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (USP), e do Departamento de Bioengenharia da Universidade de Iowa, Estados Unidos. Em 2001, o projeto inicial, apoiado e patrocinado pela *National Science Foundation*, Estados Unidos, e pela Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP), permitiu a visita do engenheiro Prof. Dr. Madhavan Lakshmi Raghavan ao Laboratório de Biomecânica Vascular. Em 2003, o projeto número 0365408Z, patrocinado pela *American Heart Association*, Estados Unidos, possibilitou a aquisição e instalação dos equipamentos necessários para a realização dos testes destrutivos uniaxiais em material biológico. Nestes anos, a linha de pesquisa progrediu, com desenvolvimento de teses de doutorado e projetos de iniciações científicas, já tendo recebido mais dois apoios financeiros da FAPESP em 2010.

Assim, a metodologia deste estudo pertence a uma linha de pesquisa estabelecida, com produção de publicações em periódicos importantes.^{22,32-34}

O protocolo de estudo desenvolvido nesta tese foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da USP com o número 257/12, em 22/08/2012 (Anexo A). Todos os preceitos éticos foram seguidos rigorosamente.

Vinte e seis indivíduos submetidos à necropsia, no Serviço de Verificação de Óbitos da Capital (SVOC) da Faculdade de Medicina da USP, para esclarecer a causa da morte não violenta, foram estudados através da remoção da aorta torácica e abdominal. Os cadáveres foram selecionados por amostragem por conveniência.

Todas as informações clínicas possíveis foram coletadas. A causa da morte, os dados demográficos e as doenças associadas foram registrados na ficha do protocolo de coleta e em planilha eletrônica (Apêndices A, B).

Os critérios de inclusão foram:

- 1-idade maior que 18 anos;
- 2-disponibilidade do técnico e do patologista chefe do SVOC em remover a aorta.

Os critérios de não inclusão foram:

- 1-aorta com dilatação focal, permanente, com diâmetro maior que 30 milímetros (mm);
- 2-presença de doença infecto-contagiosa;
- 3-aorta com aterosclerose avançada com intensa calcificação, ulceração e ou trombose completa do lúmen arterial;
- 4-aorta removida com aspecto de decomposição.

O critério de exclusão foi: espécime submetido ao teste biomecânico mas com teste inválido devido ao escorregamento do espécime das garras ou ruptura dele numa distância menor do que 2 mm das garras durante execução do teste.

3.1 Obtenção dos espécimes

Cada aorta foi removida do cadáver em peça única, contendo os segmentos torácico descendente e abdominal. Após a remoção, a peça foi transportada ao Laboratório de Biomecânica Vascular, do Departamento de Cirurgia da Faculdade de Medicina da USP. Imediatamente, foi realizada dissecação cirúrgica cuidadosa da aorta em bancada, com remoção dos tecidos periaórticos, seguida de imersão em solução de cloreto de sódio a 0,9 %, à temperatura ambiente.

O teste biomecânico foi realizado logo após a preparação da aorta ou no período máximo de 48 horas após o óbito. Neste caso, a peça foi mantida em refrigeração a 4 °C e depois deixada à temperatura ambiente para atingir o equilíbrio térmico antes do teste. Não foram utilizadas soluções conservantes.

As aortas foram fotografadas, catalogadas e seccionadas circunferencialmente, sempre que possível em sete localizações (Figura 2), sendo os espécimes obtidos classificados como:

- a- torácico proximal
- b- torácico médio
- c- torácico distal
- d- abdominal suprarrenal
- e- abdominal infrarrenal proximal
- f- abdominal infrarrenal médio
- g- abdominal infrarrenal distal

No segmento torácico de cada aorta, o primeiro corte foi realizado imediatamente distal à emergência da artéria subclávia esquerda (a), seguido de dois cortes distais sucessivos com distância mínima de 1 centímetro (cm) entre eles (b, c). No segmento abdominal suprarrenal, aplicava-se uma secção imediatamente acima das artérias renais (d). Na região infrarrenal, foi realizado um corte imediatamente abaixo das artérias renais (e) e mais dois cortes distais sucessivos com distância mínima de 1 cm entre eles (f, g). Nas aortas alongadas, foram realizados cortes adicionais circunferenciais e cortes longitudinais abdominais (Figura 3) com objetivo de aproveitar a maior parte do tecido disponível para estudo.

Figura 2 – Fotografia da aorta. Exemplo da localização dos cortes circunferenciais torácicos (amarelo) e abdominais (preto)

Figura 3 – Fotografia da aorta. Exemplo da localização dos cortes longitudinais abdominais (h)

Inicialmente, cada aorta foi cortada, transversalmente, em formato de anéis circunferenciais com bisturi de lâmina número 20, evitando-se as regiões com ramificações. A seguir, cada anel aórtico foi aberto com uma secção sem padronização de parede anterior, lateral ou posterior. Para os cortes finais, foi idealizado e construído um dispositivo de corte com três lâminas paralelas que, ao ser aplicado no fragmento de aorta, produzia dois espécimes seccionados similares, de 4 mm de largura por um comprimento variável de acordo com o diâmetro da aorta (Figura 4). Um espécime era destinado ao teste biomecânico e o outro era imerso em solução aquosa de formol a 10 % e encaminhado para preparação histológica.

Figura 4 – Fotografia mostrando o dispositivo de corte (seta amarela) e o tecido aórtico (seta azul) para ser cortado em dois espécimes similares

3.2 Teste biomecânico destrutivo uniaxial

De início, cada espécime de formato retangular foi fixado em suas extremidades por um sistema de garras delicadas, confeccionadas para firme preensão sem causar

dano excessivo ao material. Um sistema regulável permitia maior ou menor compressão de acordo com as características variáveis de cada espécime, como espessura da parede ou presença de placas ateroscleróticas (Figura 5).

Figura 5 – Fotografia mostrando o espécime posicionado entre as garras ajustáveis

A seguir, cada espécime, fixado a este sistema de garras, foi colocado no aparelho de teste *In-Spec 2200* (*Instron Corporation*, Norwood, Estados Unidos) interligado a um computador pessoal (PC; *Compaq Pressario 2500*, *Hewlett-Packard*, Palo Alto, Estados Unidos) e a um computador de mão (*palmtop Clié*; *Sony*, Japão). Este aparelho universal foi construído para realizar o ensaio de tração uniaxial destrutivo com o espécime como corpo de prova (Figura 6).

Toda a operação relacionada ao teste biomecânico era computadorizada, sendo comandada por programas instalados no PC e no *palmtop*. O programa de gerenciamento *In-Spec PDA* do *palmtop* era alimentado com informações relacionadas

ao comprimento útil (isto é, comprimento total menos o comprimento utilizado para prender o espécime nas garras), à largura e à espessura do espécime a ser testado. O PC, através do programa de gerenciamento de dados *SERIES IX* (Instron Corporation, Norwood, Estados Unidos), captava as informações fornecidas pela célula eletrônica de carga do aparelho de teste de distensão uniaxial, isto é, a força aplicada ao espécime e a distensão a que este era submetido.

Figura 6 – Fotografia mostrando o aparelho de teste *In-Spec 2200* interligado ao computador pessoal (PC) e ao *palmtop*

Para o início comum de todos os testes, tendo a mesma força aplicada a todos os espécimes, o primeiro passo foi provocar um deslocamento inicial do corpo de prova a uma força de 0,01 Newton (N), eliminando a ocorrência de dobras macroscópicas. A partir deste ponto, foram aferidas manualmente com um paquímetro digital (*Starrett, Brasil*), em milímetros, três medidas de largura, de espessura e de comprimento útil do corpo de prova e as médias aritméticas dos valores inseridas no programa *In-Spec PDA* do *palmtop* (Figura 7).

Figura 7 – Fotografia exemplificando a medida do espécime com paquímetro digital

O aparelho de teste *In-Spec 2200* foi construído de forma personalizada, permitindo o fechamento de um compartimento cúbico e execução do teste com o corpo de prova submerso em solução de cloreto de sódio a 0,9 %, à temperatura ambiente (Figura 8).

Figura 8 – Fotografia mostrando a submersão do espécime em solução de cloreto de sódio 0,9 %

Na primeira fase da análise biomecânica, cada corpo de prova foi submetido a um pré-teste, com o objetivo de estabilizar o comportamento mecânico do material e diminuir o efeito de histerese, iniciando o teste em condições semelhantes para todos os espécimes. Este pré-condicionamento foi feito com dez ciclos de distensão e relaxamento, correspondentes a uma distensão de 5 % do comprimento útil do espécime, com uma velocidade de 20 % do comprimento útil por minuto. Esta padronização foi descrita anteriormente por Raghavan et al.²⁴ em 1996.

Após o pré-teste, realizava-se o teste biomecânico destrutivo até a ruptura do corpo de prova, com uma velocidade de deslocamento de 20 % do seu comprimento útil por minuto. Os testes foram considerados inválidos quando ocorria o escorregamento do

espécime das garras ou ruptura dele com menos de 2 mm de distância das garras durante a execução do teste (Figuras 9,10).

Figura 9 – Ilustração mostrando a sequência do teste de distensão uniaxial (em cores) com a correspondente curva elástica. ϵ , deformação; S, estresse.

Figura 10 – Fotografia mostrando o final do teste biomecânico com a ruptura do espécime

Os dados contínuos das forças aplicadas e das extensões obtidas até a ruptura do material foram automaticamente armazenados no PC e transferidos para uma planilha eletrônica *Microsoft Excel* (*Microsoft*, Redmond, Estados Unidos).

Em cada espécime, foram medidos:

- diâmetro (em mm);
- comprimento, largura e espessura (em mm).

Os parâmetros de resistência medidos na falência foram:

- força máxima aplicada (em N);
- estresse (força dividida pela área da secção transversa do espécime, em N/cm^2);
- tensão (força dividida pela largura do espécime, em N/cm);
- energia de deformação (energia acumulada pelo espécime, em N/cm^2).

O parâmetro de elasticidade medido na falência foi:

- deformação do espécime (sem unidade).

Para os cálculos, foram aplicadas as seguintes equações através do programa *Curve Fitting Tool* (*MathWorks*, Natick, Estados Unidos):

$$S_f = (F_f / w_0 t_0)(1 + \varepsilon_f) \quad (1)$$

$$T_f = (F_f / w_0)(\sqrt{1 + \varepsilon_f}) \quad (2)$$

$$\varepsilon_f = l - l_0 / l_0 \quad (3)$$

Sendo: l_0 , comprimento inicial; l , comprimento final; w_0 , largura inicial, t_0 , espessura inicial; F_f , força máxima; S_f , estresse de falência; T_f , tensão de falência e ε_f , deformação de falência.

Os testes biomecânicos ocorreram sob influência do empuxo do meio líquido. Este efeito foi corrigido pelo programa nos cálculos.

O programa *Curve Fitting Tool* forneceu uma curva elástica, relação entre estresse e deformação, para cada teste bem sucedido realizado. A energia de deformação foi calculada pelo programa como a área sob a curva elástica (Figura 11).

Figura 11 – Exemplo de curva elástica ao final do teste biomecânico
Área calculada (em azul) corresponde à energia de deformação
cm, centímetro; N, Newton; *strain*, deformação; *stress*, estresse

Os testes biomecânicos foram conduzidos pelo pesquisador ou pelo técnico do Laboratório de Biomecânica Vascular. Todos os cálculos foram executados pelo pesquisador.

3.3 Estudo histológico

Cada espécime seccionado da aorta, contíguo do outro destinado ao teste biomecânico, foi submetido à fixação química com solução aquosa de formol a 10 %, seguida de desidratação com etanol, clareamento com xilol e embebição em parafina. Os blocos de parafina foram submetidos à microtomia com secção seriada com espessura de 5 micrômetros. Para cada espécime, duas lâminas foram produzidas, uma com coloração de tricrômico de Masson e outra com coloração de Verhoeff.

As lâminas foram analisadas no microscópio de luz *Axio Imager A1* (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha) acoplado ao sistema de análise de imagens *AxioVision 4.6* (Carl Zeiss, Oberkochen, Alemanha). Foi utilizado um aumento de cinco vezes.

