



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA

“JULIO DE MESQUITA FILHO”

FACULDADE DE MEDICINA DE BOTUCATU

Caio Ferraz Basso

Padronização do volume pulmonar pela Tomografia Computadorizada

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Mestre do programa Mestrado Profissional associado à residência médica (MEPAREM).

Orientador: Prof. Dr. Sergio Marrone Ribeiro

Botucatu

2019

Caio Ferraz Basso

**Padronização do volume pulmonar pela Tomografia
Computadorizada**

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina,
Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”,
Campus de Botucatu, para obtenção do título de Mestre do
programa Mestrado Profissional associado à residência médica
(MEPAREM).

Caio Ferraz Basso

Orientador: Prof. Dr. Sergio Marrone Ribeiro

Botucatu

2019

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Basso, Caio Ferraz.

Padronização do volume pulmonar pela tomografia
computadorizada / Caio Ferraz Basso. - Botucatu, 2019

Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual Paulista
"Júlio de Mesquita Filho", Faculdade de Medicina de
Botucatu

Orientador: Sergio Marrone Ribeiro

Capes: 40106004

1. Medidas de volume pulmonar. 2. Tomografia. 3.
Padrões de referência.

Palavras-chave: Padronização ; Tomografia Computadorizada;
Volume Pulmonar .

Sumário

Lista de Abreviaturas	5
Lista de Figuras e Tabelas	6
Resumo / <i>Abstract</i>	7
1.Introdução	6
1.1 Volume Pulmonar - Definições	8
1.1.1 Volumes Estáticos	8
Volume Corrente	9
Volume de Reserva Inspiratório	9
Volume de Reserva Expiratório	10
Volume Residual	10
Capacidade inspiratória	10
Capacidade Residual Funcional	10
Capacidade Vital	11
Capacidade Pulmonar Total	11
1.2 Métodos indiretos não radiológicos.	12
1.3 Volumetria por Tomografia Computadorizada	14
1.4 A Tomografia Computadorizada e o Processamento de Imagem.	15
2.Objetivo	20
3.Materiais e Métodos	21
4.Resultados	28
5.Discussão	35
6.Conclusão	37
7.Referências	38

Lista de Abreviaturas

VRE - Volume de Reserva Expiratória

V_c - Volume Corrente

VRI - Volume de Reserva Inspiratória

VR - Volume Residual

CI - Capacidade Inspiratória

CRF - Capacidade Residual Funcional

CV - Capacidade Vital

TC - Tomografia Computadorizada

CPT - Capacidade Pulmonar Total

CVI - Capacidade Vital Inspiratória

CVE - Capacidade Vital Expiratória

CVF - Capacidade Vital Forçada

VRE - Volume de reserva expiratório

CPT - Capacidade Pulmonar Total

VEF1 - Volume Expiratório Forçado em um segundo

Medida A - Medida da distância em linha reta entre a superfície superior do corpo vertebral de T1, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior.

Medida B - Medida da distância da superfície superior do corpo vertebral de T1, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, traçando-se o contorno do ligamento longitudinal anterior.

Medida C - Medida da altura do corpo vertebral de T12.

Medida D - Medida da distância em linha reta entre a superfície superior do corpo vertebral de T2, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior.

Lista de Figuras e Tabelas

Figura 1 - Volumes Pulmonares ⁽⁹⁾	9
Figura 2 - TC de quinta geração ⁽¹⁷⁾	17
Figura 3 - Scanner rotatório ⁽¹⁶⁾	18
Figura 4 - Princípio da formação das imagens na TC ⁽¹⁶⁾	19
Figura 5 - Segmentação da região de interesse.	22
Figura 6 - Representação esquemática da medida A. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.	24
Figura 7 - Representação esquemática da medida B. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.	25
Figura 8 - Representação esquemática da medida C. O triângulo vermelho representa T12.	26
Figura 9 - Representação esquemática da medida D. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.	27
Figura 10 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida A.	31
Figura 11 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida B.	31
Figura 12 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida C.	32
Figura 13 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida D.	33
Tabela 1 – Relação completa dos pacientes e das medidas.	28
Tabela 2 - Relação de todas as informações estatísticas.	34

Resumo / Abstract

A medida correta e acurada do volume pulmonar é uma importante ferramenta de avaliação diagnóstica e terapêutica na prática clínica. Atualmente, com o avanço da capacidade de reconstrução tridimensional da Tomografia Computadorizada (TC) é possível mensurar o volume pulmonar total por este aparelho. O presente trabalho busca apresentar uma nova técnica de mensuração do volume pulmonar e estabelecer uma padronização de valores normais do volume pulmonar na população adulta. O volume pulmonar total de 95 pacientes, assim como quatro medidas antropométricas obtidas na TC foram analisados. Em um intervalo de confiança de 95%, se estabeleceu os limites inferiores e superiores da relação entre o volume e cada uma das medidas, assim valores de importância estatística.

Correct and accurate measurement of lung volume is an important diagnostic and therapeutic evaluation tool in clinical practice. Nowadays, with the advancement of the capacity of three-dimensional reconstruction of Computed Tomography (CT), it is possible to measure the total lung volume by this device. The present paper aims to present a new technique for measuring lung volume and establish a standardization of normal values of lung volume in the adult population. The total lung volume of 95 patients, as well as four anthropometric measurements obtained at CT were analyzed. In a 95% confidence interval, we established the lower and upper limits of the relationship between the volume and each of the measures, thus values of statistical importance.

1.Introdução

A medida correta e acurada do volume pulmonar é uma importante ferramenta de avaliação diagnóstica e terapêutica na prática clínica ^{(1) (2) (3)}. A título de exemplificação, alterações neste valor indicam a progressão ou não de determinadas doenças respiratórias obstrutivas e restritivas, assim como sua resposta a diferentes terapêuticas instituídas. Esses parâmetros podem, inclusive, guiar quais são os melhores tratamentos, avaliando sua resposta individual e coletivamente ^{(1) (4) (5)}. Também é de grande importância nas situações opostas, onde ocorre uma redução do volume pulmonar, seja por doenças que cursam com fibrose pulmonar ou pela obstrução focal de determinada via aérea.

As técnicas tradicionais, como por exemplo a Espirometria, atualmente em uso para a estimativa do volume pulmonar, podem ser basicamente divididas em formas diretas e indiretas. Os valores são calculados de maneira dinâmica com diferentes parâmetros, avaliando os seguintes volumes: volume de reserva expiratória (VRE), volume corrente (V_c), volume de reserva inspiratória (VRI), volume residual (VR); e as capacidades pulmonares: capacidade inspiratória (CI), capacidade residual funcional (CRF) e capacidade vital (CV) ⁽¹⁾.

Atualmente, com o avanço da capacidade de reconstrução tridimensional da Tomografia Computadorizada (TC) - devido aos novos softwares de processamento e maior número de detectores que permitem maior resolução espacial – é possível mensurar o volume pulmonar total e de outras estruturas ⁽¹⁾ ⁽⁶⁾. Observa-se, entretanto, heterogeneidade nos métodos de estimativa desse volume, com diversas técnicas de cálculo e processamento de dados adquiridos

na TC, por diferentes softwares, não existindo, até o presente momento, uma técnica comprovadamente superior às demais ⁽²⁾.

Diversos estudos têm buscado aferir o volume pulmonar por diferentes métodos, comparando estes valores em pacientes em situações semelhantes ou distintas, seja por sua clínica, idade, patologia de base, grupo populacional ou sexo ^{(1) (3)}.

A TC é um exame amplamente disponível e acessível atualmente, com diversos fatores contributivos para tal panorama, tais como aprimoramento na resolução das imagens, menores doses de radiação ionizante e redução de custos relacionado ao exame. A possibilidade de adicionar ao estudo habitual as medidas de volume pulmonar seriam de grande utilidade, ao fornecer dados objetivos, que não dependem da avaliação subjetiva do radiologista ou do médico que avalia o exame. Para tanto, faz-se necessário primeiramente a determinação da variação do volume pulmonar normal em indivíduos adultos do sexo masculino e feminino, para adequada padronização dos limites da normalidade.

A TC, exame de grande aplicabilidade clínica e atualmente considerada o exame padrão ouro para avaliação do parênquima pulmonar, pode proporcionar a partir de um exame convencional a avaliação complementar do volume pulmonar. Esta última, realizada de forma direta e mais precisa quando comparada a outras técnicas radiológicas, seria de grande utilidade, possibilitando avanços diagnósticos em todas as enfermidades que provoquem redução volumétrica, seja por alterações fibróticas ou colapso/atelectasia pulmonar, seja nas doenças que provoquem hiperinsuflação pulmonar, como

nas Doenças Pulmonares Obstrutivas Crônicas, e nas avaliações dos controles pós tratamento. Propomos a utilização de uma metodologia nova, acurada e objetiva que possibilite reduzir muito a variabilidade inter e intra-observador, melhorando a reprodutibilidade do método para a mensuração do volume pulmonar (6).

