

Pletismografia optoeletrônica: uma revisão da literatura

Optoelectronic plethysmography: a review of the literature

Verônica F. Parreira¹, Danielle S. R. Vieira², Mariana A. C. Myrrha², Isabela M. B. S. Pessoa², Susan M. Lage², Raquel R. Britto¹

Resumo

Contextualização: A pletismografia optoeletrônica (POE) é um método inovador de mensuração indireta da ventilação pulmonar, capaz de avaliar ciclo a ciclo, de forma tridimensional e em tempo real, os volumes pulmonares absolutos e suas variações nos três compartimentos que compõem a parede torácica (caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdome). A POE permite mensurar variáveis do padrão respiratório, da assincronia respiratória, além da contribuição de cada compartimento da parede torácica e de cada hemitórax para o volume corrente. **Objetivos:** Fazer uma revisão de literatura sobre os seguintes aspectos relacionados à POE: histórico, princípio de funcionamento, vantagens de utilização, propriedades psicométricas, variáveis mensuradas e método de análise do sistema, ressaltando informações sobre seu manuseio. Em uma segunda parte, abordar a aplicabilidade da pletismografia optoeletrônica em diferentes condições de saúde/situações, tais como: doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC; efeitos agudos do exercício, reabilitação pulmonar, exercício respiratório e transplante pulmonar), asma, pacientes em terapia intensiva, doenças neuromusculares e hemiplegia. **Método:** Foi realizada uma busca na base de dados MedLine, SciELO e Lilacs com o termo "optoelectronic plethysmography". Foram incluídos 43 estudos. **Conclusão:** Tendo por base a literatura revisada, a POE mostrou-se um instrumento de avaliação respiratória capaz de fornecer informações sobre parâmetros ventilatórios de indivíduos saudáveis e com disfunções em diferentes posições, situações e ambientes. Foram apresentados os principais resultados dos estudos em que a POE foi usada em indivíduos que apresentavam DPOC representando o maior corpo de conhecimento até o momento, assim como em alguma outra condição de saúde.

Palavras-chave: pletismografia optoeletrônica; volumes pulmonares; padrão respiratório; movimento toracoabdominal; fisioterapia; movimento.

Abstract

Background: Optoelectronic plethysmography (OEP) is an innovative method of indirect measurement of pulmonary ventilation, capable of breath-by-breath, three-dimensional, real time assessment of absolute lung volumes and their variations in the three compartments of the chest wall (pulmonary rib cage, abdominal rib cage, and abdomen). OEP allows the measurement of variables of breathing pattern, breathing asynchrony, and contribution of each chest wall compartment and hemithorax to the tidal volume. **Objectives:** To review the literature on the following aspects related to OEP: history, operating principle, advantages, psychometric properties, variables, and method of system analysis, highlighting information about its handling. In a second part, the objective is to analyze the applicability of OEP in different health conditions/situations such as: chronic obstructive pulmonary disease (COPD; acute effects of exercise, pulmonary rehabilitation, breathing exercise, and lung transplantation), asthma, patients in intensive care, neuromuscular diseases, and stroke. **Method:** A search was performed in MedLine, SciELO and Lilacs with the term "optoelectronic plethysmography". Forty-three papers were included. **Conclusion:** Based on the literature reviewed, OEP has been shown to be an assessment tool that can provide information about ventilatory parameters in healthy subjects and subjects with various dysfunctions in different positions, situations, and settings. The main results of studies on OEP in COPD are shown, representing the largest body of knowledge to date. The results of studies on OEP in other health conditions are also shown.

Keywords: optoelectronic plethysmography; lung volumes; breathing pattern; thoracoabdominal motion; physical therapy; movement.

Recebido: 12/01/2012 – Revisado: 29/05/2012 – Aceito: 06/06/2012

¹Departamento de Fisioterapia, Escola de Educação Física, Fisioterapia e Terapia Ocupacional (EEFFTO), Universidade Federal de Minas Gerais (UFMG), Belo Horizonte, MG, Brasil

²Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação, EEFFTO, UFMG, Belo Horizonte, MG, Brasil

Correspondência para: Verônica Franco Parreira, Universidade Federal de Minas Gerais, Escola de Educação Física Fisioterapia e Terapia Ocupacional, Departamento de Fisioterapia, Laboratório de Avaliação e Pesquisa em Desempenho Cardiorrespiratório, Av. Antônio Carlos, 66237, Pampulha, CEP: 31270-901, Belo Horizonte, MG, Brasil, e-mail: veronicaparreira@yahoo.com.br

Introdução

A avaliação do padrão respiratório faz parte da abordagem dos fisioterapeutas que prestam assistência a indivíduos com disfunções respiratórias agudas ou crônicas, tanto na prática clínica quanto no ambiente de pesquisa científica. Essa avaliação pode ser realizada de diferentes formas, desde a observação visual até a análise tridimensional do movimento da caixa torácica e do abdome. Esta última análise é realizada pela pletismografia optoeletrônica (POE), um método inovador de mensuração indireta da ventilação pulmonar. Assim, os objetivos da presente revisão de literatura foram apresentar a importância, as vantagens de utilização, as variáveis mensuradas e a aplicabilidade da POE em diferentes condições de saúde, como doença pulmonar obstrutiva crônica (DPOC), asma e doenças neuromusculares em diferentes protocolos, como repouso e exercício, bem como descrever o método de análise desse sistema e ressaltar informações sobre seu manuseio.

Definição

A POE (*BTS Bioengineering*, Milão, Itália) é um instrumento capaz de medir respiração a respiração mudanças do volume total da parede torácica e de seus diferentes compartimentos (caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdome) a partir de medidas ópticas de um número finito de deslocamentos de pontos posicionados na superfície externa da parede torácica¹⁻⁴. É um método não invasivo, não assume qualquer pressuposto do número de graus de liberdade da parede torácica, não requer uso de bocal, clipe nasal ou qualquer dispositivo acoplado ao indivíduo sob análise e apresenta um procedimento de calibração relativamente simples, sem o uso de manobras respiratórias que necessitem da cooperação do sujeito^{1,2}.

Suas principais vantagens são: é um método não invasivo e não ionizante de medida de volumes pulmonares, capaz de detectar pequenos movimentos da parede torácica durante a respiração por meio da análise de marcadores reflexivos fixados na parede torácica do indivíduo; não há necessidade de utilização de bocal, clipe nasal ou outro conector do equipamento ao indivíduo; a calibração é rápida e sem necessidade da participação do indivíduo; não existem limitações sobre o número de graus de liberdade da parede torácica; a monitorização pode ocorrer em diferentes situações e durante avaliações dinâmicas; as medidas de volume não são influenciadas por fatores ambientais (temperatura, umidade e composição gasosa); pode ser associada a medidas de pressão, fluxo aéreo, concentrações de gases, eletrocardiograma e ultrassonografia;

é possível calcular os volumes de três compartimentos da parede torácica: caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdome, assim como analisar separadamente os volumes dos hemitórax direito e esquerdo. Além disso, é possível estimar a ocorrência de hiperinsuflação pulmonar dinâmica, analisar assimetrias do tronco no plano sagital e avaliar a presença de assincronia entre os três compartimentos da parede torácica¹.

A POE pode ser utilizada em diferentes posturas (ortostática, sentada, supino e prono)⁵⁻⁹, condições (repouso, exercício físico, sono e ventilação mecânica)^{5,6,9-13} e em diversas disfunções (espondilite anquilosante, DPOC, asma, dentre outras)¹⁴⁻¹⁶.

Histórico

A mensuração da ventilação pulmonar é frequentemente realizada por meio de espirômetros ou pneumotacômetros. No entanto, esses instrumentos de medida estão associados a diferentes limitações, dentre elas, destacam-se: a) as variações da temperatura e da umidade do ambiente, da pressão barométrica e da viscosidade e densidade do gás expirado podem influenciar os registros; b) interfaces para a coleta dos gases respiratórios (bocais e clipe nasal ou máscaras faciais) podem ocasionar vazamentos; c) espaço morto adicional é introduzido aumentando o volume corrente; d) não podem ser usados para a avaliação de crianças ou adultos não cooperativos, bem como durante sono e fonação; e) durante o exercício, a integração do fluxo no nível da boca pode sofrer *drift* (ou seja, o sinal do volume desvia-se da linha de base), fazendo com que mudanças no volume pulmonar absoluto não sejam acuradamente registradas¹⁻³.

As limitações envolvidas no uso desses dispositivos levaram os investigadores a buscarem alternativas de mensuração indireta da ventilação pulmonar por meio da medida do movimento da superfície externa da parede torácica¹⁷. Nesse contexto, os magnetômetros e a pletismografia respiratória por indutância foram os instrumentos mais extensivamente utilizados para computar as mudanças dinâmicas nos diâmetros ântero-posterior e látero-lateral da caixa torácica (CT) e do abdome (AB) (magnetômetros) e na área de secção transversa desses compartimentos (pletismografia respiratória por indutância)^{1-3,18}. Entretanto, no caso desses dispositivos, a conversão de uma ou mais dimensões da parede torácica em volume requer coeficientes de calibração obtidos experimentalmente por meio de manobras especiais em cada sujeito sob análise, combinadas com medidas espirométricas. A validade desses coeficientes mostra-se limitada à posição corporal em que a calibração foi realizada^{1,19}.

O funcionamento desses instrumentos baseia-se no modelo de dois graus de liberdade da parede torácica¹⁷, cujos limites são frequentemente excedidos em situações além da condição de repouso², tendo em vista que as forças que agem sobre a parte superior da CT, adjacente aos pulmões, são bem diferentes daquelas que atuam sobre a sua parte inferior, adjacente ao diafragma, e que o AB possui pelo menos duas regiões, uma imediatamente inferior e com relações mecânicas com a CT e outra sem interações com a CT²⁰. Consequentemente, a mensuração da mudança de volume a partir dos diâmetros ântero-posterior e látero-lateral da CT e do AB ou de uma única área de secção transversa desses compartimentos mostra-se limitada e sujeita a erros². Além disso, ambos os instrumentos não são capazes de detectar todas as distorções da parede torácica e não possibilitam uma análise tridimensional do comportamento dos volumes pulmonares⁷.

O desenvolvimento tecnológico do processamento de imagens e computação paralela permitiu o desenvolvimento de sistemas optoeletrônicos para a análise de movimento de múltiplos pontos posicionados na superfície corporal⁷. A POE foi desenvolvida a partir do sistema de análise de movimento ELITE (*Elaborate di immagini televisive*), que foi o primeiro equipamento que possibilitou a análise tridimensional do movimento, tendo sido desenvolvido a fim de se analisar a marcha de indivíduos saudáveis e com disfunções. Assim, foi utilizado em diversas áreas como na neurofisiologia – para melhor entendimento dos mecanismos básicos de controle do movimento e estratégias relacionadas; na ortopedia e na reabilitação motora – para diagnóstico e avaliação mais detalhados e funcionais; na neurologia – para detectar pequenas variações da normalidade que não seriam evidentes em uma inspeção visual simples²¹. Esse equipamento foi desenvolvido

em Milão, e há relatos de sua utilização desde setembro de 1983. Nesse sistema, marcadores passivos eram colocados em pontos relevantes do corpo, considerando-se uma frequência de amostragem de 50 Hz^{21,22}.