Foram quantificados, considerando toda a parede arterial (túnicas íntima, média e adventícia), os percentuais das seguintes estruturas:

- fibras colágenas, coradas seletivamente em azul pela coloração de Tricrômico de Masson (Figura 12);
- fibras musculares, coradas seletivamente em vermelho pela coloração de Tricrômico de Masson (Figura 12);
- fibras elásticas, coradas seletivamente em preto pela coloração de Verhoeff (Figura 13).

As lâminas foram demarcadas com três linhas perpendiculares à disposição do corte do tecido e a leitura realizada à esquerda destas três localizações. Utilizando o programa *AxioVision 4.6*, foi efetuada inicialmente a marcação manual da estrutura de interesse no campo visualizado, seguida do cálculo de sua percentagem em relação à área total do campo (Figuras 14,15).

Para os cálculos de espessura total do vaso e da camada média, as lâminas com coloração de Verhoeff foram digitalizadas no *scanner* fotográfico *HP Scanjet G4050* (*Hewlett-Packard*, Palo Alto, Estados Unidos) e as imagens geradas quantificadas pelo programa *UTHSCSA Image Tool version 3.0* (Universidade do Texas, San Antonio, Estados Unidos).

O resultado final da leitura histológica de cada estrutura (percentagens e espessuras) correspondeu à média aritmética entre os três campos avaliados (Figura 16).

Toda análise histológica foi realizada no Laboratório de Anatomia Patológica do Instituto do Coração, do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da USP, pela mesma patologista.

Figura 12 – Fotografia mostrando fibras colágenas coradas em azul e fibras musculares coradas em vermelho na coloração de Tricrômico de Masson

Figura 13 – Fotografia mostrando fibras elásticas coradas em preto na coloração de Verhoeff

Figura 14 – Fotografia mostrando a marcação das fibras colágenas (verde) e musculares (vermelho) pelo programa *AxioVision 4.6*

Figura 15 – Fotografia mostrando a marcação das fibras elásticas (verde) pelo programa *AxioVision 4.6*

Figura 16 - Fotografia de lâmina de histologia, na coloração de Verhoeff, exemplificando a mensuração da espessura da túnica média (vermelho) e da espessura total do vaso (verde) em três locais

3.4 Cálculo da amostra

A hipótese inicial foi a de que poderia existir uma diferença nos testes biomecânicos, entre a aorta torácica e abdominal, de $30 \pm 50 \text{ N/cm}^2$ para o estresse e $3 \pm 6 \text{ N/cm}$ para a tensão.^{24,27,29} Para se encontrar esta diferença, com nível de significância de 5 % e poder de 80 %, seriam necessários, no mínimo, 88 testes de estresse e 126 testes de tensão. Assumindo-se possíveis perdas de 30 % (isto é, testes biomecânicos inválidos), seriam necessários 114 e 164 testes respectivamente. Como este projeto de estudo previa testes biomecânicos em sete espécimes por aorta, seriam necessários, portanto, 16 e 23 cadáveres. Sendo assim, o número mínimo para este estudo era de 23 cadáveres.³⁵

A fórmula aplicada para o cálculo do tamanho amostral foi:

$$n = 2*[z(\alpha/2)+z(\beta)*dp]^2 / (\text{média1} - \text{média2})^2 \quad (4)$$

Onde: n, tamanho da amostra; $z(\alpha/2)$ e $z(\beta)$, obtidos da distribuição normal; dp, desvio-padrão estimado; média 1 e média 2, médias esperadas dos dois grupos.

3.5 Análise estatística

Inicialmente, todas as variáveis foram analisadas descritivamente. Para as variáveis quantitativas esta análise foi realizada através da observação dos valores mínimos e máximos, do cálculo de médias e desvios-padrão. Para as variáveis qualitativas foram calculadas as frequências absolutas e relativas.

A normalidade dos dados foi avaliada através do teste de Kolmogorov-Smirnov.³⁶ Quando a suposição de normalidade dos dados foi rejeitada, as variáveis foram transformadas através da função logarítmica.

Para a comparação das médias de dois grupos foi utilizado o teste t de Student.³⁶

Para se testar a homogeneidade entre proporções foi utilizado o teste exato de Fisher.³⁶

Para a comparação de grupos foi utilizada a Análise de Variância (ANOVA) com modelo misto,³⁷ onde o efeito do local foi considerado fixo e o efeito do indivíduo como aleatório. As comparações múltiplas foram realizadas através de contrastes obtidos através do modelo misto.

Para a comparação de duas medidas pareadas foi utilizado o teste não-paramétrico de Wilcoxon.³⁶

O estudo de correlações foi realizado através do coeficiente de correlação de Spearman.³⁶

O nível de significância adotado foi de 5 %.

Os cálculos foram realizados através do programa *SPSS 17.0 for Windows* (IBM, Armonk, Estados Unidos).

4 RESULTADOS

4 RESULTADOS

Foram estudados 26 cadáveres com idades entre 33 a 89 anos (média de 63,96 anos com desvio-padrão de 17,06 anos e mediana de 67 anos). Dezesesseis (61,5 %) cadáveres eram do sexo masculino. Em relação à raça, 20 (76,9 %) eram brancos, 4 (15,4 %) pardos e 2 (7,7 %) pretos.*

Vinte (76,9 %) indivíduos apresentavam antecedente de hipertensão arterial sistêmica, 11 (42,3 %) de doença arterial coronariana, 5 (19,2 %) de diabetes e 10 (38,5 %) de tabagismo.

As causas de óbito estão apresentadas na tabela 1, abaixo.

Tabela 1 - Distribuição das causas de morte na amostra

Causas de morte	n	%
IAM	7	26,9
ICC	6	23,2
Cirrose hepática	3	11,6
Dissecção de aorta ascendente	2	7,7
Neoplasia	2	7,7
TEP	2	7,7
AVCH	1	3,8
Insuficiência respiratória	1	3,8
Neuropatia	1	3,8
Indeterminada	1	3,8
TOTAL	26	100

IAM, infarto agudo do miocárdio; ICC, insuficiência cardíaca congestiva; TEP, tromboembolia pulmonar; AVCH, acidente vascular cerebral hemorrágico

* Classificação segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística

As necropsias foram realizadas entre 6 a 27 horas após o óbito (média de 15 horas). O intervalo decorrido entre o óbito e a realização do teste biomecânico está na tabela 2, abaixo.

Tabela 2 – Período entre o óbito e a realização do teste biomecânico

Período	n	%
Menos de 12 horas	1	3,8
Entre 12 e 24 horas	19	73,1
Entre 24 e 48 horas	6	23,1

Das 26 aortas removidas, foram realizados testes biomecânicos em 217 espécimes, seccionados circunferencialmente. Sessenta e quatro (29,5 %) espécimes foram excluídos do estudo por falha no teste biomecânico segundo critério de exclusão adotado (escorregamento do corpo de prova das garras ou ruptura dele numa distância menor do que 2 mm das garras durante a execução do teste). Dos 153 espécimes incluídos, 95 (62,1 %) pertenciam à região torácica e 58 (37,9 %) à região abdominal.

Na tabela 3, a seguir, está a distribuição conforme a localização do espécime.

Tabela 3 – Distribuição dos espécimes por localização

Segmentos	n	%
Torácico descendente médio	48	31,4
Torácico descendente proximal	29	18,9
Torácico descendente distal	18	11,8
Abdominal infrarrenal proximal	18	11,8
Abdominal infrarrenal médio	16	10,5
Abdominal infrarrenal distal	14	9,1
Abdominal suprarrenal	10	6,5
TOTAL	153	100

Foi realizada a análise histológica de 153 espécimes cortados circunferencialmente, pareados àqueles submetidos ao teste biomecânico. Catorze espécimes não foram considerados devido à presença de artefato de técnica durante a preparação do material, principalmente durante a inclusão em parafina. Assim, 139 espécimes foram validados, sendo 88 (63,3 %) da região torácica e 51 (36,7 %) da região abdominal.

4.1 Comparação entre aorta torácica e abdominal

A aorta apresentou diâmetro médio e desvio-padrão de $30,45 \pm 5,89$ mm na região torácica e de $23,99 \pm 4,75$ mm na região abdominal, com diferença estatística significativa. Oito aortas apresentaram diâmetro médio acima de 30 mm (31 a 40 mm) na forma de dilatação arterial difusa (não focal), portanto não definidas como aneurismáticas. Em relação à espessura da aorta, medida com paquímetro no tecido fresco e aqui definida somente como “espessura”, o valor da média e desvio-padrão foi de $1,69 \pm 0,47$ mm na região torácica e de $1,44 \pm 0,34$ mm na região abdominal, também com diferença estatística significativa (Tabela 4).

Os valores da força máxima, da tensão de falência e da deformação de falência foram significativamente maiores na aorta torácica. Os valores do estresse de falência e da energia de deformação também foram maiores na aorta torácica, porém sem significância estatística (Tabela 4).

Tabela 4 – Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, da espessura e do diâmetro entre aorta torácica e abdominal

Variável	Local	n	Média	DP	Mínimo	Máximo	p
Força (N)	Torácica	95	6,18	2,03	2,86	12,85	0,001
	Abdominal	58	4,85	2,04	1,08	10,72	
Estresse (N/cm²)	Torácica	95	168,79	107,95	46,92	559,44	0,150
	Abdominal	58	136,30	95,37	20,38	570,04	
Tensão (N/cm)	Torácica	95	19,88	9,05	7,42	51,98	0,001
	Abdominal	58	14,53	7,00	2,94	37,37	
Deformação	Torácica	95	0,66	0,31	0,18	1,66	0,003
	Abdominal	58	0,49	0,25	0,13	1,13	
Energia de deformação (N/cm²)	Torácica	95	37,06	46,20	2,73	212,73	0,201
	Abdominal	56	21,82	22,96	1,55	98,95	
Espessura (mm)	Torácica	95	1,69	0,47	0,94	3,43	< 0,001
	Abdominal	58	1,44	0,34	0,44	2,68	
Diâmetro (mm)	Torácica	86	30,45	5,89	21,53	45,88	< 0,001
	Abdominal	50	23,99	4,75	15,90	35,22	

p, nível descritivo de probabilidade da ANOVA modelo misto
cm, centímetro; DP, desvio-padrão; mm, milímetro; N, Newton

Na análise microestrutural, observou-se uma quantidade maior de fibras elásticas na aorta torácica, com diferença estatística, em comparação à abdominal. Todavia, não foram encontradas diferenças na quantidade de fibras colágenas e musculares entre aorta torácica e abdominal (Tabela 5).

A espessura da aorta também foi medida nas lâminas de histologia - aqui definida como “espessura do vaso” - e apresentou média e desvio-padrão de $1,30 \pm 0,39$ mm na região torácica e de $1,16 \pm 0,35$ mm na região abdominal, com diferença estatística significativa. A aorta torácica apresentou uma espessura da camada média maior e significativa do que a abdominal (Tabela 5).

Tabela 5 - Comparação dos parâmetros histológicos entre aorta torácica e abdominal

Variável	Região	n	Média	DP	Mínimo	Máximo	p
% fibras colágenas	Torácica	88	30,11	12,51	10,46	74,59	0,425
	Abdominal	51	33,89	13,05	11,13	63,65	
% fibras musculares	Torácica	88	6,73	4,56	1,10	26,74	0,604
	Abdominal	51	6,30	3,74	1,23	17,58	
% fibras elásticas	Torácica	88	19,39	15,57	1,27	87,86	0,011
	Abdominal	51	14,06	9,50	0,85	45,98	
Espessura da camada média (mm)	Torácica	88	0,93	0,26	0,45	1,58	0,001
	Abdominal	51	0,76	0,25	0,31	1,32	
Espessura do vaso (mm)	Torácica	88	1,30	0,39	0,61	2,80	0,026
	Abdominal	51	1,16	0,35	0,56	2,00	

p, nível descritivo de probabilidade da ANOVA modelo misto

DP, desvio-padrão; mm, milímetro

4.2 Comparação entre os segmentos torácico médio, suprarrenal e infrarrenal médio

Na análise das propriedades biomecânicas e histologia comparando três segmentos (torácico médio, suprarrenal e infrarrenal médio) foi constatada diferença estatística nos valores da deformação de falência, do diâmetro, da espessura e da espessura da camada média (Tabelas 6,7). Foram aplicados testes *post hoc* (contrastos) para dirimir as diferenças entre os três segmentos.