1.1 Volume Pulmonar - Definições

Volumes pulmonares são subdivididos em volumes pulmonares estáticos (ou absolutos) e dinâmicos ^{(7) (8) (9)}.

Os volumes pulmonares estáticos constituem compartimentos pulmonares indivisíveis e podem ser classificados em quatro volumes e quatro capacidades. Uma capacidade consiste em dois ou mais volumes ^{(7) (8) (9)}.

Os volumes pulmonares dinâmicos dependem, como o próprio nome sugere, de manobras dinâmicas de expiração forçada. Determina-se o fluxo aéreo, além de suas variáveis. Esses volumes dinâmicos podem ser avaliados pela Espirometria ⁽⁷⁾.

1.1.1 Volumes Estáticos

Como dito anteriormente, os volumes pulmonares estáticos são constituídos por quatro volumes: volume corrente (V_c), volume de reserva inspiratória (VRI), volume de reserva expiratória (VRE) e volume residual (VR) e quatro capacidades abaixo relacionadas (Figura 1) ^{(7) (8)}.

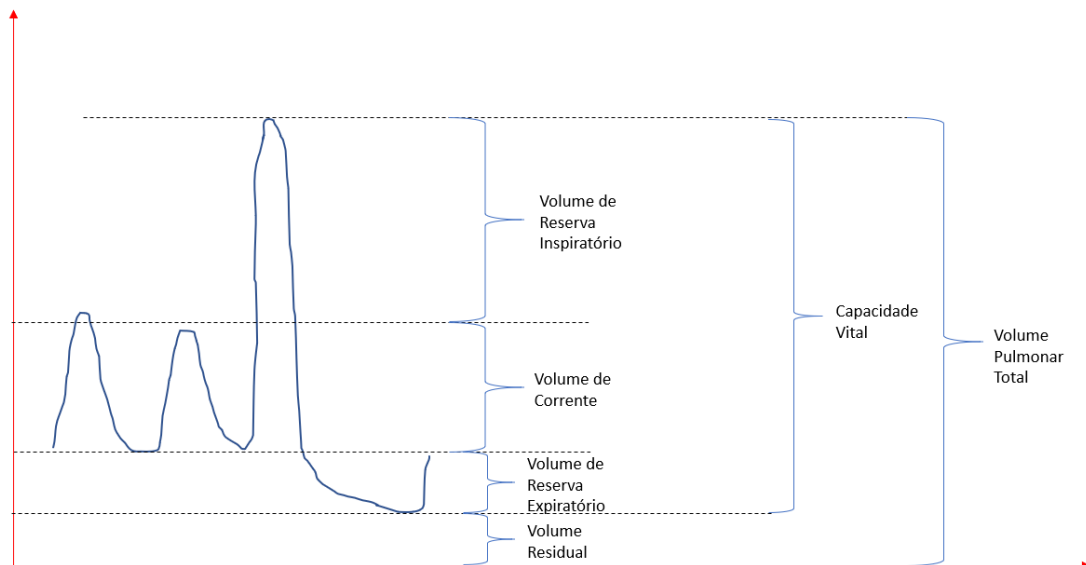


Figura 1 - Volumes Pulmonares.

Volume Corrente

O volume corrente (V_c) é o volume de gás inspirado ou expirado durante um ciclo respiratório. Embora seja listado no grupo de volumes pulmonares estáticos, o V_c é um volume pulmonar dinâmico, que varia de acordo com o nível de atividade física. É comumente medido na boca e varia de acordo com as condições de medição (repouso, exercício, postura) ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾.

Volume de Reserva Inspiratório

O volume de reserva inspiratório (VRI) é o volume máximo que pode ser inspirado a partir do nível inspiratório final médio ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾.

Volume de Reserva Expiratório

O volume de reserva expiratório (VRE) é o volume de ar que pode ser expirado a partir de uma expiração normal (nível expiratório de repouso) ^{(7) (8)}.

Volume Residual

O volume residual (VR) é o volume de gás remanescente no pulmão no final de uma expiração completa. Observe que o volume residual só pode ser adquirido por método indireto (Pletismografia corporal, diluição gasosa) e pelo exame de imagem ^{(7) (8)}.

Capacidade inspiratória

A capacidade inspiratória (CI) é o volume máximo que pode ser inspirado da capacidade residual funcional; é igual à soma do volume corrente e do volume de reserva inspiratório ^{(7) (8)}.

Capacidade Residual Funcional

A capacidade residual funcional (CRF) é o volume de gás presente no pulmão e nas vias aéreas no nível médio expiratório final. É a soma da reserva expiratória e do volume residual. A CRF varia consideravelmente com o nível de atividade física e com postura, sendo menor quando deitado do que quando sentado ou em ortostase. Além disso é muito influenciada pela quantidade de gordura corporal. Isso ocorre porque a obesidade macroscópica diminui a complacência total e da parede torácica ^{(7) (8)}.

Capacidade Vital

A capacidade vital (CV) é definida pela variação de volume entre as posições de inspiração completa e expiração completa e representa o maior volume pulmonar. Foi definida primariamente em 1840, pelo cirurgião John Hutchinson, que realizou experiências em pacientes em um dispositivo semelhante ao atual espirômetro ⁽¹⁰⁾. Um adulto jovem apresenta uma CV de aproximadamente 3,5 litros ^{(7) (8)}.

Capacidade Pulmonar Total

A capacidade pulmonar total (CPT) é o volume de gás no pulmão no final de uma inspiração completa. Corresponde à capacidade vital somada ao volume residual. Pode ser medida diretamente pela técnica radiológica ou indiretamente, por diluição de hélio ou Pletismografia corporal ^{(7) (8)}.

Muitos fatores influenciam no volume total do gás nas vias aéreas e no pulmão, como as propriedades do parênquima pulmonar, a tensão superficial, o grau de tensão do sistema muscular envolvido na inspiração e na expiração e os reflexos pulmonares. Além disso, o tamanho do pulmão normal varia conforme a idade, estatura, sexo, massa corporal, grupo étnico, postura e atividades físicas. Ressalta-se que os volumes de gás do tórax e pulmão são os mesmos em condições fisiológicas ^{(7) (8)}.

A capacidade pulmonar total (CPT) corresponde ao volume total em uma inspiração máxima. É influenciada pela tensão desenvolvida pelos músculos responsáveis pela inspiração e inspiração forçada, complacência do parênquima pulmonar, capacidade de expansão do tórax e estruturas adjacentes. Os

distúrbios relacionados a cada um desses itens afetarão a mesma, como por exemplo a distrofia muscular, fibrose pulmonar, enfisema e anquilose. Estima-se que a CPT de um adulto seja aproximadamente seis litros ⁽⁸⁾.

O volume residual (VR) depende do nível de expiração máxima sendo influenciado pela tensão aplicada pelos músculos da expiração normal e forçada, propriedades mecânicas do tórax, compressão/oclusão das pequenas vias aéreas, e alterações no parênquima pulmonar propriamente dito. Entre os distúrbios que afetam o VR destacam-se o enfisema, a paralisia muscular, fibrose do parênquima pulmonar e cifoescoliose ⁽⁸⁾.

A avaliação da capacidade pulmonar total é indispensável no estabelecimento de um defeito ventilatório restritivo ou no diagnóstico de distensibilidade pulmonar anormal, como pode ocorrer em pacientes com enfisema ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾. As aferições dos volumes pulmonares também são essenciais na interpretação de dados sobre pressão de recolhimento elástico pulmonar, fluxos ventilatórios instantâneos, resistência das vias aéreas e fator de transferência pulmonar, pois são todos dependentes de volume ⁽⁸⁾.

1.2 Métodos indiretos não radiológicos.

A determinação do volume expiratório forçado em um segundo (VEF 1) durante uma única Espirometria dificilmente pode estabelecer a natureza exata e a gravidade do defeito ventilatório (obstrutivo, restritivo ou misto), na ausência de medidas precisas dos volumes pulmonares ⁽⁷⁾. Alguns volumes pulmonares, no entanto, não são diretamente mensuráveis, e diferentes métodos indiretos foram desenvolvidos para determiná-los ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾.

Essencialmente, dois métodos foram empregados nos laboratórios de função respiratória, Pletismografia corporal e métodos de diluição de gases. O primeiro, implica o uso de um pletismógrafo corporal, que pode medir o volume do ar comprimido dentro do tórax (normalmente o mesmo presente no pulmão) de acordo com a lei de Boyle-Mariotte, além de determinar a resistência do ar nas vias aéreas ⁽⁸⁾. Em condições isotérmicas, o produto da pressão e volume são constantes ⁽⁷⁾.

Os outros métodos envolvem a técnica de diluição por respiração múltipla usando gases como o nitrogênio, que é quase completamente exalado dos pulmões ao se inspirar oxigênio puro em um circuito aberto, ou o hélio (He) que é respirado em um circuito fechado até que seu equilíbrio seja alcançado entre o pulmão e o espirômetro ^{(7) (8)}.