Ferrigno et al.²¹, em 1994, realizaram o primeiro relato sobre o sistema ELITE para avaliação de parâmetros ventilatórios por meio do posicionamento de 32 marcadores passivos hemiesféricos ao longo de linhas verticais e horizontais na parede torácica do indivíduo, com o cálculo do volume feito por meio de um modelo geométrico baseado em 54 tetraedros. Nesse estudo, o volume pulmonar de 12 indivíduos saudáveis foi avaliado usando-se o sistema ELITE e a espirometria. Porém, os autores encontram uma subestimação do volume pulmonar obtido pelo sistema ELITE quando comparado ao volume fornecido pela espirometria^{7,21}. A fim de abranger uma maior área da parede torácica e tentar corrigir o erro encontrado no estudo de Ferrigno et al.²¹, Cala et al.⁷ utilizaram 86 marcadores, e Gorini et al.²³, 89 marcadores na mensuração do volume pulmonar, encontrando, assim, uma medida mais acurada dos parâmetros ventilatórios ao serem comparados com os valores obtidos pela espirometria e permitindo a delimitação anatômica de três compartimentos da parede torácica^{7,23}.

Princípios de funcionamento

O funcionamento da POE baseia-se em um analisador automático de movimento capaz de detectar marcadores passivos compostos por esferas ou hemiesferas plásticas de 6 a 10 milímetros de diâmetro revestidas por papel reflexivo^{3,10,24}. Na configuração utilizada para a aquisição nas posições ortostática e

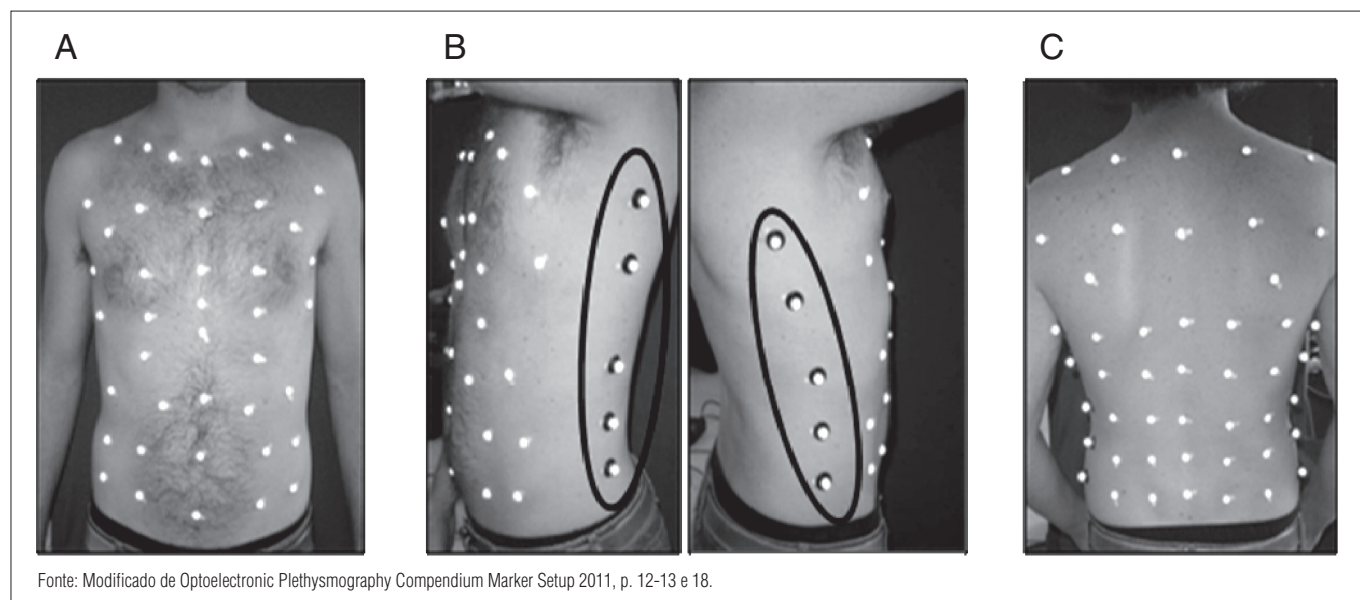


Figura 1. Disposição dos 89 marcadores na configuração utilizada nas posições ortostática e sentada.

sentada, são utilizados 89 marcadores (sete linhas horizontais, cinco verticais, duas médio-axilares e sete marcadores extras) dispostos em estruturas anatômicas entre a fúrcula esternal e as clavículas até o nível da crista ilíaca ântero-superior, sendo 37 marcadores anteriores, 42 posteriores e dez laterais^{1,18,25}, como mostrado na Figura 1. De acordo com esse modelo, o limite entre a caixa torácica pulmonar e a caixa torácica abdominal encontra-se ao nível do apêndice xifoide e entre a caixa torácica abdominal e o abdome, ao longo da margem costal anteriormente e ao nível do ponto mais baixo da margem costal inferior posteriormente²⁶. A disposição dos 89 marcadores pode ser visualizada na Figura 1.

Segundo Aliverti et al.⁸ e Romei et al.²⁷, quando a análise dos parâmetros ventilatórios é realizada nas posições supina ou prona, são utilizados 52 marcadores posicionados sob a parte visível da superfície torácica.

As coordenadas tridimensionais de cada um dos marcadores são determinadas utilizando-se, no mínimo, quatro câmeras especiais do tipo CCD (*charge-coupled device*), que permitem a visualização em tempo real das cenas a serem analisadas²⁸, operam em até 120 Hz e são sincronizadas com diodos axiais que emitem luz infravermelha². O feixe de luz infravermelha emitido pelo *flash* da câmera é refletido por cada marcador¹⁸ e captado pelas câmeras. O sinal é levado a um processador paralelo dedicado, que executa em tempo real algoritmos de reconhecimento de padrão para identificar a posição bidimensional (X e Y) de cada marcador em cada câmera. Após ter computado e classificado as coordenadas bidimensionais X e Y de todos os marcadores fornecidas por, pelo menos, duas câmeras, o sistema computa as coordenadas tridimensionais dos diferentes marcadores por estereofotogrametria^{2,3,29}. Nesse processo, a informação geométrica tridimensional (3D) é extraída a partir da combinação de, pelo menos, duas imagens bidimensionais obtidas por duas câmeras em um mesmo instante do tempo e em posições diferentes²⁸.

A acurácia obtida na reconstrução 3D é muito importante, uma vez que influencia o processamento subsequente dos dados coletados, e parâmetros de calibração são necessários nesse processo³⁰. Dois procedimentos de calibração são utilizados na determinação das coordenadas tridimensionais. O primeiro, importante para a correção de distorções ópticas³⁰, consiste na aquisição de um conjunto de marcadores dispostos em uma peça metálica em três diferentes eixos: X, Y e Z. O segundo procedimento, necessário para determinação de parâmetros geométricos das equações de colinearidade utilizadas na computação das coordenadas 3D, é estimado a partir das coordenadas reais de um conjunto de pontos de controle de localização conhecida³⁰. Para isso, o eixo Y da peça metálica que contém três marcadores reflexivos deve ser movimentado

pelo investigador, “varrendo-se” toda área de coleta em que estará posicionada a parede torácica do sujeito.

Após a obtenção das coordenadas tridimensionais de cada marcador, o volume da superfície fechada da parede torácica é computado por meio da conexão dos pontos para formar uma rede de triângulos tetraedros^{1,3}. Nessa fase, pontos virtuais adicionais são automaticamente construídos para facilitar a triangulação em regiões onde não podem ser colocados marcadores⁷.

Para cada triângulo, a área e a direção do vetor normal são determinadas. Subsequentemente, o volume interno de cada forma é computado utilizando-se o teorema de Gauss, no qual a integral da superfície é convertida na integral do volume. O volume total da parede torácica é, então, definido pela soma do volume dos triângulos tetraedros. Uma descrição detalhada da aplicação do teorema de Gauss para a determinação do volume pulmonar pelo sistema de POE foi fornecida por Cala et al.⁷ e Aliverti e Pedotti³¹.

Considerando-se o modelo geométrico da parede torácica como um todo, é possível obter as variações de volume da parede torácica e, adicionalmente, as contribuições de seus diferentes compartimentos para o volume pulmonar total¹, como demonstrado na Figura 2. Para isso, são adotados limites anatômicos entre os diferentes compartimentos. Além disso, é possível computar o volume dos hemitórax direito e esquerdo, permitindo a avaliação de assimetrias da ação dos músculos respiratórios e da complacência da parede torácica².

Propriedades psicométricas – validade e confiabilidade

A validade da POE para mensurar as variações de volume foi avaliada em diferentes populações e protocolos experimentais por meio da comparação do volume corrente^{5-10,24,32}

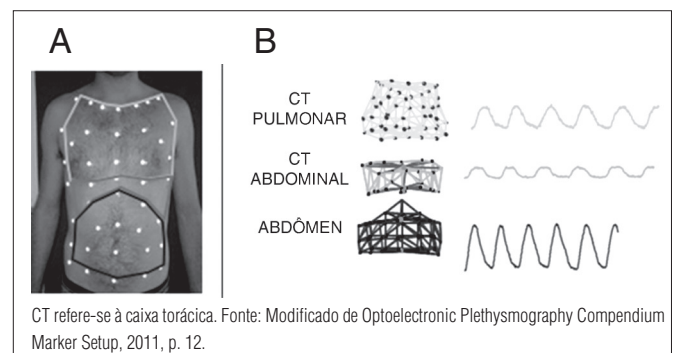


Figura 2. Representação dos três compartimentos da parede torácica. A – delimitação dos três compartimentos da parede torácica na vista anterior. B – modelos geométricos e respectivos traçados relativos ao volume gerado em cada um dos três compartimentos.

e da capacidade inspiratória⁶ obtidos por meio desse instrumento com aqueles medidos por meio de um espirômetro ou pneumotacômetro. De forma geral, os estudos demonstraram boa relação linear entre os dois métodos, com valores de r^2 superiores a 0,8^{6,7,9,10,24,32}. Adicionalmente, a diferença entre os volumes obtidos pelos diferentes métodos foi, em média, inferior a 10%^{5,6,8-10,24}. A análise de Bland-Altman demonstrou boa concordância entre os métodos^{8,9,24}.

Apesar de a validade da POE ter sido analisada em diferentes estudos, a confiabilidade desse instrumento foi avaliada em apenas dois estudos^{33,34}. No entanto, nenhum deles teve por objetivo primário a avaliação da confiabilidade do instrumento, um número reduzido de indivíduos foi avaliado, detalhes sobre os protocolos experimentais não foram fornecidos, e a análise estatística completa recomendada para avaliação da confiabilidade não foi empregada ou descrita. Recentemente, em nosso laboratório, foi avaliada a confiabilidade da POE em 32 indivíduos saudáveis no repouso e durante exercício em cicloergômetro. O sistema apresentou boa confiabilidade intra e interexaminadores, com Coeficientes de Correlação Intraclasse superiores a 0,75 para a maioria das variáveis analisadas³⁵.