O segmento torácico médio apresentou deformação de falência maior que o infrarrenal médio ($p = 0,001$), porém sem diferença em relação ao segmento suprarrenal ($p = 0,860$). O segmento suprarrenal apresentou maior deformação de falência que o infrarrenal médio ($p = 0,019$).

O diâmetro foi diferente entre os três segmentos com significância. O segmento torácico médio apresentou diâmetro superior ao suprarrenal ($p = 0,007$) e ao infrarrenal médio ($p < 0,001$). O diâmetro do segmento suprarrenal foi maior do que o infrarrenal médio ($p < 0,001$).

A região torácica média teve maior espessura do que a infrarrenal média ($p = 0,016$), mas não diferiu da região suprarrenal ($p = 0,979$). Esta também não apresentou diferença da espessura em comparação à região infrarrenal média ($p = 0,108$).

Em relação à espessura da camada média, não houve diferença entre segmento torácico médio e o suprarrenal ($p = 0,776$), entretanto houve maior espessura do segmento torácico médio comparado ao infrarrenal médio ($p = 0,003$). O segmento suprarrenal apresentou também maior espessura da camada média em relação ao infrarrenal médio ($p = 0,014$).

Tabela 6 – Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, da espessura e do diâmetro entre aorta torácica média, suprarrenal e infrarrenal média

Variável	Região	n	média	DP	Mín.	Máx.	p
Força (N)	Torácica média	48	6,36	1,93	3,28	12,85	0,064
	Suprarrenal	10	6,07	1,50	3,09	8,21	
	Infrarrenal média	16	4,82	2,45	1,87	10,72	
Estresse (N/cm²)	Torácica média	48	180,30	109,38	51,44	474,95	0,445
	Suprarrenal	10	148,27	51,20	62,85	249,13	
	Infrarrenal média	16	124,28	84,78	43,20	338,81	
Tensão (N/cm)	Torácica média	48	20,82	9,04	8,87	49,50	0,058
	Suprarrenal	10	18,44	4,16	11,28	23,22	
	Infrarrenal média	16	14,23	8,71	6,13	37,37	
Deformação	Torácica média	48	0,69	0,32	0,22	1,57	0,017
	Suprarrenal	10	0,65	0,27	0,27	1,13	
	Infrarrenal média	16	0,42	0,17	0,19	0,72	
Energia de deformação (N/cm²)	Torácica média	48	41,85	49,20	4,08	212,73	0,904
	Suprarrenal	10	23,87	17,43	4,83	68,10	
	Infrarrenal média	16	19,36	20,64	2,81	74,74	
Espessura (mm)	Torácica média	48	1,66	0,45	0,95	3,43	0,021
	Suprarrenal	10	1,67	0,40	1,36	2,68	
	Infrarrenal média	16	1,44	0,26	0,83	1,85	
Diâmetro (mm)	Torácica média	45	29,36	4,56	22,45	39,64	< 0,001
	Suprarrenal	9	25,89	4,39	19,71	33,32	
	Infrarrenal média	13	23,15	4,64	17,30	28,70	

p, nível descritivo de probabilidade da ANOVA modelo misto

cm, centímetro; DP, desvio-padrão; Máx, máximo; mm, milímetro; Mín, mínimo; N, Newton

Tabela 7 – Comparação dos parâmetros histológicos entre aorta torácica média, suprarrenal e infrarrenal média

Variável	Região	n	Média	DP	Mín.	Máx.	p
% fibras colágenas	Torácica média	45	29,75	12,55	14,00	74,59	0,950
	Suprarrenal	9	36,05	12,37	12,53	55,61	
	Infrarrenal média	16	32,97	10,75	16,12	48,29	
% fibras musculares	Torácica média	45	6,60	4,93	1,10	26,74	0,350
	Suprarrenal	9	6,23	4,90	2,03	17,58	
	Infrarrenal média	16	5,46	2,72	2,26	11,62	
% fibras elásticas	Torácica média	45	21,21	18,28	1,27	87,86	0,219
	Suprarrenal	9	11,86	7,38	3,61	22,76	
	Infrarrenal média	16	14,80	9,54	0,85	34,59	
Espessura da camada média (mm)	Torácica média	45	0,88	0,22	0,55	1,47	0,003
	Suprarrenal	9	0,91	0,21	0,59	1,19	
	Infrarrenal média	16	0,72	0,27	0,35	1,32	
Espessura do vaso (mm)	Torácica média	45	1,25	0,41	0,61	2,80	0,155
	Suprarrenal	9	1,33	0,42	0,75	2,00	
	Infrarrenal média	16	1,13	0,35	0,60	1,90	

p, nível descritivo de probabilidade da ANOVA modelo misto

DP, desvio-padrão; Máx, máximo; mm, milímetro; Mín, mínimo

4.3 Correlações

4.3.1 Correlação entre idade e os parâmetros biomecânicos e histológicos

Observou-se uma correlação negativa e significativa entre a idade e todos os parâmetros biomecânicos analisados (força máxima, estresse de falência, tensão de falência, deformação de falência e energia de deformação). Assim, quanto maior a idade menor o valor destas variáveis (Figuras 17-21).

Figura 17 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre força máxima suportada pelos espécimes e idade. N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 18 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre estresse máximo suportado pelos espécimes e idade. cm, centímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 19 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre tensão máxima suportada pelos espécimes e idade. cm, centímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 20 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre deformação máxima dos espécimes e idade. p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 21 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre energia de deformação dos espécimes e idade. cm, centímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Por outro lado, a espessura apresentou uma correlação positiva e significativa com o fator idade (Figura 22). Não houve correlação com significância estatística entre diâmetro e idade.

Figura 22 – Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre espessura da aorta e idade. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Na avaliação histológica, somente na região torácica, foi observada uma correlação positiva e significativa entre idade e percentagem de fibras colágenas (Figura 23) e entre idade e espessura do vaso (Figura 24).

Figura 23 – Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre percentagem de fibras colágenas e idade na aorta torácica. p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 24 – Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre espessura do vaso e idade na aorta torácica. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Não foram observadas correlações com significância entre idade e espessura da camada média, bem como entre idade e percentagem de fibras elásticas e entre idade e percentagem de fibras musculares.

4.3.2 Correlação entre diâmetro da aorta e os parâmetros biomecânicos e histológicos

Não foram observadas correlações significativas entre diâmetro e todos os parâmetros biomecânicos. A espessura também não apresentou correlação com o diâmetro (Tabela 8).

Tabela 8 – Correlação entre diâmetro e propriedades biomecânicas

	Aorta torácica		Aorta abdominal	
	r	p	r	p
Força (N)	-0,051	0,638	-0,195	0,175
Estresse (N/cm²)	-0,066	0,545	-0,101	0,486
Tensão (N/cm)	-0,029	0,794	-0,160	0,268
Deformação	-0,106	0,331	-0,018	0,902
Energia de deformação (N/cm²)	-0,036	0,742	-0,057	0,701
Espessura (mm)	0,072	0,509	0,031	0,828

cm, centímetro; mm, milímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Observou-se uma correlação negativa e significativa entre o diâmetro e a percentagem de fibras colágenas e musculares na aorta abdominal (Figuras 25, 26).

Figura 25 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras colágenas e diâmetro na aorta abdominal. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 26 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras musculares e diâmetro na aorta abdominal. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

A percentagem de fibras elásticas não apresentou correlação significativa com o diâmetro. As espessuras da camada média e do vaso apresentaram correlação negativa e significativa com o diâmetro na aorta torácica (Figuras 27, 28).

Figura 27 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre espessura da camada média e diâmetro na aorta torácica. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 28 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre espessura do vaso e diâmetro na aorta torácica. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman.

4.3.3 Correlação entre espessura da aorta e os parâmetros biomecânicos e histológicos

O estresse de falência apresentou correlação negativa e significativa na aorta torácica e abdominal (Figura 29).

Figura 29 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre estresse máximo suportado pelos espécimes e espessura. cm, centímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; coeficiente de correlação de Spearman

As variáveis força máxima e tensão de falência não apresentaram correlações, com significância estatística, com espessura.

A deformação máxima apresentou correlação negativa e significativa com espessura na aorta torácica (Figura 30).

A correlação entre energia de deformação e espessura foi negativa na aorta torácica e abdominal, com significância estatística (Figura 31).

Figura 30 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre deformação máxima dos espécimes e espessura na aorta torácica. mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Figura 31 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre energia de deformação dos espécimes e espessura. cm, centímetro; N, Newton; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Não foram encontradas correlações com significância estatística entre espessura e percentagens de fibras colágenas, musculares ou elásticas. A espessura da camada média também não apresentou correlação com espessura. Somente a espessura do vaso correlacionou-se positivamente, com significância, na aorta torácica (Tabela 9).

Tabela 9 – Correlação entre espessura e parâmetros histológicos

	Aorta torácica		Aorta abdominal	
	r	p	r	p
% de fibras colágenas	0,036	0,739	-0,162	0,255
% fibras musculares	-0,088	0,413	-0,267	0,058
% fibras elásticas	-0,083	0,442	-0,199	0,162
espessura da média (mm)	0,101	0,347	0,199	0,161
espessura do vaso (mm)	0,281	0,008	0,123	0,391

mm, milímetro; p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

4.3.4 Correlação entre fibras colágenas, musculares e elásticas

Considerando-se toda a aorta, foi observada uma correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras colágenas e elásticas (Figura 32).

Figura 32 – Gráfico mostrando a correlação negativa e significativa entre percentagem de fibras elásticas e colágenas. p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Por outro lado, a correlação entre percentagem de fibras musculares e elásticas foi positiva e significativa (Figura 33).

Figura 33 – Gráfico mostrando a correlação positiva e significativa entre percentagem de fibras elásticas e musculares. p, nível descritivo de probabilidade; r, coeficiente de correlação de Spearman

Não houve correlação entre percentagem de fibras colágenas e musculares.

4.4 Avaliação da diferença entre os gêneros

Foi realizada uma análise comparativa entre nove aortas do sexo feminino (média de idade e desvio-padrão de $71,33 \pm 14,94$) e nove aortas do sexo masculino (média de idade e desvio-padrão de $67,78 \pm 9,76$). Considerando a quantidade desigual de aortas entre os gêneros e o número variável de testes válidos por caso, não foi possível realizar uma média aritmética das variáveis de cada caso para as comparações. Assim, um espécime torácico e um abdominal foram utilizados como representativos de cada aorta.

Não houve diferença estatística em relação à idade ($p = 0,558^*$) e às frequências de hipertensão arterial ($p = 1^\dagger$), diabetes ($p = 0,576^\dagger$), doença arterial coronariana ($p = 0,637^\dagger$) e tabagismo ($p = 0,619^\dagger$).

As aortas do sexo feminino apresentaram valores de força máxima e de tensão de falência significativamente menores que as do sexo masculino na região torácica e abdominal. Na região abdominal, as aortas do sexo feminino apresentaram um estresse de falência menor que do sexo masculino, com significância estatística (Tabelas 10,11).

Não foram encontradas diferenças estatísticas significativas dos parâmetros deformação de falência e energia de deformação, bem como espessura e diâmetro. Todas as variáveis histológicas também não apresentaram diferenças entre os gêneros (Tabelas 10,11).

