Desiderio Cano Porras

Comparação da assincronia toracoabdominal ao repouso e ao exercício em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica utilizando diferentes metodologias

Dissertação apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências

Programa de Ciências da Reabilitação

Orientador: Prof. Dr. Celso Ricardo Fernandes de Carvalho

São Paulo
2014

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

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

©reprodução autorizada pelo autor

Porras, Desiderio Cano
Comparação da assincronia toracoabdominal ao repouso e ao exercício em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica utilizando diferentes metodologias. / Desiderio Cano Porras. -- São Paulo, 2014.
Dissertação(mestrado)--Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo. Programa de Ciências da Reabilitação.
Orientador: Celso Ricardo Fernandes de Carvalho.

Descritores: 1.Doença pulmonar obstrutiva crônica 2.Mecânica respiratória 3.Parede torácica 4.Engenharia biomédica 5.Processamento de sinais assistido por computador 6.Fenômenos biomecânicos 7.Diafragma 8.Abdome 9.Ventilação pulmonar 10.Medidas de volume pulmonar 11.Pletismografia 12.Algoritmos

USP/FM/DBD-158/14

DEDICATÓRIA

La felicidad es un camino, y el motor para andar ese camino son los sueños. Este trabajo está dedicado a ***Desiderio*** *y* ***Patricia****, con quienes aprendí que los sueños compartidos se multiplican.*

Gracias papás.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de agradecer infinitamente à minha família: meu pai, **Desiderio**, minha mãe, **Patricia**, e meu irmão, **Jairo**. Ainda na distância vocês sempre foram e serão minha maior inspiração. Sem vocês, a realização deste projeto não teria sido possível.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Celso RF de Carvalho,** por ter me acolhido no seu grupo de pesquisa e ter confiado no meu trabalho. Professor, com o senhor aprendi a discutir e analisar qualquer assunto sempre de uma maneira mais ampla e objetiva. Obrigado por ter me guiado no caminho da pesquisa.

A meu tutor e amigo, **Prof. Dr. Henrique Takachi Moriya.** Professor, não tem palavras para expressar o carinho e admiração; desde que cheguei pela primeira vez a São Paulo, mais do que um *tutor*, o senhor sempre foi conselheiro e amigo. Obrigado por me incentivar sempre na minha formação como pesquisador e preparação profissional.

À minha colega de laboratório, **Dra. Denise Paisani,** com quem tive um infinito numero de discussões sobre todos os assuntos: ciência, arte, politica, literatura etc., e com quem compartilhei grandes alegrias e também tristezas. Obrigado pela colaboração e empenho na realização deste trabalho.

Às minhas colegas do grupo OEP, **Dra. Adriana Lunardi**, **MSc. Cibele Marques da Silva** e **MSc. Renata Claudino,** pela disponibilidade constante para contribuir com esta pesquisa e pelo aprendizado em cada uma de nossas incessantes discussões científicas.

Aos **pacientes DPOC e voluntários** que fizeram parte deste projeto de pesquisa, pela disponibilidade e esforço. Sua confiança depositada neste trabalho foi uma fonte de imenso aprendizado.

A todos os pesquisadores do **Laboratório de Investigação em Fisioterapia e Fisiologia do Exercício (grupo LIFFE)** pelo conhecimento científico e pelas discussões que constantemente nos fazem amadurecer as ideias além das aparências. As nossas reuniões tem sido indispensáveis na minha formação como pesquisador.

À **MSc. Fernanda Rodrigues**, pela disponibilidade para contribuir na execução deste projeto de pesquisa.

Aos profissionais do ambulatório de doenças obstrutivas do Hospital das Clínicas e do **Laboratório de Função Pulmonar do Instituto do Coração** por ajudarem nas fases de triagem e realização de avaliações deste projeto de pesquisa.

AGRADECIMENTOS ESPECIAIS

Agradeço à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pelo apoio financeiro durante a realização desta dissertação.

EPÍGRAFE

Have the courage to follow your heart and intuition, they somehow already know what you truly want to become. Everything else is secondary.

Steve Jobs

NORMALIZAÇÃO ADOTADA

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

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

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

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

Sumário

Lista de abreviaturas

Lista de siglas

Lista de figuras

Lista de tabelas

RESUMO

SUMMARY

INTRODUÇÃO 1

Mecânica respiratória 1

Doença pulmonar obstrutiva crônica e assincronia toracoabdominal (ATA) 2

Modelos de análise da estrutura toracoabdominal 3

Ferramentas de mensuração da cinemática toracoabdominal 4

Métodos de estimativa da ATA 6

Ângulo e relação de fase 9

JUSTIFICATIVA 11

OBJETIVOS 12

CASUÍSTICA E MÉTODOS 13

Sujeitos 13

Delineamento do estudo 15

Técnicas de avaliação 16

Questionário de Avaliação da DPOC 16

Função Pulmonar Completa 16

Teste de Ergoespirometria 17

Pletismografia Optoeletrônica 19

Métodos de Estimativa da ATA 23

Ângulo de fase 26

Relação de fase 28

Índice de ineficiência ventilatória 31

Análise dos dados 31

Análise estatística 32

RESULTADOS 34

DISCUSSÃO 53

Conclusão 61
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS 62

Lista de abreviaturas

ABD	Abdome
AF	Ângulo de fase
AT	Grupo de pacientes DPOC com assincronia
ATA	Assincronia toracoabdominal
CAT	*COPD Assessment Test*
CC_{ABD}	Contribuição compartimental do abdome
CC_{CTI}	Contribuição compartimental da caixa torácica inferior
CC_{CTS}	Contribuição compartimental da caixa torácica superior
CI	Capacidade inspiratória
CPT	Capacidade pulmonar total
CTI	Caixa torácica inferior
CTS	Caixa torácica superior
CVF	Capacidade vital forçada
C1	Coleta no momento de avaliação ao repouso
C2	Coleta no momento de avaliação ao exercício sem carga
C3	Coleta no momento de avaliação ao exercício com carga
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
ETA	Estrutura toracoabdominal
FC	Frequência cardíaca
Fi	Fluxo inspiratório
Fe	Fluxo expiratório
FR	Frequência respiratória
GC	Grupo controle
IMC	Índice de massa corpórea
IV	Ineficiência Ventilatória
NA	Grupo de pacientes DPOC sem assincronia
OEP	Pletismografia optoeletrônica
PRI	Pletismografia respiratória por indutância
RF	Relação de fase
rpm	Rotações por minuto
Te	Tempo expiratório
Ti	Tempo inspiratório
Ttot	Tempo total
V_{ABD}	Volume abdominal
V_{CTI}	Volume da caixa torácica inferior
V_{CTS}	Volume da caixa torácica superior
VEF_1	Volume expiratório forçado no primeiro segundo
VE	Ventilação minuto
VO_{2max}	Consumo de oxigênio máximo
VR	Volume residual
V_T	Volume total

Lista de siglas

GOLD	Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease
CAPPesq	Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa
FAPESP	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo
FMUSP	Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
HCFMUSP	Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo
INCOR	Instituto do Coração

Lista de figuras

		Página
FIGURA 1	Divisão da estrutura toracoabdominal em três compartimentos utilizando OEP	6
FIGURA 2	Sistema de Pletismografia Optoeletrônica	20
FIGURA 3	Fluxograma das coletas com OEP	21
FIGURA 4	Figura representativa da estrutura toracoabdominal e compartimentos	24
FIGURA 5	Processo de obtenção do ciclo respiratório médio	25
FIGURA 6	Ângulo de fase	27
FIGURA 7	Relação de fase	29
FIGURA 8	Ineficiência ventilatória	32
FIGURA 9	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica superior e inferior	40
FIGURA 10	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica superior e abdome	41
FIGURA 11	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica inferior e abdome	42
FIGURA 12	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica superior e inferior	43
FIGURA 13	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica superior e abdome	44
FIGURA 14	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica inferior e abdome	45
FIGURA 15	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício com carga entre caixa torácica superior e inferior	46
FIGURA 16	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício com carga entre caixa torácica superior e abdome	47
FIGURA 17	Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício com carga entre caixa torácica inferior e abdome	48

Lista de tabelas

		Página
TABELA 1	Características antropométricas, de função pulmonar e capacidade de exercício dos sujeitos	35
TABELA 2	Intervalos de normalidade para os métodos de estimativa da ATA (AF e RF) obtidos com o grupo controle e número de pacientes DPOC fora da normalidade	37
TABELA 3	Caraterísticas basais dos pacientes DPOC com assincronia (grupo AT) e sem assincronia (grupo NA) avaliados pelos métodos de ângulo e relação de fase	38
TABELA 4	Comparação da cinemática toracoabdominal entre GC e DPOC sem e com assincronia obtida com o ângulo de fase	50
TABELA 5	Comparação da cinemática toracoabdominal entre GC e DPOC sem e com assincronia obtida com a relação de fase	51
TABELA 6	Comparação da ineficiência ventilatória entre os grupos controle e os pacientes DPOC com assincronia (grupo AT) e sem assincronia (grupo NA) utilizando ambos os métodos de estimativa	52

RESUMO

Porras DC. *Comparação da assincronia toracoabdominal ao repouso e ao exercício em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica utilizando diferentes metodologias* [dissertação]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2014.

Pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) podem apresentar assincronia toracoabdominal (ATA). Existem diversos métodos de estimativa da ATA, porém, não há um consenso sobre qual é o mais adequado. O objetivo deste estudo foi comparar dois métodos de estimativa da assincronia toracoabdominal e avaliar a ineficiência ventilatória em pacientes DPOC no repouso e durante o exercício. Foram avaliados 22 pacientes com DPOC (VEF_1 40,2±10,5% predito) e 13 indivíduos controle (GC) pareados por idade, gênero e índice de massa corpórea. A cinemática toracoabdominal foi avaliada utilizando pletismografia optoeletrônica no repouso e durante o exercício leve e moderado (70% da carga máxima) no ciclo ergômetro. A ATA foi calculada entre a caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI) e o abdome (ABD) utilizando os métodos de ângulo de fase (AF) e relação de fase (RF). A ineficiência ventilatória foi calculada em cada compartimento como a diferença entre o volume máximo (V_M) e o volume calculado (V_C) de acordo com o ciclo respiratório (determinado pela soma de volume dos três compartimentos) dividida pelo volume máximo $(V_M-V_C)/V_M$. Os pacientes com DPOC foram classificados como assíncronos (grupo AT) ou não assíncronos (grupo NA) utilizando como referência os valores do GC. Foi utilizado o teste qui-quadrado ou de Fisher para avaliar a discriminação de pacientes entre os métodos e o ANOVA de dois fatores para comparações entre os grupos. O nível de significância foi ajustado para 5%. O método AF determinou maior número de pacientes com ATA quando comparado com RF no repouso (respectivamente, 15 vs. 7) e no exercício leve (11 vs. 3) e moderado (14 vs. 8). Os valores de assincronia no grupo AT entre CTS-CTI e CTI-ABD foram maiores no repouso (AF: 35,7±45,4° e -42,2±42,5° e RF: 61,8±29,1° e -66,9±27,4°, respectivamente) e no exercício leve (AF: 53,3±35,6° e -55,8±40,4°; RF: 106,1±40,3° e -124,8±17,2°) e moderado (AF: 61,6±55,1° e -75,9±44,8°; RF: 85,9±23,6° e -81,8±42,2°) quando comparados com os grupos NA ($p<0,05$) e GC ($p<0,05$). Na análise entre CTS-ABD não houve diferença entre os grupos. Observou-se que o grupo AT apresentou menor contribuição e maior ineficiência ventilatória da CTI em todos os momentos de avaliação e, durante o exercício moderado, menor volume corrente quando comparado com os grupos NA e GC. Os nossos resultados sugerem que o ângulo de fase apresenta maior detecção de ATA nos pacientes com DPOC. A presença de assincronia parece ocorrer principalmente na caixa torácica inferior e associada com menor contribuição e maior ineficiência ventilatória deste compartimento.

Descritores: Doença pulmonar obstrutiva crônica; Mecânica respiratória; Parede torácica; Engenharia biomédica; Processamento de sinais assistido por computador; Fenômenos biomecânicos; Diafragma; Abdome; Ventilação pulmonar; Medidas de volume pulmonar; Pletismografia; Algoritmos.

SUMMARY

Porras DC. *Comparison of thoracoabdominal asynchrony at rest and during exercise in chronic obstructive pulmonary disease patients by applying different methodologies* [dissertation]. São Paulo: Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo; 2014.

Chronic obstructive pulmonary disease (COPD) patients can present thoracoabdominal asynchrony (TAA). There are several TAA estimation techniques, however, there is no consensus about which is the most appropriate. The aim of this study was to compare two thoracoabdominal asynchrony quantification techniques and to assess chest wall ventilatory inefficiency in COPD patients at rest and during exercise. We evaluated 22 COPD patients (FEV_1 40,2±10,5% predicted) and 13 healthy controls (CG) matched by age, gender and body mass index. Thoracoabdominal kinematics was assessed via optoelectronic plethysmography at rest and during mild and moderate exercise (70 % maximum workload) in a cycle ergometer. TAA was calculated among upper (URC) and lower ribcage (LRC) and abdomen (ABD) by using the phase angle (PA) and phase relation (PR) approaches. Ventilatory Inefficiency was estimated in each compartment as the difference between the maximal volume (V_M) and the volume (V_C) calculated according to respiratory timing (sum of volume in the 3 compartments) divided by the maximal volume $(V_M-V_C)/V_M$. COPD patients were classified as asynchronous (AT group) or not (NA group) by using as reference the values on the controls. Chi-square or Fisher's exact test was used for assessing the patients differentiation between the two TAA quantification approaches and two-way ANOVA was used to compare respiratory parameters among groups (CG, AT and NA). Statistical significance was set at 5% level. PA approach determined more patients as asynchronous when compared to RF at rest (respectively, 15 vs. 7) and during mild (11 vs. 3) and moderate (14 vs. 8) exercise. Asynchrony values in AT group among URC-LRC and LRC-ABD were greater at rest (respectively, 35.7±45.4° and -42.2±42.5° with PA and 61.8±29.1° and -66.9±27.4° with PR) and during mild (PA: 53.3±35.6° and -55.8±40.4°; PR: 106.1±40.3° and -124.8±17.2°) and moderate exercise (PA: 61.6±55.1° and -75.9±44.8°; PR: 85.9±23.6° and -81.8±42.2°) when compared to NA ($p<0.05$) and CG ($p<0.05$). Analysis among URC-ABD presented no difference between groups. It was observed that AT group presented a smaller LRC contribution and greater ventilatory inefficiency during all assessing moments and, during moderate exercise, had a lower tidal volume when compared to NA and CG. Our results suggest that phase angle approach presents larger TAA detection in COPD patients. This asynchrony seems to occur mainly in the lower ribcage and be associated with decreased contribution and increased ventilatory inefficiency of this compartment.

Descriptors: Pulmonary disease, chronic obstructive; Respiratory mechanics; Thoracic wall; Biomedical engineering; Signal processing, computer-assisted; Biomechanical phenomena; Diaphragm; Abdomen; Pulmonary ventilation; Lung volume measurement; Plethysmography; Algorithms.

INTRODUÇÃO

Mecânica respiratória

Na respiração normal os deslocamentos da caixa torácica ocorrem nas direções cranial, lateral e ventral, e a expansão do abdome na direção ventral [1-2]. Na fase inspiratória há uma ação coordenada dos músculos da caixa torácica, o diafragma se aplana e o conteúdo abdominal desloca a parede abdominal [3]; essa ação dos músculos da caixa torácica junto com uma queda na pressão pleural permite incrementar o volume pulmonar durante a inspiração [4-5]; além disso, verifica-se uma sincronia toracoabdominal, definida como o deslocamento coordenado dos compartimentos toracoabdominais: caixa torácica e abdome; neste caso, a expansão máxima de cada compartimento ocorre ao mesmo tempo. Quando essa sincronia ou coordenação entre os compartimentos não ocorre durante a respiração denomina-se assincronia toracoabdomnial.

A assincronia toracoabdominal (ATA) ocorre quando a caixa torácica retrai enquanto o abdome expande ou quando o abdome retrai enquanto a caixa torácica se expande [6-8], esse movimento assíncrono parece decorrer de mecanismos envolvidos com a ação descoordenada dos músculos respiratórios [9-10], por variações anormais na pressão transdiafragmática ao longo do ciclo respiratório [4-5] e por alterações na resistência pulmonar ou na complacência [11-13]. Estes mecanismos e a consequente diminuição de volume corrente geram uma desvantagem mecânica e sob essas condições o trabalho diafragmático aumenta para compensar essa perda, podendo chegar a ser maior do que o

necessário para expandir os pulmões, predispondo assim a uma fadiga diafragmática e insuficiência respiratória [8, 10, 13].

A ATA pode ser vista em pacientes com distúrbios respiratórios do sono [14-15], quadros de insuficiência respiratória [7, 16], recém-nascidos [10-13], pessoas saudáveis durante esforço máximo [5] e mais frequentemente em pacientes com doenças pulmonares obstrutivas [9, 11-12, 16-18], como por exemplo, pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC) [3, 9, 19-20].

Doença pulmonar obstrutiva crônica e assincronia toracoabdominal (ATA)

Segundo a GOLD (*Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease*), "DPOC é um estado de doença caraterizado pela limitação do fluxo de ar nas vias aéreas que não pode ser revertida totalmente. A limitação do fluxo aéreo é usualmente progressiva e associada a uma resposta inflamatória anormal dos pulmões a partículas nocivas ou gases" [21]. A DPOC é a quinta causa de morte [22] e a principal causa de morte dentre as doenças respiratórias no mundo inteiro, tendendo a aumentar tanto em prevalência como em mortalidade nas próximas décadas [21]. Estima-se que a DPOC afeta quase 210 milhões de pessoas em todo o mundo e causa três milhões de mortes a cada ano, gerando grandes gastos de saúde publica (calcula-se que 50% dos custos gerados por admissões hospitalares são decorrentes da doença) [23].

A ATA está presente em pacientes portadores de DPOC [3, 22-25] e parece estar associada com uma piora na obstrução do fluxo aéreo [20], maior sensação de dispneia [20, 26] e um rápido padrão de hiperinsuflação durante o exercício [20]; determinando uma

desvantagem mecânica que aumenta o trabalho respiratório e contribui para a limitação ao exercício nesses pacientes [24].

Modelos de análise da estrutura toracoabdominal

Diversas formas de avaliação têm sido usadas na análise da estrutura toracoabdominal. A primeira análise foi realizada por Konno e Mead (1967) que a consideravam como um modelo bicompartimental: a caixa torácica e o abdome [27]. Os estudos utilizando esse modelo assumem que o movimento da estrutura toracoabdominal ocorre de forma unidirecional para cada compartimento, sugerindo que as variações de volume na caixa torácica e no abdome podem ser mensuradas apenas por uma dimensão (lateral, cranial ou ventral) [4, 27]. Posteriormente, os mesmos autores mostraram que isto ocorria apenas sob condições muito limitadas, tanto nos deslocamentos da caixa torácica como nos do abdome. Por esta razão, o modelo bicompartimental não explica suficientemente o movimento da estrutura toracoabdominal durante o exercício, quando os limites estabelecidos por Konno e Mead para o comportamento unidirecional em cada compartimento é excedido [4]. Por causa disto, outros autores têm sugerido que esse movimento pode ocorrer em mais de uma direção durante o exercício [6] e ainda durante respiração tranquila [28].

A partir da década de 90, os estudos passaram a considerar somente a caixa torácica como sendo um sistema bicompartimental: a parte pulmonar (caixa torácica superior) e a diafragmática (caixa torácica inferior) [4-5, 28-30]. Isto foi importante porque, ao invés do modelo de Konno e Mead, no qual toda a estrutura toracoabdominal era vista como bicompartimental, foi possível considerar um modelo tricompartimental: duas caixas

torácicas e um abdome. Este novo modelo, desenvolvido por Ward e colaboradores em 1992 [28], considera que tanto a parte diafragmática quanto a pulmonar estão expostas a pressões substancialmente diferentes durante a inspiração [31]. O modelo propõe que o diafragma atua diretamente sobre a caixa torácica inferior, enquanto os músculos inspiratórios não diafragmáticos (intercostais externos), e também músculos acessórios durante o esforço (esternocleidomastoideo, escaleno), atuam amplamente sobre a caixa torácica superior [4]. Desta forma, o deslocamento da caixa torácica superior ocorre pela ação dos músculos inspiratórios não diafragmáticos e dos músculos expiratórios da caixa torácica e está relacionado com variações na pressão pleural, enquanto que a caixa torácica inferior é deslocada, sobretudo, pela ação do diafragma e pelo efeito de mudanças na pressão transdiafragmática [3-4, 32]. Finalmente, as mudanças no compartimento abdominal são geradas pela função dos músculos da parede abdominal e também do diafragma [30, 32]. Em vista disto, a análise da estrutura toracoabdominal passa a ser definida por três compartimentos: caixa torácica superior e inferior e o abdome.