Variáveis mensuradas

Por meio da POE, a cada ciclo respiratório, são mensuradas respiração a respiração, variáveis de volume e de tempo dos três compartimentos da parede torácica e dos dois hemitórax, além de variáveis que refletem o assincronismo toracoabdominal^{1,18,33,36}.

Variáveis de volume

É possível avaliar o volume corrente da parede torácica e de seus três compartimentos, assim como calcular os volumes inspiratório e expiratório final da parede torácica e de seus compartimentos, isto é, o volume total encontrado ao final de uma inspiração e de uma expiração, respectivamente.

Os volumes absolutos (em litros) da parede torácica, de seus três compartimentos e de cada hemitórax são calculados como a diferença entre o volume inspiratório final pelo expiratório final do mesmo compartimento^{10,18,34}. Diferentes variáveis de volume, mensuradas em litros, podem ser avaliadas por meio da POE: volume corrente da parede torácica (VC_{pt}), volume corrente da caixa torácica pulmonar (VC_{ctp}), volume corrente da caixa torácica abdominal (VC_{cta}), volume corrente do abdome (VC_{ab}), volume expiratório final da parede torácica (Vef_{pt}), volume expiratório final da caixa torácica

pulmonar (Vef_{ctp}), volume expiratório final da caixa torácica abdominal (Vef_{cta}), volume expiratório final do abdome (Vef_{ab}), volume inspiratório final da parede torácica (Vif_{pt}), volume inspiratório final da caixa torácica pulmonar (Vif_{ctp}), volume inspiratório final da caixa torácica abdominal (Vif_{cta}) e volume inspiratório final do abdome (Vif_{ab}).

Os volumes relativos são calculados como a porcentagem (%) de contribuição de cada compartimento para o volume corrente da parede torácica: porcentagem da contribuição da caixa torácica pulmonar (V_{ctp}), porcentagem da contribuição da caixa torácica abdominal (V_{cta}) e porcentagem da contribuição do abdome (V_{ab}).

Também podem ser calculadas mudanças de volume da parede torácica na capacidade pulmonar total (CPT) se inspirações máximas forem realizadas repetidamente durante o exercício, sendo possível determinar restrição no volume corrente quando o volume expiratório final está próximo da CPT⁶.

Variáveis de tempo

A cada ciclo respiratório, é possível determinar o tempo total do ciclo, o tempo da inspiração, da expiração e a relação entre tempo inspiratório e tempo total do ciclo. Além disso, são calculados os fluxos inspiratório e expiratório, frequência respiratória (FR) e ventilação/minuto (produto entre frequência respiratória e volume corrente). As variáveis de tempo medidas em segundos por meio da POE são: tempo inspiratório (Ti), tempo expiratório (Te) e tempo total do ciclo respiratório ($Ttot$). Além dessas, podem ser operacionalizadas: porcentagem de tempo inspiratório em relação ao tempo total ($Ti/Ttot$), FR em incursões respiratórias por minuto, ventilação/minuto (VE) em litros por minuto e fluxo inspiratório médio (VC_{pt}/ti) e fluxo expiratório médio (VC_{pt}/te) em litros por segundo.

Variáveis de assincronia toracoabdominal

A assincronia é definida como a diferença no tempo de expansão ou retração entre os compartimentos da parede torácica. Quando essa diferença é tão grande que a movimentação entre os compartimentos passa a ser oposta, ocorre o movimento paradoxal^{19,37}. Por meio da utilização de um *software* de processamento de sinais, como o MATLAB®, é possível obter variáveis que são utilizadas para avaliar o movimento toracoabdominal. Dentre elas, destacam-se: o ângulo de fase (PhAng), a relação de fase inspiratória (PhRIB), a relação de fase expiratória (PhREB), a relação de fase total (PhRTB) e a função correlação cruzada (FCC). Essas variáveis são utilizadas especialmente para a análise do assincronismo toracoabdominal.

O PhAng reflete o atraso entre as excursões de dois compartimentos da parede torácica, como descrito anteriormente. É medido em graus ($^{\circ}$), variando de 0° a 180° , sendo que 0° representa sincronia perfeita, enquanto 180° representa movimento paradoxal. O cálculo do PhAng é realizado frequentemente por meio de equações extraídas da curva Konno-Mead, ou figura de Lissajous, em que os movimentos de um compartimento durante um ciclo respiratório é representado contra a excursão de um segundo compartimento em um gráfico X-Y^{19,37-40}. De acordo com o método proposto por Agostoni e Mognoni⁸², para PhAng menor que 90° , o cálculo é feito pela seguinte fórmula: $\text{sen } \Phi = m/s$ e, para PhAng entre 90° e 180° : $\Phi = 180 - \mu$, sendo $\mu = m/s$. O parâmetro “m” representa a largura da figura no ponto médio da excursão máxima do compartimento representado no eixo Y, e “s”, a excursão máxima do compartimento representado no eixo X³⁸.

A quantificação do PhAng tem a vantagem de incorporar dados de todo o ciclo respiratório. Entretanto, seu cálculo assume que o movimento da caixa torácica e do abdome possui formato de curva aproximadamente senoidal, o que pode não corresponder à realidade da medida, comprometendo a quantificação do PhAng⁴¹. Dessa forma, recomenda-se que curvas não senoidais e/ou curvas com “figura em 8” devam ser descartadas da análise, uma vez que podem comprometer a quantificação do PhAng⁴¹. Para curvas com PhAng maior que 20° , a direção da curva pode ser identificada e utilizada para verificar qual compartimento inicia o ciclo respiratório. O sentido horário indica que a caixa torácica precede o abdome e o sentido anti-horário que o abdome precede a caixa torácica³⁸.

As relação de fases inspiratória (PhRIB) e expiratória (PhREB) expressam a porcentagem do tempo do ciclo respiratório no qual os compartimentos da parede torácica e do abdome se movem em direções diferentes. Dessa forma, 0% representa sincronia perfeita, enquanto 100% indica movimento paradoxal. A vantagem dessas variáveis é quantificar a assincronia em cada ponto do ciclo respiratório e não requerer curvas senoidais, bem como de cálculos derivados da curva Konno-Mead⁴⁰.

A FCC determina o defasamento em segundos entre os compartimentos. Portanto, a sincronia toracoabdominal perfeita representa 0 segundo de defasamento. Quanto maior a FCC, maior o assincronismo entre os compartimentos da parede torácica⁴².

Mais recentemente, Aliverti et al.³³ utilizaram, além do PhAng, a variável tempo inspiratório paradoxal (IP) para avaliar o assincronismo dos compartimentos da caixa torácica em pacientes com DPOC durante exercício em cicloergômetro. Essa variável foi definida como a fração do tempo inspiratório, em porcentagem, na qual o volume da CT abdominal diminui.

Aplicabilidade da pletismografia optoeletrônica

A POE permite a análise dos volumes da parede torácica de indivíduos saudáveis ou com disfunções em diversas circunstâncias. Pode ser utilizada durante exercícios físicos^{5,6,43}; durante monitorização da ventilação mecânica a fim de se verificar, por exemplo, os efeitos da pressão expiratória final^{9,12}; durante o sono para a avaliação de apneia e dos efeitos da pressão positiva nas vias aéreas; durante a fala⁴⁶, a risada⁴⁷ e a tosse^{48,49}; durante o exercício com limiar inspiratório¹³; para monitorização durante procedimentos de anestesia; para análise de hiperinsuflação pulmonar^{15,44}; para avaliar indivíduos com disfunções neurológicas, como hemiplegia⁴⁵; para avaliar indivíduos com espondilite anquilosante¹⁴; para avaliar os efeitos de posturas no padrão respiratório²⁷ e na impedância do sistema respiratório^{11,50}. Aliverti et al.⁵¹ e Kenyon et al.³², em 1997, validaram protocolos para utilização da POE em indivíduos saudáveis durante a respiração basal e o exercício em cicloergômetro. Posteriormente, foram criados protocolos para as posições prona e supina em pacientes de unidade de terapia intensiva⁸⁹. As alterações cinemáticas da parede torácica também já foram avaliadas durante a realização de exercícios de membros superiores comparados aos de membros inferiores em indivíduos saudáveis²⁶.

Em relação ao emprego do instrumento para a análise de indivíduos com diferentes doenças respiratórias, Filippelli et al.¹⁵ avaliaram as mudanças de volume da parede torácica em resposta à broncoconstrição em indivíduos com asma¹⁵; porém a grande maioria de estudos foi realizada em indivíduos com DPOC. Esses indivíduos foram avaliados por meio da POE durante o repouso e durante a realização de exercícios físicos, bem como durante manobras respiratórias específicas como utilização do freno-labial na expiração^{6,16,25,34}.

A análise da variação do volume pulmonar expiratório final é frequentemente utilizada para verificar a ocorrência de hiperinsuflação pulmonar dinâmica (HD) em pacientes com limitação ao fluxo aéreo (asmáticos e/ou com DPOC) durante a realização de testes máximos e/ou submáximos em cicloergômetros ou esteiras eletromagnéticas^{6,15}. A análise da capacidade inspiratória pela POE é calculada pela diferença entre a CPT da parede torácica e o volume expiratório final dela, sendo normalmente escolhida a média do volume expiratório final dos 20 segundos precedentes à medida da capacidade inspiratória⁵. A avaliação da manobra por meio desse instrumento já foi validada em comparação à espirometria dinâmica, considerada como padrão-ouro⁵.

Quando a POE é associada a medidas de pressão gástrica e esofágica, é possível a mensuração de pressão e de trabalho dos músculos respiratórios. Também é possível medir o deslocamento de sangue do tronco para as extremidades⁵² a partir da associação com a pressão esofágica ou com a pletismografia de corpo inteiro¹.

Segundo Aliverti e Pedotti³¹, uma das características mais importantes da POE é que a subdivisão dos volumes da parede torácica não presume graus de liberdade¹. Assim, a capacidade do instrumento para medir subdivisões entre a expansão dos hemitórax direito e esquerdo pode ser útil quando há assimetrias das ações dos músculos respiratórios e alterações na complacência pulmonar, como em pacientes hemiplégicos ou com espondilite anquilosante^{14,45}. Deve-se ressaltar que a relação entre a assimetria da ventilação pulmonar e a expansão da parede torácica ainda é questionável e necessita de estudos adicionais.

Ao contrário da espirometria, a POE mede o volume total da parede torácica⁵³. Dessa forma, quando o sistema respiratório está sujeito a grandes variações de pressão, como durante a ventilação mecânica ou durante a realização de exercícios físicos em pacientes com limitação ao fluxo aéreo, a mudança do volume total da caixa torácica pode, também, incluir mudanças no volume sanguíneo do tórax e do abdome¹. Nesses casos, o instrumento permite que a diferença entre as medidas dos volumes da parede torácica e o volume expirado na boca durante a respiração basal possa ser usada para calcular o volume do gás comprimido e o

volume de mudança no fluxo sanguíneo do tórax para as extremidades, quando associado à pletismografia de corpo inteiro^{1,52,53}.

Principais resultados apresentados na literatura

Em setembro de 2011, foi realizada uma busca nas bases de dados MedLine, SciELO e Lilacs com o termo *optoelectronic plethysmography*, sendo encontrados 56 estudos. Após a leitura do título e dos resumos, foram incluídos todos os que se referiam à POE, perfazendo um total de 43. Após a leitura da íntegra desses estudos, foram encontrados, por busca manual, outros 25 estudos. Assim, no total foram selecionados 68 estudos sobre a POE.