O volume pulmonar expiratório final, geralmente correspondente à capacidade residual funcional (CRF), é medido por esses métodos, e o volume residual (VR) e a capacidade pulmonar total (CPT) são calculados posteriormente ^{(7) (8)}.

Em indivíduos hígidos, os três métodos produzem resultados muito semelhantes. O coeficiente de variação de medições repetidas no mesmo indivíduo é geralmente inferior a 10%. Em pacientes com limitação grave do fluxo aéreo ou enfisema, o volume pulmonar verdadeiro é subestimado pelo método de diluição, a menos que o tempo de mistura seja prolongado por pelo menos 20 minutos ⁽⁸⁾.

O método de diluição de gás é mais utilizado devido ao menor custo do aparelho e a facilidade de execução. O método pletismográfico, entretanto, é obrigatório em determinadas situações clínicas, pela sua capacidade de

determinar a resistência das vias aéreas ⁽⁸⁾. A capacidade residual funcional (CRF) obtida pelo estudo pletismográfico inclui compartimentos pulmonares não ventilados e ventilados. Por esse motivo, em pacientes com aprisionamento aéreo e cistos pulmonares, o método fornece resultados mais elevados do que a técnica de diluição de gás e, portanto, a diferença entre aferições pletismográficas e pela diluição de gases, fornece informações sobre espaços aéreos não ventilados dentro do tórax ⁽⁷⁾ ⁽⁸⁾. O volume pulmonar pletismograficamente avaliado pode ser aumentado ainda mais pelo gás presente no abdome ⁽⁸⁾.

1.3 Volumetria por Tomografia Computadorizada

Várias abordagens alternativas para avaliar a função pulmonar utilizando tomografia computadorizada (TC) quantitativa tem sido relatadas recentemente ⁽¹⁾ ⁽¹¹⁾ ⁽¹²⁾.

Estudos de 1998 já demonstravam um valor estatístico significativo para aquisição volumétrica estática em TC helicoidal em inspiração e expiração, utilizando técnicas 2D e 3D ⁽¹³⁾. Em 2005 foi demonstrado que o uso de imagens de tomografia computadorizada quantitativa, em uma espessura de corte de 10 mm em combinação com a Espirometria auxiliava na previsão de risco em pacientes submetidos à lobectomia pulmonar por câncer ⁽¹¹⁾ ⁽¹²⁾.

Com os recentes avanços na TC de multidetectores em fileira, dados volumétricos mais finos podem ser facilmente adquiridos mais rapidamente e usados para a avaliação de volumes pulmonares tridimensionais ⁽¹¹⁾.

Iwamo *et al* ⁽¹¹⁾ compararam a precisão das medidas de volumes pulmonares reconstruídos usando tomografia computadorizada (TC) tridimensional a partir de imagens de TC de multidetectores com cortes finos, em comparação com testes de função pulmonar padrão. A conclusão foi que o volume pulmonar calculado pela volumetria tridimensional usando TC apresentou boa correção com o volume pulmonar medido pela Espirometria e, dessa forma, a volumetria tridimensional da TC pode ser usada para avaliar a função pulmonar ⁽¹¹⁾. Esta conclusão foi também observada por Tantucci *et al* ⁽¹⁾ na avaliação de indivíduos saudáveis ⁽¹⁾.

1.4 A Tomografia Computadorizada e o Processamento de Imagem.

A TC constitui método de imagem não invasiva no qual a aquisição de informações é realizada geralmente de forma multiplanar (seccional) paralelas e uniformemente espaçadas, sendo o plano analisado denominado tomograma, que representa um corte transversal ao longo de determinado plano longitudinal. Sua denominação deriva das palavras gregas *tomos* e *grafos* que significam respectivamente, corte ou fatia e desenho ou gráfico associado a “computadorizada”, dado a importância do processamento dos dados adquiridos por computadores ⁽¹⁴⁾. A possibilidade matemática de aquisição de imagens por tomogramas com posterior reconstrução foram previstas por Radon em 1917, mas somente na década de 70 do século passado a capacidade computacional tornou possível tal prática ⁽¹⁵⁾.

A imagem é adquirida através da emissão de raios-X paralelos ou divergentes por uma pequena fenda em forma de leque, com movimentação circular juntamente a um detector de fótons, permitindo a análise da

profundidade de objetos ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾. A disposição dos sensores permitindo uma rotação ao redor do objeto (Figuras 2 e 3) é o que mais diferencia esta modalidade de imagem, permitindo a análise de profundidade, as reconstruções multiplares e a contrastação de estruturas com densidades diferentes porém próximas, diferentemente das radiografias convencionais, que apresentam um pequeno leque de estruturas que podem ser bem diferenciadas (ar, gordura, partes moles, estruturas calcificadas e metais) ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾ ⁽¹⁶⁾.

O conceito fundamental da TC é que a estrutura interna de um objeto pode ser reconstruída a partir de suas múltiplas projeções ⁽¹⁶⁾. Assim, determinado plano seccional é atravessado por um feixe de Raios-X, que apresenta determinada espessura e é dividido em uma matriz, formando diversos pequenos volumes (Figura 4) ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾ ⁽¹⁶⁾ ⁽¹⁷⁾. Cada um dos blocos da Figura 4 representa um pequeno volume de atenuação chamado *voxel*. Cada um destes volumes apresentará um valor individual de atenuação decorrente da somatória da atenuação dos diversos feixes de radiação incidentes. Cada um destes blocos é convertido em uma escala de cinzas usada para a formação das imagens ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾ ⁽¹⁶⁾.

Assim como nas radiografias, a absorção parcial dos fótons constitui o princípio básico de formação de imagem. O sinal é analisado de forma analógica e depois transformado em sinal digital, sendo inicialmente transformado em uma imagem bidimensional, constituída pela estrutura básica da imagem – o *Picture elements* – denominados *pixel* (imagem bidimensional do voxel). Cada *pixel* corresponde ao valor médio de atenuação dos feixes de raios-X de determinada subdivisão da imagem e é expresso em Unidades de Hounsfield (UH), portanto

quanto maior for o coeficiente de atenuação maior será o valor em UH de determinado *pixel* ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾ ⁽¹⁶⁾.

A forma de reconstrução da imagem não será abordada de forma detalhada neste trabalho. De forma resumida, avalia-se a diferença entre fótons emitidos e recebidos, a espessura do tecido e o coeficiente de atenuação. Com isso, estima-se uma determinada projeção para posteriormente se recuperar a função de densidade (coeficiente de atenuação) ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾ ⁽¹⁶⁾. Para isso, pode-se utilizar três métodos para reconstrução: *blackprojection*, algébrica e transformação de Fourier ⁽¹⁴⁾ ⁽¹⁵⁾.

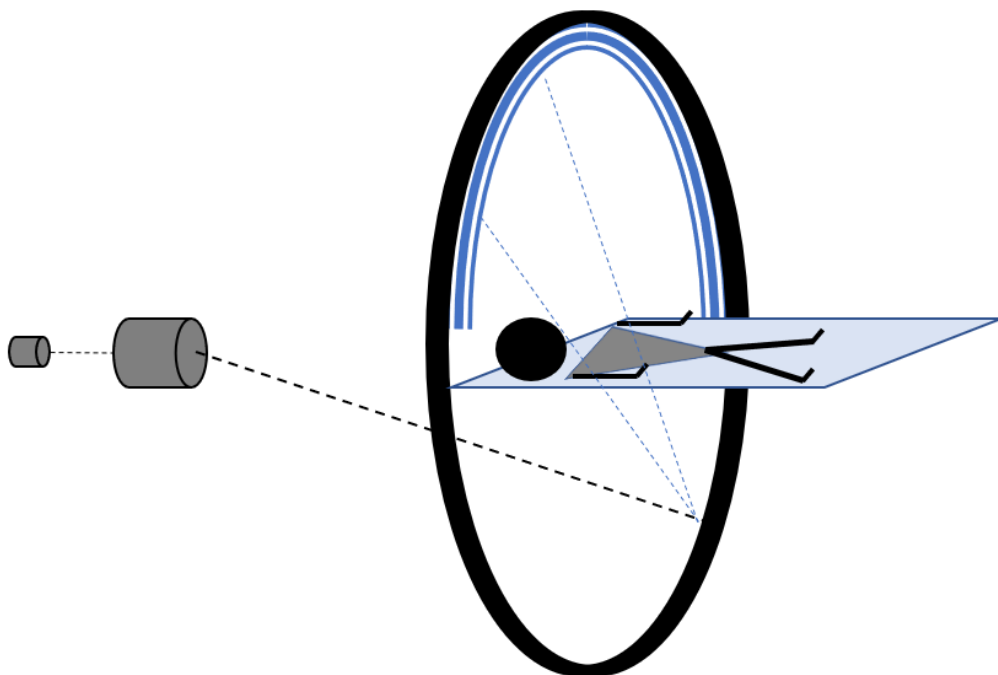


Figura 2 - TC de quinta geração.