Ferramentas de mensuração da cinemática toracoabdominal

A avaliação da cinemática toracoabdominal deve permitir a atividade espontânea da respiração, sendo portanto minimamente invasiva e, ao mesmo tempo, garantindo alta acurácia [33]. São três ferramentas mais utilizadas para a avaliação do volume e da configuração da estrutura toracoabdominal: o magnetômetro, a pletismografia respiratória por indutância (PRI) e a pletismografia optoeletrônica (OEP, *Optoelectronic Plethysmography*). Os magnetômetros estão baseados na mensuração de distância, ou seja, eles mensuram e registram alterações dimensionais dos diâmetros anteroposteriores da

caixa torácica e do abdome e os diâmetros laterais da caixa torácica [9, 17], porém, só podem ser feitas medidas de até quatro diâmetros simultaneamente [2]. Nas últimas décadas, a PRI tem sido a ferramenta mais utilizada na avaliação da mecânica respiratória e da ATA [11-13, 15-16, 18, 34], ela consiste no monitoramento do deslocamento da caixa torácica e do abdome por meio de bandas indutivas colocadas sobre cada compartimento e avalia sua área transversal, porém, o sinal de volume é obtido pela integração do sinal de fluxo do pneumotacógrafo, geralmente conectado ao PRI, e está sujeito a erros durante esse processamento [33]. Por isto, o cálculo da variação de volume com estas ferramentas depende da fase de calibração e do intervalo de variação de volume considerado para cada paciente, consequentemente a fidedignidade dos resultados está relacionada com a precisão da calibração [29], com o nível de cooperação do paciente [29, 35] e com o processamento dos sinais. Além disto, estas duas ferramentas estão mais sujeitas a erro porque estão baseadas no modelo bicompartimental de Konno e Mead e assumem que o movimento da estrutura toracoabdominal ocorre somente em duas direções [4].

Atualmente, a principal ferramenta de estudo do volume e da cinemática toracoabdominais é OEP, um sistema baseado na análise do movimento da estrutura toracoabdominal, que usa o modelo tricompartimental de Ward e colaboradores [28] e mensura as variações de volume durante o ciclo respiratório avaliando a caixa torácica superior e inferior e o abdome [30]. O equipamento é completamente não invasivo; marcadores refletivos são posicionados sobre o tórax e o abdome do individuo e câmeras de vídeo capturam e registram as coordenadas tridimensionais desses marcadores, posteriormente um *software* calcula os volumes e suas variações durante a respiração. O indivíduo tem absoluta liberdade de movimento, a análise pode ser feita em diferentes posturas e condições e durante longos períodos de tempo, além disto, a fase de calibração

do equipamento é simples e não precisa da colaboração do indivíduo [36]. A OEP é uma técnica inovadora e moderna e, por essa razão, diversos estudos avaliando coordenação e mecânica toracoabdominal têm empregado essa ferramenta [3, 30] (Figura 1).

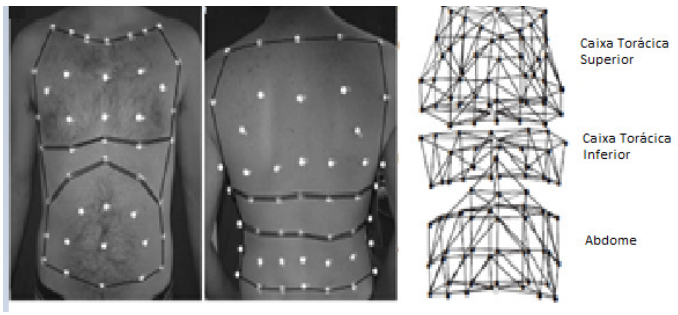

Figura 1. Divisão da estrutura toracoabdominal em três compartimentos utilizando OEP [3].

Métodos de estimativa da ATA

A ATA pode ser estimada aplicando-se uma metodologia de cálculo aos sinais adquiridos na avaliação da cinemática toracoabdominal. Um sistema de captura acurado e um processamento de sinais adequado são fundamentais para obter uma estimativa confiável da ATA. Entretanto, não há um consenso na literatura sobre qual é o melhor método [22].

A ATA pode ser expressa quantitativamente aplicando-se diversos métodos tais como: os índices de assincronia inspiratória (IAI) e expiratória (IAE) [19, 37], o método escalar [6, 10, 12], o índice de respiração elaborada [38] e técnicas de processamento de sinais como correlação cruzada [7], correlação linear máxima (ou de Pearson) [7, 22, 39], transformada de Fourier [22], modelos lineares [7] ou de filtragem [22, 39, 40], e mais

frequentemente o ângulo de fase [3, 6, 8, 11, 41-43] e a relação de fase [3, 7, 22, 36, 44-46]. Vários estudos têm comparado alguns destes métodos de estimativa da ATA [7, 10, 12, 16, 18-19, 22, 39, 47].

O primeiro estudo encontrado na literatura que compara vários métodos de estimativa da ATA em pacientes DPOC e indivíduos saudáveis durante respiração normal e padrões de respiração controlada foi realizado por Sackner e colaboradores (1984) [19]. Os autores avaliaram assincronia pelos métodos de IAI, IAE, relação e ângulo de fase e encontraram que todos os métodos, exceto o ângulo de fase, conseguiram diferenciar o grupo controle dos pacientes DPOC. Davis e colaboradores (1993) [9] avaliaram a ATA em seis crianças com laringotraqueobronquite utilizando os métodos de IAI, IAE e o ângulo de fase e observaram uma alta correlação entre estes métodos.

Por outro lado, Stromberg e Nelson (1998) [12] estudaram um grupo de 15 crianças com doença obstrutiva. Os autores avaliaram a ATA pelos métodos de relação e ângulo de fase e verificaram uma fraca correlação entre eles. Rusconi e colaboradores (1995) [18] avaliaram a ATA em 15 crianças, antes e depois da manobra de broncoprovocação, pelos métodos de relação e ângulo de fase e também observaram grande discrepância entre eles. Em outro estudo com adolescentes com fibrose cística, Hunter e colaboradores (1999) [16] não observaram correlação entre a o ângulo de fase e a gravidade da doença; porém, os autores concluíram que o cálculo feito com este método é um parâmetro válido para quantificar a ATA.

Procurando estabelecer um consenso, Prisk e colaboradores (2002) [7] compararam seis métodos de estimativa da ATA avaliadas por PRI: correlação cruzada, correlação linear máxima, média dos sinais, modelo linear, relação e ângulo de fase. Os autores concluíram que as técnicas de correlação foram os métodos mais acurados e robustos para mensuração

da ATA. Além disso, eles concluíram que o ângulo de fase é muito sensível à forma dos sinais e que este método está sujeito a mais erros e maior variabilidade.

Em 2005, Motto e colaboradores [39] desenvolveram um novo método de estimativa e o compararam com aquele de correlação linear máxima, que se mostrou como o melhor no estudo de Prisk e colaboradores (2002). Este novo método calcula a relação de fase entre os sinais da caixa torácica e do abdome mediante a implementação de filtros e derivadas e se mostrou mais acurado do que aquele de Prisk, quando avaliado em crianças. Os autores mostraram ainda que, além da menor acurácia, a ATA mensurada com o método da correlação linear máxima é muito variável e apresenta viés, enquanto o método desenvolvido foi mais estável e uniforme. Apesar do avanço destes estudos na quantificação de ATA, hoje eles podem ser considerados defasados porque avaliam a ATA utilizando o modelo bicompartimental de Konno e Mead e a ferramenta utilizada é menos sofisticada que o OEP.

A primeira análise comparativa encontrada na literatura utilizando o modelo tricompartimental foi realizada por Golemati e colaboradores (2009) [22]. Os autores compararam vários métodos de estimativa da assincronia entre compartimentos da estrutura toracoabdominal em pacientes DPOC utilizando OEP, dentre eles: transformada de Fourier, relação de fase, ângulo de fase, correlação linear máxima e filtragem, e observaram que os melhores resultados foram obtidos com o método de relação de fase e pela transformada de Fourier. Contrário de Prisk e colaboradores (2002) [7], os achados de Golemati (2009) [22] mostraram que a análise por meio da correlação linear máxima apresentou os maiores erros. Todavia, Golemati e seu grupo consideraram que o método de relação de fase mostrou o melhor comportamento, em contraste com os achados de Prisk e colaboradores.

Ângulo e relação de fase

A revisão da literatura mostrou que os métodos mais usados como estimativa da ATA são o ângulo e a relação de fase. Na década de 60, foram publicados artigos científicos pioneiros considerados, até o momento, referência absoluta no estudo da cinemática e assincronia toracoabdominais [1, 6, 27]. Os pesquisadores foram motivados, sobretudo, pela introdução de novos recursos tecnológicos que permitiram a avaliação do deslocamento da parede torácica. Utilizando algumas dessas ferramentas, Agostini e Mognoni [6] propuseram o uso de uma técnica comum em áreas de engenharia utilizada para mensurar o ângulo de abertura entre dois sinais sinusoidais [48]. Eles foram motivados a usar essa técnica após verificarem que os sinais obtidos com os novos equipamentos se aproximavam de uma forma sinusoidal. A técnica, por sua vez, permitia avaliar de forma quantitativa esse ângulo de abertura, ou defasagem, entre dois sinais obtidos da estrutura toracoabdominal. Em outras palavras, os autores consideraram que os sinais respiratórios tinham padrão sinusoidal para aplicação dessa técnica. Desta forma, o método do ângulo de fase é baseado numa técnica de análise de sinais elétricos [48-49], subentendendo que os sinais dos compartimentos toracoabdominais sejam sinusoidais [7-8, 36], embora na realidade os sinais de origem biológica como os sinais respiratórios da estrutura toracoabdominal sempre oscilam em um ritmo diferente daqueles estudados na engenharia elétrica [7, 14, 36, 45].

O outro método mais encontrado na revisão da literatura foi o de relação de fase [3, 36, 44-46], que independe da forma dos sinais [7, 22, 36, 45]. A relação de fase consiste em determinar a razão de tempo em que os sinais de dois compartimentos se deslocam em direções opostas com relação ao ciclo respiratório. Quando não existe ATA, o movimento

entre os compartimentos é totalmente coordenado e a razão é de zero (ou 0%), por outro lado, quando há uma assincronia total entre os compartimentos, a razão é de um (ou 100%) [7, 22]. Sendo assim, em todos os outros casos, a razão calculada deve estar entre zero (ou 0%) e um (100%). Dentre as caraterísticas do método estão: a possibilidade de quantificar a assincronia em cada amostra do ciclo respiratório, o fato de não necessitar que os sinais sejam sinusoidais e nem de cálculos derivados do ângulo de abertura entre dois sinais [36].

Enquanto houver esta divergência na escolha do método para avaliar ATA e, consequentemente, a falta de consenso sobre valores de referência de ATA em diferentes populações e condições de avaliação, permanecerá controversa a relação entre a ATA e outros parâmetros da mecânica respiratória, como pressão e atividade muscular; especialmente no caso de associar a ATA com caraterísticas clínicas de pacientes com doenças pulmonares, como nos portadores de DPOC.

JUSTIFICATIVA

A assincronia toracoabdominal tem sido observada mais frequentemente em pacientes com DPOC e geralmente aparece associada a outros fatores que geram uma desvantagem mecânica na respiração destes pacientes, limitando suas atividades de vida diária, piorando sua qualidade de vida e quase que impossibilitando a prática do exercício. Uma metodologia apropriada para análise da ATA permitiria um melhor entendimento da respiração desses pacientes, tanto no repouso como no exercício, e poderia ser aplicada como auxílio no diagnóstico médico e/ou no desenvolvimento e execução de programas de reabilitação pulmonar para controle da doença.

Em vista do previamente exposto, o cálculo de assincronia toracoabdominal é essencial para a prática clínica e o estudo da cinemática toracoabdominal em pacientes portadores de DPOC. Entretanto, dois problemas têm sido encontrados: (i) a ATA tem sido calculada utilizando-se o modelo bicompartimental, o que se contrapõe ao uso das técnicas mais modernas que avaliam a estrutura toracoabdominal utilizando o modelo tricompartimental; e, (ii) não existe um consenso sobre o melhor método de estimativa da ATA.

OBJETIVOS

O objetivo primário deste estudo foi comparar dois métodos de estimativa da assincronia toracoabdominal no repouso e durante o exercício em pacientes portadores de doença pulmonar obstrutiva crônica.

O objetivo secundário foi avaliar o impacto da assincronia toracoabdominal na ineficiência ventilatória do paciente com doença pulmonar obstrutiva crônica.

CASUÍSTICA E MÉTODOS

Sujeitos

Foram avaliados 22 pacientes portadores de DPOC (Grupo DPOC) recrutados no Ambulatório de Doenças Obstrutivas do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (HCFMUSP) e 13 indivíduos saudáveis (Grupo Controle). Os pacientes recrutados foram classificados segundo sua gravidade pela limitação ao fluxo aéreo (moderada, grave e muito grave) e pela associação entre sintomas e risco da doença (A, B, C ou D), de acordo com os critérios do GOLD (2013) [21]. Todos os sujeitos foram incluídos após assinarem o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido previamente aprovado pela Comissão de Ética para Análise de Projetos de Pesquisa do HCFMUSP (CAPPesq HCFMUSP 149.933).

Os pacientes DPOC se enquadravam nos seguintes critérios:

Critérios de inclusão:

- Aceite em participar do estudo
- Diagnóstico da doença há pelo menos seis meses
- Limitação ao fluxo aéreo de grau moderado a muito grave ($VEF_1/CVF < 0.70$ e $VEF_1 < 80\%$ do predito) [50]
- Idade entre 50 e 70 anos
- Não ser oxigênio dependente
- Estabilidade clínica por, pelo menos, um mês (sem exacerbações) e estar sob tratamento clínico medicamentoso otimizado
- IMC entre 20 e 30 Kg/m^2

Critérios de Não Inclusão:

- Outras pneumopatias associadas
- Evidências clínicas de doenças cardiovasculares
- Doença hepática
- Cirurgias torácicas ou abdominais nos últimos dois anos
- Problemas cognitivos importantes que impossibilitem a compreensão do estudo
- Pós-operatório imediato das articulações que comprometa a realização dos testes de capacidade funcional
- Deficiências físicas e/ou neurológicas que comprometam a realização do exercício
- Grandes bolhas no pulmão (avaliada por tomografia computadorizada)
- Infecção pulmonar

Critérios de exclusão:

- Desistência em participar do estudo.

Os indivíduos do grupo controle se enquadravam nos seguintes critérios:

Critérios de inclusão:

- Aceite em participar do estudo
- Sem alteração na função pulmonar [50]
- Não realizar atividade física regularmente (> duas vezes por semana) nos últimos 90 dias
- IMC entre 20 e 30 Kg/m^2

- Idade entre 50 e 70 anos

Critérios de Não Inclusão:

- Pneumopatia
- Limitação osteoarticular ou doença cardíaca que limitem a prática do exercício
- Cirurgia recente (últimos 90 dias)
- Problemas cognitivos importantes que impossibilitem a compreensão do estudo.

Critérios de exclusão:

- Desistência em participar do estudo.

Delineamento do estudo

Os sujeitos da pesquisa compareceram ao hospital em dois dias no período máximo de duas semanas sendo que no primeiro dia realizaram prova de função pulmonar completa, um questionário de avaliação do bem estar e do cotidiano para pacientes com DPOC (*COPD Assessment Test* - CAT) [51] e um teste de ergoespirometria. No segundo dia, os sujeitos foram submetidos a uma análise da cinemática toracoabdominal avaliada por pletismografia optoeletrônica (OEP; equipamento adquirido com recursos da FAPESP, processo 2010/50.120-4). Neste dia, os sujeitos da pesquisa realizaram três medidas: em repouso e em ciclo ergômetro leve (sem carga) e moderado (70% da carga máxima).

Técnicas de avaliação

Questionário de Avaliação da DPOC

O questionário *COPD Assessment Test* (CAT) é composto por oito perguntas, cada uma com escore de 0 a 5. O CAT foi validado e avalia o impacto da DPOC no bem estar e contidiano do paciente, que deve assinalar com um (X) o numero que melhor representa o impacto no seu cotidiano da condição perguntada, de forma que quanto maior o número, maior o impacto. O escore total corresponde à soma dos escores de cada uma das 8 perguntas e está classificado em: baixo (entre zero e 10), médio (entre 11 e 20), alto (entre 21 e 30) ou muito alto (entre 31 e 40) impacto [51].

O CAT é um dos dois únicos métodos considerados pelo GOLD para fazer uma avaliação sintomática da DPOC e associar esta medida com a classificação espirométrica do paciente, permitindo classificar o paciente como pertencendo aos grupos A, B, C ou D [21]. Esta classificação GOLD visa estabelecer critérios de associação entre a avaliação sintomática e o risco de exacerbação do paciente.

Função Pulmonar Completa

As provas de função pulmonar completa foram realizadas no Laboratório de Função Pulmonar da Pneumologia, no Instituto do Coração (INCOR) do HCFMUSP. Todos os testes foram realizados pela equipe do laboratório. As manobras foram realizadas de acordo com as diretrizes estabelecidas de padronização dos testes de função pulmonar [52-54]. A espirometria foi realizada com o *Elite DX^R Med Graphics Corporation* – St Paul, MN, EUA. Os volumes pulmonares e a medida de difusão de monóxido de carbono

foram efetuados com o pletismógrafo *1085 Elite D Med Graphics Corporation* – St. Paul, MN, EUA. O software utilizado foi o *Breeze 6.3*.

Os índices obtidos foram: capacidade vital forçada (CVF), volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF_1), relação VEF_1/CVF, capacidade pulmonar total (CPT), capacidade inspiratória (CI), volume residual (VR), relação VR/CPT, difusão do monóxido de carbono (DLCO) e resistência das vias aéreas (RVA). Os valores preditos de normalidade foram ajustados para idade, gênero e altura, de acordo com os preditos para a população brasileira [50, 55]. Os sujeitos foram orientados a não tomar café ou chá até seis horas antes do exame e a não ingerir bebidas alcoólicas e nem fumar no dia do exame.

Teste de Ergoespirometria

Os testes foram feitos no Instituto do Coração (INCOR) do HCFMUSP sob a supervisão de um médico. A ergoespirometria foi realizada em uma bicicleta ergométrica (Lode Corival 400, Gronigen, Países Baixos) e o ciclo ergômetro foi feito utilizando-se um protocolo em rampa, com velocidade fixa de 60 rpm (rotações por minuto) e incrementos de carga progressiva [53]. O teste começou com o sujeito em repouso por dois minutos seguidos de dois minutos de aquecimento (pedalando sem carga), a partir daí a carga era aumentada de forma progressiva em rampa até a interrupção do teste e, posteriormente, o sujeito teve uma etapa de recuperação com duração de dois minutos. Para realização do teste, o paciente era orientado a respirar através de um bucal conectado a um sensor de fluxo via única, adaptado ao paciente, e foi utilizado um clipe nasal para evitar que respirasse pelo nariz.

Durante o exercício foram mensurados os seguintes parâmetros metabólicos e ventilatórios: consumo de oxigênio (VO_2), coeficiente respiratório (QR), pressões parcial de oxigênio ($P_{ET}O_2$) e de dióxido de carbono ($P_{ET}O_2$) no fim da expiração, pico expiratório de fluxo (PEF), frequência cardíaca (FC), saturação de oxigênio (S_pO_2), frequência respiratória (FR) e volume corrente (VC). A atividade eletrocardiográfica (ECG de 12 derivações) e a pressão arterial (PA) também foram monitoradas durante todo o teste.

O exercício em ciclo ergômetro foi interrompido quando o sujeito atingia a exaustão física, mas ao mesmo tempo foram considerados como critérios de interrupção do teste: pressão arterial diastólica (PAD) acima de 140 mmHg; queda sustentada da pressão arterial sistólica (PAS); PAS acima de 240 mmHg; descoordenação motora; sensação de desequilíbrio; confusão mental; manifestações clínicas de desconforto respiratório que se exacerbava com o aumento da carga ou que se associava com as alterações eletrocardiográficas de isquemia; dispneia desproporcional à intensidade de esforço; infra desnivelamento do segmento ST (período do ECG que correspondente à despolarização dos ventrículos) de 0,3 mV ou 3 mm; supradesnivelamento do segmento ST de 0,2 mV ou 2 mm; arritmias ventriculares; aparecimento de taquicardia paroxística supraventricular sustentada; taquicardia atrial; fibrilação atrial; bloqueios atrioventriculares (BAV) de segundo e terceiro graus ou claudicação de membros inferiores ou exaustão física [53].

A exaustão física foi determinada pelos seguintes critérios: 1) inabilidade por parte do paciente em continuar o teste; 2) obtenção da frequência cardíaca máxima prevista (± 5%); 3) coeficiente respiratório igual ou acima de 1.10 e 4) alcance do platô ou pico do VO_2 independente do incremento da carga de trabalho [53, 56]. Os indivíduos foram

orientados a não ingerir bebidas que contenham cafeína por, pelo menos, 12 horas antes do teste, assim como a não realizar exercícios intensos 24 horas antes.