A Tabela 1 lista os autores que realizaram estudos de validação da técnica, assim como aqueles realizados com indivíduos saudáveis com as respectivas referências. A Tabela 2 apresenta os objetivos, as características da amostra estudada e os principais resultados encontrados nos estudos que avaliaram pacientes com DPOC. A Tabela 3 apresenta os dados dos estudos realizados em pacientes com outras condições de saúde.

Tabela 1. Artigos relativos a validação da pletismografia optoeletrônica e avaliações em indivíduos saudáveis.

Revisão de literatura e estudos de validação	
Ferrigno e Pedotti ²² ; Ward et al. ²⁰ ; Ferrigno et al. ²¹ ; Cala et al. ⁷ ; landelli et al. ⁵⁴ ; Aliverti e Pedotti ¹ ; Macklem ⁵³ ; Skoczylas e Sliwinski ⁵⁵ ; Aliverti ² ; Romagnoli et al. ¹⁸ ; Dellacà et al. ²⁴ ; Capelli et al. ⁵⁶ ; Layton et al. ⁵⁷	
Indivíduos Saudáveis	
Caminhada	Duranti et al. ⁵⁸
Função do diafragma	Aliverti et al. ⁵⁹ ; Aliverti et al. ⁶⁰
Deslocamento de sangue (<i>Blood shift</i>)	Aliverti et al. ⁵²
Exercício físico	Aliverti et al. ⁵¹ ; Kenyon et al. ³² ; Aliverti et al. ³ ; Aliverti et al. ⁶¹ ; landelli et al. ⁴ ; Aliverti et al. ⁶² ; Vogiatzis et al. ⁵ ; Romagnoli et al. ²⁶ ; Vogiatzis et al. ⁶³ ; Wüst et al. ⁴³
Fonação	Binazzi et al. ⁴⁶
Hipercapnia	Romagnoli et al. ⁶⁴ ; Illi et al. ⁶⁵
Impedância do sistema respiratório	Aliverti et al. ¹¹ ; Dellacà et al. ⁵⁰
Posição corporal	Aliverti et al. ⁸ ; Dellacà et al. ⁶⁶ ; Wang et al. ⁶⁷ ; Romei et al. ²⁷
Risada	Filippelli et al. ⁴⁷
Sobrecarga dos músculos respiratórios	Hostettler et al. ¹³
Tosse	Lanini et al. ⁴⁸

Tabela 2. Estudos que avaliaram pacientes com DPOC.

	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	PRINCIPAIS RESULTADOS
Exercício Físico		
Aliverti et al. ¹⁰ Avaliar como a parede torácica se altera com o desenvolvimento de hipersinsuflação dinâmica em pacientes clinicamente estáveis	n=20; Idade: 68,6±7 anos; IMC: 25,5±2,8 kg/m ² ; VEF ₁ : 43,6±11,6 %prev; CRF: 174,2±44,1 %prev; CPT: 128,7±18,7 %prev; VR: 202,9±59,6 %prev	Durante o exercício: Parede torácica: aumento do Vef _{pt} nos pacientes que desenvolveram hipersinsuflação dinâmica (hipersinsuflados; n=8) e redução nos pacientes que não apresentaram hipersinsuflação (euvolumétricos; n=12) <ul style="list-style-type: none"> • Euvolumétricos: aumento do VC_{pt} pela redução do Vef_{ab}, exercitaram-se por um tempo menor e alcançaram menor carga de trabalho durante teste incremental • Hipersinsuflados: aumento do VC_{pt} pelo aumento do Vif_{ab} e do Vif_{pt}

Tabela 2. Continuação.

Exercício Físico		
Aliverti et al. ⁶⁸ Avaliar a ação do salbutamol sobre os volumes da parede torácica no repouso e durante o exercício em pacientes clinicamente estáveis	n=18; Idade: 67,1±6,3 anos; IMC: 24,3±4,2 kg/m ² ; VEF ₁ : 40,6±15 %prev; CRF: 175,8±26 %prev; CPT: 125,7±11, 6 %prev; VR: 215,6±47,1 %prev	<ul style="list-style-type: none"> • Aumento: VEF₁, CVF e capacidade inspiratória • Redução: CRF e VR • POE mostrou mudanças no repouso na CRF, principalmente no compartimento abdominal, após o uso do salbutamol • Vef_{pt} menor ao final do exercício, porém o tempo do exercício não foi alterado após o uso do salbutamol
Vogiatzis et al. ⁶ Identificar o padrão de resposta dos volumes da parede torácica durante o exercício e sua recuperação em pacientes com DPOC grave	n=20; Idade: 62±2 anos; IMC: 23,7±0,7 kg/m ² ; VEF ₁ : 35±2 %prev; CRF: 156±14 %prev; CPT: 120±22 %prev; VR: 216±10 %prev	<p>Durante o exercício, os dois grupos atingiram carga de trabalho pico similares</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hiperinsufladores dinâmicos precoces (n=12): aumento progressivo do Vef_{pt} durante o exercício, atingindo 750±90 ml na carga de trabalho pico. Vef permaneceu 254±130ml acima do <i>baseline</i> 3 minutos após o exercício somente neste grupo • Hiperinsufladores dinâmicos tardios (n=8): Vef sem alterações até 66% da carga de trabalho pico e com aumento de 210±80 ml na carga pico
Vogiatzis et al. ⁶⁹ Investigar como a regulação do Vef _{ct} e do Vef _{ab} durante o exercício está relacionada ao grau de hiperinsuflação pulmonar dinâmica em pacientes com diferentes estágios de DPOC de acordo com a GOLD	<p>GOLD II (n=14): Idade: 67±7 anos; IMC: 77±34 kg/m²; VEF₁: 61±8 %prev; VEF₁/CVF= 51±6; CRF: 3,17±0,69 Litros</p> <p>GOLD III (n=14): Idade: 64±8 anos; IMC: 24,8±3,15 kg/m²; VEF₁: 42±4 %prev; VEF₁/CVF= 44±10; CRF: 2,63±0,72 Litros</p> <p>GOLD IV (n=14): Idade: 58±7 anos; IMC: 23,8±2,46 kg/m²; VEF₁: 24±3 %prev; VEF₁/CVF= 28±5 CRF: 2,61±0,74 Litros</p>	<ul style="list-style-type: none"> • GOLD II: apresentaram redução significativa do Vef_{ab} durante o exercício assim como os indivíduos saudáveis do grupo controle • GOLD III e IV: na carga de trabalho pico, apenas esses pacientes exibiram aumento estatisticamente significativo do Vef_{pt}. Não houve redução do Vef_{ab}
Romagnoli et al. ⁷⁰ Avaliar a influência do exercício de membros superiores sem suporte em pacientes com DPOC	n=13; Idade: 69,5±7,7 anos; IMC: 24,9±4,5 kg/m ² ; VEF ₁ : 45,1±13,8 %prev; VEF ₁ /CVF= 47,5±13; CRF: 4,9±1,2 Litros	<ul style="list-style-type: none"> • Durante exercício sem suporte de membros superiores, não foi encontrada hiperinsuflação dinâmica • Em alguns sujeitos, houve movimento paradoxal da caixa torácica pulmonar e, em outros, da caixa torácica abdominal • O movimento da parede torácica foi proporcional ao aumento da ventilação
Reabilitação Pulmonar		
Georgiadou et al. ³⁴ Investigar o efeito da reabilitação pulmonar sobre a regulação dos volumes da parede torácica e de seus compartimentos durante exercício em pacientes com DPOC	<p>Hiperinsufladores dinâmicos precoces (n=11): Idade: 60±2 anos; IMC: 23,7±0,6 kg/m²; VEF₁: 32±3 %pred; VEF₁/CVF= 37±3; CRF: 5,85±0,31 Litros</p> <p>Hiperinsufladores dinâmicos tardios (n=9): Idade: 67±3 anos; IMC: 27,2±1,1 kg/m²; VEF₁: 48±4 %pred; VEF₁/CVF= 43±3; CRF: 5,21±0,32 Litros</p>	<ul style="list-style-type: none"> • A carga de trabalho pico aumentou significativamente após a reabilitação tanto nos hiperinsufladores precoces como nos tardios • Após a reabilitação, em uma mesma carga de trabalho, houve redução da VM, da FR, do Vef_{pt} e do Vif_{pt} • VRI aumentou • Reduções dos volumes ocorreram por alterações do Vef_{ab} e do Vif_{ab}
Exercício Respiratório		
Bianchi et al. ¹⁶ Definir o efeito da respiração com freno-labial nos volumes compartimentais da parede torácica	n=22 (11 com hiperinsuflação pulmonar – CRF: 141-212 %prev) DPOC: moderada a grave; Idade: 71±7 anos; Altura: 171±8 cm; Peso: 76±10 Kg CV: 84±19%prev; VEF ₁ : 43±16%prev; CRF: 134±37%prev; CPT: 109±37%prev; VR: 151±52%prev; MRC: 3,0±0,8	<p>Freno-labial em relação ao repouso:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Aumento: VC_{pt}, Ti, Te, Ttot, Vpt/ti, Vif_{pt} e Vif_{ct} • Redução: FR, Ti/Ttot, Vef_{pt}, Vef_{ct} e Vef_{ab} • Vef_{pt}: principal responsável pela variabilidade na Escala de Borg

Tabela 2. Continuação.