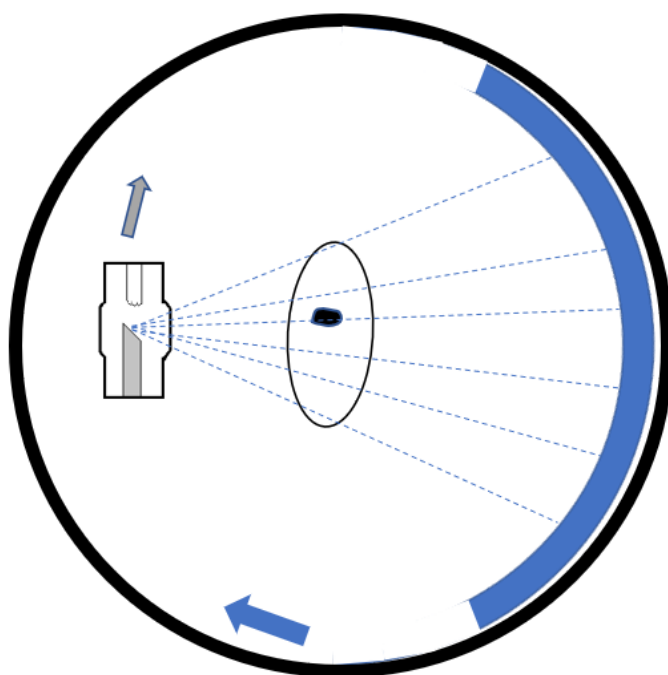


Figura 3 - Scanner rotatório.

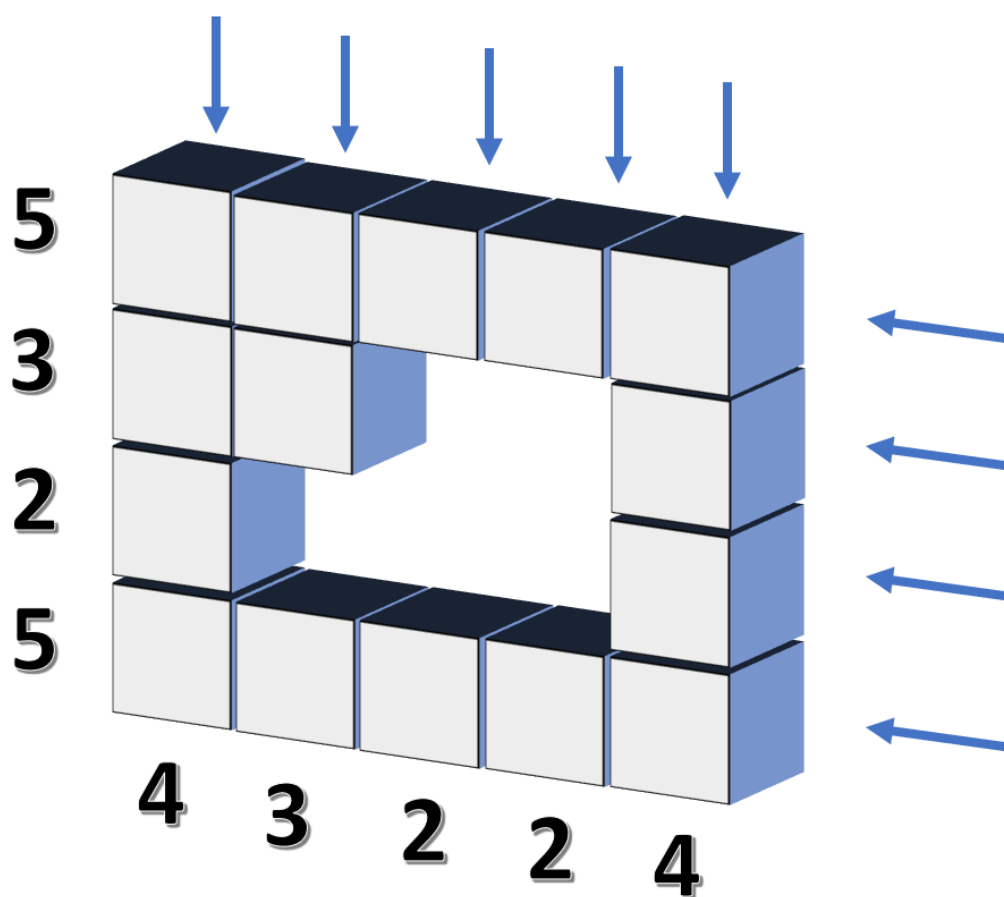


Figura 4 - Princípio da formação das imagens na TC.

2.Objetivo

- 1) Apresentar uma nova técnica de mensuração do volume pulmonar pela utilização da Tomografia Computadorizada, desenvolvida em conjunto com a Física Médica, que já vem desenvolvendo algoritmos similares para o cálculo de volume de outras estruturas.
- 2) Estabelecer uma padronização de valores normais do volume pulmonar na população adulta em ambos os gêneros utilizando esta nova metodologia de mensuração pela Tomografia Computadorizada.

3. Materiais e Métodos

Este estudo foi realizado de forma retrospectiva, com a aplicação de um protocolo de aquisição volumétrica em exames de TC de tórax normais do ponto de vista radiológico ou sem alterações significativas que possam comprometer o volume pulmonar normal, realizadas nos últimos 5 anos. Foram analisados 100 exames ao todo.

Critérios de inclusão: Indivíduos adultos separados pelo gênero masculino e feminino com idade igual ou superior a 20 anos, atendidos no Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu - UNESP.

Critérios de exclusão: Doenças parenquimatosas pulmonares, fibrose, atelectasia, hiperinsuflação ou hipertransparência pulmonar, massas pulmonares, doenças pleurais ou massas mediastinais, deformidades do arcabouço ósseo torácico, qualquer processo retrátil ou expansivo da parede, pleural, pulmonar ou mediastinal.

Os exames retrospectivos de tomografia computadorizada que estão sendo utilizados neste trabalho foram realizados nos equipamentos de Tomografia Computadorizada multidetectores: ACTIVION 16, Toshiba, *Made in Japan* e OPTIMA 64, GE, *Made in USA*.

A quantificação objetiva do volume pulmonar foi realizada utilizando-se metodologia validada descrita anteriormente na literatura. Este método se baseia em limiarização por nível de cinza, o que o torna eficiente ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾.

Esta metodologia consiste em um algoritmo que analisa cada corte tomográfico e retira artefatos (mesa do tomógrafo, tecidos não biológicos envoltos no paciente, etc.) através da aplicação de filtros ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾. A seguir, é feita

uma segmentação da região de interesse (regiões pulmonares), como ilustra a Figura 5, representado pelo contorno azul.

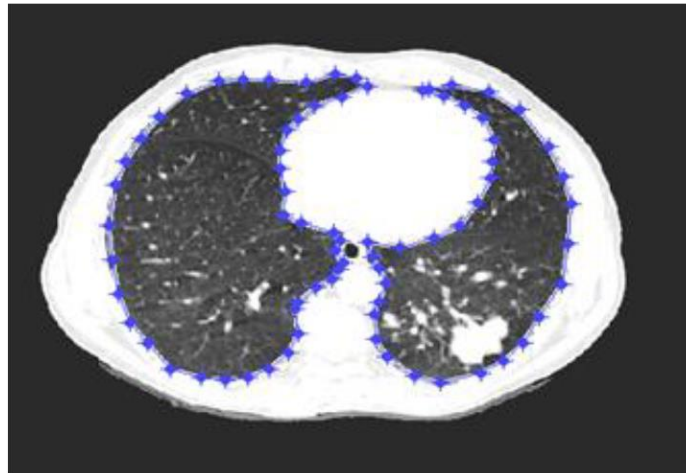


Figura 5 - Segmentação da região de interesse.

Após a etapa de segmentação, determina-se o histograma da imagem contendo apenas os pulmões ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾. Pelo histograma é possível determinar as gaussianas relativas a cada tecido (pulmão sadio), tomando como base o número TC de referência, em UH, e desvio padrão ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾.

Após definição da região dos pulmões, a fim de diminuir a quantidade de pixels falso-positivos, foram aplicados operadores morfológicos à imagem, através de uma operação de *bridge* seguida de *filling* ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾ ⁽²⁰⁾. A operação de *bridge* liga pixels desconectados, como uma ponte, ou seja, pixels com valor 0 passam a ser 1, se há dois vizinhos diferentes de zero, que não estão conectados. A operação de *filling* preenche pixels interiores isolados (pixels com valor 0 individuais que são cercados por pixels com valor 1) ⁽²¹⁾. Este processo faz-se necessário uma vez que o processo de limiarização para a determinação da região pulmonar deve ter uma faixa de unidades de Hounsfield (UH) pequena, podendo sofrer interferência de faixas de UH próximas, como à faixa referente às estruturas da vascularização pulmonar ⁽²²⁾. Assim, esta limiarização com uma faixa restrita evita pixels falso-positivos, mas subestima verdadeiro-positivos. A

aplicação dos operadores morfológicos inclui estes pixels verdadeiro-positivos à contagem. Desta forma, este passo define melhor a região de interesse ⁽²³⁾ ⁽²⁴⁾

A seguir, o algoritmo faz uma contagem automática dos pixels totais pertencentes ao pulmão, possibilitando o cálculo do volume daquele corte. Aplicando o processo em todos os cortes, é possível obter o volume pulmonar como um todo ⁽¹⁸⁾ ⁽¹⁹⁾.