* Teste t de Student

† Teste exato de Fisher

Tabela 10 – Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, espessura, diâmetro e histologia, entre os gêneros, na aorta torácica

Variável	Sexo	n	Média	DP	Mín.	Máx.	p
Força (N)	Feminino	9	4,63	0,67	3,64	5,31	0,020
	Masculino	9	5,95	1,39	3,30	7,86	
Estresse (N/cm²)	Feminino	9	106,00	31,20	66,62	154,04	0,101
	Masculino	9	145,96	61,46	64,81	255,52	
Tensão (N/cm)	Feminino	9	13,32	2,14	10,55	16,55	0,015
	Masculino	9	19,05	6,09	10,36	31,24	
Deformação	Feminino	9	0,48	0,22	0,27	0,85	0,502
	Masculino	9	0,54	0,13	0,31	0,70	
Energia de deformação (N/cm²)	Feminino	9	14,03	9,27	5,72	33,12	0,375
	Masculino	9	18,94	11,27	4,34	37,17	
Espessura (mm)	Feminino	9	1,58	0,25	1,29	2,05	0,520
	Masculino	9	1,74	0,53	1,10	2,96	
Diâmetro (mm)	Feminino	7	32,78	5,39	23,85	39,64	0,443
	Masculino	8	35,42	7,26	28,03	45,88	
% fibras colágenas	Feminino	8	34,09	17,99	18,10	74,59	0,957
	Masculino	7	32,87	10,54	18,38	47,07	
% fibras musculares	Feminino	8	5,63	3,35	1,48	11,48	0,476
	Masculino	7	6,85	3,04	1,26	10,50	
% fibras elásticas	Feminino	8	14,32	8,00	3,49	27,21	0,548
	Masculino	7	25,12	26,73	4,32	80,16	
Espessura da camada média (mm)	Feminino	8	0,77	0,18	0,55	1,07	0,807
	Masculino	7	0,79	0,25	0,45	1,13	
Espessura do vaso (mm)	Feminino	8	1,42	0,63	0,93	2,80	0,322
	Masculino	7	1,15	0,31	0,86	1,79	

p, nível descritivo de probabilidade do teste t de Student

cm, centímetro; DP, desvio-padrão; Máx, máximo; mm, milímetro; Mín, mínimo; N, Newton

Tabela 11 – Comparação dos parâmetros biomecânicos de falência, espessura, diâmetro e histologia, entre os gêneros, na aorta abdominal

Variável	Sexo	n	Média	DP	Mín.	Máx.	p
Força (N)	Feminino	9	3,22	1,06	1,87	4,80	0,024
	Masculino	9	4,84	1,64	1,58	6,98	
Estresse (N/cm²)	Feminino	9	76,21	25,36	43,20	111,36	0,025
	Masculino	9	123,05	50,81	43,51	189,26	
Tensão (N/cm)	Feminino	9	9,05	2,84	5,94	13,44	0,023
	Masculino	9	14,59	5,97	4,86	22,76	
Deformação	Feminino	9	0,47	0,19	0,17	0,79	0,264
	Masculino	9	0,38	0,13	0,13	0,55	
Energia de deformação (N/cm²)	Feminino	9	11,37	6,13	2,81	19,72	0,553
	Masculino	9	13,34	7,59	1,55	25,66	
Espessura (mm)	Feminino	9	1,47	0,22	1,15	1,85	0,680
	Masculino	9	1,42	0,27	0,83	1,68	
Diâmetro (mm)	Feminino	7	24,37	5,55	15,90	29,43	0,699
	Masculino	8	25,49	5,40	19,33	35,22	
% fibras colágenas	Feminino	7	28,35	13,25	17,33	55,34	0,735
	Masculino	9	30,55	12,14	12,40	44,92	
% fibras musculares	Feminino	7	7,44	3,82	3,21	13,95	0,239
	Masculino	9	5,15	3,60	2,20	12,53	
% fibras elásticas	Feminino	7	12,19	8,14	3,03	25,77	0,290
	Masculino	9	8,56	5,02	3,85	17,43	
Espessura da camada média (mm)	Feminino	7	0,68	0,10	0,55	0,81	0,757
	Masculino	9	0,71	0,24	0,31	1,19	
Espessura do vaso (mm)	Feminino	7	1,09	0,20	0,79	1,39	0,820
	Masculino	9	1,06	0,36	0,56	1,53	

p, nível descritivo de probabilidade do teste t de Student

cm, centímetro; DP, desvio-padrão; Máx, máximo; mm, milímetro; Mín, mínimo; N, Newton

4.5 Comparação entre espécimes circunferenciais e longitudinais da região abdominal

Além dos 58 espécimes circunferenciais da região abdominal, sete outros espécimes também da região abdominal, cada um de uma aorta diferente, foram seccionados em direção longitudinal ao eixo da aorta e submetidos a um teste de distensão bem sucedido e à análise histológica. Foram efetuadas comparações pareadas entre um espécime longitudinal e um espécime circunferencial da mesma aorta.

Todos os parâmetros biomecânicos de falência apresentaram valores superiores nos espécimes circunferenciais, todavia somente a tensão de falência teve diferença estatística significativa (Tabela 12).

As variáveis espessura, espessura da camada média e espessura do vaso foram semelhantes entre circunferenciais e longitudinais, sem diferença estatística. A percentagem de fibras colágenas foi maior e significativa nos espécimes circunferenciais. As percentagens de fibras musculares e elásticas não apresentaram diferenças (Tabela 12).

Tabela 12 – Propriedades biomecânicas e histologia segundo a orientação do corte do espécime: circunferencial x longitudinal

Variável	Orientação	Média	DP	p
Força (N)	circunferencial	5,76	1,73	0,063
	longitudinal	3,82	1,74	
Estresse (N/cm ²)	circunferencial	187,28	101,60	0,063
	longitudinal	114,15	54,17	
Tensão (N/cm)	circunferencial	17,82	5,90	0,028
	longitudinal	11,31	4,75	
Deformação	circunferencial	0,70	0,40	0,735
	longitudinal	0,68	0,19	
Energia de deformação (N/cm ²)	circunferencial	42,95	37,35	0,735
	longitudinal	35,00	17,72	
Espessura (mm)	circunferencial	1,34	0,22	0,866
	longitudinal	1,36	0,41	
% fibras colágenas	circunferencial	31,24	16,75	0,043
	longitudinal	20,78	6,97	
% fibras musculares	circunferencial	5,02	1,40	0,225
	longitudinal	12,59	10,31	
% fibras elásticas	circunferencial	5,49	2,26	0,225
	longitudinal	18,69	18,95	
Espessura da camada média (mm)	circunferencial	0,82	0,26	0,686
	longitudinal	0,73	0,24	
Espessura do vaso (mm)	circunferencial	1,06	0,21	0,345
	longitudinal	0,96	0,36	

p, nível descritivo de probabilidade do teste não-paramétrico de Wilcoxon
cm, centímetro; mm, milímetro; N, Newton

5 DISCUSSÃO

5 DISCUSSÃO

O conhecimento do comportamento e da estrutura da aorta humana é imprescindível para a área da cirurgia vascular. Devido à sua variação em relação à idade, gênero, anatomia e presença de doenças não é possível uma conduta cirúrgica uniforme e universal para as afecções da aorta. Neste sentido, a biomecânica colabora na compreensão da função normal, prediz alterações que podem ocorrer e propõe métodos de intervenção.³⁸

A elasticidade e resistência das artérias sempre despertaram interesse dos pesquisadores, sendo estudadas há mais de cem anos. Com a expansão da cirurgia endovascular nos últimos anos, grande atenção foi dedicada ao desenvolvimento tecnológico dos dispositivos endoluminais. Porém, uma vez que cada dispositivo tem como premissa a interação com um vaso sanguíneo, o conhecimento da sua estrutura também merece igual atenção das pesquisas.

A biomecânica contribui para o amplo conhecimento dos materiais. Os tecidos moles representam um desafio especial para os estudos mecânicos, pois são estruturas heterogêneas, de manuseio difícil e de comportamento parcialmente previsível ao serem testados. Mesmo assim, o interesse das pesquisas nesta área é justificado pela riqueza de informações que se pode extrair, por exemplo, de um fragmento de tecido aórtico.

Muitos estudos biomecânicos são realizados em animais, tentando transpor os achados para aplicação no ser humano. Apesar de muitos mamíferos apresentarem aortas com estruturas semelhantes à humana, esta extrapolação tem limitações claras. Os animais utilizados em pesquisas geralmente são similares (em peso, idade, gênero) e possuem aortas sem aterosclerose ou aneurisma.

Existem diversos estudos com aneurismas,^{22,23,33,34,39,40} todavia, estudos *ex vivo* com aortas humanas não aneurismáticas são escassos, com amostras reduzidas e com análises geralmente de um segmento da árvore arterial. Ao nosso conhecimento, este é o estudo biomecânico, com testes uniaxiais destrutivos, com maior número de espécimes analisados até hoje (Tabela 13).

Tabela 13 - Estudos biomecânicos com testes uniaxiais, com tecido aórtico humano não aneurismático

Autores		Região estudada	Número de aortas estudadas	Espécimes testados	Estresse de falência (N/cm²)
Mohan e Melvin ²⁷	1982	Torácica	31 (cadáveres)	90	147-507
Sherebrin et al. ¹⁶	1989	Torácica	23 (cadáveres)	18	17,7 - 18,4
He e Roach ¹⁵	1994	Abdominal	5 (cadáveres)	(...)	Parâmetro não estudado
Raghavan et al. ²⁴	1996	Abdominal	7 (doadores de órgão)	7	201,4
Vorp et al. ²⁸	1996	Abdominal	7 (doadores de órgão)	7	121
Witkiewicz et al. ¹⁷	2007	Abdominal	30 (cadáveres)	30	(...)
Xiong et al. ²⁹	2008	Abdominal	6 (doadores de órgão)	12	103 - 115
Estudo atual	2014	Torácica e abdominal	26 (cadáveres)	153	168,8 (torácica) 136,3 (abdominal)

(...) Dado não fornecido pela publicação; mm, milímetro; N, Newton.

Este estudo analisou amplamente as propriedades biomecânicas de falência do tecido aórtico, através da quantificação dos parâmetros força, estresse, tensão, deformação e energia de deformação. Diferentemente, muitas publicações relacionadas abordam a pesquisa de uma propriedade biomecânica isolada, geralmente o estresse de falência, ou a análise sobre diagramas elásticos acerca de diferenças no módulo elástico ou rigidez.

A aorta torácica apresentou diâmetro significativamente maior que a aorta abdominal, compatível com a redução natural do seu diâmetro, de proximal para distal, ao longo do seu comprimento.^{41,42} Na avaliação dos parâmetros biomecânicos, a aorta torácica mostrou-se mais resistente e mais elástica que a abdominal, apresentando valores superiores em todos os parâmetros, com diferença estatística significativa para força máxima, tensão de falência e deformação de falência.

Estudos publicados na literatura, com testes uniaxiais em aortas não aneurismáticas, revelam grande variação nos valores do estresse de falência. Na aorta torácica, Sherebrin et al.¹⁶ apresentaram valores baixos, entre 17 e 18 N/cm², já Mohan e Melvin²⁷ apresentaram valores entre 147 a 507 N/cm². Neste estudo, o valor médio nesta região foi de 168,8 N/cm². Na aorta abdominal, Raghavan et al.²⁴ apresentaram valor médio de 201,4 N/cm². O valor médio deste segmento, neste estudo, foi de 136,3 N/cm², semelhante aos valores encontrados por Vorp et al.²⁸ (121 N/cm²) e Xiong et al.²⁹ (103 a 115 N/cm²). Atribui-se a esta variabilidade de valores obtidos às características de cada amostra e às diferentes metodologias utilizadas.

Sendo significativa a diferença dos parâmetros força máxima e tensão de falência entre aorta torácica e abdominal, esperar-se-ia também uma diferença significativa para o estresse de falência, fato não observado. Ressalta-se que, apesar do foco frequente das pesquisas no estresse de falência, Raghavan et al.^{33,34} defendem a tensão de falência

como o melhor parâmetro de resistência da parede aórtica, pois não envolve a espessura da parede no seu cálculo, uma variável não totalmente controlada experimentalmente.

A aorta torácica foi mais elástica, representado pelo maior valor do parâmetro deformação. Isto decorre da quantidade superior de elastina em comparação à abdominal, também encontrada neste estudo. Esta fibra é responsável pela elasticidade do tecido enquanto que o colágeno confere resistência.¹⁸

Também foram observadas, com relevância estatística, maior espessura da parede e da túnica média na aorta torácica. Halloran et al.⁹ relacionam este achado ao maior número de lamelas elásticas encontrado neste segmento da aorta.