Exercício Respiratório		
Bianchi et al. ²⁵ Avaliar se mudanças nos volumes compartimentais da parede torácica podem auxiliar a identificar a razão porque nem todos os pacientes se beneficiam da respiração com freno-labial	n=30; Idade: 71±7 anos; IMC: 26±3 kg/m ² ; CV: 87±21 %prev; VEF ₁ : 45±16 %prev; VEF ₁ /CVF: 38±11%; CRF: 138±38 %prev; CPT: 111±20 %prev; VR: 156±56 Litros; MRC: 2,9±0,8	<ul style="list-style-type: none"> • Euvolumétricos (n=11): redução do Vef_{pt} e do Vef_{ab}, associada a aumento do Vif_{pt} e do Vif_{ct} durante respiração com freno-labial • Hiperinsuflados (n=19): aumento do Vef_{pt}, do Vef_{ct}, do Vif_{pt}, do Vif_{ct} e do Vif_{ab} durante respiração com freno-labial
Assincronia e Exercício Físico		
Aliverti et al. ³³ Avaliar se a presença de movimento paradoxal da CTA pode estar relacionada a mudanças dos volumes da parede torácica durante o exercício	DPOC (n=20) Idade: 66±7 anos; IMC: 22,5±3,9 kg/m ² ; VEF ₁ : 32,6±11,7 %prev; VEF ₁ /CVF= 36,3±9,4; CVF: 2,9±0,78 Litros Controle (n=10) Idade: 65±7 anos; IMC: 25,6±6 kg/m ² ; VEF ₁ :102,8±12,7 %prev; VEF ₁ /CVF= 67±11,6; CVF: 5±1,29 Litros	<ul style="list-style-type: none"> • Oito pacientes apresentaram movimento paradoxal no repouso (P+) e 12 não (P-). Esse resultado não foi relacionado à função pulmonar nem à tolerância ao exercício • Vef_{pt} aumentou imediatamente no início do exercício nos P+, mas tardiamente nos P- • Dispneia aumentou de forma similar nos dois grupos
Sinal de Hoover		
Binazzi et al. ³⁶ Verificar se a hiperinsuflação pulmonar pode levar à distorção da caixa torácica	Com sinal de Hoover (n=9) Idade: 69±8 anos; IMC: 27±3 kg/m ² ; CV:79±24 %prev; VEF ₁ :32±11 %prev; VEF ₁ /CV: 31±8; CRF:175±28 %prev; CPT:126±20 %prev; Sem sinal de Hoover (n=11) Idade: 71±4 anos; IMC:24±4 kg/m ² ; CV:91±17%prev; VEF ₁ :43±10%prev; VEF ₁ /CV: 36±10;CRF:136±41Litros; CPT:112±17 Litros Controle (n=8) Idade: 60±10 anos; IMC: 24±2,5 kg/m ² ; CV:100±8 %prev; VEF ₁ :96±7 %prev; VEF ₁ /CV: 81±6; CRF:103±17 %prev; CPT:101±10 %prev	<ul style="list-style-type: none"> • VC_{ctp}, VC_{cta}, e porcentagem de contribuição do VC_{ab} para o VC_{pt}: foram similares nos sujeitos com e sem sinal de Hoover • VC_{pt}, VC_{ctp}, VC_{cta}, VC_{ctp}/VC_{cta} e VC_{ab}: foram capazes de quantificar o sinal de Hoover, mas não se correlacionaram com o nível de hiperinsuflação pulmonar • VC_{pt} e VC_{ab}: foram maiores nos sujeitos com sinal de Hoover do que no grupo controle • VC_{ct} e VC_{ctp}: foram menores nos sujeitos com sinal de Hoover do que no grupo controle
Transplante de Pulmão		
De Groote et al. ⁷¹ Avaliar se a expansão assimétrica da parede torácica e o deslocamento do mediastino estão envolvidos na ventilação assimétrica após transplante pulmonar devido a enfisema	Pacientes submetidos a transplante pulmonar unilateral devido a enfisema (n=4) Idade: 59±1,87 anos; Altura: 175±5,70 cm; Peso: 66,75±9,96 Kg; VEF ₁ : 53,25±4,26 %prev	<ul style="list-style-type: none"> • Volume de ambos os hemitórax: similares em nível de CRF e de CPT • Mudanças de volume durante expiração forçada e hiperpneia: não indicaram diferenças entre o pulmão nativo e o transplantado • Valores de PhAng encontrados apresentaram-se muito baixos
Khirani et al. ⁷² Investigar se a monitorização <i>on-line</i> da mecânica pulmonar, incluindo PEEP intrínseca, seria possível em pacientes em ventilação espontânea pré-transplante pulmonar	Pacientes com DPOC (n=9): Idade: 57,9±7,9 anos; VEF ₁ : 23±9 %prev; CRF:139±43 %prev; CPT: 101±23%prev Pacientes com fibrose cística (n=11): Idade: 28,4±6,6 anos; VEF ₁ : 26±6 % prev; CRF: 81±38 %prev; CPT: 66±19 %prev	<ul style="list-style-type: none"> • Nos pacientes com DPOC, os valores medianos de elastância pulmonar dinâmica e resistência inspiratória foram diferentes entre os dois métodos de monitorização (quadrados minimamente modificados da PEEP intrínseca e métodos múltiplos da regressão linear da PEEP intrínseca), sendo que, nos pacientes com fibrose cística, não houve diferença • As correlações entre as medidas dos dois métodos de monitorização foram de alta magnitude para todas as comparações • De acordo com os gráficos de Bland-Altman, as diferenças foram baixas e os intervalos de confiança aceitáveis

Tabela 2. Continuação.

Transplante de Pulmão		
Wilkens et al. ⁷³ Testar a hipótese de que as diferentes características da fibrose pulmonar, fibrose cística e DPOC levariam a diferentes padrões respiratórios durante o repouso e o exercício e que as adaptações crônicas do padrão ventilatório seriam reversíveis após o transplante de pulmão	<p>Pacientes com fibrose pulmonar (n=9): Idade: 53,89±4,19 anos; VEF₁: 37,88±3,56 %prev; CVF: 31,71±2,55 Litros; CPT: 45,84±3,96 Litros</p> <p>Pacientes com fibrose cística (n=9): Idade: 32,89±3,05 anos; VEF₁: 22,46±2,81 %prev; CVF: 29,73±3,34 Litros; CPT: 96,19±7,63 Litros</p> <p>Pacientes com DPOC: (n=21) Idade: 54,43±1,02 anos; VEF₁: 20,77±1,15 %prev; CVF: 45,66±2,50 Litros; CPT: 149,54±6,28 Litros</p> <p>Saudáveis (n=10): Idade: 52,20±2,62 anos; VEF₁: 102,69±3,35 %prev; CVF: 101,80±3,74 Litros; CPT: 105,96±4,27 Litros</p> <p>Pacientes transplantados (n=16) Idade: 51,13±2,42 anos; VEF₁: 79,40±6,46 %prev; CVF: 79,73±5,85 Litros; CPT: 87,33±5,92 Litros</p>	<p>Três diferentes padrões respiratórios foram encontrados em nível de CRF nos grupos de pacientes</p> <ul style="list-style-type: none"> • Pacientes com DPOC: Ti/Ttot foi reduzido no repouso e no exercício máximo, aumento do Vef_{pt} e do Vef_{ct} durante o exercício • Pacientes com fibrose pulmonar: No exercício máximo, aumento da FR sem mudança do volume corrente, Vif_{ct} e Vif_{pt} não se modificaram • Pacientes com fibrose cística: No exercício máximo, aumento da FR, volume corrente, Vif_{ct} e Vif_{pt} • Pacientes transplantados: O padrão respiratório foi similar ao dos saudáveis
Capacidade Inspiratória		
Duranti et al. ⁷⁴ Validar o uso da medida da capacidade inspiratória pela POE	<p>n=13 Idade: 66±7 anos; Altura: 173±6 cm; IMC: 28,6±3,4 kg/m²; VEF₁: 45±21 %prev; CVF: 71±22 %prev; CRF: 142±32%prev; VR: 172±48%prev; CPT: 113±10%prev</p>	<p>Após Albuterol:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Aumento: VEF₁ e CVF, • Não houve alteração no VC_{pt} ao nível da CPT e nos padrões respiratórios • Redução: VC_{pt} ao nível de CRF que não apresentou correlação com as variáveis espirométricas ou com o padrão respiratório • CI mensurada pelo pneumotacógrafo foi fortemente correlacionada com a mensurada pela POE e não apresentou diferenças entre os equipamentos

%prev: Porcentagem do previsto; CI: Capacidade inspiratória; CPT: Capacidade pulmonar total; CRF: Capacidade residual funcional; CTA: Caixa torácica abdominal; CV: Capacidade vital; CVF: Capacidade vital forçada; DPOC: Doença pulmonar obstrutiva crônica; FR(irpm): Frequência respiratória; GOLD: *Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease*; IMC: Índice de massa corporal; MRC: Escala de dispneia do *Medical Research Council*; PEEP: Pressão positiva expiratória final; PhAng: Ângulo de fase; POE: Pletismografia optoeletrônica; Te (s): Tempo expiratório; Ti (s): Tempo inspiratório; Ttot (s): Tempo total; VC_{ab} (L): Volume do abdômen; VC_{ca} (L): Volume da caixa torácica abdominal; VC_{cp} (L): Volume da caixa torácica pulmonar; Vef (L): Volume expiratório final; VEF₁: Volume expiratório forçado no primeiro segundo; Vef_{ab} (L): Volume expiratório final do abdômen; Vef_{ca} (L): Volume expiratório final da caixa torácica; Vef_{pt} (L): Volume expiratório final da parede torácica; Vif_{ab} (L): Volume inspiratório final do abdômen; Vif_{ca} (L): Volume inspiratório final da caixa torácica; Vif_{pt} (L): Volume inspiratório final da parede torácica; VM: Ventilação minuto; VC_{pt} (L): Volume da parede torácica; V_{pt}/Ti (L/s): Fluxo inspiratório; VR (L): Volume residual; VRI (L): Volume de reserva inspiratório.

Tabela 3. Estudos que avaliaram pacientes com outras condições de saúde.

AUTORES E OBJETIVO	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	PRINCIPAIS RESULTADOS
ASMA		
Gorini et al. ²³ Verificar se o sistema ELITE é capaz de estimar as mudanças de volume da parede torácica após broncodilação (BD) durante o repouso; a influência da broncoconstrição aguda e avaliar a relação entre hiperinsuflação e recrutamento dos músculos respiratórios	n=7; Idade: 40,1±4,2 anos; VEF ₁ : 88±4,1 %prev; CRF: 93,8±5,4 %prev; CPT: 97,6±3 %prev	<p>Após BD: Hiperinsuflação ocorreu devido ao aumento do Vef_{ct} enquanto alterações no VC_{ab} mostraram-se inconsistentes</p> <ul style="list-style-type: none"> • Mudanças no Vef_{cp} e no Vef_{ca} no volume expiratório final da caixa torácica ocorreram durante o relaxamento, indicando que esses compartimentos dividiram a hiperinsuflação • Mudanças no Vef_{pt} não foram relacionadas a mudanças no VEF₁ no tempo nem nos volumes dos compartimentos durante o ciclo respiratório
Filippelli et al. ¹⁵ Avaliar a contribuição do aumento do VC _{pt} e de seus componentes na sensação de dispneia em asmáticos após o uso de metacolina	n=8; Idade: 34±12 anos; Peso: 74±11,4 Kg; Altura: 177±0,12 cm; CV: 5,56±0,91 %prev; CRF: 3,66±0,66 %prev; VEF ₁ : 4,24±0,67 Litros; VEF ₁ /CV: 78±8%	<p>Após metacolina</p> <ul style="list-style-type: none"> • Redução: VEF₁ • Aumento: escore da Escala de Borg, Vef_{pt}, Vef_{ct}, Vef_{ab}, Vef_{ca}, sendo o aumento do Vef_{pt} (hiperinsuflação) o principal responsável pelo aumento do escore na Escala de Borg
TERAPIA INTENSIVA – Lobectomia		
Bastianini, et al. ⁷⁵ Testar a POE como sistema para avaliar a eficácia da reabilitação respiratória na presença de ventilação assimétrica	Pacientes que realizaram lobectomia superior direita ou esquerda (n=14): 10 mulheres e 4 homens	<ul style="list-style-type: none"> • Diferenças no volume corrente da parede torácica foram observadas entre os hemicompartimentos operado e não operado • Aumento de volume corrente foi observado para o hemicompartimento não operado durante a respiração tranquila entre as fases de pós-cirurgia e pós-reabilitação • Não foram observadas diferenças no VC_{pt} entre as três fases (pré-cirurgia, pós-cirurgia e pós-reabilitação)

Tabela 3. Continuação.