Após a aquisição destes dados foi feita a normalização dos valores para o tamanho dos pacientes, utilizando-se para esta normalização as seguintes medidas:

Medida A - Medida da distância em linha reta entre a superfície superior do corpo vertebral de T1, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior (Figura 6).

Medida B - Medida da distância da superfície superior do corpo vertebral de T1, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, traçando-se o contorno do ligamento longitudinal anterior (Figura 7).

Medida C - Medida da altura do corpo vertebral de T12 (Figura 8).

Medida D - Medida da distância em linha reta entre a superfície superior do corpo vertebral de T2, adjacente ao ligamento longitudinal anterior, e a superfície inferior do corpo vertebral de T12, adjacente ao ligamento longitudinal anterior (Figura 9).

Essas medidas foram aferidas três vezes cada uma, em dias diferentes, em tabelas separadas por dia. Posteriormente, calculou-se a média aritmética de cada uma.

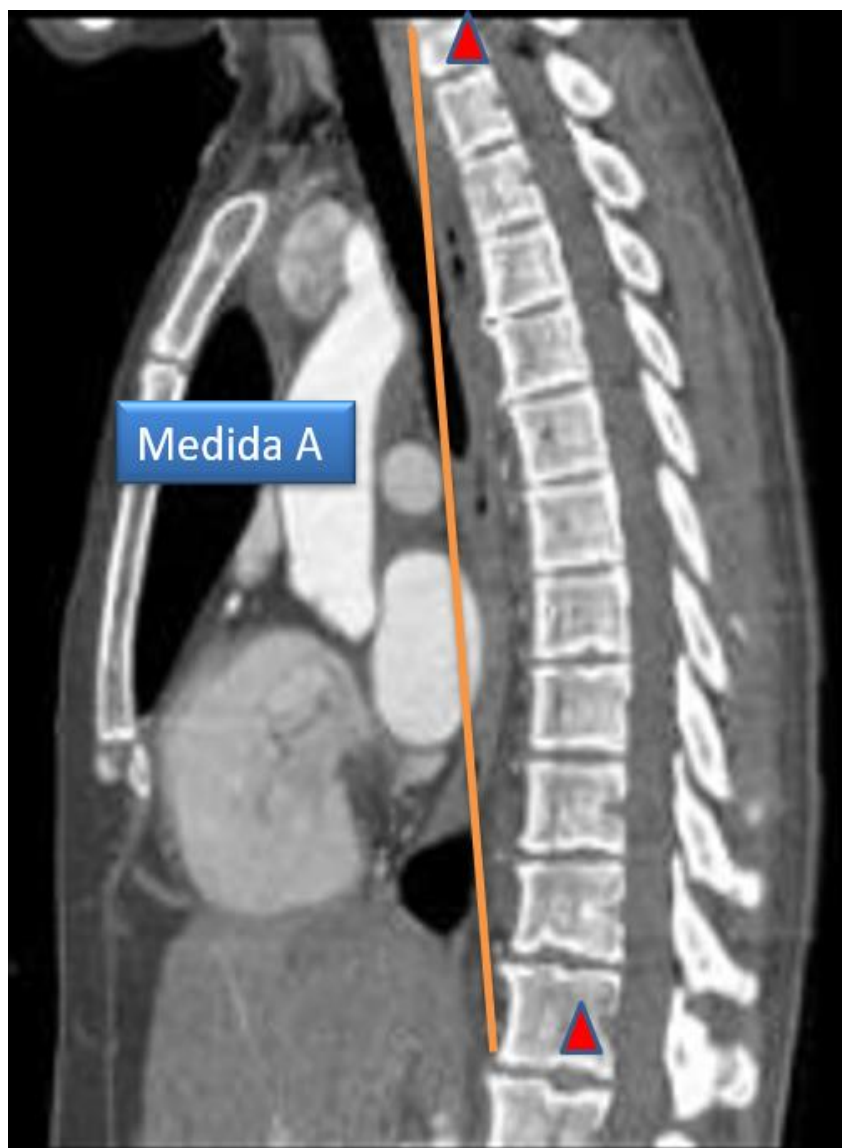


Figura 6 - Representação esquemática da medida A. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.

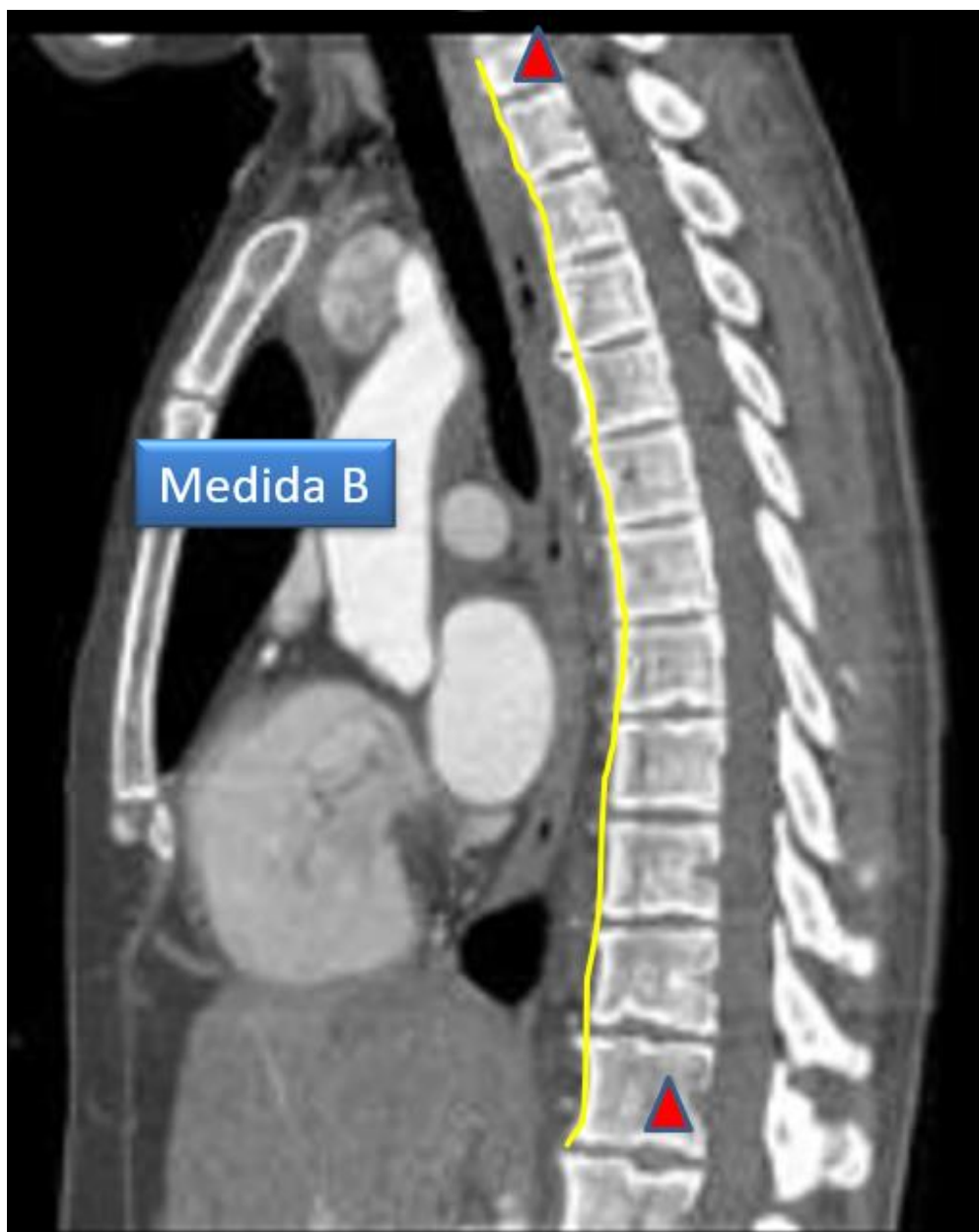


Figura 7 - Representação esquemática da medida B. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.