Pletismografia Optoeletrônica

Cada sujeito da pesquisa foi avaliado utilizando o sistema de pletismografia optoeletrônica (OEP System, BTS Bioengineering, Itália) para a análise do padrão respiratório, mobilidade e sincronia dos compartimentos toracoabdominais. O equipamento permite a avaliação da cinemática e dos volumes da estrutura toracoabdominal através de 89 marcadores refletivos colocados na região torácica e abdominal do paciente em pontos anatômicos previamente determinados, de acordo com *Optoelectronic Plethysmography Compendium Marker Setup, Rev. 4.0, BTS S.p.a, Standing Position* (BTS Bioengineering, Milão, Itália). Os movimentos respiratórios foram capturados por oito câmeras de vídeo infravermelho, operando a uma frequência de 100 Hz, dispostas ao redor do indivíduo. A calibração do sistema é orientada ao equipamento (não ao paciente) e consiste em uma calibração estática e uma calibração dinâmica. A calibração estática é feita mediante três varetas com marcadores refletivos que são posicionadas no lugar onde será realizada a avaliação, sobre o banco da bicicleta ergométrica; ela tem uma duração aproximada de 6 segundos e tem como objetivo criar um plano tridimensional de referência para o sistema. A calibração dinâmica é feita com uma vareta com marcadores refletivos que deve ser deslocada no espaço em que o sujeito irá realizar a avaliação mediante movimentos que oscilem dentro do campo de visão das câmeras; tem uma duração aproximada de 2 minutos e tem como objetivo gerar o espaço tridimensional para análise do sistema.

A estrutura toracoabdominal foi modelada em três compartimentos: caixa torácica superior, caixa torácica inferior e abdome, sendo que a caixa torácica superior é separada da caixa torácica inferior por uma secção transversa localizada no nível do processo xifoide, enquanto a margem costal inferior separa a caixa torácica inferior do abdome [20] (ver Figuras 1 e 4-A). Os dados adquiridos foram enviados para um *software* específico que possibilita a interpretação das informações recebidas (Figura 2).

Figura 2. **Sistema de Pletismografia Optoeletrônica (OEP)**. A. Nosso laboratório, com a bicicleta onde foi feito o ciclo ergômetro e as quatro câmeras posicionadas na frente do paciente e B. Estação de trabalho contendo o software que faz a análise das coordenadas tridimensionais dos marcadores refletivos.

Os sujeitos da pesquisa foram previamente orientados sobre os procedimentos. Inicialmente, os 89 marcadores eram posicionados sobre a estrutura toracoabdominal e, posteriormente, os sujeitos subiam na bicicleta ergométrica (Ergometrics 800, Sensormedics), sendo orientados a segurar dois bastões durante a avaliação e a manter uma postura reta para não obstruir o campo de visão dos marcadores pelas câmeras. Após 30 segundos de descanso, foi realizada a 1º medida com OEP (30 segundos em repouso); depois, o sujeito iniciava o exercício sem carga por três minutos e, posteriormente, era realizada a 2º medida com o OEP (30 segundos em exercício sem carga). Após este

período, era iniciado o exercício com carga, aumentada de forma progressiva durante dois minutos até atingir a carga previamente estabelecida para o sujeito, a qual se mantida por 30 segundos e, ao final, era feita a 3ª medida pelo OEP de mais 30 segundos. O processo finalizava com um período de recuperação de dois minutos em exercício sem carga para o retorno dos sinais vitais aos valores iniciais (Figura 3).

A carga a qual os sujeitos foram submetidos foi ajustada a partir dos dados obtidos no teste de ergoespirometria e correspondia a 70% da carga na qual o paciente atingiu o VO_{2max}. Durante a coleta, o paciente era orientado a manter 60 rpm no ciclo ergômetro e a carga era aumentada de forma proporcional durante o período de dois minutos na bicicleta ergométrica com carga progressiva.

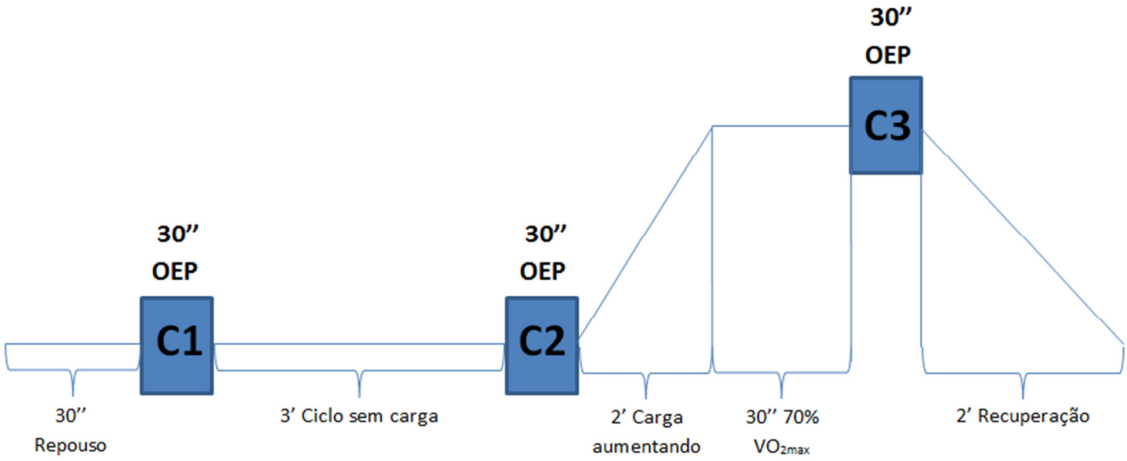

Figura 3. **Fluxograma das coletas com OEP**. Cada avaliação gerou três coletas com OEP: em repouso (C1), com o paciente pedalando sem carga (C2) e com 70% da carga no VO_{2max} (C3).

Incluindo os tempos de repouso, exercício sem carga e com carga e recuperação, cada avaliação feita com OEP teve uma duração total de nove minutos e trinta segundos e definiu três coletas feitas em momentos de avaliação diferentes: repouso, exercício sem

carga e com carga (Figura 3), com duração de 30 segundos cada uma. A reconstrução da cinemática toracoabdominal foi feita pelo *software* SMART, que executa algoritmos em tempo real e computa as coordenadas tridimensionais dos marcadores refletivos durante as coletas com OEP. O sistema aplica um modelo geométrico que é baseado na posição dos marcadores para descrever a estrutura toracoabdominal e seus compartimentos durante a coleta. Mediante um processo de triangulação são calculados os sinais de volume tendo como referência as coordenadas dos marcadores. Após a reconstrução do modelo, arquivos de dados são gerados contendo informação representando os sinais por amostras, tempo, posição dos marcadores e volume, permitindo assim a aquisição dos sinais. Depois da avaliação feita com OEP e a reconstrução do modelo, os sinais de volume da estrutura toracoabdominal e seus compartimentos foram processados e analisados para os três momentos de avaliação diferentes, permitindo a aplicação dos métodos de estimativa. Além da aplicação dos métodos para estimativa da ATA, foram analisados para cada coleta os parâmetros de frequência respiratória (FR), tempo inspiratório (Ti), tempo expiratório (Te), tempo total (Ttot), relação Ti/Ttot (TiTtot), ventilação minuto (VE), fluxo inspiratório médio e fluxo expiratório médio (Fe), os dois últimos calculados como sendo a razão entre o volume corrente e os tempos inspiratório e expiratório, respectivamente.

Os sinais de volume dos compartimentos toracoabdominais foram filtrados em uma etapa de pós-processamento, utilizando o *software* MATLAB (The Mathworks, EUA). Seguindo uma metodologia previamente descrita [39], mediante uma análise de frequência nós observamos que a magnitude destes sinais variava principalmente numa faixa de 0,2 – 4,0 Hz, por este motivo foi aplicado um filtro passa banda de resposta finita ao impulso de fase linear com frequências de corte de 0,2 e 4,0 Hz. Para calcular a assincronia

toracoabdominal entre os compartimentos, os métodos de estimativa foram aplicados nos sinais filtrados.

Métodos de Estimativa da ATA

Para cada um dos três momentos de coleta na avaliação em cada sujeito: repouso (C1), exercício sem carga (C2) e exercício com carga (C3) (Figura 3), foram obtidos os sinais de volume da estrutura toracoabdominal (ETA) e seus compartimentos: caixa torácica superior (CTS), caixa torácica inferior (CTI) e abdome (ABD) (Figura 4-A). Neste estudo, o ciclo respiratório foi determinado como sendo aquele obtido pelo sinal da ETA que representa a soma do volume dos três compartimentos, e que foi usado como referência para estabelecer os trechos dos ciclos respiratórios: começo (da inspiração) e fim (da expiração) (Figura 4-B). Estes trechos eram então aplicados nos sinais compartimentais. Dependendo do nível de ATA, os trechos de referência não necessariamente concordavam com aqueles que ocorriam no ciclo dos sinais compartimentais. Isto acontece porque os ciclos analisados nos sinais compartimentais são determinados pelos trechos do sinal de referência do ciclo respiratório, o que permite a quantificação da ATA entre eles (Figuras 4-B e 4-C).

Em cada coleta foram selecionados para análise seis ciclos consecutivos e homogêneos. Os sinais de volume foram normalizados com intuito de determinar a média do conjunto desses seis ciclos respiratórios e obter o ciclo respiratório médio da estrutura toracoabdominal (V_T) e os ciclos compartimentais médios: caixa torácica superior (V_{CTS}), caixa torácica inferior (V_{CTI}) e abdome (V_{ABD}), conforme previamente descrito [3]. Uma síntese do processo pode ser vista na Figura 5.

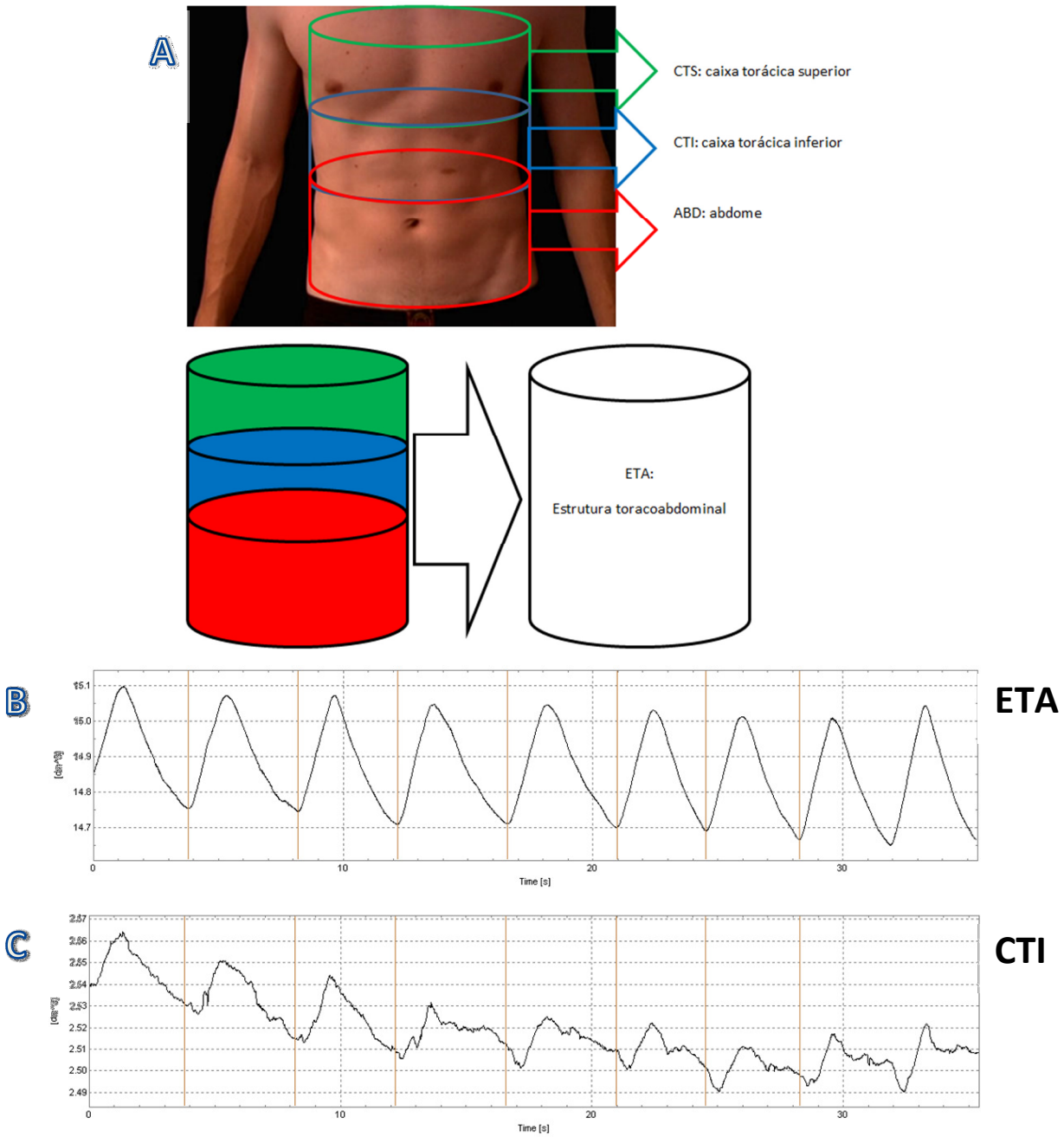

Figura 4. **A**. Figura representativa da estrutura toracoabdominal e seus compartimentos. **B.** Sinal de volume da estrutura toracoabdominal com a marcação dos trechos dos ciclos respiratórios. **C.** Sinal compartimental da caixa toracica inferior. Observe que em ambos os sinais os trechos são os mesmos mas eles não concordam com o começo e fim dos ciclos no sinal compartimental. Isto acontece porque os trechos de referência são tomados do sinal da estrutura toracoabdominal e aplicados aos três sinais compartimentais.

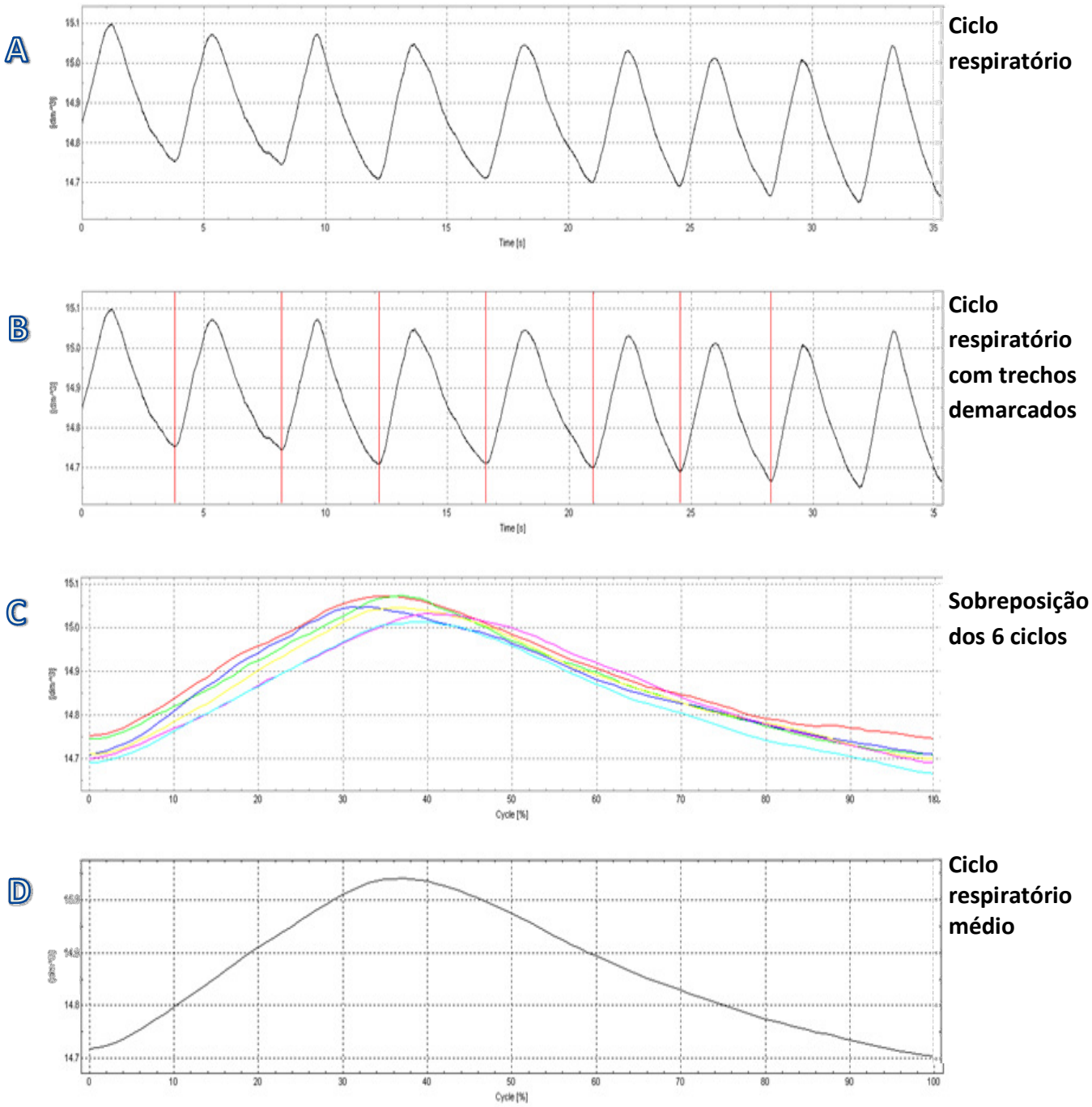

Figura 5. **Processo de obtenção do ciclo respiratório médio**. A. Sinal de volume da estrutura toracoabdominal. B. Seleção dos trechos dos seis ciclos respiratórios considerados para análise. C. Sinal médio para cada um dos seis ciclos respiratórios após normalização. D. Ciclo respiratório médio. Observe que as unidades do eixo X são de tempo nas figuras A e B e de porcentagem nas figuras C e D.

Os arquivos contendo a informação do ciclo respiratório médio (V_T) (Figura 5-D) e dos ciclos compartimentais médios (V_{CTS}, V_{CTI}, e V_{ABD}) coletados com OEP foram exportados e analisados em MATLAB. A ATA foi calculada utilizando os ciclos compartimentais médios de acordo com os dois métodos a seguir mais descritos na literatura: o ângulo e a relação de fase.

Ângulo de fase

O ângulo de fase é uma técnica baseada na figura de *Lissajous*, que é gerada graficamente a partir de dois sinais sinusoidais: um no eixo X e outro no eixo Y. O método do ângulo de fase assume que os sinais respiratórios da estrutura toracoabdominal e seus compartimentos são sinusoidais [27]. A curva de Konno e Mead é equivalente à figura de *Lissajous*, com a diferença que a curva de Konno e Mead indica sinais respiratórios de diferentes compartimentos toracoabdominais num plano, enquanto que a figura de *Lissajous* utiliza os sinais sinusoidais.

O método do ângulo de fase quantifica a assincronia em graus (º) e seu cálculo varia de 0º a 180º, sendo que 0º representa sincronia perfeita e 180º representa total assincronia, também conhecida como movimento paradoxal [36]. A assincronia entre os movimentos dos compartimentos é quantificada comparando a distância delimitada pelos interceptos da figura numa linha paralela ao eixo X que é traçada no centro da excursão do sinal do eixo Y (linha m), com a largura total do gráfico que é determinada pela excursão completa no sinal do eixo X (linha s) (Figura 6). O ângulo de fase é calculado como sendo $\theta = sen^{-1}\left(\frac{m}{s}\right)$ [20, 24, 36, 45]. Com intuito de padronizar na metodologia, sempre foi traçado o compartimento superior da análise que estiver sendo feita no eixo Y, ou seja, nas análises

de V_{CTS} vs. V_{CTI}, V_{CTS} vs. V_{ABD} e V_{CTI} vs. V_{ABD} foram colocados no eixo Y os ciclos compartimentais médios de CTS, CTS e CTI, respectivamente.