Objetivando uma análise da variação do comportamento biomecânico ao longo do comprimento da aorta e especialmente da região suprarrenal, uma localização com poucos estudos na literatura científica, foi realizada a comparação entre as regiões torácica média, suprarrenal e infrarrenal média. Todos os valores dos parâmetros de falência decresceram de proximal para distal na aorta. Representada pela deformação de falência, não houve diferença estatística na elasticidade entre segmento torácico médio e suprarrenal, mas ambos foram mais elásticos que a região infrarrenal média. Assim, a região suprarrenal parece ser mais semelhante à torácica do que a infrarrenal neste aspecto. De fato, já foi constatado por diversos pesquisadores que o segmento infrarrenal tem estrutura e comportamento mecânico bem diferente dos demais segmentos aórticos.^{3,9} A proporção de elastina/colágeno é relativamente constante da origem da aorta até as artérias renais, mas, na região infrarrenal, há queda no conteúdo de elastina sem diminuição proporcional do colágeno, levando à redução da complacência e aumento da rigidez nesta região.^{9,43} Este desequilíbrio na razão de elastina/colágeno é uma característica ímpar encontrada na aorta infrarrenal e

certamente tem participação na gênese da aterosclerose e do aneurisma que se manifestam tipicamente nesta localização.

Durante o processo de envelhecimento, a aorta humana torna-se menos complacente e mais rígida.³ Foram encontradas, tanto na aorta torácica quanto na abdominal, correlações negativas entre idade e todos os parâmetros biomecânicos, denotando a perda da elasticidade e o enfraquecimento do tecido com o avançar da idade.

O diâmetro aórtico tende a aumentar com a idade, mas não de forma contínua. O crescimento é mais pronunciado até a segunda década de vida, mantendo-se relativamente constante e caindo drasticamente após os 70 anos.⁷ Apesar de esperada, não foi encontrada esta correlação positiva entre idade e diâmetro da aorta.

O enrijecimento da parede aórtica do idoso está relacionado a um aumento da quantidade de colágeno com diminuição da elastina, associados ao aumento da espessura mediointimal.² A aorta perde gradativamente sua capacidade de retração elástica na diástole, fundamental para distribuição do fluxo sanguíneo.⁴ Corroborando isto, observamos correlação positiva entre o fator idade e a espessura, assim como entre a idade e a quantidade de fibras colágenas. Estes achados estão em concordância com estudo histopatológico de Baxter et al.⁴² que encontraram forte correlação positiva entre idade e conteúdo de colágeno na aorta humana.

Não foram observadas correlações entre o diâmetro da aorta e os parâmetros biomecânicos. A amostra do estudo não incluiu aneurismas e foi relativamente homogênea quanto ao diâmetro, cujo valor médio foi de 28 mm, o que pode explicar os achados.

Em termos biomecânicos, o tecido aórtico normal é bem diferente do aneurismático. Nos aneurismas, a parede aórtica é menos resistente e mais rígida e a

região proximal não dilatada (colo) também apresenta alterações na sua matriz proteica.⁴² He e Roach,¹⁵ em estudo comparativo entre aortas normais e aneurismáticas, observaram um desvio do diagrama elástico para esquerda nos aneurismas, denotando maior rigidez. Raghavan et al.²⁴ e Vorp et al.²⁸ encontraram estresses de falência consideravelmente superiores no tecido normal em relação ao aneurismático, entretanto, em ambos os estudos, a amostra das aortas normais era composta por indivíduos bem mais jovens que a da amostra dos aneurismas, sendo as conclusões bastante criticáveis. Por outro lado, Xiong et al.,²⁹ aplicando pareamento por idade, não encontraram diferenças nos valores do estresse de falência entre tecido normal e aneurismático. Estas diferenças corroboram o fato de que a idade e a fase do remodelamento em que se encontra um aneurisma influenciam seu comportamento biomecânico. Aneurismas de diâmetros maiores, em fase mais tardia, revelam-se mais adaptados às cargas (pressão e estresse) a que são submetidos e apresentam uma resistência mais próxima da aorta normal. Estudo de Tavares Monteiro et al.,²² com fragmentos de tecidos aneurismáticos humanos, encontrou estresse de falência de 77 N/cm^2 nos aneurismas $< 5,5 \text{ cm}$ e de 103 N/cm^2 nos aneurismas $\geq 5,5 \text{ cm}$, este último mais próximo ao valor de 136 N/cm^2 encontrado na região abdominal do nosso estudo. Portanto, o tecido aneurismático não é necessariamente mais fraco.

Os diagramas elásticos de uma aorta abdominal normal deste estudo e de dois aneurismas (pequeno e grande), gerados a partir de dados do estudo de Tavares Monteiro et al.,²² estão na figura 34, a seguir, para melhor compreensão.

Figura 34 – Diagramas elásticos exemplificando as diferenças entre aorta normal e aneurismática. AAA, aneurisma da aorta abdominal; cm, centímetro; mm; milímetro; N, Newton.

Analisando isoladamente a espessura, não houve nenhuma correlação direta com as percentagens das fibras colágenas, musculares ou elásticas. Nas aortas de maior espessura, esperar-se-ia maior quantidade de colágeno e menor de elastina e fibras musculares. O tamanho amostral do estudo pode ter limitado os achados. Também deve ser considerado que outros componentes, não estudados, influenciam na espessura, como a substância fundamental amorfa e a presença de placas ateroscleróticas.

A correlação foi negativa entre as fibras colágenas e elásticas e positiva entre as fibras musculares e elásticas, confirmando modificação que ocorre na microestrutura da aorta com a idade. Com a degradação das fibras musculares e elásticas, o processo reparativo é realizado pelo aumento do colágeno na parede arterial.⁶

Na avaliação das diferenças entre os gêneros, a aorta masculina mostrou-se mais resistente que a feminina. Os homens apresentaram força máxima e tensão de falência

superiores, considerando toda aorta, e estresse de falência maior na aorta abdominal somente. Åstrand et al.,² em estudo com ultrassom, demonstraram maior estresse na aorta abdominal masculina, em concordância com o encontrado neste estudo. Do mesmo modo, Vande Geest et al.⁴⁰ observaram um estresse de falência menor em aneurismas abdominais do sexo feminino. Neste estudo, não foram encontradas diferenças microestruturais das fibras que justificassem os achados biomecânicos distintos entre os gêneros. O diâmetro também não apresentou diferença entre homens e mulheres. Estudo com necropsias de Da Silva et al.⁷ já demonstrou maior diâmetro da aorta do sexo masculino.

A ruptura dos aneurismas da aorta abdominal ocorre com diâmetros menores nas mulheres. Assim, o comportamento biomecânico distinto com menor resistência da aorta do sexo feminino, observado neste estudo, poderia ser uma explicação.

As alterações naturais da aorta relacionadas ao envelhecimento, especialmente no segmento abdominal, ocorrem mais cedo nos homens.⁸ Esta resposta mais tardia do sexo feminino pode estar relacionada a fatores hemodinâmicos locais, como o menor estresse de cisalhamento pela baixa resistência periférica conferida pelas artérias ilíacas internas ou hormonais, entre outros.⁴⁴

A parede arterial é um material anisotrópico, ou seja, comporta-se de modo diferente nas várias direções. Ao mesmo tempo, os estresses na aorta estão presentes nos eixos circunferencial, radial e longitudinal.² Assim, é esperado que o tecido responda de modo diferente de acordo com as várias direções das forças aplicadas.

Na análise comparativa entre espécimes cortados de modo circunferencial *versus* longitudinal ao eixo da aorta, observou-se que todos os parâmetros biomecânicos apresentaram valores maiores no sentido circunferencial, com a tensão de falência tendo

significância estatística. Portanto, a aorta teve maior resistência na direção circunferencial.

Mohan e Melvin,²⁷ estudando aortas torácicas humanas, e Witkiewicz et al.,¹⁷ estudando aortas abdominais humanas, também encontraram estresses de falência superiores nos espécimes cortados em direção transversal em comparação à direção longitudinal. Por sua vez, Sherebrin et al.,¹⁶ estudando aortas torácicas humanas, não encontraram diferença no estresse de falência entre espécimes de direção longitudinal e transversal. Nos aneurismas abdominais já foi demonstrada maior resistência na direção circunferencial³⁹ ou ausência de diferença entre as direções.^{24,28} Esta maior resistência dos espécimes circunferenciais estaria relacionada à distribuição helicoidal preferencial dos feixes colágenos na circunferência da aorta.^{3,10} Os aneurismas, principalmente os de diâmetro maior, diferem da aorta normal e tendem ao isotropismo devido à grande degradação das fibras presente na parede da aorta.

Coincidentemente, foi encontrada maior percentagem de colágeno nos espécimes circunferenciais, indo ao encontro do esperado já que esta fibra confere resistência. Entretanto, atribui-se isto a um achado ocasional, relacionado à amostragem reduzida. Certamente, as diferenças observadas na resistência estão ligadas principalmente ao arranjo espacial das fibras dentro da parede aórtica.

O teste uniaxial utilizado neste estudo tem como limitação a unidirecionalidade. O tecido aórtico é heterogêneo, anisotrópico e sofre estresses em múltiplas direções. Sendo assim, a execução de testes multiaxiais traria informações mais detalhadas da resistência e da elasticidade do tecido nas várias direções, assemelhando-se à situação fisiológica tridimensional da aorta. No entanto, este tipo de teste tem a desvantagem de acrescentar maior dificuldade no manuseio do espécime e na execução do teste biomecânico, podendo gerar percentagem considerável de testes inválidos.

Os parâmetros biomecânicos foram avaliados exclusivamente no momento mais crítico do diagrama elástico: a falência. O grupo do Laboratório de Biomecânica Vascular tem por objetivo, futuramente, desenvolver um modelo matemático que permita analisar e comparar diferentes momentos do diagrama elástico dos espécimes testados, enriquecendo o conhecimento biomecânico do tecido. Entretanto, a segmentação do diagrama elástico de tecidos moles representa um desafio particular, pois não há um ponto específico da curva onde se possa observar uma mudança clara de formato, como uma separação de duas fases distintas.²⁴

Outro aspecto é que não foi aplicada nesta pesquisa a distinção entre as regiões anterior, posterior ou lateral da aorta antes da execução dos testes biomecânicos. Amplo estudo com necropsias de Da Silva et al.⁴⁵ demonstrou que a ruptura do aneurisma da aorta abdominal ocorreu, predominantemente, na região posterior. Estudo de Raghavan et al.,⁴⁶ através de reconstruções de imagens tomográficas, também demonstrou que o maior pico de estresse de parede ocorreu na região posterior dos aneurismas infrarrenais, sugerindo menor resistência nesta localização.

Pesquisas com aortas de necropsia têm a vantagem da maior disponibilidade de material, ao contrário dos vários estudos com espécimes obtidos de operações abertas de aneurismas, quando a retirada do fragmento fica limitada à parede anterior do aneurisma. A desvantagem esteve na dificuldade de se uniformizar a amostra, por se tratarem de cadáveres obtidos em condições e datas diferentes, e na tendência de se obter uma população de estudo mais idosa (70 % dos cadáveres estavam acima dos 59 anos). O efeito da retração *post mortem* dos tecidos não foi considerado e parece ter pouca influência se a aorta for mantida em meio aquoso por até cinco dias.⁴⁷

Durante o estudo ocorreram perdas (isto é, testes inválidos) em 29,5 % dos espécimes testados, uma percentagem elevada. O escorregamento do espécime das

garras do aparelho de teste foi a causa da falha em 41 %. Alguns pesquisadores enfrentaram problema semelhante e utilizaram lixa,¹⁵ cola²⁴ ou membrana plástica²⁹ para aumentar o atrito, no intuito de tentar diminuir o escorregamento. Outro aspecto que tem influência em qualquer teste mecânico é o formato do corte do corpo de prova, que foi retangular neste estudo. Mohan e Melvin²⁷ seccionaram os espécimes da aorta em formato de haltere, muito comum em testes com materiais de engenharia. De qualquer modo, toda metodologia aplicada nos 217 espécimes testados foi idêntica. Como perspectiva futura, espera-se um aprimoramento técnico no sistema de garras, com componentes eletrônicos que possibilitem um cálculo preciso da pressão de preensão e que possa ser uniforme para todos os testes, diminuindo o escorregamento ou destruição do material nas suas extremidades presas. Quanto ao fragmento da aorta humana testado, haverá sempre certa limitação física na quantidade de material para estudo, o que não ocorre com pesquisas na área da engenharia de materiais.