TERAPIA INTENSIVA – Pressão positiva expiratória final (PEEP)		
Dellacà et al. ⁴⁴ Testar a capacidade da POE para monitorar as variações induzidas pela PEEP nos volumes pulmonares de pacientes ventilados mecanicamente	n=8; Idade: 58,4±13 anos; Pressão arterial de oxigênio: 113,6±20,0 Torr; Fração inspirada de oxigênio: 43,1±9,2 %; PEEP: 10,2±5,9 cmH ₂ O	<ul style="list-style-type: none"> As mensurações de volume apresentaram variações de até 16±4mL A linha de regressão entre as alterações no volume expiratório final pulmonar medido por hélio e do Vef_{pt} medido pela POE apresentaram resultados muito próximos Após o aumento da PEEP, o novo estado de equilíbrio do volume expiratório final da parede torácica foi atingido em torno de 15 incursões respiratórias; após a redução da PEEP, em três a quatro incursões. O lento aumento no Vef_{pt} ocorreu principalmente pelo compartimento abdominal
TERAPIA INTENSIVA – Síndrome da angústia respiratória do adulto		
Aliverti et al. ⁹ Avaliar a viabilidade do uso da POE em pacientes internados em uma Unidade de Terapia Intensiva e relatar resultados preliminares em relação à distribuição de volumes da parede torácica	Pacientes em ventilação com pressão de suporte (n=7): Idade: 62,6,±7,5 anos Pacientes em ventilação com pressão positiva contínua (n=6): Idade: 66,5±14,1 anos Saudáveis (n=11): Idade: 28,0±4,5 anos	<ul style="list-style-type: none"> As mensurações geradas pela espirometria, pneumotacografia e POE apresentaram correlações de alta magnitude A contribuição abdominal para o volume inspirado foi maior em indivíduos saudáveis que nos pacientes com síndrome da angústia respiratória aguda e DPOC em ventilação com pressão de suporte Não foram encontradas diferenças entre as pressões de suporte de 5 e 25 cmH₂O entre os grupos
Chiumello et al. ⁷⁶ Quantificar as mudanças de volume e investigar os mecanismos da curva pressão-volume em pacientes com lesão pulmonar aguda e síndrome do desconforto respiratório agudo	n=10; Idade: 70±13 anos; Relação entre pressão arterial de oxigênio e a fração inspirada de oxigênio: 222±67; PEEP: 11,2±4,4 cmH ₂ O	<ul style="list-style-type: none"> Complacência inicial, complacência de inflação/deflação e histerese foram afetadas pelas alterações de volume A mudança de volume foi diretamente correlacionada ao produto de tempo de inflação, à razão pressão esofágica/pressão da via aérea e à pressão venosa central Houve correlação negativa entre a mudança de volume e o tempo de deflação da curva pressão-volume
TERAPIA INTENSIVA – Ventilação mecânica		
Aliverti et al. ¹² Analisar os efeitos de diferentes parâmetros de pressão de suporte no padrão ventilatório, na cinemática da parede torácica e de seus compartimentos e no trabalho respiratório em pacientes com lesão pulmonar aguda	n=9; Idade: 59,3±13,2 anos; Relação entre pressão arterial de oxigênio e a fração inspirada de oxigênio: 277,6±78,3 mmHg; Fração inspirada de oxigênio: 0,37 ± 0,1%; PEEP: 6,9±4,6 cmH ₂ O	<ul style="list-style-type: none"> Ventilação minuto constante com amplas variações na razão frequência respiratória / volume corrente em todos os níveis de pressão de suporte Na pressão de suporte abaixo de 15 cmH₂O, foram observados aumentos da pressão desenvolvida pelos músculos inspiratórios, da contribuição da caixa torácica para o volume corrente, do ângulo de fase entre a caixa torácica e abdome, da ação muscular pós-inspiratória dos músculos da caixa torácica e da ação dos músculos expiratórios
DOENÇA NEUROMUSCULAR – Atrofia muscular espinhal		
Lissoni et al. ⁷⁷ Analisar a cinemática da parede torácica na respiração espontânea e na profunda	Pacientes com atrofia muscular espinhal tipo 2 (n=12): Idade: 10,5±4,25 anos; CV: 33,8±19,9 litros Crianças saudáveis (n=13) Idade: 6,8±2,5 anos	Nos pacientes, o abdome contribuiu com cerca de 96% durante respiração tranquila, e 87% na respiração profunda, enquanto, no grupo controle, a contribuição foi de 74% e 41%, respectivamente <ul style="list-style-type: none"> A contribuição da caixa torácica pulmonar foi de - 1,7% em respiração tranquila e 0,3% na respiração profunda nos pacientes
Lissoni et al. ⁷⁸ Determinar o efeito da ventilação assistida (não invasiva) nos compartimentos da parede torácica em pacientes com atrofia muscular espinhal tipo 2	Pacientes com atrofia muscular espinhal tipo 2 (n=9): Idade: 6,8±3,7 anos; VC: 560±289 ml; VC: 21,33±10,19 %prev; Pressão Inspiratória Máxima: - 27,67±13,14 cmH ₂ O – foram estudadas durante respiração espontânea e sob ventilação assistida Crianças saudáveis (n=13): Idade: 6,9±2,5 anos; foram estudadas somente durante respiração espontânea	<ul style="list-style-type: none"> Os dados da cinemática demonstraram um padrão ventilatório paradoxal nos pacientes com atrofia muscular espinhal tipo 2 em respiração espontânea Durante a ventilação assistida, a contribuição de volume de cada compartimento da parede torácica foi equivalente aos observados na respiração espontânea das crianças saudáveis

Tabela 3. Continuação.

DOENÇA NEUROMUSCULAR – Distrofias musculares		
D'Angelo et al. ⁷⁹ Estudar a função da parede torácica em pacientes com distrofia muscular progressiva, mensurar o movimento toracoabdominal e caracterizar a cinemática da parede torácica, refletindo a ação muscular respiratória	Pacientes com distrofia muscular de tronco e membros (n=38): Idade: 37,6±12,5 anos; VEF ₁ : 77,9±23,0 %prev; CVF: 77,1±24 litros; CPT: 83,3±20,9 litros; CRF: 89,0±24,6 litros Pacientes com distrofia muscular de Becker (n=20): Idade: 32,7±12,2 anos; VEF ₁ : 97,2±18,4 %prev; CVF: 94,6±16,3 litros; CPT: 99,9±14,2 Litros; CRF: 107,7±18,8 litros Pacientes com distrofia fascio-escápulo-umeral (n=30): Idade: 43,7±17,5 anos; VEF ₁ : 81,3±20,9 %prev; CVF: 82,6±20,9 litros; CPT: 85,9±14,8 litros; CRF: 86,2±24,2 litros Saudáveis (n=20): Idade: 32,7±9,3 anos	<ul style="list-style-type: none"> • Pacientes com síndrome restritiva (distrofia muscular de tronco e membros e distrofia fascio-escápulo-umeral) nos estágios mais avançados da doença apresentaram diferentes padrões toracoabdominais comparados a sujeitos saudáveis na posição sentada e durante manobras como a capacidade vital lenta • O envolvimento da musculatura respiratória foi mais pronunciado nos grupos com distrofia muscular de tronco e membros e distrofia fascio-escápulo-umeral do que no grupo com distrofia muscular de Becker • Foi observada menor contribuição abdominal nos pacientes que faziam uso de cadeira de rodas
DOENÇA NEUROMUSCULAR – Distrofia muscular de Duchene		
Lo Mauro et al. ⁸⁰ Determinar se uma análise detalhada da cinemática da parede torácica poderia identificar novos parâmetros associados com os aspectos da progressão da doença	Pacientes com distrofia muscular de Duchenne (n=66): Idade: 12,64±0,63 anos; VEF ₁ : 56,67±3,32 % prev; CVF: 53,30±2,81 litros; CPT: 68,98±2,71 Litros; CRF: 81,21±3,70 litros Grupo controle (n=21): Idade: 13,5±1,4 anos	<ul style="list-style-type: none"> • Na posição sentada, não foram encontradas diferenças entre pacientes e grupo controle, bem como entre grupos de diferentes faixas etárias • Na posição supina, a contribuição média do VC_{ab} para o volume corrente diminuiu progressivamente com a idade • Os pacientes que apresentavam hipoxemia noturna demonstraram menor contribuição do compartimento abdominal para o volume corrente
DOENÇA NEUROMUSCULAR – Tosse		
Lanini et al. ⁴⁹ Avaliar a hipótese de que forças geradas na parede torácica influenciam a distribuição dos volumes nos seus compartimentos, resultando em distorção da caixa torácica e redução da efetividade da tosse	Pacientes (n=8): Idade: 55,4±8,6 anos; VEF ₁ : 68,3±22,6 %prev; CRF: 80,6±9,8 litros; CPT: 73,3±14,0 litros Saudáveis (n=12): Idade: 49,2±6,5 anos; VEF ₁ : 100,9±11,6 %prev; CRF: 111,9±22,8 litros; CPT: 102,9±13,6 litros	<ul style="list-style-type: none"> • Somente os pacientes não apresentaram redução do Vef_{pl}, além de apresentarem maior distorção da caixa torácica durante a tosse • O pico de fluxo da tosse apresentou correlação negativa com a distorção da caixa torácica, mas não com a força muscular respiratória
HEMIPLÉGICOS		
Lanini et al. ⁴⁵ Avaliar as diferenças de volume entre os compartimentos da parede torácica durante a respiração tranquila, estimulação hipercápnica e hiperventilação voluntária em indivíduos com hemiparesia decorrente de acidente vascular cerebral	Pacientes com hemiparesia (n=8): Idade: 54,9±13,5 anos; VEF ₁ : 91,5±18,1 %prev; CVF: 90,8±12,0 litros; CPT: 92,0±14,2 litros; CRF: 99,3±17,3 litros Saudáveis (n=9): Idade: 51,9±10,2 anos; VEF ₁ : 102,3±11,2 %prev; CVF: 98,5±13,2 litros; CPT: 97,2±15,0 litros; CRF: 100,2±16,2 litros	Pacientes com hemiparesia: <ul style="list-style-type: none"> • Volume dos compartimentos parético e não parético similares durante a respiração tranquila • Volume do compartimento parético menor durante a hiperventilação voluntária em seis indivíduos e maior durante a estimulação hipercápnica em todos do grupo Saudáveis: <ul style="list-style-type: none"> • Não foi encontrada assimetria nas condições avaliadas
ESPONDILITE ANQUILOSANTE		
Romagnoli et al. ¹⁴ Validar a hipótese de que em indivíduos com espondilite anquilosante e expansão limitada da caixa torácica, uma estratégia central respiratória para ajudar o diafragma deveria envolver a ação coordenada deste músculo com os músculos abdominais	Pacientes com espondilite anquilosante (n=6): Idade: 46,0±15,2 anos; VEF ₁ : 92,7±15,3 %prev; CV: 89,7±17,7 litros; CPT: 90,8±12,3 litros; CRF: 90,2±16,6 litros Saudáveis (n=7): Idade: 35,4±8,7 anos; VEF ₁ : 103,2±12,4 %prev; CV: 98,8±7,2 litros; CPT: 104,9±7,7 litros; CRF: 101,3±3,9 litros	<ul style="list-style-type: none"> • Expansão da parede torácica apresentou aumento similar nos dois grupos durante a respiração com hipercapnia e hiperóxia • A pressão diafragmática ao final da inspiração aumentou de forma similar em ambos os grupos Pacientes com espondilite anquilosante: <ul style="list-style-type: none"> • O compartimento abdominal apresentou maior volume e a caixa torácica menor volume do que no grupo controle • O pico de fluxo inspiratório da caixa torácica foi menor nesse grupo

Tabela 3. Continuação.