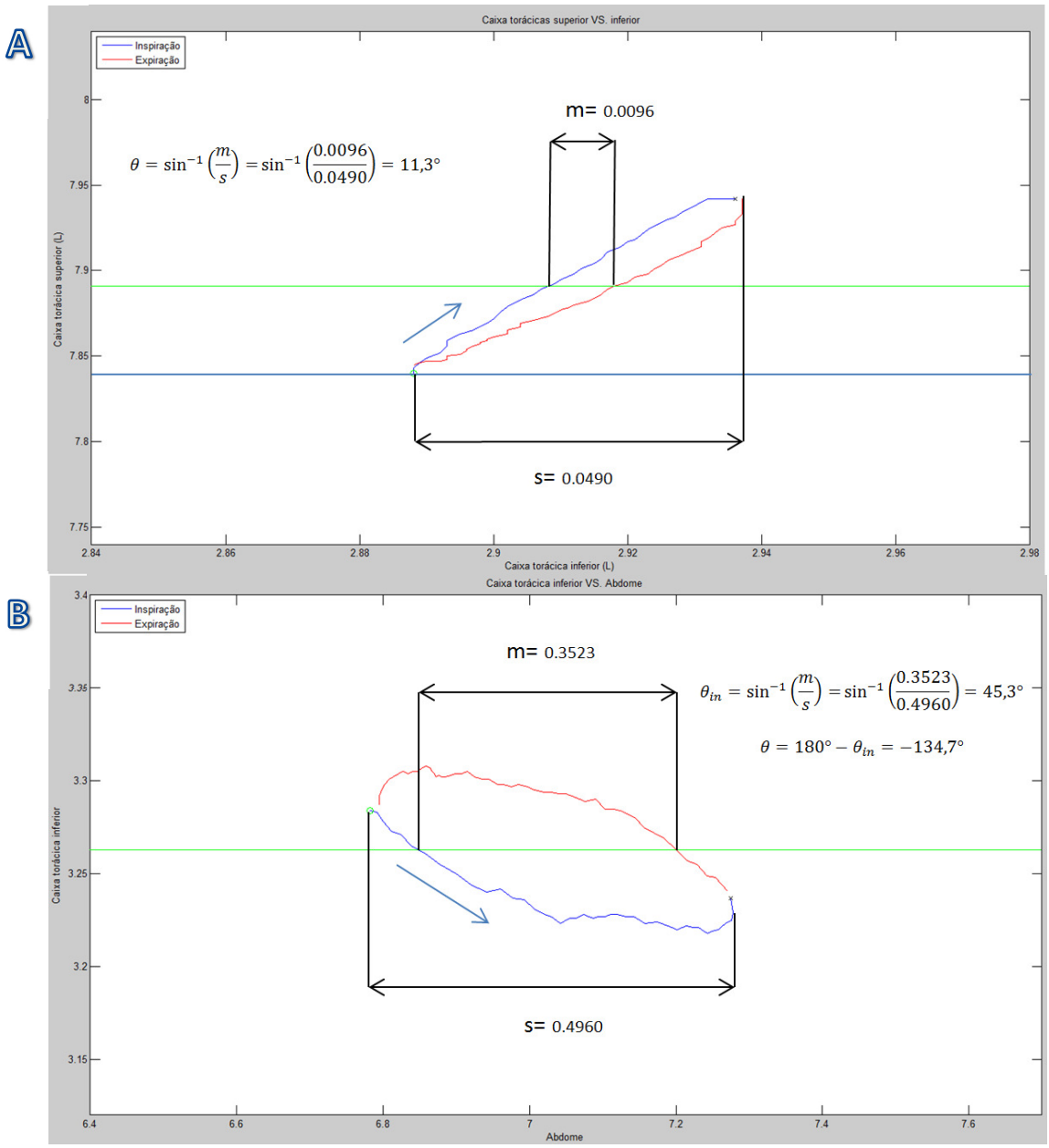

Figura 6. **Ângulo de Fase**. A. Curva de Konno-Mead mostrando um ângulo de fase de 11,3º entre caixa torácica superior e inferior de um paciente ao repouso e B. Curva apresentando um ângulo de fase de - 134,7º entre caixa torácica inferior e o abdome de um paciente ao exercício. As linhas azul e vermelha correspondem às fases inspiratória e expiratória, respectivamente. A seta unidirecional indica o começo e direção da inspiração. A linha verde é paralela ao eixo X e está traçada no centro da excursão do sinal do eixo Y.

Dependendo da orientação (inclinação) da figura, o ângulo deve ser calculado como sendo $\theta = 180° - \theta_{in} = 180° - sen^{-1}\left(\frac{m}{s}\right)$ [8, 36]. Desta forma, se a figura estiver inclinada para a direita o ângulo será entre 0 - 90º e se estiver inclinada para a esquerda o ângulo será entre 90 - 180º (comparar as Figuras 6-A e 6-B). Por convenção, o ângulo será positivo quando o sinal do eixo Y ocorrer antes do sinal do eixo X, e o ângulo será negativo quando o sinal do eixo X anteceder o do eixo Y [20]; uma outra forma de visualizar o sinal do ângulo é observando a direção da curva desde o começo da inspiração (ver a seta unidirecional na Figura 6); se ela estiver no sentido horário, o ângulo será positivo, e se estiver no sentido anti-horário, o ângulo será negativo.

Relação de fase

O método da relação de fase quantifica a razão de tempo em que dois compartimentos se deslocam em direções opostas com relação ao ciclo respiratório [7, 22, 45], ou seja, os ciclos médios dos compartimentos são analisados e comparados tendo como referência o ciclo respiratório médio. O cálculo indica a fração do ciclo respiratório médio em que a direção dos ciclos compartimentais discordam, isto é, quando um dos compartimentos está em fase inspiratória enquanto o outro está em fase expiratória.

Para aplicar o método foi desenvolvida em MATLAB uma rotina que permite avaliar as amostras em que cada um dos dois sinais compartimentais mudam a direção do deslocamento [46], ou seja, a rotina conseguiu determinar os eventos em que os ciclos passam de um deslocamento inspiratório a um deslocamento expiratório e vice-versa. Desta forma, foi possível manipular os momentos de variação em ambos os ciclos estudados e

mediante um cálculo simples foi determinada a fração do ciclo respiratório em que os ciclos compartimentais discordavam na sua direção (Figura 7).

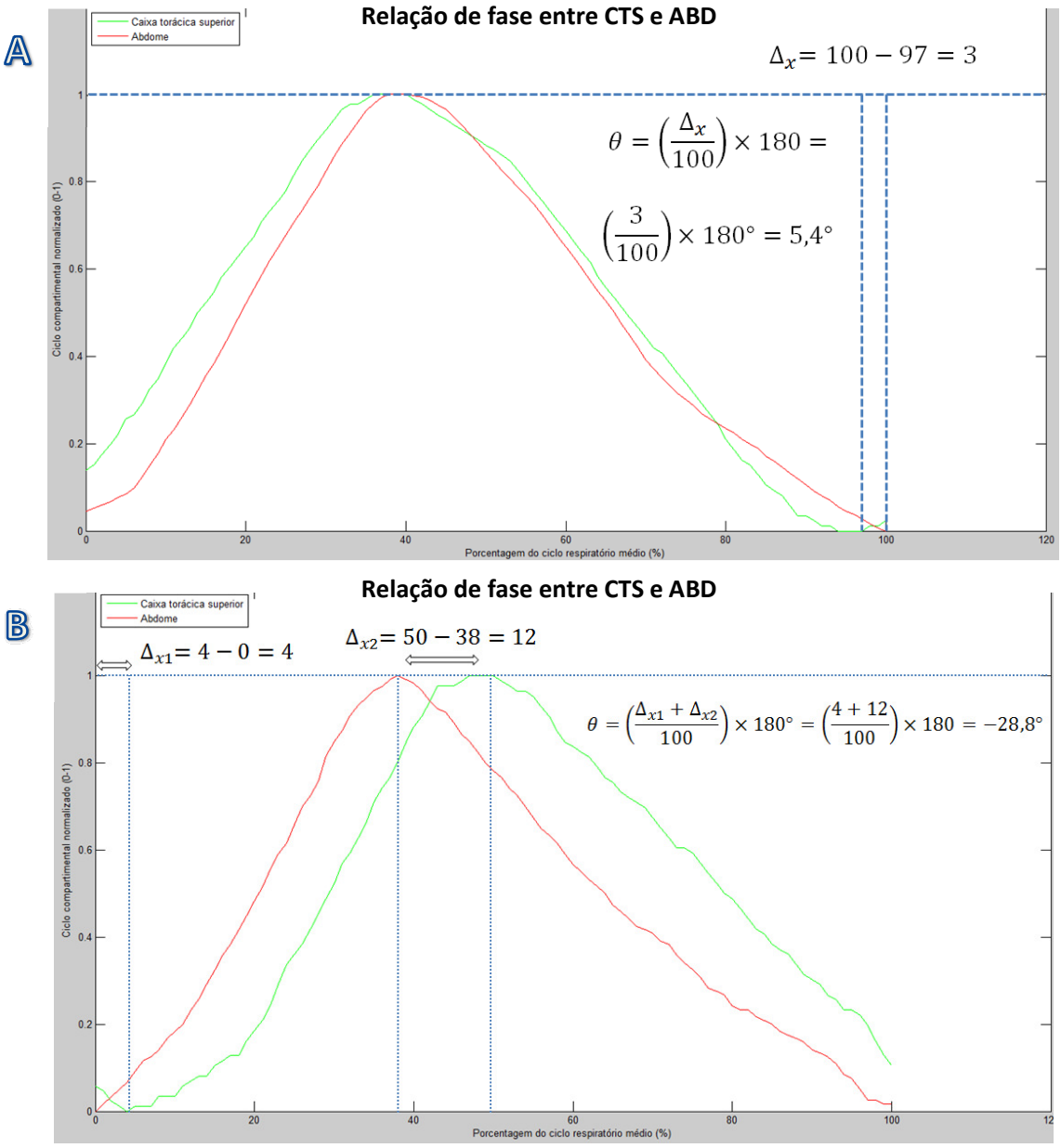

Figura 7. **Relação de fase (RF).** A. RF entre os compartimentos da caixa torácica superior e inferior de 5,4º em um individuo controle e B. RF de – 28,8º em um paciente DPOC. Os sinais verde e vermelho representam o ciclo da caixa torácica superior e do abdome, respectivamente. As linhas traçadas verticalmente e Δ_x representam os trechos em que os sinais se deslocam em direções opostas. Os ciclos foram normalizados com relação ao volume e ao ciclo respiratório da estrutura toracoabdominal. O ângulo da Figura B é considerado negativo porque o sinal do abdome está antecedendo o sinal da caixa torácica superior.

A quantificação da assincronia com este método é expressa em uma escala percentual entre 0% e 100% [7, 22]. No entanto, neste estudo, o método foi expresso em graus (º), assim como o método do ângulo de fase, para criar variáveis equivalentes e facilitar a comparação entre ambos. O valor em porcentagem foi transformado para uma escala de 0 a 180 graus utilizando-se uma regra de três [45] (ver equações na Figura 7). Desta forma, a interpretação do ângulo calculado usando o método de relação de fase é similar àquela feita com o método de ângulo de fase: 0º representa sincronia perfeita e 180º representa total assincronia, ou movimento paradoxal [36], entre os compartimentos.

As considerações para o sinal do ângulo calculado são as mesmas que no método do ângulo de fase: o ângulo será positivo sempre que o sinal do compartimento superior estiver antecedendo o sinal do compartimento inferior, ou seja, quando o sinal do compartimento superior atinge o fim da inspiração e/ou da expiração em um momento anterior sinal do compartimento inferior (Figura 7).

Desta forma, os métodos de estimativa da ATA aplicados neste estudo (ângulo e relação de fase) quantificam a assincronia com valores de 0° a 180° (sendo que o ângulo pode ser positivo ou negativo). Os sujeitos foram submetidos a três coletas com OEP e em cada uma delas foram aplicados os dois métodos de estimativa previamente descritos, que foram ainda aplicados de três maneiras distintas: (i) entre caixa torácica superior e caixa torácica inferior, (ii) entre caixa torácica superior e abdome e (iii) entre caixa torácica inferior e abdome.

Índice de ineficiência ventilatória

A assincronia toracoabdominal pode desencadear menor ineficiência da mecânica respiratória gerando diminuição no volume corrente. Para calcular o volume "perdido" (V_P) por causa da assincronia toracoabdominal, além dos volumes compartimentais (V_C) obtidos com OEP, em uma etapa pós-processamento foram calculados os volumes máximos (V_M) nos sinais de cada compartimento (Figura 8). O volume perdido foi calculado para cada compartimento como sendo $V_P = V_M - V_C$, e o volume perdido total foi a soma daqueles dos compartimentos, isto é: $V_{P,T} = V_{P,CTS} + V_{P,CTI} + V_{P,ABD}$. Baseado nessa análise, neste estudo foi proposto um índice de Ineficiência Ventilatória (IV), calculado como sendo a porcentagem da razão entre o volume perdido e o volume máximo, $IV\ (\%) = \left(\frac{V_M - V_C}{V_M}\right) * 100$. O índice foi aplicado para cada compartimento. Para calcular o índice de IV na estrutura toracoabdominal total (IV_T), foi utilizada a soma dos volumes máximos, isto é $IV_T\ (\%) = \frac{V_{P,T}}{V_{M,CTS} + V_{M,CTI} + V_{M,ABD}} * 100$.

Análise dos dados

Os pacientes com DPOC foram classificados como apresentando assincronia (grupo AT) ou não (grupo NA) utilizando como referência os valores obtidos no grupo controle (GC) com cada método de estimativa, ângulo (AF) e relação de fase (RF). Se os valores de RF ou AF no paciente estivessem fora do intervalo de média ± duas vezes desvio padrão (M ± 2DP) do grupo controle em pelo menos uma das três análises feitas (CTS vs. CTI, CTS vs. ABD e CTI vs. ABD), o sujeito era enquadrado no grupo AT.

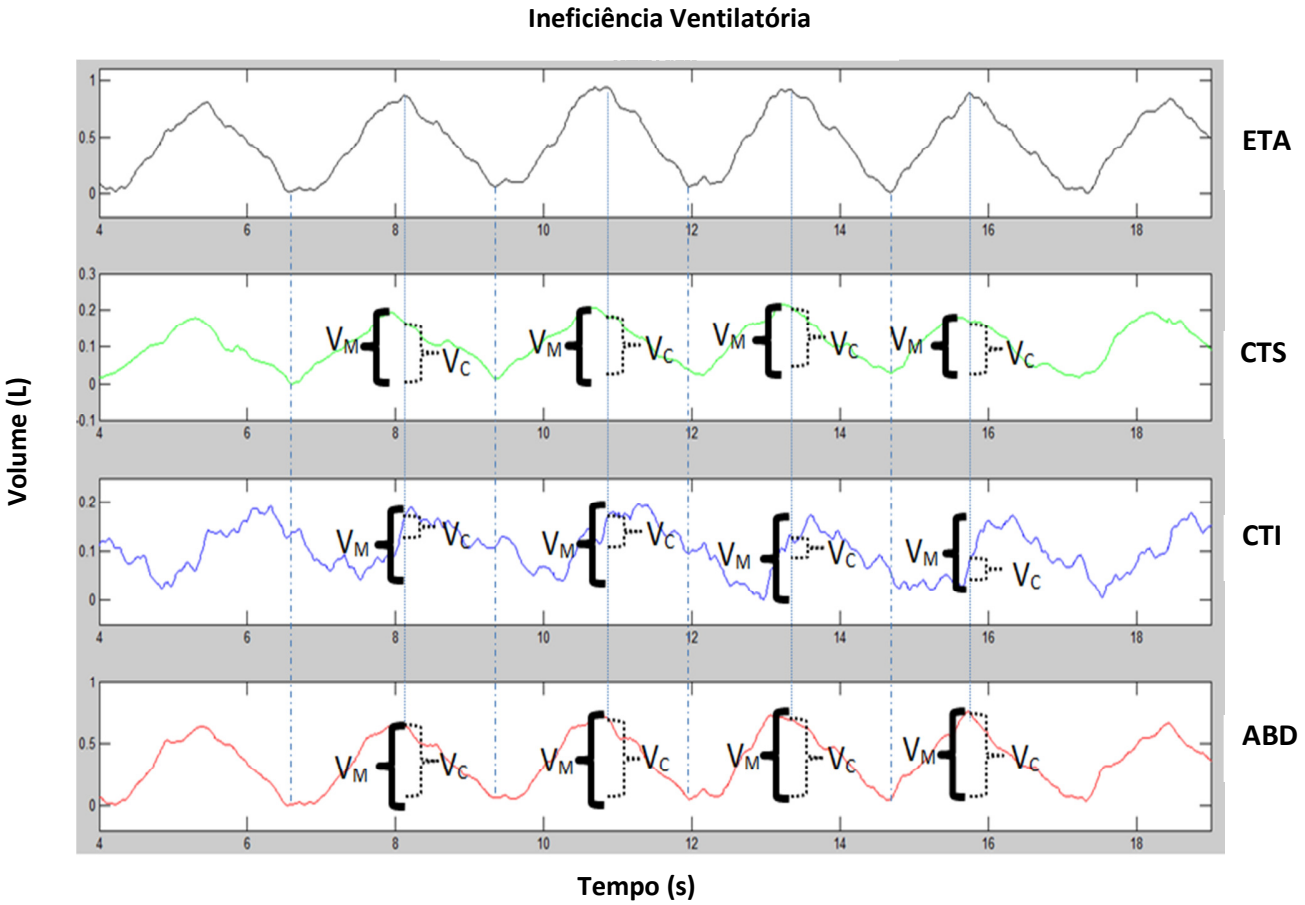

Figura 8. **Ineficiência Ventilatória.** Diferenças entre os volumes calculados com OEP e volumes máximos em cada sinal compartimental. Os volumes compartimentais (V_C) são calculados de acordo com o sinal de referência que é a soma dos três sinais, enquanto os volumes máximos (V_M) são calculados em uma etapa pós-processamento. Estrutura Toracoabdominal (ETA), Caixa Torácica Superior (CTS) e Inferior (CTI) e abdome (ABD).

Análise estatística

Os dados foram submetidos a uma análise de normalidade utilizando-se o teste de Kolgomorov-Smirnov. Para comparar as características basais dos grupos foi utilizado o teste-t (dados paramétricos), ou de Mann-Whitney (dados não paramétricos), para as variáveis contínuas e para variáveis categóricas foi utilizado o teste qui-quadrado. Para comparar a detecção de assincronia entre os métodos de estimativa da ATA foi utilizado o

teste qui-quadrado ou de Fisher. Quando necessário, foi utilizada a técnica de imputação simples (média dos dados adjacentes) para substituição dos dados faltosos, o que ocorreu em apenas 2,5% dos dados. Os valores de assincronia e os demais parâmetros (volume, ineficiência ventilatória, tempos respiratórios, contribuição compartimental, frequência respiratória, ventilação minuto e fluxo) foram comparados usando a análise de variância (ANOVA) de dois fatores (grupo e momento de coleta) e foi aplicado o *pós hoc* de Holm-Sidak como teste de comparações múltiplas. Os dados estão apresentados como média e desvio padrão, com nível de significância estatística assumido de 5% ($p < 0,05$). Foi utilizado o *software* Sigma Plot 12.1 (San Jose, EUA) para as análises estatísticas.

RESULTADOS

Entre fevereiro de 2013 e março de 2014 foram triados 457 pacientes com DPOC e avaliados 13 indivíduos saudáveis. Numa triagem inicial, 223 pacientes não se enquadraram nos critérios de faixa etária e IMC (n=117) ou eram oxigênio dependentes (n=106). Os principais motivos de não inclusão após a triagem inicial foram presença de outras pneumopatias associadas (n=88) e doenças cardiovasculares (n=62). Finalmente, foram incluídos 26 pacientes dos quais quatro foram excluídos porque desistiram antes de completarem as avaliações. Desta forma, no estudo foram considerados 22 pacientes com DPOC e 13 indivíduos saudáveis pareados por idade, peso, altura e gênero. As caraterísticas antropométricas e os valores de função pulmonar completa estão apresentados na Tabela 1.

A pontuação no questionário CAT para avaliação da DPOC foi de 18,5 ± 6,8 indicando um impacto entre médio e alto da doença no cotidiano dos pacientes. A maioria dos pacientes apresentou limitação obstrutiva grave ao fluxo de ar, $VEF_1 < 50\%$ do predito após o uso do broncodilatador (64%). Na prova de função pulmonar completa, 13 pacientes (59%) apresentaram um quadro de hiperinsuflação estática (CPT > 120% do predito) e 12 (55%) aprisionamento aéreo (VR/CPT > 50%). Numa subanálise, observamos que 11 (92%) dos 12 pacientes com aprisionamento aéreo apresentaram ATA quando avaliados pelo método AF e nove (75%) pelo método RF.

Tabela 1. Caraterísticas antropométricas, de função pulmonar e capacidade de exercício dos sujeitos.