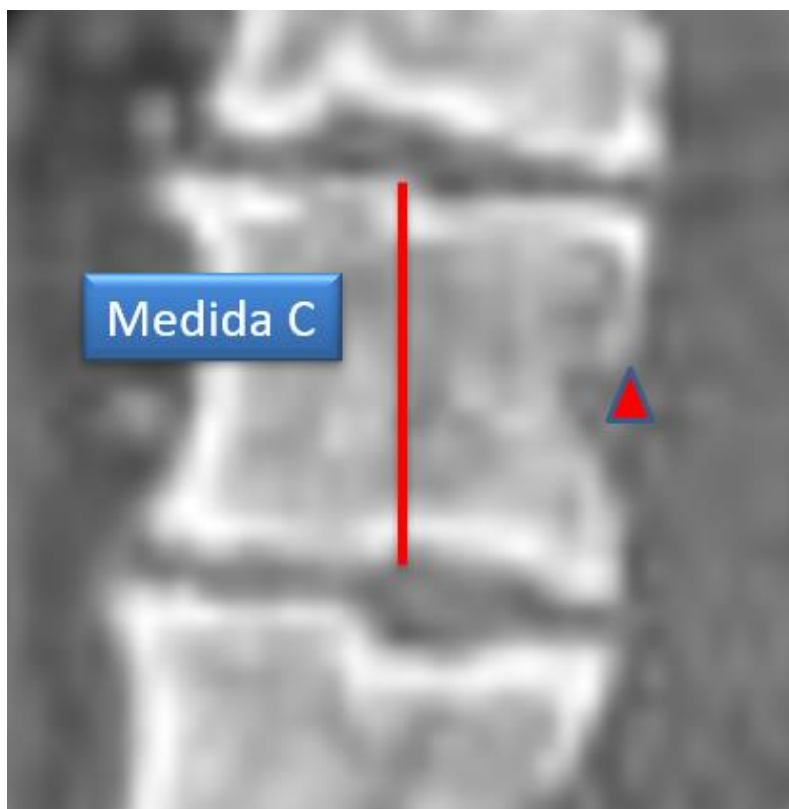


Figura 8 - Representação esquemática da medida C. O triângulo vermelho representa T12.



Figura 9 - Representação esquemática da medida D. O triângulo vermelho superior representa T1 e o inferior representa T12.

4.Resultados

Foram analisados ao todo 100 pacientes. Cinco pacientes foram excluídos devido a uma das medidas (A, B, C ou D) não terem sido realizadas devido à ausência parcial ou completa do corpo vertebral de T1 ou T12 na região de interesse analisada pela TC. As medidas A, B, C e D que foram realizadas e o volume pulmonar total (em ml) estão descritas acima (Tabela 1), que especifica idade e o gênero dos pacientes.

Tabela 1 – Relação completa dos pacientes e das medidas.

Número	Medida A (mm)	Medida D (mm)	Medida A (mm)	Medida B (mm)	Sexo (Feminino = 1 ; Masculino = 0)	Idade	Volume (ml)
1	257	272	25	245	1	63	4,05E+03
2	218	236	22	198	1	63	3,56E+03
3	261	268	24	236	0	57	4,58E+03
4	233	240	22	217	1	57	4,05E+03
5	249	268	24	223	1	43	6,21E+03
6	249	263	23	232	1	53	3,70E+03
7	235	252	22	223	1	54	3,15E+03
8	296	320	26	277	0	74	3,94E+03
9	262	275	25	235	0	66	4,51E+03
10	229	240	21	210	1	40	3,90E+03
11	282	300	28	265	0	63	5,68E+03
12	279	295	24	261	0	73	5,91E+03
13	236	253	18	219	1	65	3,21E+03
14	248	266	25	230	1	50	5,19E+03
15	243	262	23	225	1	52	3,94E+03
16	216	260	20	197	1	78	3,11E+03
17	239	248	21	223	1	59	3,40E+03
18	244	258	22	227	1	52	3,46E+03
19	248	270	23	233	1	63	4,27E+03
20	253	266	22	237	1	49	5,22E+03
21	255	272	24	242	1	43	5,38E+03
22	243	258	23	228	1	55	3,42E+03
23	258	274	22	242	1	29	4,75E+03

24	262	276	25	245	1	55	5,82E+03
25	263	282	22	255	0	63	6,09E+03
26	213	249	23	203	1	72	3,51E+03
27	244	257	23	223	1	48	5,58E+03
28	217	234	20	202	1	52	4,12E+03
29	245	273	22	227	1	42	3,36E+03
30	258	272	24	241	0	33	5,17E+03
31	258	272	25	241	0	58	4,72E+03
32	240	254	23	227	0	67	6,32E+03
33	268	284	27	248	0	40	6,33E+03
34	254	283	26	236	0	71	5,02E+03
35	238	250	23	222	0	81	5,48E+03
36	242	268	25	226	1	39	4,77E+03
37	296	306	25	275	0	52	5,44E+03
38	245	267	24	231	1	41	3,65E+03
39	258	275	25	239	0	64	5,71E+03
40	238	246	21	221	1	55	3,58E+03
41	226	279	20	209	1	61	5,75E+03
42	241	273	23	226	1	65	3,67E+03
43	231	258	20	215	1	56	2,82E+03
44	249	275	23	232	1	52	4,34E+03
45	242	281	24	226	1	67	4,72E+03
46	251	267	21	232	1	57	2,46E+03
47	250	265	18	236	1	71	4,70E+03
48	234	242	21	218	1	57	4,26E+03
49	230	255	22	214	1	73	3,65E+03
50	259	292	24	240	0	26	4,97E+03
51	242	288	23	223	1	69	3,93E+03
52	275	300	24	257	0	56	6,17E+03
53	250	274	21	235	1	53	3,83E+03
54	256	276	26	239	1	30	4,36E+03
55	235	265	22	319	1	43	4,22E+03
56	254	282	21	234	1	65	3,47E+03
57	287	312	28	269	0	39	7,83E+03
58	224	258	19	207	1	82	5,49E+03
59	240	266	22	220	1	30	1,59E+03
60	242	252	20	217	1	52	3,53E+03
61	241	277	22	223	1	72	4,01E+03
62	302	332	26	282	0	55	6,62E+03
63	244	274	21	227	0	41	3,22E+03
64	267	292	22	251	0	60	5,08E+03
65	240	271	22	223	1	54	3,84E+03

66	279	296	22	258	0	36	6,29E+03
67	254	269	21	235	1	42	5,05E+03
68	273	297	26	254	0	67	8,19E+03
69	262	298	24	246	0	29	6,33E+03
70	252	272	24	235	1	41	4,91E+03
71	228	270	20	245	1	47	2,36E+03
72	250	283	22	230	1	34	3,85E+03
73	252	294	24	232	0	49	6,72E+03
74	239	268	21	217	1	49	4,06E+03
75	251	274	25	235	1	41	4,83E+03
76	263	283	24	246	1	41	5,20E+03
77	252	277	25	232	1	36	4,89E+03
78	220	236	19	206	1	72	3,91E+03
79	246	266	23	230	1	53	3,17E+03
80	258	274	26	237	1	26	5,09E+03
81	237	271	24	223	1	46	3,87E+03
82	229	246	21	218	1	41	4,37E+03
83	251	271	22	234	0	40	5,20E+03
84	267	283	28	252	0	71	4,85E+03
85	270	283	29	250	1	22	5,20E+03
86	260	278	22	232	1	79	3,57E+03
87	255	262	24	234	1	40	4,36E+03
88	242	267	21	224	1	65	2,96E+03
89	264	279	23	245	1	36	5,25E+03
90	254	272	28	238	1	48	3,76E+03
91	260	273	27	239	0	25	6,02E+03
92	237	253	24	221	1	56	4,78E+03
93	266	289	26	248	1	75	5,22E+03
94	276	291	27	255	0	59	5,82E+03
95	272	294	25	250	0	51	7,39E+03

(* Volume Pulmonar em ml, representados em notação científica.)

A relação entre o volume pulmonar e a medida A apresentou média de 18,3 ml/mm, mediana de 18,3 ml/mm, desvio padrão de 4,1 ml/mm. Com índice de confiança de 95% e medida de qualidade do ajuste (R2) de 95,3, os valores 17,7 e 19,4 ml/mm foram respectivamente o limite inferior e o limite superior. O gráfico abaixo representa a distribuição normal das medidas analisadas (Figura 10).