PECTUS EXCAVATUM		
Redlinger et al. ⁸¹ Determinar se o movimento da parede torácica e os volumes torácicos diferem entre pacientes com deformidades sem correção do <i>pectus excavatum</i> (PE) e sujeitos controle	<i>Pectus Excavatum</i> (n=64) Idade: 15,5 anos; Peso: 58 Kg; Altura: 173 cm; IMC: 19,3 Kg/m ² Controle (n=55) Idade: 14,2 anos; Peso: 57,9 Kg; Altura: 162,6 cm; IMC: 23,5 Kg/m ²	Repouso • VC _{pt} , VC _{clp} , VC _{cta} e VC _{ab} : similares nos dois grupos Inspiração máxima • <i>Pectus excavatum</i> : maior contribuição da caixa torácica abdominal • Mudanças do VC _{pt} do VC _{clp} , do VC _{cta} e do VC _{ab} : similares nos dois grupos • <i>Pectus excavatum</i> : menor excursão torácica em nível da deformidade da caixa torácica

%prev: Porcentagem do previsto; Cl: Capacidade inspiratória; CPT: Capacidade pulmonar total; CRF: Capacidade residual funcional; CTA: Caixa torácica abdominal; CV: Capacidade vital; CVF: Capacidade vital forçada; DPOC: Doença pulmonar obstrutiva crônica; FR(irpm): Frequência respiratória; GOLD: *Global Initiative for Chronic Obstructive Lung Disease*; IMC: Índice de massa corporal; MRC: Escala de dispnéia do *Medical Research Council*; PEEP: Pressão positiva expiratória final; PhAng: Ângulo de fase; POE: Pletismografia optoeletrônica; Te (s): Tempo expiratório; Ti (s): Tempo inspiratório; Ttot (s): Tempo total; VC_{ab} (L): Volume do abdômen; VC_{cta} (L): Volume da caixa torácica abdominal; VC_{clp} (L): Volume da caixa torácica pulmonar; Vef (L): Volume expiratório final; VEF₁: Volume expiratório forçado no primeiro segundo; Vef_{ab} (L): Volume expiratório final do abdômen; Vef_{cta} (L): Volume expiratório final da caixa torácica; Vef_{pt} (L): Volume expiratório final da parede torácica; Vif_{ab} (L): Volume inspiratório final do abdômen; Vif_{cta} (L): Volume inspiratório final da caixa torácica; Vif_{pt} (L): Volume inspiratório final da parede torácica; VM: Ventilação minuto; VC_{pt} (L): Volume da parede torácica; V_{pt}/ti (L/s): Fluxo inspiratório; VR (L): Volume residual; VRI (L): Volume de reserva inspiratório.

Conclusão

A POE é um sistema tridimensional de análise de movimento, confiável e válido para verificar indiretamente os volumes pulmonares, uma vez que são obtidas medidas diretas do volume da parede torácica e seus compartimentos (valores absolutos e suas variações). É um procedimento não invasivo e não requer o uso de instrumentos adicionais durante sua utilização, oferecendo valores reais de volumes pulmonares operacionais. A aplicabilidade desse instrumento é verificada pela ampla possibilidade de análise de diferentes

disfunções em diferentes situações (estáticas e dinâmicas), desde o ambiente laboratorial até de terapia intensiva. A POE é também uma ferramenta atrativa para o aprofundamento da análise da fisiologia do sistema respiratório em diversas circunstâncias, já que tal equipamento possibilita uma ampla análise de variáveis de volume, de tempo e de assincronia toracoabdominal. Tal aprofundamento permite novas perspectivas de avaliação de parâmetros ventilatórios em indivíduos saudáveis e com disfunções, contribuindo para um aperfeiçoamento das estratégias terapêuticas conduzidas pelo fisioterapeuta.

Referências

- Aliverti A, Pedotti A. Opto-electronic plethysmography. *Monaldi Arch Chest Dis.* 2003;59(1):12-6.
- Aliverti A. Lung and chest wall mechanics during exercise: effects of expiratory flow limitation. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;163(1-3):90-9.
- Aliverti A, Iandelli I, Duranti R, Cala SJ, Kayser B, Kelly S, et al. Respiratory muscle dynamics and control during exercise with externally imposed expiratory flow limitation. *J Appl Physiol.* 2002;92(5):1953-63.
- Iandelli I, Aliverti A, Kayser B, Dellacà R, Cala SJ, Duranti R, et al. Determinants of exercise performance in normal men with externally imposed expiratory flow limitation. *J Appl Physiol.* 2002;92(5):1943-52.
- Vogiatzis I, Aliverti A, Golemati S, Georgiadou O, Lomauro A, Kosmas E, et al. Respiratory kinematics by optoelectronic plethysmography during exercise in men and women. *Eur J Appl Physiol.* 2005;93(5-6):581-7.
- Vogiatzis I, Georgiadou O, Golemati S, Aliverti A, Kosmas E, Kastanakis E, et al. Patterns of dynamic hyperinflation during exercise and recovery in patients with severe chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax.* 2005;60(9):723-9.
- Cala SJ, Kenyon CM, Ferrigno G, Carnevali P, Aliverti A, Pedotti A, et al. Chest wall and lung volume estimation by optical reflectance motion analysis. *J Appl Physiol.* 1996;81(6):2680-9.
- Aliverti A, Dellacà R, Pelosi P, Chiumello D, Gattinoni L, Pedotti A. Compartmental analysis of breathing in the supine and prone positions by optoelectronic plethysmography. *Ann Biomed Eng.* 2001;29(1):60-70.
- Aliverti A, Dellacà R, Pelosi P, Chiumello D, Pedotti A, Gattinoni L. Optoelectronic plethysmography in intensive care patients. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000;161(5):1546-52.
- Aliverti A, Stevenson N, Dellacà RL, Lo Mauro A, Pedotti A, Calverley PM. Regional chest wall volumes during exercise in chronic obstructive pulmonary disease. *Thorax.* 2004;59(3):210-6.
- Aliverti A, Dellacà RL, Pedotti A. Transfer impedance of the respiratory system by forced oscillation technique and optoelectronic plethysmography. *Ann Biomed Eng.* 2001;29(1):71-82.
- Aliverti A, Carlesso E, Dellacà R, Pelosi P, Chiumello D, Pedotti A, et al. Chest wall mechanics during pressure support ventilation. *Crit Care.* 2006;10(2):R54.
- Hostettler S, Illi SK, Mohler E, Aliverti A, Spengler CM. Chest wall volume changes during inspiratory loaded breathing. *Respir Physiol Neurobiol.* 2011;175(1):130-9.
- Romagnoli I, Gigliotti F, Galarducci A, Lanini B, Bianchi R, Cammelli D, et al. Chest wall kinematics and respiratory muscle action in ankylosing spondylitis patients. *Eur Respir J.* 2004;24(3):453-60.
- Filippelli M, Duranti R, Gigliotti F, Bianchi R, Grazzini M, Stendardi L, et al. Overall contribution of chest wall hyperinflation to breathlessness in asthma. *Chest.* 2003;124(6):2164-70.
- Bianchi R, Gigliotti F, Romagnoli I, Lanini B, Castellani C, Grazzini M, et al. Chest wall kinematics and breathlessness during pursed-lip breathing in patients with COPD. *Chest.* 2004;125(2):459-65.
- Konno K, Mead J. Measurement of the separate volume changes of rib cage and abdomen during breathing. *J Appl Physiol.* 1967;22(3):407-22.
- Romagnoli I, Lanini B, Binazzi B, Bianchi R, Coli C, Stendardi L, et al. Optoelectronic plethysmography has improved our knowledge of respiratory physiology and pathophysiology. *Sensors.* 2008;12(12):7951-72.
- Sackner MA, Gonzalez H, Rodriguez M, Belsito A, Sackner DR, Grenvik S. Assessment of asynchronous and paradoxical motion between rib cage and abdomen in normal subjects and in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Am Rev Respir Dis.* 1984;130(4):588-93.
- Ward ME, Ward JW, Macklem PT. Analysis of human chest wall motion using a two-compartment rib cage model. *J Appl Physiol.* 1992;72(4):1338-47.
- 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(3):1224-31.