Neste trabalho não foram avaliadas as propriedades biomecânicas em relação ao tabagismo ou à presença de hipertensão arterial, diabetes e doença arterial coronariana. Por exemplo, o diabetes, por mecanismo ainda não totalmente esclarecido, parece ser fator protetor para o desenvolvimento dos aneurismas arteriais. Temos este aspecto como perspectiva futura na continuidade desta pesquisa.

Do exposto, é nítido que o conhecimento biomecânico desempenha papel decisivo no tratamento das doenças da aorta. Ao se tratar um trauma de aorta no jovem, lida-se com uma aorta de grande elasticidade e resistência e com diâmetro pequeno. Por outro lado, ao se corrigir um aneurisma da aorta de um idoso, trabalha-se com um tecido rígido, menos resistente e afetado por diferentes graus de degeneração. O desenvolvimento de novos dispositivos endoluminais deve levar em consideração estes aspectos.

Em suma, os parâmetros biomecânicos de falência mostraram ser diferentes quanto à idade, ao gênero e ao segmento da aorta analisado. Este estudo com testes destrutivos uniaxiais apresenta limitações, mas forneceu uma ampla quantidade de informações do comportamento biomecânico do tecido não aneurismático humano, até então pouco estudado. Os achados permitirão o direcionamento de novas pesquisas nesta área, colaborando para a compreensão desta estrutura tão complexa e dinâmica que é a aorta humana.

6 CONCLUSÕES

6 CONCLUSÕES

A aorta torácica é mais resistente e elástica que a aorta abdominal.

Com o avanço da idade, a aorta torna-se mais rígida e menos resistente.

A aorta do sexo masculino é mais resistente que a feminina.

A percentagem de fibras elásticas é maior na aorta torácica.

7 ANEXOS

ANEXO A – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Medicina da USP

APROVAÇÃO

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **22/08/2012**, **APROVOU** o Protocolo de Pesquisa nº **257/12** intitulado: **“ASPECTOS BIOMECÂNICOS DA AORTA ABDOMINAL E TORÁCICA. ESTUDO EM CADÁVERES.”** apresentado pelo Departamento de **CIRURGIA**

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa (Resolução do Conselho Nacional de Saúde nº 196, de 10/10/1996, inciso IX.2, letra "c").

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

Pesquisador (a) Executante: Otávio Henrique Ninomiya

CEP-FMUSP, 28 de Agosto de 2012.

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

ANEXO B – Carta de ciência do Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade Medicina da USP para mudança de título do protocolo de pesquisa

O Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo, em sessão de **04.06.14**, **TOMOU CIÊNCIA DA MUDANÇA DE TÍTULO** do Protocolo de Pesquisa nº **257/12** intitulado: “Aspectos biomecânicos da aorta abdominal e torácica. Estudo em cadáveres.” para: “Biomecânica da aorta torácica e abdominal. Estudo em Cadáveres”, apresentado pelo Departamento de Cirurgia.

Cabe ao pesquisador elaborar e apresentar ao CEP-FMUSP, os relatórios parciais e final sobre a pesquisa.

Pesquisador(a) Responsável: Erasmo Simão da Silva

Pesquisador(a) Executante : Otávio Henrique Ninomiya

CEP-FMUSP, 04 de Junho de 2014.

Prof. Dr. Paulo Eurípedes Marchiori
Vice-Coordenador
Comitê de Ética em Pesquisa

8 REFERÊNCIAS

8 REFERÊNCIAS

1. Almeida MJ, Yoshida WB, Hafner L, Santos JH, Souza BF, Bueno FF, Evangelista JL, Schiavão LJ. Fatores envolvidos na migração das endopróteses em pacientes submetidos ao tratamento endovascular do aneurisma da aorta abdominal. *J Vasc Bras*. 2010;9:61-71.
2. Åstrand H, Rydén-Ahlgren A, Sandgren T, Länne T. Age-related increase in wall stress of the human abdominal aorta: an *in vivo* study. *J Vasc Surg*. 2005;42:926-31.
3. Haskett D, Johnson G, Zhou A, Ultzinger U, Vande Geest J. Microstructural and biomechanical alterations of the human aorta as a function of age and location. *Biomech Model Mechanobiol*. 2010;9:725-36.
4. Hallock P, Benson IC. Studies on the elastic properties of human isolated aorta. *J Clin Invest*. 1937;16:595-602.
5. Länne T, Sonesson B, Bergqvist D, Bengtsson H, Gustafsson D. Diameter and compliance in the male human abdominal aorta: influence of age and aortic aneurysm. *Eur J Vasc Surg*. 1992;6:178-84.
6. Schlatmann TJ, Becker AE. Histologic changes in the normal aging aorta: implications for dissecting aortic aneurysm. *Am J Cardiol*. 1977;39:13-20.
7. Da Silva ES, Rodrigues Júnior AJ, Castro de Tolosa EM, Bueno Pereira PR, Zanoto A, Martins J. Variation of infrarenal aortic diameter: a necropsy study. *J Vasc Surg*. 1999;29:920-7.

8. Sonesson B, Länne T, Vernerström E, Hansen F. Sex difference in the mechanical properties of the abdominal aorta in human beings. *J Vasc Surg.* 1994;20: 959-69.
9. Halloran BG, Davis VA, McManus BM, Lynch TG, Baxter BT. Localization of aortic disease is associated with intrinsic differences in aortic structure. *J Surg Res.* 1995;59:17-22.
10. Wolinsky H, Glagov S. Structural basis for the static mechanical properties of the aortic media. *Circ Res.* 1964;14:400-13.
11. Tsamis A, Krawiec JT, Vorp DA. Elastin and collagen fibre microstructure of the human aorta in ageing and disease: a review. *J R Soc Interface.* 2013;10: 1-22.
12. Frank O. The basic shape of the arterial pulse. First treatise: mathematical analysis. 1899. [Translation]. *J Moll Cell Cardiol.* 1990;22:255-77.
13. Dingemans KP, Jansen N, Becker AE. Ultrastructure of the normal human aortic media. *Virchows Arch A Pathol Anat Histol.* 1981;392:199-216.
14. Gartner LP, Hiatt JL. *Color Textbook of Histology.* 3rd edition. Philadelphia: Elsevier; 2007.
15. He CM, Roach MR. The composition and mechanical properties of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 1994;20:6-13.
16. Sherebrin MH, Hegney JE, Roach MR. Effects of age on the anisotropy of the descending human thoracic aorta determined by uniaxial tensile testing and digestion by NaOH under load. *Can J Physiol Pharmacol.* 1989;67:871-8.

17. Witkiewicz W, Gnus J, Hauzer W, Kobielarz M, Bedzinski R, Szotek S, Kosinski M, Pfanhauser M, Balasz S. Biomechanical characteristics of the abdominal aortic wall. *Acta Angiol.* 2007;13:122-9.
18. Cattell MA, Anderson JC, Hasleton PS. Age-related changes in amounts and concentrations of collagen and elastin in normotensive human thoracic aorta. *Clin Chim Acta.* 1996;245:73-84.
19. Benvenuti LA, Onishi RY, Gutierrez PS, Higuchi ML. Different patterns of atherosclerotic remodeling in the thoracic and abdominal aorta. *Clinics.* 2005;60:355-60.
20. Weber G, Bianciardi G, Bussani R, Gentilini R, Giarelli L, Novelli MT, Resi L, Salvi M, Silvestri F, Tanganelli P. Atherosclerosis and aging. *Arch Pathol Lab Med.* 1988; 112:1066-70.
21. Baxter BT, McGee GS, Shively VP, Drummond IA, Dixit SN, Yamauchi M, Pearce WH. Elastin content, cross-links, and mRNA in normal and aneurysmal human aorta. *J Vasc Surg.* 1992;16:192-200.
22. Tavares Monteiro JA, Da Silva ES, Raghavan ML, Puech-Leão P, Higuchi ML, Otoch JP. Histologic, histochemical and biomechanical properties of fragments isolated from the anterior wall of abdominal aortic aneurysms. *J Vasc Surg.* 2014;59:1393-1401.
23. Di Martino ES, Bohra A, Vande Geest JP, Gupta N, Makaroun MS, Vorp DA. Biomechanical properties of ruptured versus electively repaired abdominal aortic aneurysm wall tissue. *J Vasc Surg.* 2006;43:570-6.

24. Raghavan ML, Webster MW, Vorp DA. *Ex vivo* biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysm: assessment using a new mathematical model. *Ann Biomed Eng.* 1996;24:573-82.
25. Raghavan ML. *Lecture Notes on Cardiovascular Bio-solid Mechanics Section.* Iowa City: University of Iowa; 2002.
26. Roy CS. The elastic properties of the arterial wall. *J Physiol.* 1881;3:125-59.
27. Mohan D, Melvin JW. Failure properties of passive human aortic tissue. I – uniaxial tension tests. *J Biomech.* 1982;15:887-902.
28. Vorp DA, Raghavan ML, Muluk SC, Makaroun MS, Steed DL, Shapiro R, Webster MW. Wall strength and stiffness of aneurysmal and nonaneurysmal abdominal aorta. *Ann N Y Acad Sci.* 1996;800:274-6.
29. Xiong J, Wang SM, Zhou W, Wu JG. Measurement and analysis of ultimate mechanical properties, stress-strain curve fit, and elastic modulus formula of human abdominal aortic aneurysm and nonaneurysmal abdominal aorta. *J Vasc Surg.* 2008; 48:189-95.
30. Cerqueira NF, Yoshida WB, Müller SS, Sequeira JL, De Rodrigues AC, Padovani CR. Morphological and biomechanical study of abdominal aorta of rats submitted to experimental chronic alcoholism. *Acta Cir Bras.* 2005;20: 213-8.
31. Assoul N, Flaud P, Chaouat M, Letourneur D, Bataille I. Mechanical properties of rat thoracic and abdominal aortas. *J Biomech.* 2008;41:2227-36.
32. Sincos IR, Da Silva ES, Belczak SQ, Baptista Sincos AP, Higuchi ML, Gornati V, Otoch JP, Aun R. Histologic analysis of stent graft oversizing in the thoracic aorta. *J Vasc Surg.* 2013;58:1644-51.

33. Raghavan ML, Kratzberg J, Castro de Tolosa EM, Hanaoka MM, Walker P, Da Silva ES. Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm. *J Biomech.* 2006;39:3010-6.
34. Raghavan ML, Hanaoka MM, Kratzberg JA, Higuchi ML, Da Silva ES. Biomechanical failure properties and microstructural content of ruptured and unruptured abdominal aortic aneurysms. *J Biomech.* 2011;44:2501-7.
35. Armitage P, Berry G. *Statistical methods in medical research.* 2nd edition. Oxford: Blackwell;1987.
36. Rosner B. *Fundamentals of Biostatistics.* 2nd edition. Boston:PWS Publishers; 1986.
37. Searle SR. *Linear Models for Unbalanced Data.* New York: John Wiley;1987.
38. Fung YC. *Biomechanics: mechanical properties of living tissues.* 2nd edition. New York:Springer;1993.
39. Thubrikar MJ, Labrosse M, Robicsek F, Al-Soudi J, Fowler B. Mechanical properties of abdominal aortic aneurysm wall. *J Med Eng Technol.* 2001;25: 133-42.
40. Vande Geest JP, Dillavou ED, Di Martino ES, Oberdier M, Bohra A, Makaroun MS, Vorp DA. Gender-related differences in the tensile strength of abdominal aortic aneurysm. *Ann N Y Acad Sci.* 2006;1085:400-2.
41. Standring S. *Gray's Anatomy: the anatomical basis of clinical practice.* 40th edition. United Kingdom:Elsevier;2008.
42. Baxter BT, Davis VA, Minion DJ, Wang YP, Lynch TG, McManus BM. Abdominal aortic aneurysms are associated with altered matrix proteins of the nonaneurysmal aortic segments. *J Vasc Surg.* 1994;19:797-803.