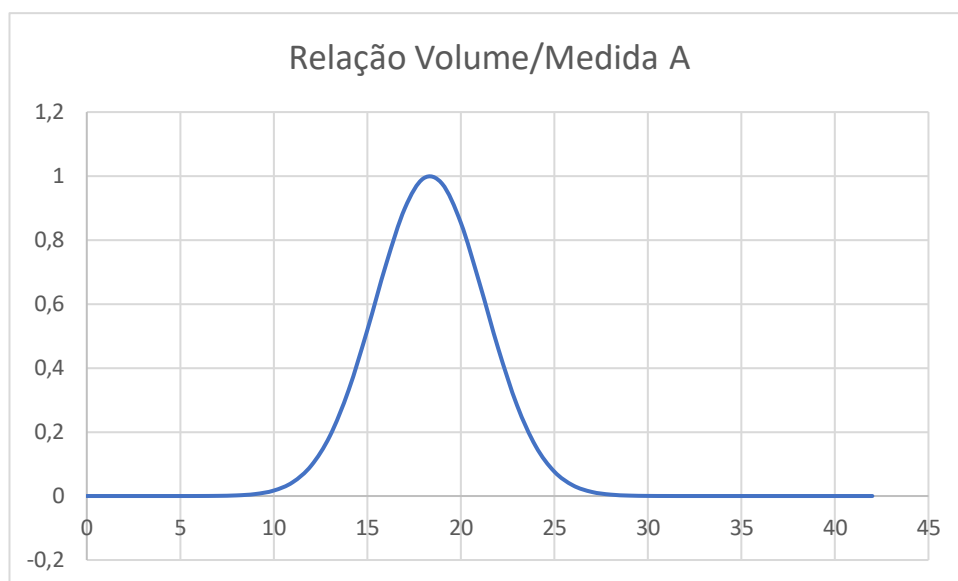


Figura 10 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida A.

A relação entre o volume pulmonar e a medida B apresentou média de 16,9 ml/mm, mediana de 17,1 ml/mm, desvio padrão de 3,8 ml/mm. Com índice de confiança de 95% e R^2 de 95,1, os valores 16,1 e 17,7 ml/mm foram respectivamente o limite inferior e o limite superior. O gráfico abaixo representa a distribuição normal das medidas analisadas (Figura 11).

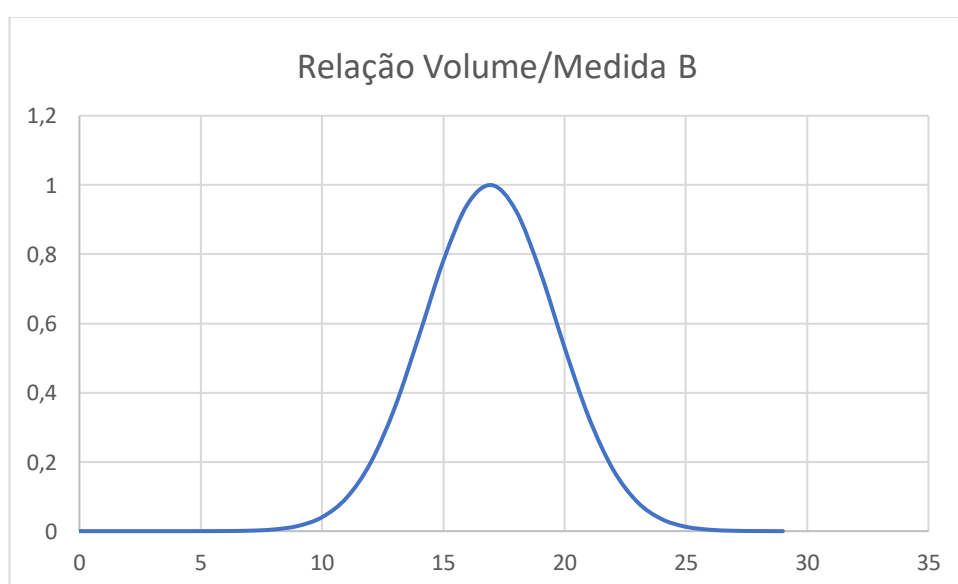


Figura 11 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida B.

A relação entre o volume pulmonar e a medida C apresentou média de 198,6 ml/mm, mediana de 193,0 ml/mm, desvio padrão de 45,2 ml/mm. Com índice de confiança de 95% e R2 de 95,3, os valores 189,4 e 208,0 ml/mm foram respectivamente o limite inferior e o limite superior. O gráfico abaixo representa a distribuição normal das medidas analisadas (Figura 12).

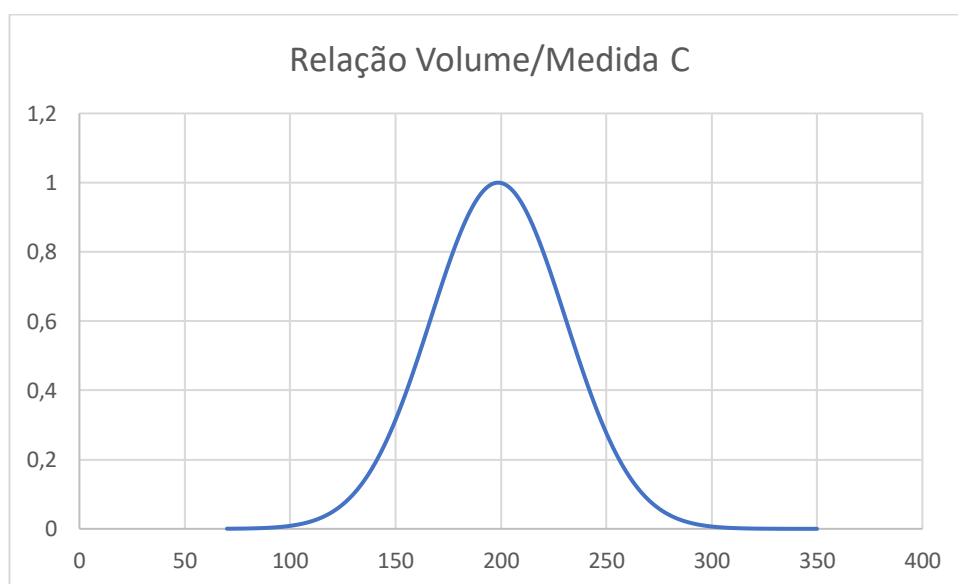


Figura 12 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida C.

A relação entre o volume pulmonar e a medida D apresentou média de 19,6 ml/mm, mediana de 19,5 ml/mm, desvio padrão de 4,5 ml/mm. Com índice de confiança de 95% e R2 de 94,9, os valores 18,8 e 20,7 ml/mm foram respectivamente o limite inferior e o limite superior. O gráfico abaixo representa a distribuição normal das medidas analisadas (Figura 13).

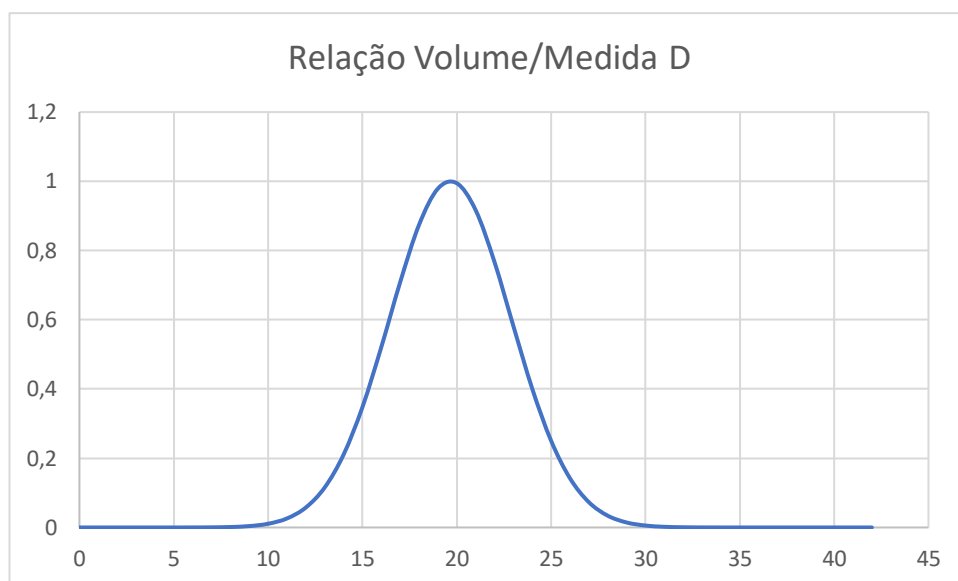


Figura 13 - Representação gráfica da distribuição da relação entre o Volume Pulmonar e a Medida D.

A relação entre o volume pulmonar todas as medias obtidas pode ser observada na tabela abaixo (Tabela 2).

Tabela 2 - Relação de todas as informações estatísticas.