22. Ferrigno G, Pedotti A. ELITE: a digital dedicated hardware system for movement analysis via real-time TV signal processing. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1985;32(11):943-50.
23. Gorini M, Iandelli I, Misuri G, Bertoli F, Filippelli M, Mancini M, et al. Chest wall hyperinflation during acute bronchoconstriction in asthma. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999;160(3):808-16.
24. Dellacà RL, Ventura ML, Zannin E, Natile M, Pedotti A, Tagliabue P. Measurement of total and compartmental lung volume changes in newborns by optoelectronic plethysmography. *Pediatr Res.* 2010;67(1):11-6.
25. Bianchi R, Gigliotti F, Romagnoli I, Lanini B, Castellani C, Binazzi B, et al. Patterns of chest wall kinematics during volitional pursed-lip breathing in COPD at rest. *Respir Med.* 2007;101(7):1412-8.
26. Romagnoli I, Gorini M, Gigliotti F, Bianchi R, Lanini B, Grazzini M, et al. Chest wall kinematics, respiratory muscle action and dyspnoea during arm vs. leg exercise in humans. *Acta Physiol (Oxf).* 2006;188(1):63-73.
27. Romei M, Mauro AL, D'Angelo MG, Turconi AC, Bresolin N, Pedotti A, et al. Effects of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respir Physiol Neurobiol.* 2010;172(3):184-91.
28. Silva LC. Método Robusto para a Calibração de Câmeras em Estereofotogrametria [Tese]. Rio de Janeiro (RJ): Universidade Federal do Rio de Janeiro; 2011.
29. Borghese NA, Ferrigno G. An algorithm for 3-D automatic movement detection by means of standard TV cameras. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1990;37(12):1221-5.
30. Ferrigno G, Borghese NA, Pedotti A. Pattern recognition in 3D automatic human motion analysis. *ISPRS J Photogramm Remote Sens.* 1990;45(4):227-46.
31. Aliverti A, Pedotti A. Optoelectronic Plethysmography. In: Aliverti A, Brusasco V, Macklem PT, Pedotti A, editors. *Mechanics of Breathing: Pathophysiology, Diagnosis and Treatment.* Milan: Springer Verlag; 2002. p. 47-59.
32. Kenyon CM, Cala SJ, Yan S, Aliverti A, Scano G, Duranti R, et al. Rib cage mechanics during quiet breathing and exercise in humans. *J Appl Physiol.* 1997;83(4):1242-55.
33. Aliverti A, Quaranta M, Chakrabarti B, Albuquerque AL, Calverley PM. Paradoxical movement of the lower ribcage at rest and during exercise in COPD patients. *Eur Respir J.* 2009;33(1):49-60.
34. Georgiadou O, Vogiatzis I, Stratakos G, Koutsoukou A, Golemati S, Aliverti A, et al. Effects of rehabilitation on chest wall volume regulation during exercise in COPD patients. *Eur Respir J.* 2007;29(2):284-91.
35. Vieira DSR. Estratégias de aumento da tolerância ao exercício em pacientes com doença pulmonar obstrutiva crônica [tese]. Belo Horizonte (MG): Universidade Federal de Minas Gerais; 2011.
36. Binazzi B, Bianchi R, Romagnoli I, Lanini B, Stendardi L, Gigliotti F, et al. Chest wall kinematics and Hoover's sign. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;160(3):325-33.
37. Tobin MJ, Chadha TS, Jenouri G, Birch SJ, Gazeroglu HB, Sackner MA. Breathing patterns. 1. Normal subjects. *Chest.* 1983;84(2):202-5.
38. Allen JL, Wolfson MR, McDowell K, Shaffer TH. Thoracoabdominal asynchrony in infants with airflow obstruction. *Am Rev Respir Dis.* 1990;141(2):337-42.
39. Kiciman NM, Andréasson B, Bernstein G, Mannino FL, Rich W, Henderson C, et al. Thoracoabdominal motion in newborns during ventilation delivered by endotracheal tube or nasal prongs. *Pediatr Pulmonol.* 1998;25(3):175-81.
40. Mayer OH, Clayton RG Sr, Jawad AF, McDonough JM, Allen JL. Respiratory inductance plethysmography in healthy 3- to 5-year-old children. *Chest.* 2003;124(5):1812-9.
41. Beydon N, Davis SD, Lombardi E, Allen JL, Arets HG, Aurora P, et al. An official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: pulmonary function testing in preschool children. *Am J Respir Crit Care Med.* 2007;175(12):1304-45.
42. Millard RK. Inductive plethysmography components analysis and improved non-invasive postoperative apnoea monitoring. *Physiol Meas.* 1999;20(2):175-86.
43. Wüst RC, Aliverti A, Capelli C, Kayser B. Breath-by-breath changes of lung oxygen stores at rest and during exercise in humans. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;164(3):291-9.
44. Dellacà RL, Aliverti A, Pelosi P, Carlesso E, Chiumello D, Pedotti A, et al. Estimation of end-expiratory lung volume variations by optoelectronic plethysmography. *Crit Care Med.* 2001;29(9):1807-11.
45. Lanini B, Bianchi R, Romagnoli I, Coli C, Binazzi B, Gigliotti F, et al. Chest wall kinematics in patients with hemiplegia. *Am J Respir Crit Care Med.* 2003;168(1):109-13.
46. Binazzi B, Lanini B, Bianchi R, Romagnoli I, Nerini M, Gigliotti F, et al. Breathing pattern and kinematics in normal subjects during speech, singing and loud whispering. *Acta Physiol (Oxf).* 2006;186(3):233-46.
47. Filippelli M, Pellegrino R, Iandelli I, Misuri G, Rodarte JR, Duranti R, et al. Respiratory dynamics during laughter. *J Appl Physiol.* 2001;90(4):1441-6.
48. Lanini B, Bianchi R, Binazzi B, Romagnoli I, Pala F, Gigliotti F, et al. Chest wall kinematics during cough in healthy subjects. *Acta Physiol (Oxf).* 2007;190(4):351-8.
49. Lanini B, Masolini M, Bianchi R, Binazzi B, Romagnoli I, Gigliotti F, et al. Chest wall kinematics during voluntary cough in neuromuscular patients. *Respir Physiol Neurobiol.* 2008;161(1):62-8.
50. Dellacà RL, Aliverti A, Lutchen KR, Pedotti A. Spatial distribution of human respiratory system transfer impedance. *Ann Biomed Eng.* 2003;31(2):121-31.
51. Aliverti A, Cala SJ, Duranti R, Ferrigno G, Kenyon CM, Pedotti A, et al. Human respiratory muscle actions and control during exercise. *J Appl Physiol.* 1997;83(4):1256-69.
52. Aliverti A, Bovio D, Fullin I, Dellacà RL, Lo Mauro A, Pedotti A, et al. The abdominal circulatory pump. *PLoS One.* 2009;4(5):e5550.
53. Macklem PT. Circulatory effects of expiratory flow-limited exercise, dynamic hyperinflation and expiratory muscle pressure. *Eur Respir Rev.* 2006;15(100):80-4.
54. Iandelli I, Rosi E, Scano G. The ELITE system. *Monaldi Arch Chest Dis.* 1999;54(6):498-501.
55. Skoczylas A, Sliwinski P. [Optoelectronic plethysmography -- a new technic to measure changes of chest wall volume]. *Pneumonol Alergol Pol.* 2007;75(1):81-7.
56. Capelli C, Cautero M, Pogliaghi S. Algorithms, modelling and VO kinetics. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(3):331-42.
57. Layton AM, Garber CE, Basner RC, Bartels MN. An assessment of pulmonary function testing and ventilatory kinematics by optoelectronic plethysmography. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2011;31(5):333-6.
58. Duranti R, Sanna A, Romagnoli I, Nerini M, Gigliotti F, Ambrosino N, et al. Walking modality affects respiratory muscle action and contribution to respiratory effort. *Pflügers Arch.* 2004;448(2):222-30.
59. Aliverti A, Ghidoli G, Dellacà RL, Pedotti A, Macklem PT. Chest wall kinematic determinants of diaphragm length by optoelectronic plethysmography and ultrasonography. *J Appl Physiol.* 2003;94(2):621-30.
60. Aliverti A, Uva B, Laviola M, Bovio D, Lo Mauro A, Tarperi C, et al. Concomitant ventilatory and circulatory functions of the diaphragm and abdominal muscles. *J Appl Physiol.* 2010;109(5):1432-40.
61. Aliverti A, Kayser B, Macklem PT. Breath-by-breath assessment of alveolar gas stores and exchange. *J Appl Physiol.* 2004;96(4):1464-9.
62. Aliverti A, Dellacà RL, Lotti P, Bertini S, Duranti R, Scano G, et al. Influence of expiratory flow-limitation during exercise on systemic oxygen delivery in humans. *Eur J Appl Physiol.* 2005;95(2-3):229-42.
63. Vogiatzis I, Zakynthinos S, Georgiadou O, Golemati S, Pedotti A, Macklem PT, et al. Oxygen kinetics and debt during recovery from expiratory flow-limited exercise in healthy humans. *Eur J Appl Physiol.* 2007;99(3):265-74.
64. Romagnoli I, Gigliotti F, Lanini B, Bianchi R, Soldani N, Nerini M, et al. Chest wall kinematics and respiratory muscle coordinated action during hypercapnia in healthy males. *Eur J Appl Physiol.* 2004;91(5-6):525-33.
65. Illi SK, Hostettler S, Mohler E, Aliverti A, Spengler CM. Compartmental chest wall volume changes during volitional normocapnic hyperpnoea. *Respir Physiol Neurobiol.* 2011;177(3):294-300.
66. Dellacà RL, Black LD, Atileh H, Pedotti A, Lutchen KR. Effects of posture and bronchoconstriction on low-frequency input and transfer impedances in humans. *J Appl Physiol.* 2004;97(1):109-18.
67. Wang HK, Lu TW, Liing RJ, Shih TT, Chen SC, Lin KH. Relationship between chest wall motion and diaphragmatic excursion in healthy adults in supine position. *J Forms Med Assoc.* 2009;108(7):577-86.
68. Aliverti A, Rodger K, Dellacà RL, Stevenson N, Lo Mauro A, Pedotti A, et al. Effect of salbutamol on lung function and chest wall volumes at rest and during exercise in COPD. *Thorax.* 2005;60(11):916-24.
69. Vogiatzis I, Stratakos G, Athanasopoulos D, Georgiadou O, Golemati S, Koutsoukou A, et al. Chest wall volume regulation during exercise in COPD patients with GOLD stages II to IV. *Eur Respir J.* 2008;32(1):42-52.
70. Romagnoli I, Gigliotti F, Lanini B, Bruni GI, Coli C, Binazzi B, et al. Chest wall kinematics and breathlessness during unsupported arm exercise in COPD patients. *Respir Physiol Neurobiol.* 2011;178(2):242-9.
71. De Groote A, Van Muylem A, Scillia P, Cheron G, Verleden G, Paiva M, et al. Ventilation asymmetry after transplantation for emphysema: role of chest wall and mediastinum. *Am J Respir Crit Care Med.* 2004;170(11):1233-8.
72. Khirani S, Polese G, Aliverti A, Appendini L, Nucci G, Pedotti A, et al. On-line monitoring of lung mechanics during spontaneous breathing: a physiological study. *Respir Med.* 2010;104(3):463-71.
73. Wilkens H, Weingard B, Lo Mauro A, Schena E, Pedotti A, Sybrecht GW, et al. Breathing pattern and chest wall volumes during exercise in patients with cystic fibrosis, pulmonary fibrosis and COPD before and after lung transplantation. *Thorax.* 2010;65(9):808-14.
74. Duranti R, Filippelli M, Bianchi R, Romagnoli I, Pellegrino R, Brusasco V, et al. Inspiratory capacity and decrease in lung hyperinflation with albuterol in COPD. *Chest.* 2002;122(6):2009-14.

75. Bastianini F, Silvestri S, Magrone G, Gallotta E, Sterzi S. A preliminary efficacy evaluation performed by opto-electronic plethysmography of asymmetric respiratory rehabilitation. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2009;2009:849-52.
76. Chiumello D, Carlesso E, Aliverti A, Dellacà RL, Pedotti A, Pelosi PP, et al. Effects of volume shift on the pressure-volume curve of the respiratory system in ALI/ARDS patients. *Minerva Anesthesiol.* 2007;73(3):109-18.
77. Lissoni A, Aliverti A, Molteni F, Bach JR. Spinal muscular atrophy: kinematic breathing analysis. *Am J Phys Med Rehabil.* 1996;75(5):332-9.
78. Lissoni A, Aliverti A, Tzeng AC, Bach JR. Kinematic analysis of patients with spinal muscular atrophy during spontaneous breathing and mechanical ventilation. *Am J Phys Med Rehabil.* 1998;77(3):188-92.
79. D'Angelo MG, Romei M, Lo Mauro A, Marchi E, Gandossini S, Bonato S, et al. Respiratory pattern in an adult population of dystrophic patients. *J Neurol Sci.* 2011;306(1-2):54-61.
80. Lo Mauro A, D'Angelo MG, Romei M, Motta F, Colombo D, Comi GP, et al. Abdominal volume contribution to tidal volume as an early indicator of respiratory impairment in Duchenne muscular dystrophy. *Eur Respir J.* 2010;35(5):1118-25.
81. Redlinger RE Jr, Kelly RE, Nuss D, Goretsky M, Kuhn MA, Sullivan K, et al. Regional chest wall motion dysfunction in patients with pectus excavatum demonstrated via optoelectronic plethysmography. *J Pediatr Surg.* 2011;46(6):1172-6.
82. Agostoni E, Mognoni P. Deformation of the chest wall during breathing efforts. *J Appl Physiol.* 1966;21(6):1827-32.