	GC (n=13)	DPOC (n=22)
Dados antropométricos		
Masculino, n (%)	5 (38%)	13 (59%)
Idade (anos)	54 ± 6	58 ± 6
Estatura (cm)	164 ± 9	163 ± 11
Peso (kg)	74 ± 11	68 ± 14
IMC (kg/m^2)	27,4 ± 2,9	25,4 ± 3,6
Função pulmonar		
VEF_1 (L)	2,9 ± 0,8	1,2 ± 0,4*
(% predito)	98,1 ± 14,0	40,2 ± 10,5*
CVF (L)	3,5 ± 0,9	3,1 ± 0,8
(% predito)	96,2 ± 12,2	81,5 ± 13,2*
VEF_1/CVF (%)	81,9 ± 5,1	39,6 ± 9,2*
CI (L)	2,7 ± 0,7	2,1 ± 0,7*
(% predito)	100,0 ± 18,0	78,5 ± 16,6*
CPT (L)	5,6 ± 1,2	6,6 ± 1,4*
(% predito)	104,9 ± 15,7	121,4 ± 20,0*
VR (L)	1,9 ± 0,5	3,3 ± 1,0*
(% predito)	116,6 ± 36,4	191,5 ± 69,0*
VR/CPT (%)	34,5 ± 6,9	49,1 ± 10,3*
Capacidade de exercício		
VO_{2max} (mL/kg/min)	19,2 ± 5,5	13,6 ± 3,2*
Potencia máxima (W)	112,6 ± 42,6	62,1 ± 27,4*

Legenda. Características do grupo controle (GC) e pacientes DPOC. Os dados são apresentados em média ± desvio padrão, exceto gênero. IMC: índice de massa corporal; VEF_1: volume expiratório forçado em um segundo; CVF: capacidade vital forçada; CI: capacidade inspiratória; CPT: capacidade pulmonar total; VR: volume residual; VO_2: consumo de oxigênio máximo. *: $p<0,05$ quando comparado com o GC.

Para determinar a presença de assincronia nos pacientes DPOC, foram usados os valores de normalidade (média ± duas vezes desvio padrão) dos métodos de estimativa da ATA, ângulo e relação de fase, obtidos com o grupo controle no repouso e durante o exercício leve e moderado. Os valores de normalidade obtidos com o grupo controle e a discriminação de pacientes com ATA feita por cada método são apresentados na Tabela 2.

Os pacientes considerados como apresentando assincronia pelo método AF sempre incluíram àqueles considerados pelo método RF (Tabela 2), com exceção apenas de uma paciente no exercício com carga. Não houve diferença nas caraterísticas basais dos grupos AT e NA, exceto na CPT e no VR. As características basais dos grupos AT e NA utilizando a classificação feita no repouso por ambos os métodos são apresentadas na Tabela 3.

Tabela 2. Intervalos de normalidade para os métodos de estimativa da ATA (AF e RF) obtidos com o grupo controle e número de pacientes DPOC fora da normalidade.

	Intervalos de normalidade obtidos com o grupo controle [M-2*DP; M+2*DP]		**Número de pacientes DPOC fora da normalidade**		
	AF (°)	**RF (°)**	**AF**	**RF**	**P**
Repouso					
CTS vs.CTI	[-18,80; 13,29]	[-44,67; 37,60]			
CTS vs. ABD	[-27,03; 41,85]	[-38,13; 48,11]	n=15	n=7	0,035
CTI vs. ABD	[-18,48 36,75]	[-37,23; 55,99]			
Exercício sem carga					
CTS vs.CTI	[-16,14; 29,06]	[-42,37; 100,83]			
CTS vs. ABD	[-33,51; 31,73]	[-85,51; 77,99]	n=11	n=3	0,023
CTI vs. ABD	[-29,81; 25,85]	[-99,90; 76,89]			
Exercício com carga					
CTS vs.CTI	[-25,93; 26,78]	[-67,32; 84,59]			
CTS vs. ABD	[-39,56; 17,66]	[-63,19; 43,12]	n=14	n=8	0,132
CTI vs. ABD	[-36,43; 13,57]	[-78,20; 30,21]			

Legenda. Intervalos de normalidade determinados pelo grupo controle e pacientes DPOC cujos valores de ângulo de fase (AF) ou relação de fase (RF) não se enquadraram em, pelo menos, uma das análises entre a caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI) e o abdome (ABD). Os dados estão apresentados como média ± 2*desvio padrão [M-2*DP; M+2*DP]. *: $p<0,05$ indica que a discriminação de pacientes com assincronia foi diferente entre os métodos AF e RF.

Tabela 3. Caraterísticas basais dos pacientes DPOC com assincronia (grupo AT) e sem assincronia (grupo NA) avaliados pelos métodos de ângulo de fase e relação de fase.

	Ângulo de fase		**Relação de fase**	
	NA (n=7)	**AT (n=15)**	**NA (n=15)**	**AT (n=7)**
Dados antropométricos				
Masculino, n (%)	3 (43%)	10 (67%)	8 (53%)	5 (71%)
Idade (anos)	58 ± 6	57 ± 5	58 ± 6	57 ± 6
Estatura (cm)	160 ± 11	164 ± 12	160 ± 9	170 ± 13
Peso (kg)	65 ± 9	69 ± 15	67 ± 12	68 ± 17
IMC (kg/m^2)	25,1 ± 3,2	25,5 ± 3,9	26,1 ± 3,3	23,7 ± 3,9
Função pulmonar				
VEF_1 (L)	1,1 ± 10,4	1,2 ± 0,4	1,2 ± 0,4	1,2 ± 0,5
(% predito)	40,2 ± 11,4	40,2 ± 10,4	41,9 ± 10,8	36,6 ± 9,4
CVF (L)	2,9 ± 0,8	3,1 ± 0,8	2,9 ± 0,7	3,4 ± 0,9
(% predito)	82,9 ± 14,8	80,8 ± 12,8	81,1 ± 13,2	82,3 ± 14,1
VEF_1/CVF (%)	38,4 ± 6,5	40,2 ± 10,4	41,3 ± 8,3	36,0 ± 10,7
CI (L)	1,8 ± 0,3	2,2 ± 0,7	2,0 ± 0,6	2,3 ± 0,8
(% predito)	75,8 ± 12,7	79,6 ± 18,2	79,8 ± 16,0	75,9 ± 18,8
CPT (L)	6,1 ± 0,9	6,8 ± 1,6	6,1 ± 1,0	7,6 ± 1,8*
(% predito)	121,5±15,6	121,3 ± 22,3	119,2 ± 17,4	126,0 ± 25,7
VR (L)	3,0 ± 0,6	3,4 ± 1,1	2,9 ± 0,8	3,9 ± 1,1*
(% predito)	186,8 ± 56,2	193,7 ± 76,0	181,5 ± 67,9	212,9 ± 71,6
VR/CPT (%)	48,7 ± 11,6	49,3 ± 10,0	47,6 ± 11,1	52,4 ± 8,1
Capacidade de exercício				
VO_{2max} (mL/kg/min)	14,4 ± 3,8	13,3 ± 3,0	14,3 ± 3,4	12,3 ± 2,5
Potencia máxima (W)	58,6 ± 25,3	63,7 ± 29,0	64,1 ± 29,8	57,7 ± 23,0

Legenda. Caracterização dos pacientes DPOC com assincronia (AT) e sem assincronia (NA) de acordo com a discriminação feita no repouso pelo ângulo de fase e a relação de fase. Os dados são apresentados em média ± desvio padrão, exceto gênero. IMC: índice de massa corporal; VEF_1: volume expiratório forçado em um segundo; CVF: capacidade vital forçada; CI: capacidade inspiratória; CPT: capacidade pulmonar total; VR: volume residual; VO_2: consumo de oxigênio máximo. *: $p<0,05$quando comparado com o grupo NA em cada método de estimativa.

Usando o método AF, o grupo AT apresentou maiores valores de ATA entre CTS-CTI quando comparado com o grupo GC em todos os momentos de avaliação ($p<0,05$) e também quando comparado com o grupo NA no repouso (35,7±45,4° vs. 4,2±8,2°; $p<0,05$) e durante o exercício leve (53,3±35,6° vs. 13,3±11,0°; $p<0,05$) e moderado (61,6±55,1° vs. 15,1±9,2°; $p<0,05$). Os valores de AF também foram maiores na análise entre CTI-ABD no grupo AT quando comparado com GC em todos os momentos de avaliação ($p<0,05$) e com o grupo NA, tanto no repouso (-42,2±42,5° vs. -7,8±8,1°; $p<0,05$) como durante o exercício leve (-55,8±40,4° vs. -14,9±8,7°; $p<0,05$) e moderado (-75,9±44,8° vs. -20,3±11,0°; $p<0,05$). Não houve diferença entre os três grupos na análise de CTS-ABD em nenhum momento de avaliação.

Usando o método RF, o grupo AT apresentou maiores valores de ATA entre CTS-CTI quando comparado com o grupo GC em todos os momentos de avaliação ($p<0,05$) e também quando comparado com o grupo NA no repouso (61,8±29,1° vs. 7,9±16,7°; $p<0,05$) e durante o exercício leve (106,1±40,3° vs. 48,9±30,1°; $p<0,05$) e moderado (85,9±23,6° vs. 33,0±31,8°; $p<0,05$). Os valores de RF entre CTI-ABD também foram maiores no grupo AT quando comparado com GC em todos os momentos de avaliação ($p<0,05$) e com o grupo NA no repouso (-66,9±27,4° vs. -12,6±10,0°; $p<0,05$) e durante o exercício leve (-124,8±17,2° vs. -49,8±30,5°; $p<0,05$) e moderado (-81,8±42,2° vs. -40,5±25,1°; $p<0,05$). Os valores de RF entre CTS-CTI no exercício moderado ($p<0,05$) e entre CTI-ABD no exercício leve ($p<0,05$) foram maiores no grupo NA quando comparados com o GC. Não houve diferença entre os três grupos nos valores de ATA entre CTS-ABD em nenhum momento de avaliação. Os valores de ATA estão apresentados nas Figuras 9-11 (no repouso), 12-14 (exercício leve) e 15-16 (exercício moderado).

Assincronia toracoabdominal no repouso entre os compartimentos CTS e CTI

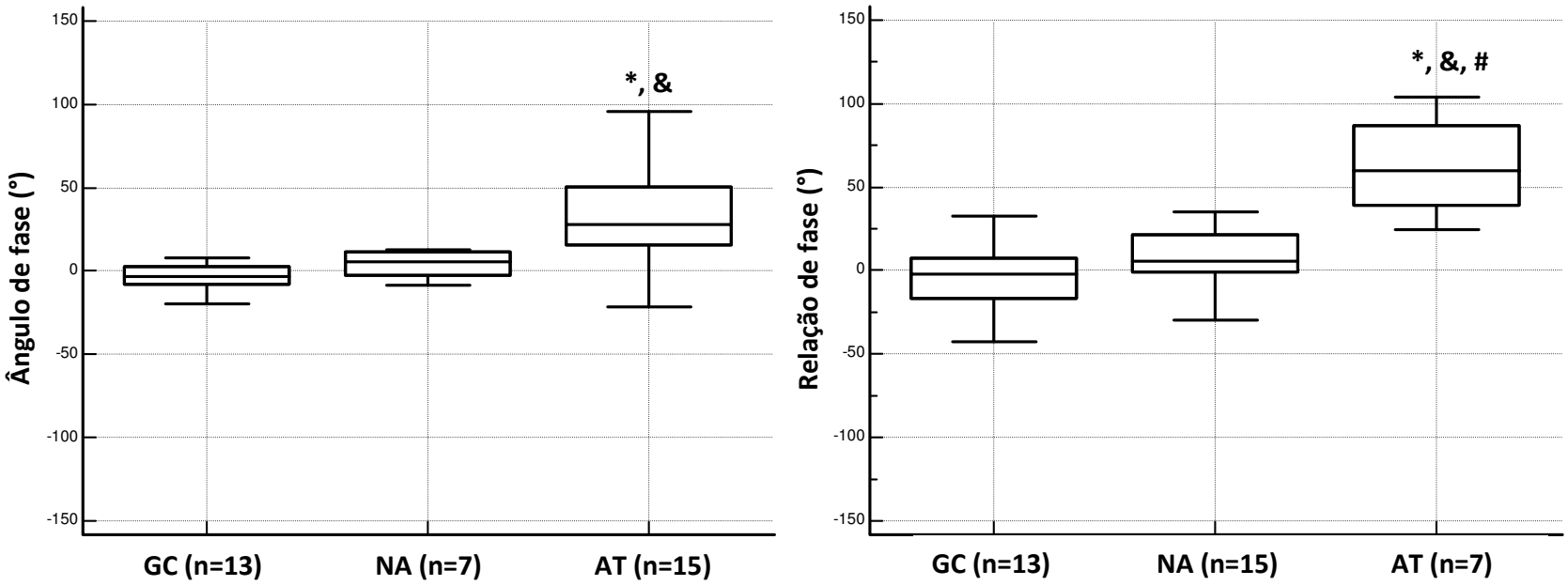

Figura 9. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: $p<0,05$ quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: $p<0,05$ quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. #: $p<0,05$ quando comparado com os valores do mesmo grupo obtidos com o ângulo de fase.

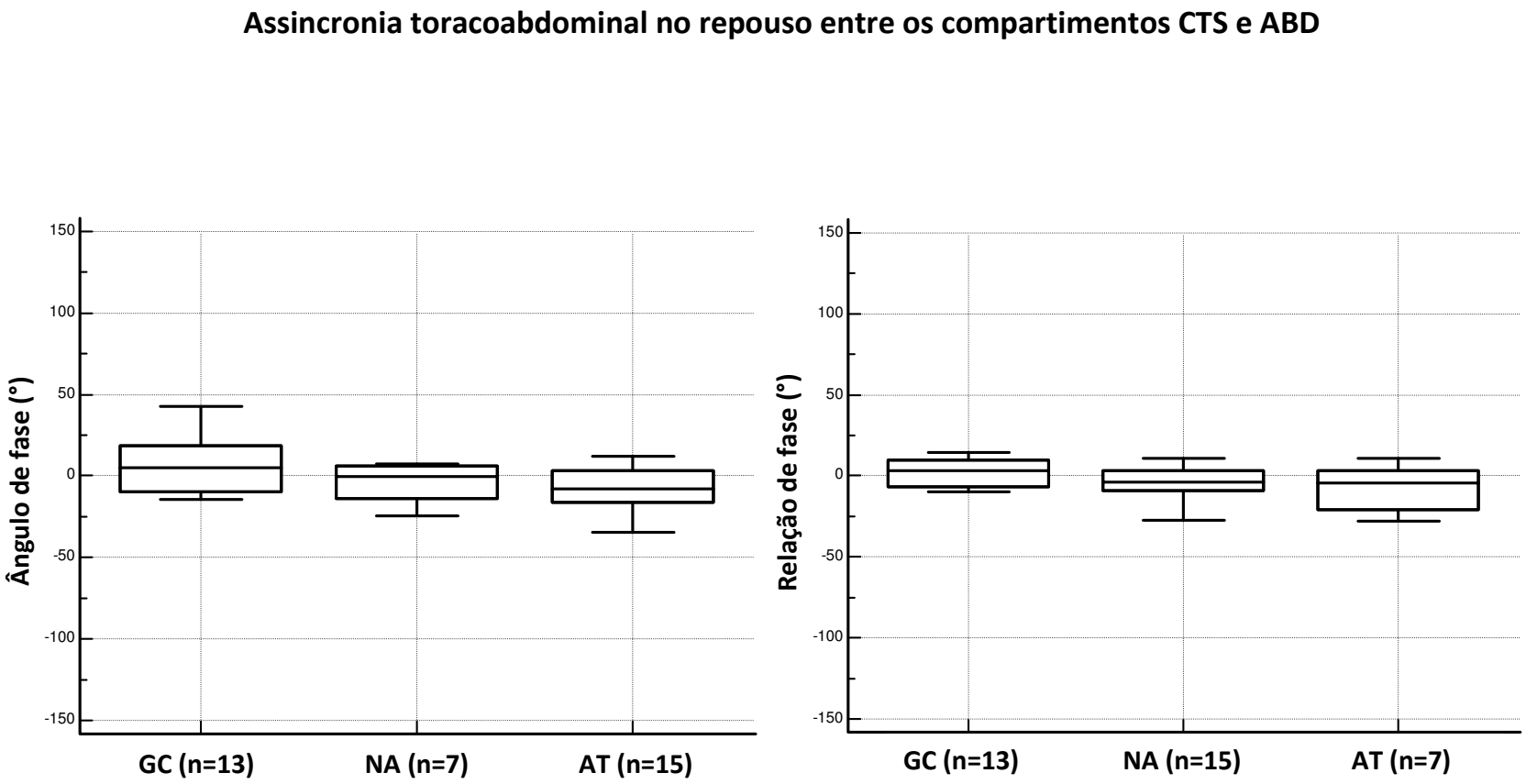

Figura 10. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica superior (CTS) e abdome (ABD)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). Não houve diferenças entre os grupos e nem entre os métodos.

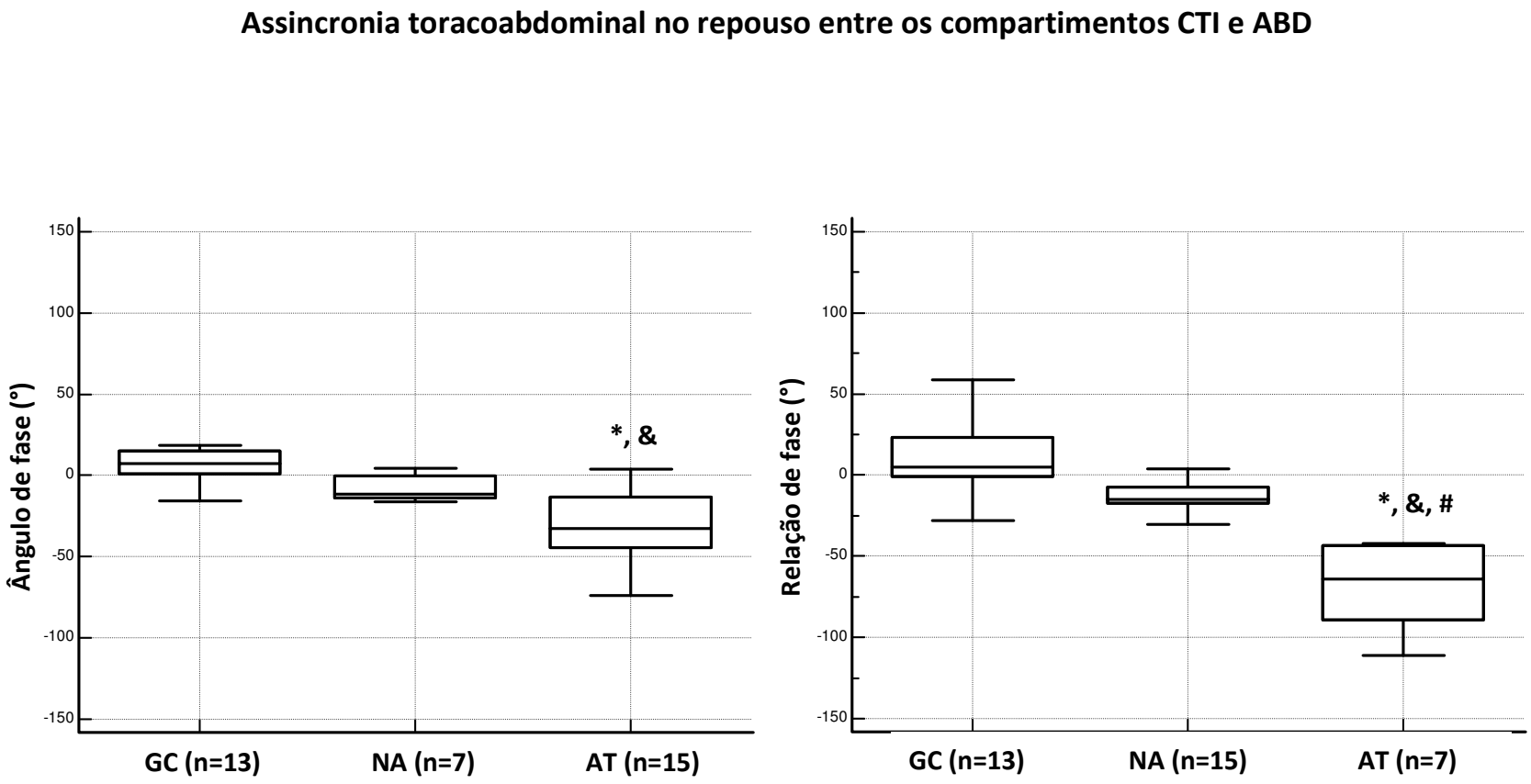

Figura 11. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no repouso entre caixa torácica inferior (CTI) e abdome (ABD)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: $p<0,05$ quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: $p<0,05$ quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. #: $p<0,05$ quando comparado com os valores do mesmo grupo obtidos com o ângulo de fase.