Modelos de regressão entre volume e os comprimentos e medida de qualidade do ajuste (R2)

Comprimento	b	ep	p	IC95%		R2
COMPC	199,9	4,6	0,000	190,8	209,0	95,3
COMPD	19,8	0,5	0,000	18,9	20,7	94,9
COMPA	18,6	0,4	0,000	17,7	19,4	95,3
COMPB	17,1	0,4	0,000	16,3	17,9	95,1

Resumos descritivos dos índices Volume/Comprimento

	IVCC	IVCD	IVCA	IVCB
n	95	95	95	95
Média	198,688	19,663	18,354	16,923
Mediana	193,011	19,591	18,300	17,138
Desvio Padrão	45,2892	4,5362	4,1414	3,8641
Mínimo	72,3	7,2	6,6	6,0
Máximo	315,0	32,2	30,0	27,6
Primeiro quartil	165,265	16,267	15,303	14,008
Terceiro quartil	228,530	22,222	20,717	19,511
IC95%-Limite inferior	189,4	18,7	17,5	16,1
IC95%-Limite superior	208,0	20,6	19,2	17,7

5. Discussão

Como todo trabalho que objetiva relacionar variáveis e estabelecer o valor de normalidade para determinada população, é importante que a amostra seja a maior e mais homogênea possível. Conseguimos no presente trabalho obter 100% dos pacientes inicialmente planejados, cinco deles foram excluídos devido alterações de exame que inviabilizavam a coleta de dados. Entretanto, o número de pacientes do sexo masculino representou apenas 31,5% da amostra, inviabilizando uma distribuição que levasse em conta este parâmetro. Portanto, a principal limitação do presente estudo foi o número ainda relativamente pequeno de pacientes do gênero masculino para adequado agrupamento em dois grupos homogêneos de população geral de ambos os sexos, mostrando provável diferença entre estes dois grupos. Futuramente, uma expansão do espaço amostral pode resultar em valores mais acurados, apesar dos valores obtidos já apresentarem significância estatística.

Alguns trabalhos na literatura mundial relacionaram a acurácia e a reprodutibilidade das técnicas de imagem, em especial a TC, com as técnicas tradicionais, porém nenhum dos trabalhos analisados durante a fase de pesquisa bibliográfica deste utilizou medidas antropométricas para realizar ajustes ou normalização destes volumes, possivelmente porque estes dados foram avaliados na espirometria/diluição de gases. Na realidade, também não encontramos nenhum trabalho estabelecendo uma padronização de volumes pulmonares normais da população adulta geral através de avaliação somente por tomografia computadorizada ou outro método de diagnóstico por imagem, que pudesse ser facilmente utilizada na prática médica.

O trabalho apresentado mostrou ainda que a análise do volume pulmonar pela TC utilizando a técnica supracitada, associada à sua relação com uma das medidas (A B, C ou D) resultou em uma normalização adequada dos volumes pulmonares para determinado indivíduo. Isto se deu com qualquer uma das quatro medidas utilizadas. A utilização de cada uma destas apresenta vantagens e desvantagens do ponto de vista prático. Apesar da facilidade na realização da medida da altura do corpo vertebral de T12 (medida C) na reconstrução sagital de qualquer TC de Tórax multidetector, a medida B mostrou menor desvio e erro padrão. Esta medida B, em compensação, é a medida que leva mais tempo para ser realizada. Às medidas A e D – distância entre a superfície do corpo vertebral de T1/T2 até a superfície inferior do corpo vertebral de T12 - representam medidas com fácil aplicação e menor erro se comparadas à medida C. Ressalta-se mais uma vez que a expansão da amostra de indivíduos analisados poderá trazer melhores informações estatísticas futuras.

Será de grande valia a utilização destes resultados para demonstrar aumento ou redução do volume pulmonar em determinado paciente e correlacionar com os achados clínicos, particularmente em enfermidades que provocam redução ou aumento do volume pulmonar, como as doenças que cursam com fibrose ou hiperinsuflação pulmonar. A complementação da análise de uma TC de tórax, exame cada vez mais comum e disponível em nosso meio, com informações objetivas e quantitativas pode melhorar a acurácia diagnóstica; além disso, a princípio, esta poderá substituir as técnicas tradicionais de avaliação do volume pulmonar total no contexto clínico adequado.

6. Conclusão

O presente trabalho buscou apresentar uma nova técnica de mensuração do volume pulmonar pela utilização da TC e aplicação de filtros limiarização por nível de cinza para processamento de imagem.

Além disso, estabelecemos a padronização dos volumes pulmonares normais na população geral, através de medidas de dimensões do próprio indivíduo. Devido ao número relativamente pequeno de pacientes do gênero masculino, a normalização ocorreu para a população geral, não sendo realizada a separação entre dois grupos

Estas medidas utilizadas para a normalização (Medida A, B, C e D) são facilmente realizadas, e podem trazer informações complementares importantes associadas ao volume pulmonar total.

7.Referências

1. Tantucci C, Bottone D, Borghesi A, Guerini M, Quadri F, Pini L, Methods for Measuring Lung Volumes: Is There a Better One? *Respiration*. 2016 and 17, 91(4):273-80.Epub 2016 Mar.
2. Wanger J, Clausen JL, Coates A, Pedersen OF, Brusasco V, Burgos F, et al: Standardization of the measurement of lung volumes. *Eur Respir J* 2005 and 26:511–522.
3. Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, et al: ATS/ERS Task Force. Standardization of spirometry. *Eur Respir J* 2005 and 26:319–338.
4. Macklem PT, Therapeutic implication of the pathophysiology of COPD. *Eur Respir J* 2010, and 35:676–80.
5. O'Donnell DE, Webb KA, Exertional breathlessness in patients with chronic airflow limitation: the role of lung hyperinflation. *Am Rev Respir Dis* 1993 and 148:1351–1357.
6. Giacomini G, Pavan ALM, Altemani JMC, Duarte SB, Fortaleza CMCB, Miranda JRA, et al. Computed tomography-based volumetric tool for standardized measurement of the maxillary sinus. *PLoS One*. 2018;13/journal.pone.0190770.
7. Barreto SSM, Cavalazzi AC, Determinação dos volumes pulmonares Métodos de mensuração dos volumes pulmonares *J Pneumol* 28(Supl 3) – outubro de 2002.
8. Quanjer H, Tammeling GJ, Cotes JE, Pedersen OF, Peslin R, Yernault J-C, Lung volumes and forced ventilatory flows. *European Respiratory Journal* 1993 (6): p.5-40.
9. Hall JE, Guyton and Hall textbook of medical physiology (13th edition.). Philadelphia, PA: Elsevier (2016). p.483.
10. da Silva SLC, Espirometria: o que é normal?. *J. bras. pneumol*. [Internet]. 2007 Aug and xxi-xxii., 33(4):.
11. Iwano S, Okada T, Satake H, Naganawa S, 3D-CT Volumetry of the Lung Using Multidetector Row CT: Comparison with Pulmonary Function Tests. *Academic Radiology*.
12. Ueda K, Kaneda Y, Sudoh M, et al. Role of quantitative CT in predicting hypoxemia and complications after lung lobectomy for cancer, with special reference to area of emphysema. *Chest* 2005 and 128:3500–3506.
13. Kauczor HU, Heussel CP, Fischer B, Klam R, Mildemberger P, Thelen M, Assessment of lung volumes using helical CT at inspiration and expiration: comparison with pulmonary function tests. *AJR Am J Roentgenol* 1998 and 171:1091–1095.

14. Silva AC, Algoritmos para diagnostico assistido de nodulos pulmonares solitarios em imagens de tomografia computadorizada, Rio de Janeiro: PUC, 2004.
15. Ferraz I, Conci A, Processamento de Imagens na Tomografia Computadorizada. Série Arquimedes, Volume 2, Anais do DINCON 2003, pp. 2856-2876.
16. Haaga JR, Boll DT, editors: CT and MRI of the whole body, ed 5, Philadelphia, 2008, Mosby.
17. <https://oncologymedicalphysics.com/ct-history/>.
18. Giacomini G, et al., Quantification of Pulmonary Inflammatory Processes Using Chest Radiography: Tuberculosis as the Motivating Application. Medicine (Baltimore), 2015. 94(26): p. e1044.
19. Alvarez M, Pina DR, de Oliveira M, Ribeiro SM, Mendes RP, Duarte SB, et al. Objective CT-based quantification of lung sequelae in treated patients with Paracoccidioidomycosis. Medicine 2014 and 93(25):e167.
20. Oliveira, M., Pina, D.R., Alvarez, M. Veloso, A.F., et al. Use of Algorithms for Semi-Automatic Quantification of Pulmonary Fibrosis and Emphysema. World Congress on medical Physics and Biomedical Engineering. 2012. Beijing, China: IFMBE Proceedings.
21. Bovik AC, Handbook of image and video processing. 2nd ed. 2005, Amsterdam and Boston, MA: Elsevier Academic Press. xvi, 1372 p.
22. Ribeiro ABN, Segmentação dos Vasos Sanguíneos Pulmonares em Imagens de Tomografia Computadorizada do Tórax, in Centro de Tecnologia. 2013, Universidade Federal do Ceará: Fortaleza/Ceará. p. 94.
23. Oliveira, M., Pina, D.R., Alvarez, M., Alves, A.F.F., Miranda, J.R.A., Desenvolvimento de algoritmos computacionais para quantificação de estruturas pulmonares. Revista Brasileira de Física Médica, 2012. 6(3): p. 183-186.
24. Oliveira M, Quantificação de Fibrose e Enfisema em Pacientes com Paracoccidioidomicose (PCM) Pulmonar, Através de Imagens de Tomografia Computadorizada de Alta Resolução (TCAR). 2012.