43. Cheuk BL, Cheng SW. Expression of integrin $\alpha 5\beta 1$ and the relationship to collagen and elastin content in human suprarenal and infrarenal aortas. *Vasc Endovascular Surg*. 2005;39:245-51.
44. Norman PE, Powell JT. Abdominal aortic aneurysm: the prognosis in women is worse than in men. *Circulation*. 2007;115:2865-9.
45. Da Silva ES, Rodrigues Júnior AJ, Castro de Tolosa EM, Rodrigues CJ, Prado GV, Nakamoto JC. Morphology and diameter of infrarenal aortic aneurysms: a prospective autopsy study. *Cardiovasc Surg*. 2000;8:526-32.
46. Raghavan ML, Vorp DA, Federle MP, Makaroun MS, Webster MW. Wall stress distribution on three-dimensionally reconstructed models of human abdominal aortic aneurysm. *J Vasc Surg*. 2000;31:760-9.
47. Wilens SL. The postmortem elasticity of the adult human aorta. Its relation to age and to the distribution of intimal atheromas. *Am J Pathol*. 1937;13:811-34.

APÊNDICES

APÊNDICE A – Protocolo de coleta dos dados

PROTOCOLO

Ficha número_____

Data do óbito___ / ___ / ___ (Horário __h__)

Data da necropsia___ / ___ / ___ (Horário __h__)

Data do teste biomecânico___ / ___ / ___ (Horário __h__)

Nome_____Número de registro_____

Idade_____

Sexo ☐ feminino ☐ masculino

Raça_____

Antecedentes ☐ hipertensão arterial ☐ diabetes ☐ doença arterial coronariana

☐ tabagismo ☐ outros_____

Causa da morte _____

Número de testes biomecânicos realizados ___torácicos ___abdominais

Número de testes biomecânicos válidos ___torácicos ___abdominais

APÊNDICE B – Planilha de dados

n	gênero	idade	código de localização (a-h)	espessura (mm)	força (N)	estresse (N/cm ²)	tensão (N/cm)	deformação	energia de deformação (N/cm ²)	diâmetro (mm)	% fibras colágenas	% fibras musculares	% fibras elásticas	espessura da média (mm)	espessura do vaso (mm)
1	0	50	a	1,54	2,86	71,19	8,43	0,69	11,24	38,09					
	0	50	a	1,38	5,14	172,19	17,39	0,99	65,34	38,09					
	0	50	b	1,72	5,19	128,34	16,55	0,78	24,66	33,15					
	0	50	d	1,39	3,09	107,60	11,28	0,76	21,17	30,41					
	0	50	e	1,28	3,45	163,41	14,79	1,00	42,26	23,09					
	0	50	g	1,47	2,95	85,19	9,35	0,79	16,43	25,81					
2	1	53	a	1,61	3,76	93,19	11,85	0,61	12,21	25,62	53,40	3,12	14,30	1,20	1,32
	1	53	a	1,38	5,40	168,27	17,23	0,80	31,35	25,62	19,40	10,15	31,86	1,49	1,70
	1	53	b	1,51	7,48	199,62	23,16	0,69	31,58	22,45	24,99	8,19	13,70	1,20	1,68
	1	53	b	1,37	4,03	112,57	11,99	0,64	14,17	22,45	28,76	9,74	4,48	1,07	1,59
	1	53	c	1,40	5,34	144,51	15,59	0,68	17,77	23,27	28,87	7,64	8,72	1,26	1,56
	1	53	c	1,48	6,09	188,54	20,95	0,77	27,38	23,27	28,67	9,34	12,35	1,13	1,44
	1	53	d	1,46	6,55	203,54	22,42	0,76	29,32	22,40	48,52	3,22	17,06	1,16	1,31
	1	53	d	1,38	5,45	168,61	17,90	0,68	24,27	19,71	32,89	7,54	6,97	1,19	1,71
3	1	53	f	0,96	7,33	338,81	24,95	0,72	74,74	17,35	43,80	6,22	10,06	1,00	1,90
	0	46	a	1,85	4,87	106,96	15,04	0,73	15,81	26,07	21,86	8,36	23,27	1,26	1,79
	0	46	a	1,71	4,41	123,30	15,70	0,81	25,83	26,07	24,62	14,04	14,11	1,20	2,07
	0	46	b	2,20	4,60	88,32	15,42	0,59	10,71	23,85	20,91	26,74	25,29	0,94	1,35
	0	46	b	3,43	4,66	51,44	13,46	0,72	9,61	23,85	21,86	8,36	30,85	1,10	1,72
	0	46	b	1,38	6,48	226,21	22,98	0,84	42,08	23,85	29,16	4,93	27,64	1,25	1,71
	0	46	b	1,41	5,21	154,04	16,00	0,85	33,12	23,85	24,75	6,13	21,94	1,07	1,79
	0	46	c	1,39	4,81	158,57	16,36	0,82	28,73	21,53	19,06	4,23	28,91	1,00	1,67
	0	46	c	1,77	6,00	150,81	19,55	0,87	26,14	21,53	36,42	5,09	22,63	1,02	1,64
4	0	46	d	1,60	4,81	119,75	13,86	0,91	23,93	22,18	36,16	3,11	19,31	0,82	2,00
	0	46	g	1,24	3,72	105,02	10,47	0,55	14,92	15,90	21,19	11,22	25,77	0,59	1,39
	1	59	b	1,37	6,68	242,03	23,66	0,95	98,06	28,68	25,03	8,19	68,66	0,55	0,70
	1	59	b	1,56	4,33	101,79	13,34	0,42	9,36	28,68	23,08	14,96	87,86	0,64	0,87
	1	59	b	1,38	5,84	158,71	17,80	0,50	15,82	28,68	47,07	9,38	80,16	0,74	0,91
	1	59	c	1,73	8,13	171,33	23,00	0,66	30,84	28,39	35,55	7,40	64,78	0,89	1,06
	1	59	e	1,20	5,48	198,05	18,79	0,60	37,10	20,70	26,70	15,07	32,04	0,52	0,75
	1	59	f	1,34	6,12	189,26	21,11	0,44	18,86	20,36	39,21	7,46	12,53	0,58	0,83
4	1	59	g	0,44	6,33	570,04	21,10	0,41	74,77	19,44	27,20	3,75	9,45	0,51	0,75

Continua

n	gênero	idade	código de localização (a-h)	espessura (mm)	força (N)	estresse (N/cm ²)	tensão (N/cm)	deformação	energia de deformação (N/cm ²)	diâmetro (mm)	% fibras colágenas	% fibras musculares	% fibras elásticas	espessura da média (mm)	espessura do vaso (mm)
5	1	59	b	1,95	12,85	342,13	49,50	0,82	66,50	24,68	34,99	3,49	24,85	1,04	1,51
	1	59	b	1,81	7,98	186,30	25,79	0,71	25,86	24,68	35,68	1,38	18,85	1,27	1,58
	1	59	c	2,01	11,46	266,88	38,48	0,93	52,47	24,30	12,04	3,32	22,62	1,07	1,57
	1	59	f	1,80	10,72	270,71	37,37	0,72	63,29	18,80	16,12	3,76	0,85	0,79	1,07
6	1	53	a	1,48	3,74	113,51	13,29	0,59	14,44	45,66	15,63	19,18	39,41	0,68	1,00
	1	53	a	1,58	6,94	255,52	31,24	0,67	31,98	45,66	22,42	10,50	4,32	0,45	0,86
	1	53	c	1,18	9,72	475,04	37,97	1,00	120,83	35,06	26,50	10,07	15,17	0,64	0,99
	1	53	e	1,09	5,05	175,24	15,48	0,55	31,12	28,47	24,00	8,32	45,98	0,51	0,98
	1	53	f	1,54	6,98	183,79	22,76	0,55	25,66	26,97	34,04	4,56	5,08	0,76	1,08
	1	53	h	1,18	1,97	60,52	6,29	0,75	28,47		22,76	28,04	48,52	0,96	1,50
7	1	38	a	1,92	8,77	281,18	36,08	1,23	97,40	32,65	24,77	16,12	21,70	0,58	0,98
	1	38	b	2,11	9,19	285,55	39,50	1,33	113,70	29,16	45,95	5,92	7,04	0,76	1,02
	1	38	b	1,46	8,59	313,41	30,56	1,23	109,13	29,16	44,78	4,30	3,29	0,81	1,02
	1	38	g	1,40	8,16	300,08	31,40	0,78	77,66	21,91	29,02	11,19	10,67	0,51	0,94
8	1	34	a	1,40	11,40	559,44	51,98	1,27	195,59	36,10	23,81	1,54	29,64	0,83	0,92
	1	34	b	1,26	7,88	290,95	26,19	0,96	79,35	26,79	15,24	5,89	35,61	0,76	0,71
	1	34	b	1,23	9,34	379,73	31,23	1,24	131,53	26,79	14,13	2,40	1,27	0,65	0,68
	1	34	b	0,95	7,93	474,95	30,01	1,24	160,53	26,79	14,00	3,43	39,15	0,56	0,61
	1	34	e	0,98	7,95	359,42	24,46	1,06	98,95	22,70					
	1	34	h	1,36	3,36	107,64	10,83	0,84	29,04		12,07	32,30	25,00	0,80	0,90
9	1	33	a	1,57	8,60	388,58	37,29	1,66	192,78	28,80	30,15	2,07	4,81	0,77	0,93
	1	33	b	1,54	9,70	468,04	44,79	1,57	212,73	27,48	19,09	15,36	23,88	0,67	0,82
	1	33	b	1,31	9,63	466,85	40,53	1,28	177,22	27,48	28,76	9,74	12,74	0,61	0,65
	1	33	e	1,15	5,69	234,69	18,41	1,13	75,88	19,45	58,85	3,34	4,95	1,26	1,36
	1	33	h	1,08	3,99	149,08	11,89	0,83	48,37		30,25	17,31	25,30	0,91	1,10
10	1	89	a	1,18	5,11	139,38	14,43	0,29	12,20	24,71	39,95	5,77	4,60	1,58	1,80
	1	89	b	1,54	3,28	77,23	9,74	0,48	13,07	24,71	54,48	8,71	13,17	1,09	1,26
	1	89	b	1,37	3,74	72,73	8,87	0,25	4,53	24,71	25,13	2,03	10,69	1,10	1,56
	1	89	b	2,27	6,28	74,56	15,31	0,22	4,08	24,71	51,08	3,90	15,84	1,06	1,41
	1	89	c	1,34	6,57	151,37	17,88	0,28	10,44	22,55	19,95	7,88	13,90	1,12	1,53
	1	89	c	1,76	5,76	101,31	15,72	0,29	6,99	22,55	61,17	6,60	20,75	1,31	1,57
	1	89	e	1,52	3,70	69,12	9,40	0,24	4,12	19,56	63,65	9,36	12,84	1,17	1,46
	1	89	f	1,32	6,13	133,02	15,79	0,24	9,37	17,30	39,18	6,24	20,71	0,68	1,18
	1	89	f	1,60	7,23	117,29	16,99	0,22	9,05	17,30	44,83	6,25	34,59	1,32	1,41
	1	89	g	1,47	4,53	79,86	10,99	0,14	3,39	16,40	52,24	9,87	14,46	1,13	1,40