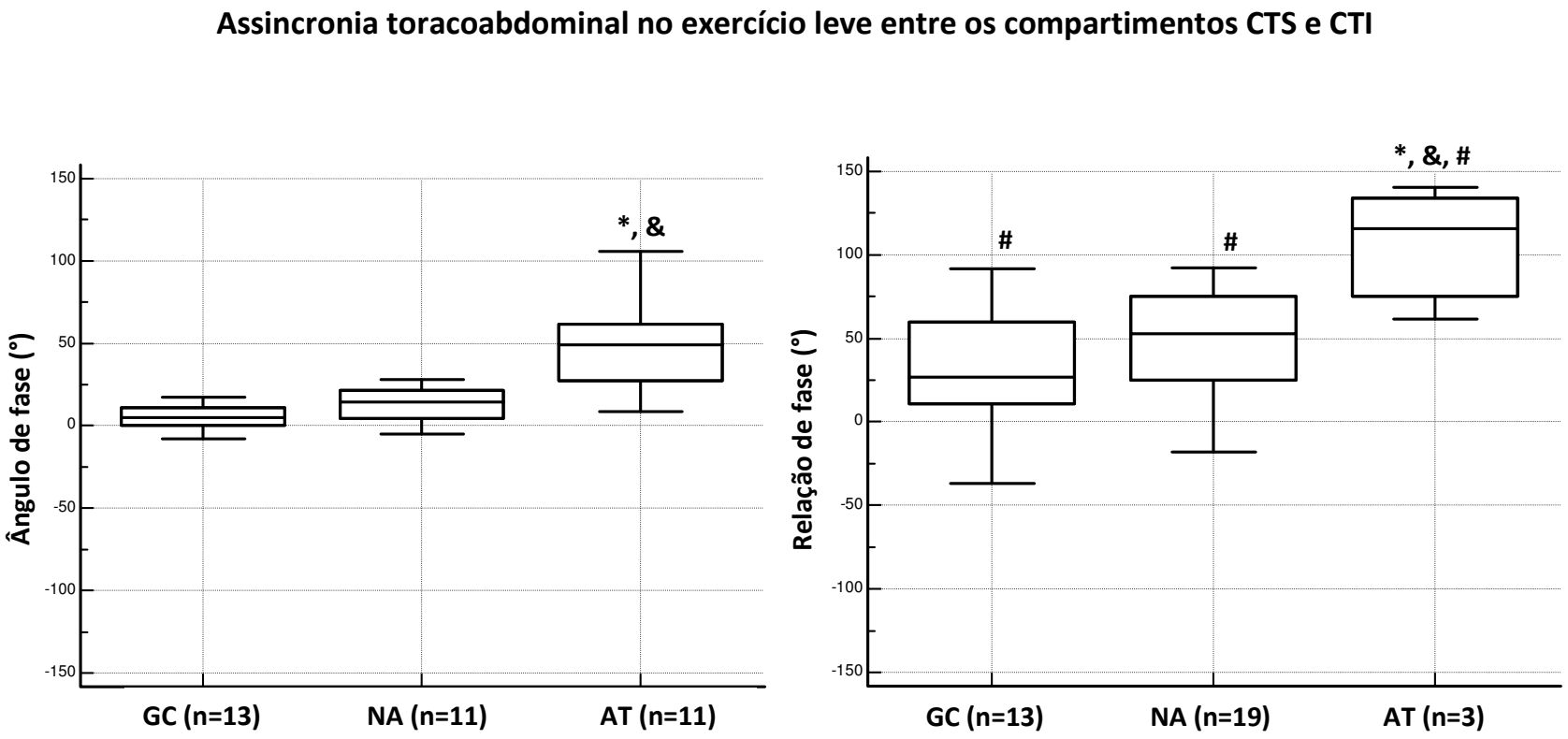

Figura 12. Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI) entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: $p<0,05$ quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: $p<0,05$ quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. #: $p<0,05$ quando comparado com os valores do mesmo grupo obtidos com o ângulo de fase.

Assincronia toracoabdominal no exercício leve entre os compartimentos CTS e ABD

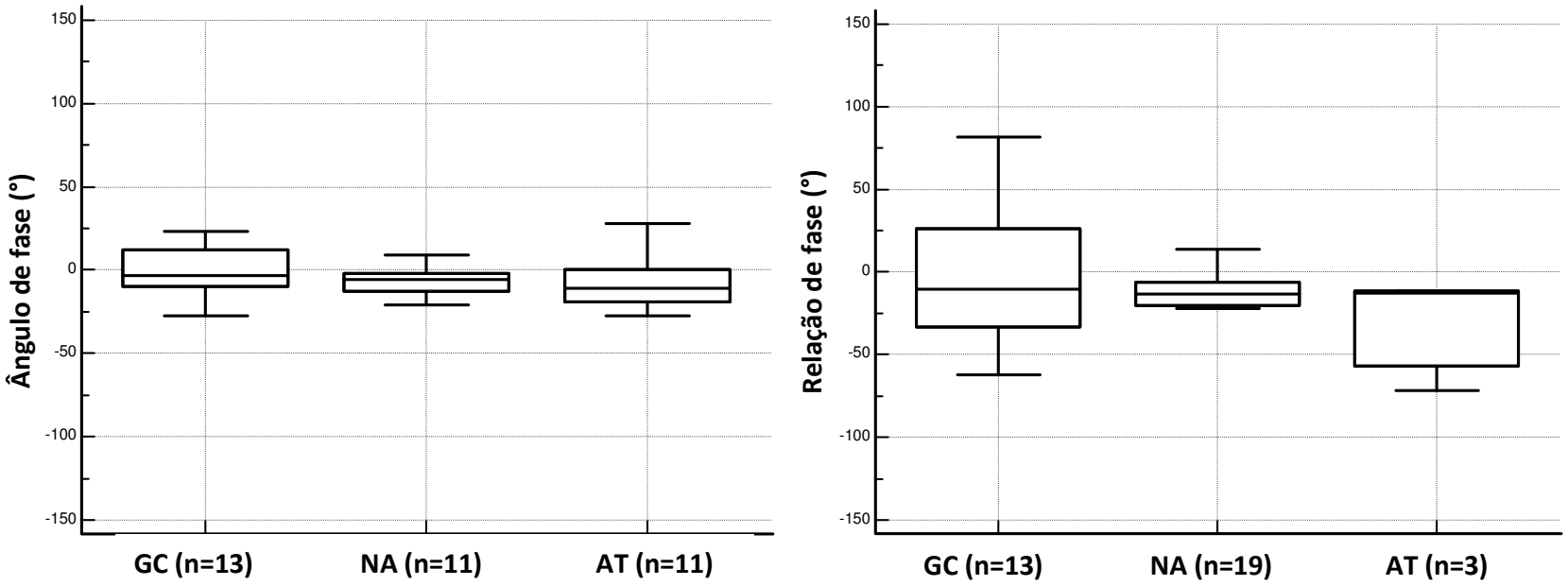

Figura 13. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica superior (CTS) e abdome (ABD)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). Não houve diferenças entre os grupos e nem entre os métodos.

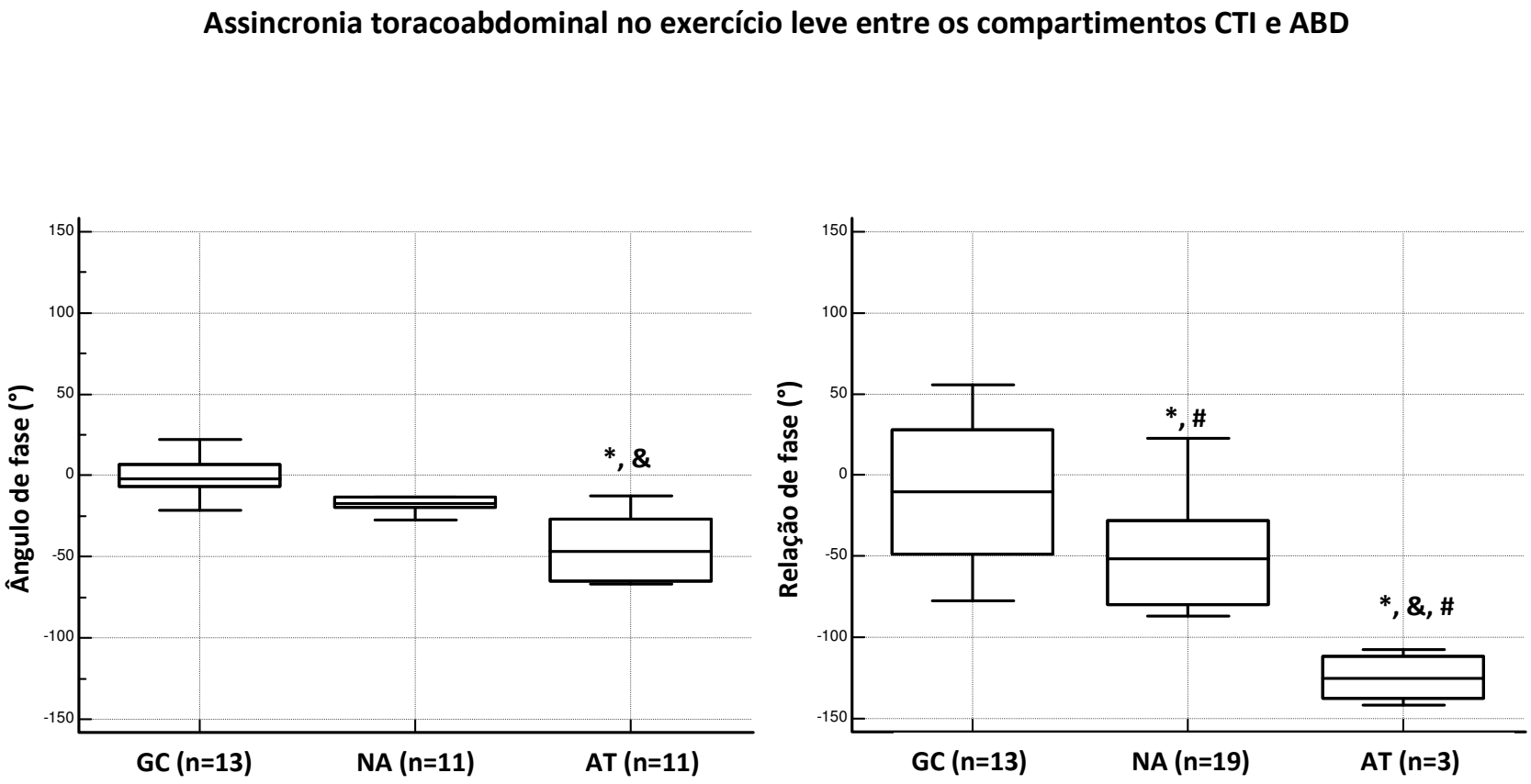

Figura 14. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício sem carga entre caixa torácica inferior (CTI) e abdome (ABD)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: $p<0,05$ quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: $p<0,05$ quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. #: $p<0,05$ quando comparado com os valores do mesmo grupo obtidos com o ângulo de fase.

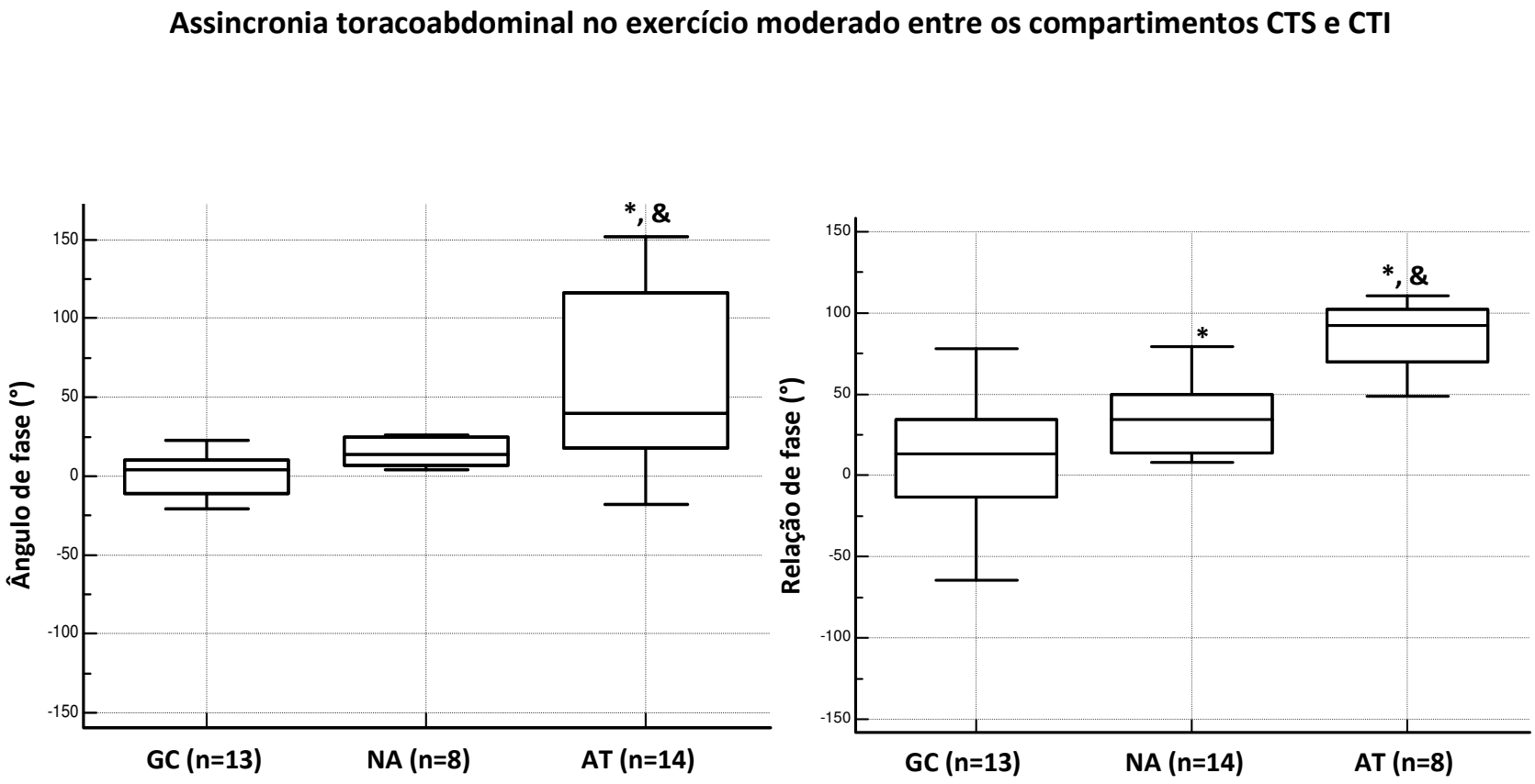

Figura 15. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício moderado entre caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: $p<0,05$ quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: $p<0,05$ quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. Não houve diferença entre os métodos.

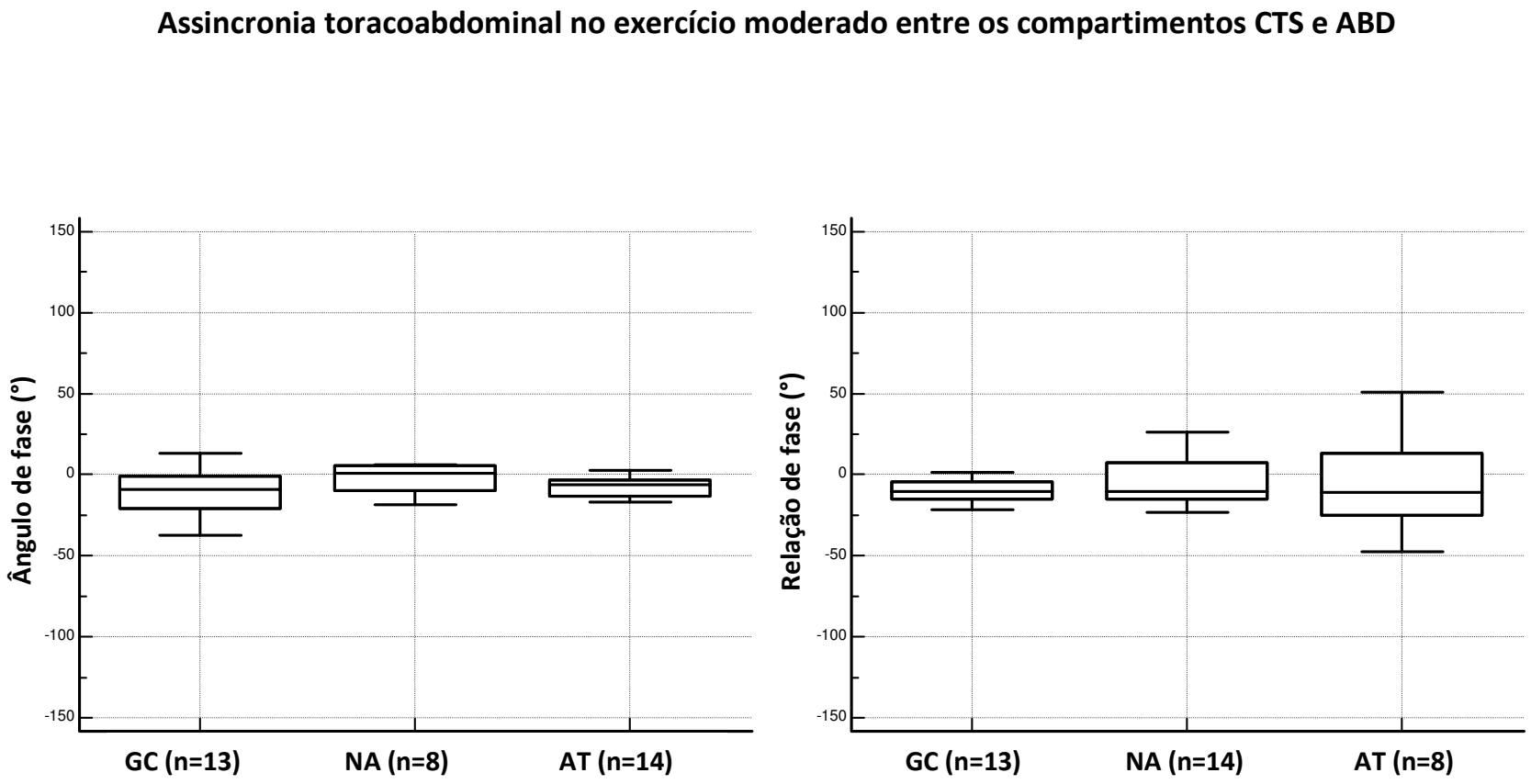

Figura 16. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício moderado entre caixa torácica superior (CTS) e abdome (ABD)** entre o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). Não houve diferenças entre os grupos e nem entre os métodos.

Assincronia toracoabdominal no exercício moderado entre os compartimentos CTI e ABD

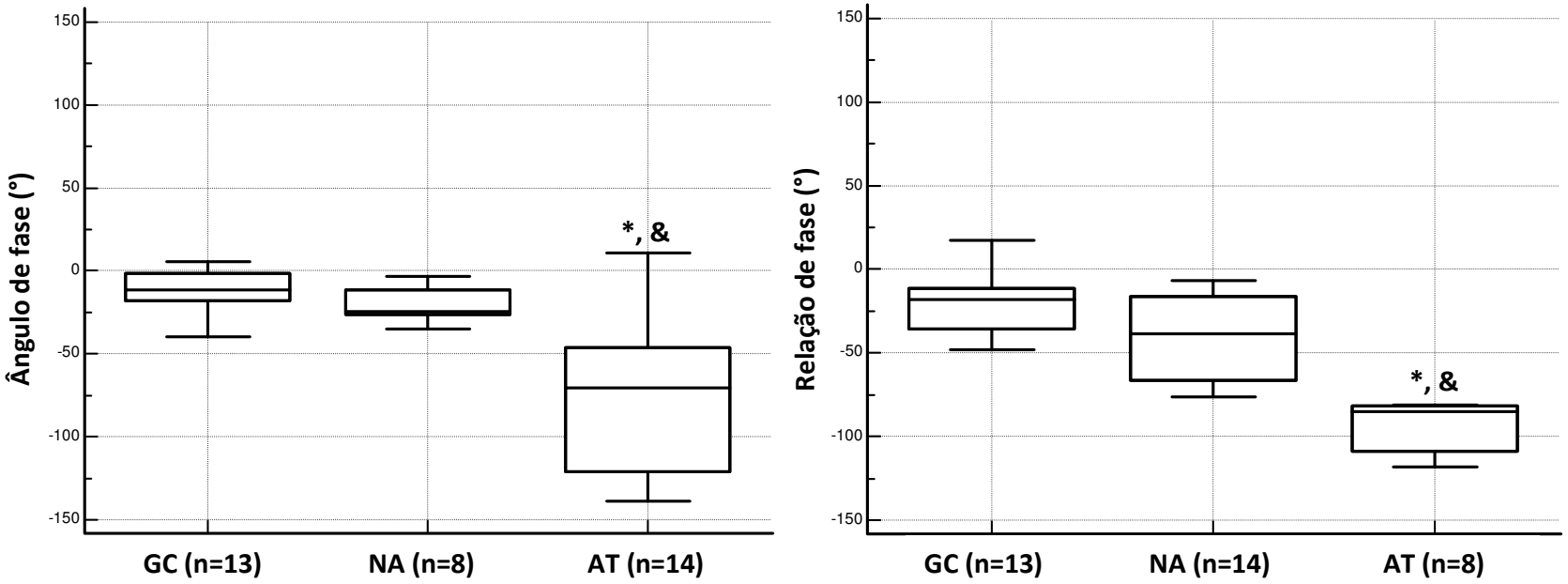

Figura 17. **Comparação do ângulo de fase e da relação de fase no exercício com carga entre caixa torácica inferior (CTI) e abdome (ABD)** o grupo controle (GC) e os pacientes DPOC sem (NA) e com assincronia (AT). *: p<0,05 quando comparado com GC usando o mesmo método de estimativa. &: p<0,05 quando comparado com NA usando o mesmo método de estimativa. Não houve diferença entre os métodos.