Continua

n	gênero	idade	código de localização (a-h)	espessura (mm)	força (N)	estresse (N/cm ²)	tensão (N/cm)	deformação	energia de deformação (N/cm ³)	diâmetro (mm)	% fibras colágenas	% fibras musculares	% fibras elásticas	espessura da média (mm)	espessura do vaso (mm)
11	0	84	a	3,01	6,19	60,99	16,59	0,22	4,55	33,41	45,72	10,02	14,54	1,12	2,10
	0	84	a	2,66	5,76	62,09	14,55	0,77	26,87	33,41	12,52	3,38	10,62	1,00	1,89
	0	84	b	2,05	4,76	66,62	12,10	0,27	5,72	27,70	74,59	3,03	17,69	0,74	2,80
	0	84	b	1,62	5,41	131,10	16,88	0,59	32,87	27,70	38,30	14,01	12,83	0,69	1,60
	0	84	c	1,75	2,91	46,92	7,42	0,18	2,73	24,57	30,41	7,51	16,28	0,89	1,32
	0	84	d	1,77	8,21	140,63	22,12	0,27	10,01	23,04	12,53	2,03	18,03	1,10	1,74
	0	84	e	1,39	1,99	44,13	5,10	0,45	8,90	19,03	41,48	7,43	15,63	0,84	0,98
12	0	84	g	1,69	1,97	43,91	5,94	0,56	8,58	16,91	55,34	6,37	6,37	0,68	0,96
	1	69	a	2,45	5,17	77,05	15,70	0,45	7,65	30,20	47,56	6,58	21,89	0,80	1,08
	1	69	a	2,67	5,32	60,35	14,13	0,30	4,34	30,20	33,53	4,47	6,41	0,85	1,31
	1	69	b	2,02	5,15	95,95	16,10	0,52	13,76	28,03	37,43	8,16	6,94	0,56	1,07
	1	69	c	2,35	8,15	121,60	23,40	0,48	11,21	29,81	34,34	9,08	10,31	0,52	1,31
	1	69	d	2,67	5,10	62,85	14,29	0,38	4,83	27,19	34,22	8,93	22,76	0,94	1,39
	1	69	e	2,18	5,84	98,44	16,88	0,62	24,78	21,23	52,26	4,51	10,34	0,59	1,34
13	1	69	g	1,18	1,58	43,51	4,86	0,13	1,55	19,33	43,43	12,53	6,94	0,31	0,56
	1	89	a	1,83	3,30	64,81	10,36	0,31	4,34	36,59	40,25	6,13	7,34	1,00	1,14
	1	89	b	2,32	6,18	89,99	18,10	0,33	7,29	31,51	45,88	5,19	9,02	1,15	1,26
	1	89	c	2,23	11,50	58,72	11,47	0,30	3,59	28,27	19,08	13,13	20,03	0,91	1,37
	1	89	d	1,51	6,87	137,39	17,90	0,34	10,37	26,96	55,61	3,45	5,03	0,94	0,99
	1	89	e	1,65	4,69	77,65	11,63	0,21	4,01	22,41	36,83	3,75	8,47	0,69	1,44
	1	89	f	1,45	3,05	66,13	8,80	0,19	4,69	21,67	36,47	5,58	8,47	0,35	1,26
14	1	89	g	1,50	5,42	110,79	14,69	0,28	7,86	22,20	34,20	6,12	16,30	0,66	0,80
	1	66	a	1,52	7,94	195,25	23,81	0,56	22,52	30,45	14,93	2,60	12,53	1,20	1,52
	1	66	b	1,61	7,86	168,26	21,62	0,57	21,06	28,45	18,38	1,26	28,30	0,98	1,26
	1	66	b	1,99	4,97	82,61	13,59	0,46	8,43	28,45	21,37	4,45	5,60	1,03	1,78
	1	66	b	1,43	6,57	160,73	18,24	0,58	20,95	28,45	25,66	1,91	13,86	0,94	1,29
	1	66	e	1,96	8,55	136,41	22,74	0,39	12,27	21,76	28,90	1,23	6,27	0,89	1,04
	1	66	f	1,66	4,56	88,39	12,05	0,47	16,23	22,05	28,83	2,79	4,48	0,76	0,86

Continua

n	gênero	idade	código de localização (a-h)	espessura (mm)	força (N)	estresse (N/cm ²)	tensão (N/cm)	deformação	energia de deformação (N/cm ³)	diâmetro (mm)	% fibras colágenas	% fibras musculares	% fibras elásticas	espessura da média (mm)	espessura do vaso (mm)
15	1	70	a	1,09	6,40	242,38	19,82	0,78	53,34	39,39					
	1	70	b	1,19	4,36	123,75	11,88	0,54	14,46	36,41	29,95	2,51	24,33	1,05	1,35
	1	70	b	1,36	5,68	175,99	17,97	0,85	54,25	36,41	28,80	1,49	20,90	0,86	1,12
	1	70	b	1,10	5,58	195,91	16,46	0,70	37,17	36,41					
	1	70	c	0,94	6,17	243,81	17,57	0,68	47,07	34,04	51,73	2,70	8,17	1,11	1,36
	1	70	e	0,99	4,78	169,16	13,63	0,51	27,02	30,24	32,24	4,98	28,58	0,73	1,39
	1	70	f	0,83	3,51	120,53	8,65	0,34	12,65	28,70	44,92	2,42	17,43	1,19	1,51
	1	70	f	1,59	3,25	56,21	8,11	0,23	4,34	28,70	25,78	9,75	23,43	0,70	1,15
16	1	70	g	1,24	3,16	67,12	7,43	0,25	3,64	28,18	46,09	6,04	2,40	0,70	1,29
	0	69	a	2,22	5,50	86,95	15,78	0,50	12,77		39,47	5,40	1,58	0,89	1,23
	0	69	b	1,31	3,66	111,08	12,03	0,46	12,43		39,81	11,48	27,21	0,62	1,23
	0	69	b	1,42	7,98	197,51	22,67	0,52	23,91		20,84	4,97	35,00	0,61	1,02
	0	69	d	1,90	7,41	147,20	21,97	0,62	22,35		40,92	17,58	4,73	0,72	1,17
	0	69	f	1,45	2,31	48,79	6,17	0,32	5,15		48,29	11,62	26,09	0,50	1,57
17	0	69	g	1,15	3,30	72,94	6,77	0,52	19,72		35,37	13,95	16,58	0,74	1,23
	1	67	a	2,34	6,21	108,93	20,17	0,59	16,13	38,77	19,27	1,21	9,51	0,91	1,16
	1	67	b	2,06	5,96	139,64	22,66	0,61	19,42	33,64	19,20	1,10	9,09	1,05	1,32
	1	67	b	1,70	6,81	164,05	21,56	0,67	25,89	33,64	22,53	2,10	8,66	0,89	1,14
	1	67	b	1,76	7,41	176,70	24,00	0,67	27,62	33,64	26,34	5,38	15,21	0,73	1,03
	1	67	b	1,85	7,86	215,59	30,51	0,70	36,89	33,64	33,47	4,76	21,97	0,90	1,16
	1	67	c	1,52	6,91	231,85	26,90	0,72	44,40	32,28	38,03	5,70	22,71	0,57	0,70
	1	67	d	1,69	6,03	145,97	19,42	0,61	24,32	33,32	37,31	3,21	3,61	0,59	0,75
18	1	67	e	1,41	6,46	167,98	19,58	0,46	18,87	28,84	15,00	2,20	3,85	0,55	0,69
	0	66	a	2,24	4,81	79,48	14,70	0,46	6,59	43,62	10,46	3,28	13,74	1,03	1,47
	0	66	b	1,88	6,52	130,01	20,23	0,45	12,95	33,04					
	0	66	b	1,74	8,55	189,25	26,99	0,48	20,72	33,04	16,34	3,94	32,11	0,85	1,05
	0	66	b	2,13	6,28	110,31	19,35	0,47	10,58	33,04	18,48	1,10	12,59	0,80	0,94
	0	66	b	1,29	5,31	129,71	13,76	0,47	11,56	33,04	18,10	5,90	16,60	0,69	1,07
	0	66	f	1,39	4,76	111,36	12,91	0,43	18,64	27,56	17,33	5,73	3,03	0,55	0,79
19	0	66	h	0,90	2,77	141,78	9,48	0,83	62,97		10,89	3,10	2,28	0,57	0,69
	1	70	a	2,96	6,46	81,49	19,78	0,49	10,10	45,88					
	1	70	b	2,47	5,02	71,24	14,63	0,44	6,89	39,27	15,13	5,71	13,24	1,47	1,92
	1	70	e	1,68	4,65	96,79	13,70	0,40	9,79	35,22	12,40	2,20	4,00	0,76	1,53

Continua

n	gênero	idade	código de localização (a-h)	espessura (mm)	força (N)	estresse (N/cm ²)	tensão (N/cm)	deformação	energia de deformação (N/cm ²)	diâmetro (mm)	% fibras colágenas	% fibras musculares	% fibras elásticas	espessura da média (mm)	espessura do vaso (mm)
20	0	76	a	1,59	3,17	55,81	8,10	0,19	3,20	37,82	24,97	12,85	40,63	0,85	1,24
	0	76	b	1,73	3,64	70,77	10,84	0,27	7,82	35,67	28,08	6,70	6,80	0,82	1,02
	0	76	e	1,59	4,80	91,44	13,44	0,17	5,53	27,86	19,65	4,44	5,17	0,81	1,12
	0	76	h	2,19	3,12	43,23	8,18	0,35	7,22		19,13	4,32	12,77	0,38	0,60
21	1	36	a	1,00	3,64	183,35	13,60	0,80	34,51	33,89	51,54	6,45	3,03	0,98	1,00
	1	36	a	1,34	6,78	246,39	22,04	1,24	90,83	33,89	37,67	13,35	21,03	0,85	0,97
	1	36	b	1,03	6,02	316,63	22,20	1,14	99,98	26,83	36,17	11,26	12,59	0,78	1,05
	1	36	b	1,06	6,05	252,20	18,43	1,08	70,60	26,83	36,83	14,27	4,30	0,77	0,91
	1	36	d	1,36	7,18	249,13	23,22	1,13	68,10	27,80	26,33	7,01	9,20	0,74	0,95
	1	36	h	1,36	7,40	200,28	21,13	0,66	40,46		20,89	10,16	4,58	0,81	0,91
22	0	82	b	1,72	4,88	91,25	13,42	0,37	8,70	39,64	19,65	8,20	11,62	0,71	1,04
	0	82	c	1,44	5,52	131,24	15,92	0,41	12,55	28,76	14,25	1,90	18,52	0,54	0,78
	0	82	e	1,26	2,11	52,33	5,92	0,24	4,20	29,41	27,30	10,00	12,60	0,52	0,92
	0	82	f	1,42	2,63	51,71	6,60	0,24	2,81	27,09	25,59	7,18	17,25	0,60	0,99
	0	82	f	1,48	2,07	50,69	6,13	0,50	13,97	27,09	18,34	2,28	25,08	0,41	0,60
	0	82	g	1,64	2,82	49,35	7,12	0,29	5,06	27,98	11,13	6,13	15,20	0,41	0,80
23	1	67	a	1,87	5,74	99,22	15,33	0,46	11,47		43,10	4,78	14,56	1,17	1,27
	1	67	a	1,45	6,64	161,54	19,32	0,46	15,99		39,04	5,66	16,18	1,58	2,00
	1	67	b	1,99	5,73	101,99	16,69	0,47	9,53		38,39	5,00	21,20	0,95	1,48
	1	67	c	1,45	5,06	116,34	14,11	0,43	8,63		38,19	7,15	33,56	1,13	1,79
	1	67	c	1,23	3,20	81,22	8,32	0,45	6,50		13,30	5,90	17,61	1,45	1,65
	1	67	e	1,46	4,98	139,54	16,93	0,45	12,44		20,28	8,47	14,29	0,78	1,03
	1	67	f	1,33	4,62	118,54	12,95	0,48	22,49		40,83	2,26	16,52	0,47	0,63
	1	67	g	0,90	4,59	164,84	13,40	0,21	11,26		44,28	3,33	16,22	0,89	1,41
24	0	69	e	0,94	6,08	252,23	20,00	0,41		24,53					
	0	69	g	1,52	4,82	114,26	14,02	0,53		27,49					
25	0	87	a	1,59	4,05	75,28	10,55	0,28	6,25		32,14	1,48	9,23	0,97	1,49
	0	87	f	1,85	1,87	43,20	6,35	0,58	7,80		24,00	3,21	11,17	0,78	1,18
	0	87	g	1,70	1,08	20,38	2,94	0,39	3,31		17,44	2,12	28,06	1,17	1,81
26	0	82	c	1,46	4,98	126,95	14,65	0,59	16,05	36,38	35,56	2,14	3,49	0,55	0,93
	0	82	e	1,40	3,00	81,13	9,58	0,41	7,90	29,43					
	0	82	h	1,44	4,11	96,79	11,37	0,51	28,48		33,07	3,10	4,21	0,96	1,16

Conclusão

Gênero: (0) feminino; (1) masculino

Código de localização: (a) torácico proximal; (b) torácico médio; (c) torácico distal; (d) abdominal suprarrenal; (e) abdominal infrarrenal proximal; (f) abdominal infrarrenal médio; (g) abdominal infrarrenal distal; (h) abdominal longitudinal