Na análise da cinemática toracoabdominal, o grupo AT apresentou menor volume corrente no exercício moderado e uma menor contribuição da CTI com relação aos outros grupos nos três momentos de avaliação. A Tabela 4 apresenta os valores da cinemática toracoabdominal utilizando a classificação dos grupos obtida com o método de ângulo de fase e a Tabela 5 com o método de relação de fase.

O grupo AT apresentou maior ineficiência ventilatória da CTI nos três momentos de avaliação e também maior ineficiência ventilatória total durante o exercício leve e moderado quando comparado com os grupos NA e GC. Os valores de ineficiência ventilatória usando a classificação dos grupos por ambos os métodos de estimativa aparecem na Tabela 6.

Tabela 4. Comparação da cinemática toracoabdominal entre GC e DPOC sem e com assincronia obtida com o ângulo de fase.

	Repouso			Exercício sem carga			Exercício com carga		
	GC (n=13)	**NA (n=7)**	**AT (n=15)**	**GC (n=13)**	**NA (n=11)**	**AT (n=11)**	**GC (n=13)**	**NA (n=8)**	**AT (n=14)**
Volumes (mL)									
V_t	433 ± 136	474 ± 125	442 ± 149	631 ± 154	768 ± 221	788 ± 202	1314 ± 481	1228 ± 399	1003 ± 295*
V_{CTS}	112 ± 35	117 ± 48	114 ± 71	143 ± 62	168 ± 99	144 ± 60	252 ± 136	239 ± 74	160 ± 96*
V_{CTI}	77 ± 38	81 ± 28	40 ± 41	114 ± 51	96 ± 44	49 ± 49*	222 ± 109	157 ± 52*	38 ± 80*$^{\&}$
V_{ABD}	243 ± 11	275 ± 90	287 ± 101	373 ± 108	504 ± 161	594 ± 162	840 ± 397	831 ± 375	804 ± 281
Contribuição compartimental (%)									
CC_{CTS}	25,9 ± 6,1	25,4 ± 10,3	25,0 ± 11,2	22,5 ± 7,0	21,1 ± 7,3	18,1 ± 4,6	19,0 ± 7,6	20,5 ± 6,5	15,8 ± 6,4
CC_{CTI}	18,0 ± 9,2	17,0 ± 3,1	9,0 ±10,7*	18,6 ± 8,7	13,0 ± 6,6	6,4 ± 7,5*	18,1 ± 9,5	13,9 ± 7,1	5,0 ± 9,6 *$^{\&}$
CC_{ABD}	56,1 ± 11,3	57,6 ± 10,3	66,0 ± 16,1	58,9 ± 11,2	65,9 ± 11,4	75,5 ± 9,3 *	62,9±11,0	65,6 ± 12,6	79,2 ± 11,4 *$^{\&}$
Tempos respiratórios									
$T_{t\,(s)}$	3,5 ± 0,5	3,3 ± 1,0	3,7 ± 0,8	2,6 ± 0,6	2,4 ± 0,3	2,7 ± 0,5	2,2 ± 0,4	2,4 ± 0,5	2,2 ± 0,3
$T_{i\,(s)}$	1,3 ± 0,2	1,3 ± 0,3	1,3 ± 0,3	1,1 ± 0,3	1,0 ± 0,1	1,1 ± 0,2	1,0 ± 0,2	1,0 ± 0,2	0,9 ± 0,2
$T_{e\,(s)}$	2,2 ±0,4	2,0 ± 0,7	2,4 ± 0,6	1,5 ± 0,4	1,4 ± 0,2	1,6 ± 0,4	1,2 ± 0,2	1,4 ± 0,4	1,3 ± 0,3
$T_i/T_{t\,(\%)}$	37,6 ± 3,1	38,5 ±3,6	36,2 ± 5,5	42,0 ± 3,1	40,7 ± 3,4	41,5 ± 7,0	43,6 ±3,3	42,3 ± 5,5	43,5 ± 6,6
Parâmetros dinâmicos									
FR (respirações/min)	17,8 ± 2,0	19,3 ± 4,1	17,1 ± 3,7	24,3 ± 6,5	25,4 ±2,6	23,4 ± 4,3	28,8 ± 6,5	26,8 ± 5,3	27,9 ± 4,3
VE (L/min)	7,5 ± 2,2	9,1 ± 2,9	7,2 ± 2,0	14,8 ± 3,2	19,2 ±4,7	17,8 ± 2,6	37,0 ± 14,2	31,5 ± 7,4	27,5 ± 6,7*
$V_t/T_{i\,(mL/s)}$	340 ± 95	390 ± 106	343 ± 107	618 ± 204	803 ± 259	744 ± 168	1448 ± 646	1262 ± 324	1080 ± 298*
$V_t/T_{e\,(mL/s)}$	206 ± 61	251 ± 89	192 ± 56	433 ± 92	540 ± 114	517 ± 96	1102 ± 383	928 ± 245	829 ± 217*

Legenda. Os dados estão em média ± desvio padrão. Volumes total (V_t), da caixa torácica superior (V_{CTS}) e inferior (V_{CTI}) e do abdome (V_{ABD}). Contribuição compartimental ao V_t da caixa torácica superior (CC_{CTS}) e inferior (CC_{CTI}) e do abdome (CC_{ABD}). Tempos total (T_t), inspiratório (T_i) e expiratório (T_e) do ciclo respiratório. Ventilação minuto (VE) e frequência respiratória (FR). Grupo controle (GC) e pacientes considerados com (AT) e sem assincronia (NA). *: $p<0,05$ quando comparado com GC; $^{\&}$: $p<0,05$ quando comparado com NA em cada momento de avaliação.

Tabela 5. Comparação da cinemática toracoabdominal entre GC e pacientes com e sem assincronia obtida com a relação de fase.

	Repouso			Exercício sem carga			Exercício com carga		
	GC (n=13)	**NA (n=15)**	**AT (n=7)**	**GC (n=13)**	**NA (n=19)**	**AT (n=3)**	**GC (n=13)**	**NA (n=14)**	**AT (n=8)**
Volumes (mL)									
V_t	433±136	465±147	423±126	631±154	807±208	596±52	1314±481	1066±369	1117±322
V_{CTS}	112±35	117±54	111±84	143±62	166±83	92±20	252±136	193±86	182±115
V_{CTI}	77±38	70±37	18±27	114±51	80±44	24±79	222±109	128±70*	1 ±63*$^{\&}$
V_{ABD}	243±11	278±114	294±37	373±108	560±170	480±121	840±397	745±321	934±264
Contribuição compartimental (%)									
CC_{CTS}	25,9 ± 6,1	25,6 ± 11,1	24,0 ± 10,5	22,5 ± 7,0	20,2 ± 6,2	15,6 ± 4,3	19,0 ± 7,6	18,5 ± 7,3	15,6 ± 5,5
CC_{CTI}	18,0 ± 9,2	15,5 ± 8,6	3,1 ± 6,0*$^{\&}$	18,6 ± 8,7	10,5 ± 6,3*	4,4 ± 14,4*	18,1 ± 9,5	12,7 ± 8,3	0,6 ± 6,8*$^{\&}$
CC_{ABD}	56,1 ± 11,3	58,9 ± 13,1	72,9 ±14,4*$^{\&}$	58,9 ± 11,2	69,3 ± 10,1*	80,0 ± 15,9*	62,9 ± 11,0	68,8 ± 12,5	83,8 ± 8,8*$^{\&}$
Tempos respiratórios									
$T_{t\,(s)}$	3,5 ± 0,5	3,6 ± 0,8	3,5 ± 0,9	2,6 ± 0,6	2,6 ± 0,4	2,2 ± 0,4	2,2 ± 0,4	2,2 ± 0,5	2,4 ± 0,2
$T_{i\,(s)}$	1,3 ± 0,2	1,3 ± 0,3	1,3 ± 0,4	1,1 ± 0,3	1,0 ± 0,2	1,0 ± 0,1	1,0 ± 0,2	1,0 ± 0,2	1,0 ± 0,1
$T_{e\,(s)}$	2,2 ±0,4	2,4 ± 0,7	2,1 ± 0,6	1,5 ± 0,4	1,5 ± 0,3	1,3 ± 0,3	1,2 ± 0,2	1,2 ± 0,3	1,4 ± 0,2
$T_i/T_{t\,(\%)}$	37,6 ± 3,1	35,9 ± 5,5	39,1 ± 3,0	42,0 ± 3,1	40,7 ± 5,6	43,7 ± 3,8	43,6 ±3,3	44,4 ± 6,2	40,8 ± 5,7
Parâmetros dinâmicos									
FR (respirações/min)	17,8 ± 2,0	17,4 ± 3,6	18,5 ± 4,6	24,3 ± 6,5	23,9 ± 3,2	27,6 ± 4,9	28,8 ± 6,5	28,7 ± 5,3	25,5 ± 2,2
VE (L/min)	7,5 ± 2,2	7,9 ± 2,6	7,6 ± 2,2	14,8 ± 3,2	18,8 ± 3,8	16,4 ± 3,0	37,0 ± 14,2	29,4 ± 7,3*	28,0 ± 7,0*
$V_t/T_{i\,(mL/s)}$	340±95	372±110	328±100	618±204	796±223	634±54	1448±646	1135±340*	1164±281
$V_t/T_{e\,(mL/s)}$	206±61	211±78	210±62	433±92	534±103	494±119	1102±383	901±234*	803±214*

Legenda. Os dados estão em média ± desvio padrão. Volumes total (V_t), da caixa torácica superior (V_{CTS}) e inferior (V_{CTI}) e do abdome (V_{ABD}). Contribuição compartimental ao V_t da caixa torácica superior (CC_{CTS}) e inferior (CC_{CTI}) e do abdome (CC_{ABD}). Tempos total (T_t), inspiratório (T_i) e expiratório (T_e) do ciclo respiratório. Ventilação minuto (VE) e frequência respiratória (FR). Grupo controle (GC) e pacientes considerados com (AT) e sem assincronia (NA). *: $p<0,05$ quando comparado com GC; $^{\&}$: $p<0,05$ quando comparado com NA em cada momento de avaliação.

Tabela 6. Comparação da ineficiência ventilatória entre os grupos controle e os pacientes DPOC com assincronia (grupo AT) e sem assincronia (grupo NA) utilizando ambos os métodos de estimativa.

	Ângulo de fase			**Relação de fase**		
	GC	**NA**	**AT**	**GC**	**NA**	**AT**
Repouso	**n=13**	**n=7**	**n=15**	**n=13**	**n=15**	**n=7**
Total	3,5 ± 2,8	1,7 ± 1,2	5,4 ± 4,0	3,5 ± 2,8	2,5 ± 2,0	8,0 ± 3,9$^{\&}$
CTS	6,0 ± 4,5	3,0 ± 3,5	5,5 ± 6,2	6,0 ± 4,5	4,5 ± 6,3	5,1 ± 3,7
CTI	5,7 ± 3,9	3,9 ± 2,4	40,9 ± 40,6*$^{\&}$	5,7 ± 3,9	10,0 ± 10,7	70,1 ± 42,4*$^{\&}$
ABD	2,5 ± 4,1	0,9 ± 0,8	1,2 ± 1,6	2,5 ± 4,1	0,9 ± 1,0	1,6 ± 2,1
Exercício sem carga	**n=13**	**n=11**	**n=11**	**n=13**	**n=19**	**n=3**
Total	11,2 ± 4,5	11,1 ± 5,2	12,2 ± 6,5	11,2 ± 4,5	10,2 ± 4,5	20,6 ± 4,4*$^{\&}$
CTS	17,6 ± 9,9	13,1 ± 7,1	13,1 ± 6,0	17,6 ± 9,9	12,3 ± 5,9	17,9 ± 9,2
CTI	21,5 ± 11,5	34,7 ± 21,2	60,1 ± 35,7*	21,5 ± 11,5	40,4 ± 23,3*	91,8 ± 45,6*$^{\&}$
ABD	6,2 ± 4,5	4,2 ± 2,7	2,5 ± 2,9*	6,2 ± 4,5	3,2 ± 2,5*	4,6 ± 5,0
Exercício com carga	**n=13**	**n=8**	**n=14**	**n=13**	**n=14**	**n=8**
Total	8,2 ± 5,6	7,2 ± 4,8	14,3 ± 5,9*$^{\&}$	8,2 ± 5,6	9,0 ± 5,5	16,5 ± 5,3*$^{\&}$
CTS	17,2 ± 13,9	10,5 ± 6,2	18,9 ± 11,5	17,2 ± 13,9	14,6 ± 11,1	17,9 ± 10,0
CTI	17,6 ± 14,8	23,2 ± 14,6	75,5 ± 45,6*$^{\&}$	17,6 ± 14,8	33,7 ± 27,0	96,3 ± 43,1*$^{\&}$
ABD	3,2 ± 3,9	2,2 ± 1,9	2,3 ± 1,8	3,2 ± 3,9	2,3 ± 1,7	2,2 ± 2,1

Legenda. Os dados estão apresentados como média ± desvio padrão da porcentagem (%) de ineficiência ventilatória (ver métodos), que foi calculada em cada compartimento: caixa torácica superior (CTS) e inferior (CTI) e abdome (ABD), *: $p<0,05$ quando comparado com GC; $^{\&}$: $p<0,05$ quando comparado com NA para cada método de estimativa e momento de avaliação.

DISCUSSÃO

Os resultados deste estudo sugerem que o método de ângulo de fase (AF) é mais discriminante para detectar a presença de assincronia toracoabdominal (ATA) em pacientes com DPOC quando comparado com o método de relação de fase (RF). Também foi observado que a presença de ATA ocorreu, principalmente, na caixa torácica inferior (CTI) e parece estar associada com maior ineficiência ventilatória e menor contribuição deste compartimento na cinemática toracoabdominal.

A análise da ATA é clinicamente relevante em pacientes portadores de doenças respiratórias, porém, a literatura não apresenta um consenso com relação à metodologia utilizada para sua avaliação. Essa falta de consenso pode ser explicada por três motivos:

- Ferramenta de avaliação: A ATA tem sido estimada mediante sinais obtidos utilizando equipamentos com princípios de funcionamento distintos; por exemplo, os magnetômetros calculam diâmetros anteroposteriores e mediolaterais e a pletismografia respiratória por indutância (PRI) avalia área transversal, enquanto o pletismografo optoeletrônico (OEP) calcula variações de volume. Como a ATA tem sido calculada através desses sinais de diferentes naturezas (diâmetro, área transversal e volume), os resultados apresentam discrepâncias [57, 58].
- Modelo de análise da estrutura toracoabdominal (ETA): Historicamente, a ETA tem sido avaliada de maneira bicompartimental (caixa torácica e abdome) mas, a partir do estudo de Ward e colaboradores em 1992 [28], a ETA passou a ser avaliada como uma estrutura tricompartimental, o que dificultou a comparação dos resultados obtidos avaliando o modelo bicompartimental.

- Uso de diferentes métodos de estimativa da ATA: Após uma revisão da literatura encontramos mais de 11 métodos, porém, os mais utilizados têm sido AF e RF [7, 22,39].

Neste estudo, foram definidos intervalos de normalidade de AF e RF utilizando como referência os valores obtidos no grupo controle (GC) e a presença de ATA nos pacientes DPOC foi determinada utilizando cada método de estimativa de acordo com esses valores de referência. Nós observamos que o método AF se mostrou mais discriminante para determinar a presença de ATA no repouso e no exercício leve, ou seja, utilizando este método foi possível verificar maior numero de pacientes com ATA quando comparado com o método RF (Tabela 2). Apesar disto, não houve diferença na discriminação entre os métodos no exercício moderado. Ainda assim, observamos que em todos os momentos de avaliação, os pacientes DPOC que foram enquadrados no grupo com assincronia (AT) utilizando o método AF incluíam àqueles enquadrados pelo método RF, com exceção apenas de uma paciente no exercício moderado. Estes resultados sugerem que o método RF se mostra menos flexível na discriminação de pacientes com ATA.

Esta diferença entre os métodos na discriminação de pacientes com ATA pode ter ocorrido por dois motivos. Primeiro, o método AF calcula o ângulo de abertura de uma curva na qual os sinais de volume dos compartimentos avaliados são traçados em dois eixos (Figura 6), indicando o atraso que existe entre os sinais. Enquanto o método RF indica a porcentagem de tempo do ciclo respiratório em que o movimento dos compartimentos avaliados diverge, ou seja, um está expandindo enquanto outro está retraindo. Segundo, no método RF, a análise é feita amostra por amostra nos sinais de volume obtidos nos compartimentos e, por este motivo, o método RF pode ser mais influenciado pelo ruído causado por movimentos espontâneos durante a coleta [7, 22].

Estas características explicam em parte porque a detecção de assincronia pelo método RF tenha sido mais rigorosa, já que pode ter sido influenciado pelo movimento espontâneo nos indivíduos do grupo controle que determinaram os valores de referência. Sendo assim, o método AF parece ser menos susceptível às variações de ruído causadas por movimentos espontâneos que ocorrem mesmo em indivíduos saudáveis, o que explicaria o fato dele ter sido mais discriminante para detectar ATA.

Os valores de normalidade para os métodos AF e RF no repouso e no exercício foram calculados utilizando o modelo tricompartimental. Na nossa revisão da literatura, encontramos apenas dois estudos que reportam valores de normalidade obtidos com OEP usando o método AF entre CTS vs. CTI, que foram de 14° e 18° (respectivamente, Aliverti [3] e Bruni [59]). Os nossos achados (13º) são compatíveis com esses valores, porém, nós utilizamos a convenção dos sinais, previamente discutida por Priori e colaboradores [20]. A convenção dos sinais é essencial na análise da ATA porque indica qual compartimento está liderando o movimento. Quando o sinal é positivo significa que o primeiro compartimento lidera o movimento e o segundo apresenta um atraso. Quando o sinal é negativo significa que o segundo compartimento lidera o movimento e o primeiro apresenta um atraso.

A análise feita comparando os três compartimentos nos permitiu observar que a ATA ocorre nos pacientes com DPOC principalmente quando a comparação inclui o compartimento torácico inferior, e não entre o tórax superior e o abdome, como normalmente tem sido assumido na análise clínica. Os valores de AF e RF do grupo com assincronia (AT) apresentaram um sinal positivo na análise entre caixa torácica superior e inferior (CTS vs. CTI) e um sinal negativo entre CTI e abdome (CTI vs. ABD), ou seja, a CTI apresentou um atraso no movimento em ambos os casos de comparação. Na realidade, os valores de ATA nessas duas análises foram muito

similares em todos os momentos de avaliação, apresentando apenas o sinal contrário (ver Figuras 9 e 11, no repouso e Figuras 15 e 17, no exercício). Já na análise entre CTS vs. ABD, os valores estiveram próximos de zero em todos os momentos de avaliação e não houve diferença entre os grupos. De acordo com a convenção dos sinais utilizada neste estudo, estes resultados sugerem que os compartimentos da CTS e ABD se movimentam de forma coordenada e que a ATA ocorreu por um atraso da CTI.

Adicionalmente, a análise da cinemática toracoabdominal mostrou que o volume deslocado pela CTI é menor nos pacientes com ATA quando comparado com aqueles que não apresentaram ATA (grupo NA) e com o grupo controle. Isto pode explicar a menor contribuição da CTI ao volume total em todos os momentos de avaliação (Tabelas 4 e 5), o que parece estar associado com o aumento da ineficiência ventilatória deste compartimento no grupo AT (Tabela 6).

A assincronia gerada pelo atraso da CTI, também conhecido como movimento paradoxal ou distorção da caixa torácica, tem sido previamente discutida na literatura [3, 26, 59-60]. Vários autores sugerem que este tipo de assincronia pode ser decorrente de uma alteração das forças aplicadas nos compartimentos da caixa torácica [59] como diferenças de pressão transdiafragmática [5] ou complacência torácica [61]. Ainda que nós não tenhamos avaliado estes parâmetros, acreditamos que os nossos dados de ineficiência ventilatória e contribuição de cada compartimento na cinemática toracoabdominal apoiam esta teoria, porque mostram que realmente houve uma mudança nas variações de volume nos compartimentos da estrutura toracoabdominal no grupo AT com relação aos indivíduos saudáveis e que essas mudanças de volume podem estar relacionadas com mudanças de pressão e complacência [5, 61]. Alguns estudos sugerem que o desencadeamento de ATA nos pacientes com DPOC não depende necessariamente da presença de hiperinsuflação estática [60] ou do

desencadeamento de hiperinsuflação dinâmica no exercício [26, 59], mas a relação entre assincronia e hiperinsuflação permanece ainda controversa [3, 59, 62].

No nosso estudo, observamos que os valores dos parâmetros mais relacionados com hiperinsuflação, capacidade pulmonar total (CPT) e volume residual (VR), foram maiores no grupo AT quando comparados com o grupo NA, mas esta diferença foi significativa apenas utilizando a classificação de grupos feita pelo método RF (Tabela 3). Apesar de não ter sido observado diferença no aprisionamento aéreo (VR/CPT>50%) pelos dois métodos de estimativa (AF e RF), foi feita uma subanálise a partir desses resultados. Desta forma, nós investigamos os 12 pacientes DPOC com aprisionamento aéreo e observamos que 11 dos 12 pacientes apresentaram ATA em algum momento de avaliação utilizando o método AF (ou seja, 92%) e nove utilizando o método RF (75%). Estes resultados sugerem que existe uma relação entre a presença de aprisionamento aéreo e o desencadeamento de ATA [3, 24, 62]. Em outras palavras isto sugere que, após cada expiração, nos pacientes DPOC com assincronia permanece retida uma quantidade de ar que não consegue ser deslocada pelos compartimentos da estrutura toracoabdominal.

Em principio, a pletismografia optoeletrônica mensura as variações de volume de cada compartimento, mas, em situações que o individuo não consiga exalar o volume de ar contido em um compartimento, o volume diminuiria significantemente afetando diretamente a contribuição desse compartimento ao volume total avaliado pela cinemática toracoabdominal. Nós hipotetizamos que a diminuição de volume da CTI e sua maior ineficiência ventilatória refletem a presença de um volume residual aumentado nos pacientes com asssincronia.

É importante deixar claro o significado dos valores de AF e RF como métodos de estimativa da sincronia entre os compartimentos da estrutura toracoabdominal. Na realidade, estes métodos apenas quantificam a sincronia (ou coordenação) entre os compartimentos, mas não são influenciados pela quantidade de volume que cada compartimento desloca [22]. Ou seja, dois compartimentos que movimentam volumes muito distintos (por exemplo, 900 mL e 10 mL), podem ou não apresentar assincronia. Na realidade, esses valores de volume são próximos aos observados, respectivamente, no abdome e na CTI no grupo AT durante o exercício moderado. Baseado em nossos achados, podemos sugerir que a função da CTI nos pacientes com DPOC que apresentam assincronia é a de um mecanismo de estabilização entre o tórax superior e o abdome. Mais do que se movimentar de forma descoordenada com relação aos outros dois compartimentos, a CTI tende a estabilizar a cinemática da estrutura toracoabdominal. O fato da contribuição do compartimento abdominal também aumentar nos pacientes com assincronia apoia esta hipótese. Assim, os pacientes com DPOC que apresentam assincronia aumentam a participação abdominal como um mecanismo compensatório decorrente da ineficiência da CTI em contribuir na ventilação.

Existem evidências que permitem sustentar esta hipótese. Primeiro, semelhante aos nossos resultados, outros estudos já mostraram que o paciente com DPOC frequentemente apresenta um deslocamento maior no abdome do que na caixa torácica [3, 26]. Segundo, alguns autores indicam que o paciente com DPOC que apresenta assincronia frequentemente contrai os músculos abdominais durante a expiração [60] e o relaxamento desses músculos é feito de forma gradativa durante a inspiração [5]. Esta ação faz com que a CTI tenda a se retrair no começo da inspiração e, nesse caso, sua expansão começaria mais tardiamente na fase inspiratória. Terceiro, no paciente DPOC

com assincronia, a eficiência do diafragma para expandir a CTI pode ser menor do que nos indivíduos saudáveis [3, 5, 61]. Nesse caso, pode haver um aumento no recrutamento e ativação dos músculos inspiratórios não diafragmáticos para compensar essa desvantagem mecânica [61-62], o que consequentemente expandiria a CTS quase de maneira coordenada com o relaxamento gradativo dos músculos abdominais, evitando o desencadeamento de assincronia entre CTS vs. ABD.

Lembramos que, de acordo com o modelo tricompartimental utilizado pelo OEP e adotado no nosso estudo, a CTI está localizada anatomicamente entre o processo xifoide e a margem costal inferior [3, 20]. Vários autores sugerem que OEP pode apresentar uma limitação na quantificação das variações de volume na CTS e na CTI devido a modificações na zona de aposição diafragmática que poderiam ser causadas na presença de hiperinsuflação no paciente com DPOC [26, 59-60] e, nesse caso, quanto menor a zona de aposição diafragmática menor o movimento da CTI. Entendemos que isto é uma particularidade do OEP e não necessariamente uma limitação. Na realidade, o OEP nos permitiu observar que a presença de ATA ocorre na CTI e não entre o tórax superior e o abdome como é assumido clinicamente. Isto foi possível pela avaliação tricompartimental e porque o OEP calcula as variações de volume em cada compartimento e não apenas medidas de distância ou área transversal, como os magnetômetros e a pletismografia respiratória por indutância.

Alguns autores sugerem que a presença de assincronia necessariamente implica uma diminuição no volume corrente [8, 13]. Para melhor compreender o impacto da ATA na ventilação, no presente estudo quantificamos a ineficiência ventilatória e, pelo nosso conhecimento, é a primeira vez que esta variável está sendo quantificada. Os volumes de cada compartimento obtidos com OEP são calculados como a diferença entre os valores de volume ao inicio e fim da inspiração do ciclo respiratório, que é

determinado pela soma de volume dos três compartimentos. Numa análise pós-processamento, avaliamos o sinal de volume de cada compartimento de forma independente para quantificar seu volume máximo (Figura 8). A diferença entre o volume máximo e o volume obtido com OEP representa o impacto da ATA no volume corrente. A ineficiência ventilatória foi quantificada como a razão percentual entre essa diferença e o volume máximo. Nossos resultados mostram que a ineficiência ventilatória total dos indivíduos saudáveis foi de 3,5% no repouso e atingiu valores de 11% durante o exercício [Tabela 6]. Enquanto os pacientes DPOC com assincronia apresentaram uma ineficiência ventilatória total próxima a 20% e a ineficiência ventilatória da caixa torácica atingiu valores superiores a 90% durante o exercício.

O nosso estudo apresenta algumas limitações. Primeiro, o número amostral. Talvez um maior número de indivíduos controle e pacientes DPOC poderia fortalecer o poder estatístico durante a análise dos dados, porém, o nosso número amostral foi semelhante àquele de estudos recentes utilizando OEP [3, 59, 62-63]. Segundo, o posicionamento dos sujeitos durante a coleta. Para evitar a obstrução do campo de visão das câmeras, as avaliações com OEP foram feitas utilizando bastões como apoio na bicicleta ergométrica e não avaliamos se este posicionamento tem um efeito na cinemática toracoabdominal, porém, os sujeitos foram orientados a manter a mesma postura e utilizar os bastões apenas para dar equilibro. Terceiro, o teste de ergoespirometria e a avaliação feita com OEP foram feitos em tempos diferentes. Talvez uma análise simultânea poderia ter nos permitido associar alguns parâmetros como o desencadeamento de hiperinsuflação dinâmica causado pela diminuição da capacidade inspiratória durante o exercício. Por fim, não avaliamos uma possível interferência das mamas nas mulheres, especialmente na determinação dos valores de referência no grupo controle.

O movimento assíncrono da CTI já tem sido observado nos pacientes com DPOC [9, 62] e tem sido proposto como auxílio no diagnóstico clínico [3, 25]. Acreditamos que o estudo da ATA é clinicamente relevante e poderia trazer beneficio para uma melhor avaliação respiratória do paciente DPOC e, principalmente, para analisar o que ocorre durante o exercício. Além disto, ressaltamos a importância na escolha do método para estimar ATA visto que os métodos AF e RF discriminaram os pacientes de maneira distinta.

Conclusão

O método do ângulo de fase se mostrou mais discriminante na detecção de assincronia toracoabdominal quando comparado com o método de relação de fase. A presença de assincronia nos pacientes com DPOC ocorreu no repouso e durante o exercício leve e moderado, principalmente, na caixa torácica inferior, e parece estar associada com maior ineficiência ventilatória e diminuição na contribuição deste compartimento. Este estudo propõe pela primeira vez a introdução do índice de ineficiência ventilatória na análise da cinemática toracoabdominal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] Agostini E, Mognoni P, Torri G, Saracino F. Relation between changes of rib cage circumference and lung volume. J Appl Physiol 1965; 20: 1179-1186.

[2] De Groote A, Wantier M, Cheron G, Estenne M, Paiva M. Chest wall motion during tidal breathing. J Appl Physiol 1997; 83: 1531-1537.

[3] Aliverti A, Quaranta M, Chakrabarti B, Albuquerque ALP, Calverley PM. Paradoxical movement of the lower rib cage at rest and during exercise in COPD patients. Eur Respir J 2009; 33: 49-60.

[4] Aliverti A, Cala SJ, Duranti R, Ferrigno G, Kenyon CM, Pedotti A, Scano G, Sliwinski P, Macklem PT, Yan S. Human respiratory muscle actions and control during exercise. J Appl Physiol 1997; 83: 1256-1269.

[5] Kenyon CM, Cala SJ, Yan S, Aliverti A, Scano G, Duranti R, Pedotti A, Macklem PT. Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans. J Appl Physiol 1997; 83: 1242-1255.

[6] Agostini E, Mognoni P. Deformation of the chest wall during breathing efforts. J Appl Physiol 1966; 21: 1827-1832.

[7] Prisk GK, Hammer J, Newth CJL. Techniques for measurement of thoracoabdominal asynchrony. Pediatr Pulmonol 2002; 34: 462-472.

[8] Hammer J, Newth CJ. Assesment of thoraco-abdominal asynchrony. Pediatr Respir Rev 2009; 10: 75-80.

[9] Gilmartini JJ, Gibson GJ. Mechanisms of paradoxical rib cage motion in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Am Rev Respir Dis 1986; 134: 683-687.

[10] Davis GM, Cooper DM, Mitchell I. The measurement of thoraco-abdominal asynchrony in infants with severe laryngotracheobronchitis. Chest 1993; 103:1842-1848.

[11] Allen JL, Wolfson MR, McDowell K, Shaffer TH. Thoracoabdominal asynchrony in infants with airflow obstruction. Am Rev Respir Dis 1990; 141: 337-42.

[12] Stromberg NOT, Nelson N. Thoracoabdominal asynchrony in small children with lung disease – methodological aspects and the relationship to lung mechanics. Clin Physiol 1998; 18: 447-456.

[13] Musante G, Schulze A, Gerhardt T, Everett R, Claure N, Schaller P, Bancalari E. Proportional assist ventilation decreases thoracoabdominal asynchrony and chest wall distortion in pretern infants. Pediatr Res 2001; 49: 175-180.

[14] Black AMS, Millard RK. Assesing thoracoabdominal asynchrony. Clin Physiol 2001; 21: 383-385.

[15] Kohyama J, Shiiki T, Shimohira M, Hasegawa T. Asynchronous breathing during sleep. Arch Dis Child 2001; 84: 174-177.

[16] Hunter JM, Sperry EE, Ravilly S, Colin AA. Thoracoabdominal asynchrony and ratio of time to peak tidal expiratory flow over total expiratory time in adolescents with cystic fibrosis. Pediatr Pulmonol 1999; 28: 199-204.

[17] Gilmartini JJ, Gibson GJ. Abnormalities of chest wall motion in patients with chronic airflow obstruction. Thorax 1984; 39: 264-271.

[18] Rusconi F, Gagliardi L, Aston H, Silverman M. Respiratory inductive plethysmography in the evaluation of the lower airway obstruction during methacoline challenge in infants. Pediatr Pulmonol 1995; 20: 396-402.

[19] Sackner MA, Gonzales H, Rodriguez M, Belsito A, Sackner DR, Grenvik S. Assesment of asynchronous and paradoxic motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Am Rev Respir Dis 1984; 130: 588-93.

[20] Priori R, Aliverti A, Albuquerque AL, Quaranta M, Albert P, Calverley PM. The effect of posture on asynchronous chest wall movement in COPD. J Appl Physiol 2013; 114:1066-1075.

[21] Global Strategy for the Diagnosis, Management, and Preventon of Chronic Obstructive Pulmnonary Disease. Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease (GOLD). 2013.

[22] Golemati S, Moupagiatzis I, Athanasopoulos D, Vasilopoulou M, Roussos C, Vogiatzis I. Comparative analysis of phase difference estimation methods quantifying asynchronies between

compartmental chest wall volume signals. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc 2009; 2009: 2871-2874.

[23] da Silva Junior EP, Esteves GP, Dames KK, Melo PL. A telemedicine instrument for Internet-based home monitoring of thoracoabdominal motion in patients with respiratory diseases. Rev Sci Instrum 2011; 82: 014301.

[24] Chien JY, Ruan SY, Huang YC, Yu CJ, Yang PC. Asynchronous thoraco-abdominal motion contributes to decreased 6-minute walk test in patients with COPD. Respir Care 2013; 58: 320-326.

[25] Garcia-Pachon E, Padilla-Navas I. Frequency of Hoover´s sign in stable patients with chronic obstructive pulmonary disease. Int J Clin Pract 2006; 60: 514-517.

[26] Romagnoli I, Gigliotti F, Lanini B, Bruni GI, Coli C, Binazzi B, Stendardi L, Scano G. Chest wall kinematics and breathlessness during unsupported arm exercise in COPD patients. Respir Physiol Neurobiol 2011; 178: 242-249.

[27] Konno K, Mead J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. J Appl Physiol 1967; 22: 407-422.

[28] Ward ME, Ward JW, Macklem PT. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. J Appl Physiol 1992; 72: 1338-1347.

[29] Cala SJ, Kenyon CM, Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Pedotti A, Macklem PT, Rochester DF. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. J Appl Physiol 1996; 81: 2680-2689.

[30] Vogiatzis I, Aliverti A, Golemati S, Georgiadou O, LoMauro A, Kosmas E, Kastanakis E, Roussos C. Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and woman. Eur J Appl Physiol 2005; 93: 581-587.

[31] Agostini E, D'Angelo E. Statics of the chest wall. Thorax 1988; 29: 259-295.

[32] Wang HK, Lu TW, Liing RJ, Shin TT, Chen SC, Lin KH. Relationship between chest wall motion and diaphragmatic excursion in healthy adults in supine position. J Formos Med Assoc 2009; 108: 577-586.

[33] Dellaca RL, Ventura ML, Zannin E, Natile M, Pedotti A, Tagliabue P. Measurements of total and compartmental lung volume changes in newborns by optoelectronic plethysmography. Pediatr Res 2010; 67: 11-16.

[34] Warren RH, Horan SM, Robertson PK. Chest wall motion in preterm infants using respiratory inductive pletismography. Eur Respir J 1997; 10: 2295-2300.

[35] Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Molteni F, Beulcke G, Pedotti A. Three-dimensional optical analysis of chest wall motion. J Appl Physiol 1994; 77: 1224-1231.

[36] Parreira VF, Vieira DS, Myrrha MA, Pessoa IM, Lage SM, Britto RR. Optoelectronic Plethysmography: a review of the literature. Rev Bras Fisioter 2012; 16: 439-453.

[37] Wang X, Reece S, Olmstead S, Wardle RL, Van Scott MR. Nocturnal thoracoabdominal asynchrony in house dust mite-sensitive nonhuman primates. J Asthma Allergy 2010; 3: 75-86.

[38] Britto RR, Zampa CC, de Olivieira TA, Prado LF, Parreira VF. Effects of the aging process on respiratory function. Gerontology 2009; 55: 505-510.

[39] Motto AL, Galiana HL, Brown KA, Kearney RE. Automated estimation of the phase between thoracic and abdominal movement signals. IEEE Trans Biomed Eng 2005; 52: 614-621.

[40] Brown KA, Aoude AA, Galiana HL, Kearney RE. Automated respiratory inductive pletismography to evaluate breathing in infants at risk for postoperative apnea. Can J Anaesth 2008; 55: 739-747.

[41] Pacheco AP, Bedenice D, Mazan MR, Hoffman AM. Respiratory mechanics and results of cytologic examination of bronchoalveolar lavage fluid in healthy alpacas. Am J Vet Res 2012; 73: 146-152.

[42] Panka GF, Oliveira MM, França DC, Parreira VF, Britto RR, Velloso M. Ventilatory and muscular assesment in healthy subjects during an activity of daily living with unsupported arm elevation. Rev Bras Fisioter 2010; 14: 337-344.

[43] Lascola KM, Hoffman AM, Mazan MR, Bedenice D. Respiratory mechanics in sedated and nonsedates adult llamas. Am J Vet Res 2007; 68: 676-684.

[44] Reber A, Geiduschek JM, Bobbià SA, Bruppacher HR, Frei FJ. Chest 2002; 122: 473-478.

[45] Reber A, Bobbià AS, Hammer J, Frei FJ. Effect of airway opening manoeuvres on thoraco-abdominal asynchrony in anaesthetized children. Eur Respir J 2001; 17: 1239-1243.

[46] Miller C, Hoffman AM, Hunter J. Thoracoabdominal asynchrony failed to grade airway obstructions in foals. J Appl Physiol 2000; 88: 2081-2087.

[47] Petrone A, Pavone M, Testa MB, Petreschi F, Bertini E, Cutrera R. Noninvasive ventilation in children with spinal muscular atrophy types 1 and 2. Am J Phys Med Rehabil 2007; 86: 216-221.

[48] Henny K, Richardson GA. Principles of radio. 6th ed. New York: John Wiley, 1952; 576-579.

[49] Zhijun L, Shenglai Z, Bo C, Min L, Renzhu L, Benli Y. Lissajous figures in the application of micro-vibration measurement. Optics Communications 2008; 281: 4744-4746.

[50] Pereira CA, Sato T, Rodrigues SC. New reference values for forced spirometry in white adults in Brazil. J Bras Pneumol 2007; 33: 397:406.

[51] Mackay AJ, Dondaldson GC, Patel ARC, Jones PW, Hurst JR, Wedzicha A. Usefulness of the chronic obstructive pulmonary disease assessment test to evaluate severity of CODP exacerbations. Am J Respir Crit Care Med 2012; 185: 1218–1224.

[52] Miller MR, Hankinson J, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Crapo R, Enright P, van der Grinten CP, Gustafsson P, Jensen R, Johnson DC, MacIntyre N, McKay R, Navajas D, Pederson OF, Pellegrino R, Viegi G, Wanger J. Standardisation of spirometry. Eur Respir J 2005; 26: 319-338.

[53] Wanger J, Clausen JL, Coates A, Pederson OF, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Crapo R, Enright P, van der Grinten CP, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, Johnson D, Macintyre N, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pellegrino R, Viegi G. Standardisation of the measurements of lung volumes. Eur Respir J 2005; 26; 511-522.

[54] Macintyre N, , Crapo RO, Viegi G, Johnson DC, van der Grinten CP, Brusasco V, Burgos F, Casaburi R, Coates A, Enright P, Gustafsson P, Hankinson J, Jensen R, McKay R, Miller MR, Navajas D, Pedersen OF, Pellegrino R, Wanger J. Standardization of the single-breath determination of carbon monoxide uptake in the lung. Eur Respir J 2005; 26: 720-735.

[55] Duarte AA, Pereira CA, Rodrigues SC. Validation of new brazilian predicted values for forced spirometry in caucasians and comparison with predicted values obtained using other reference equations. J Bras Pneumol 2007; 33: 527-535.

[56] Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Casaburi R, Whipp BJ. Pathophysiology of disordes limiting exercise. Principles of Exercise Testing and Interpretation. Ed Lippincott Williams&Wilkins 1999: 1142-95.

[57] Romei M, Lo Mauro A, D'Angelo MG, Turconi AC, Bresolin N, Pedotti A, Aliverti A. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during breathing in healthy adults. Respir Physiol Neurobiol 2010; 172: 184-191

[58] De Groote A, Verbandt Y, Paiva M, Mathys P. Measurement of thoracoabdominal asynchrony: importance of sensor sensitivity to cross section deformations. J Appl Physiol 2000; 88: 1295-1302.

[59] Bruni GI, Gigliotti F, Binazzi B, Romagnoli I, Duranti R, Scano G. Dyspnea, chest wall hyperinflation, and rib cage distortion in excercising patients with chronic obstructive pulmonary disease. Med Sci Sports Exerc 2012; 6: 1049-1056.

[60] Binazzi B, Bianchi R, Romagnoli I, Lanini B, Stendardi L, Gigliotti F, Scano G. Chest wall kinematics and Hoover's sign. Respir Physiol Neurobiol 2008; 160:325-333.

[61] Chihara K, Kenyon CM, Macklem PT. Human rib cage distortability. J Appl Physiol 1996; 81: 437-447.

[62] Gagliardi E, Bruni GI, Presi I, Gigliotti F, Scano G. Thoraco-abdominal motion/displacement does not affect dyspnea following exercise training in COPD patients. Respir Physiol Neurobiol 2014; 190: 124-130.

[63] Romagnoli I, Scano G, Binazzi B, Coli C, Bruni GI, Stendardi L, Gigliotti F. Effects of unsupported arm training on arm exercise-related perception in COPD patients. Respir Physiol Neurobiol 2013; 186: 95-102.