



**UNIVERSIDADE ESTADUAL DA PARAÍBA  
PRÓ-REITORIA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIA E TECNOLOGIA EM SAÚDE**

**KAMILA NÓBREGA DE FRANÇA COSTA**

**MODELO *FRAMEWORK* PARA AVALIAÇÃO PULMONAR EM PACIENTES NÃO  
COLABORATIVOS**

**CAMPINA GRANDE**

**2020**

KAMILA NÓBREGA DE FRANÇA COSTA

**MODELO *FRAMEWORK* PARA AVALIAÇÃO PULMONAR EM PACIENTES NÃO COLABORATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia da Universidade Estadual da Paraíba, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia.

**Área de concentração:** Internet das coisas aplicada à conectividade de equipamentos biomédicos.

**Orientador:** Prof. Dr. Edmar Candeia Gurjão

**Coorientador:** Prof. PHD. Adriana de Oliveira Melo

**CAMPINA GRANDE**

**2020**

É expressamente proibido a comercialização deste documento, tanto na forma impressa como eletrônica. Sua reprodução total ou parcial é permitida exclusivamente para fins acadêmicos e científicos, desde que na reprodução figure a identificação do autor, título, instituição e ano do trabalho.

C837m Costa, Kamila Nóbrega de França Schild.  
Modelo Framework para avaliação pulmonar em pacientes não colaborativos [manuscrito] / Kamila Nóbrega de França Schild Costa. - 2020.  
109 p. : il. colorido.  
Digitado.  
Dissertação (Mestrado em Profissional em Ciência e Tecnologia em Saúde) - Universidade Estadual da Paraíba, Pró-Reitoria de Pós-Graduação e Pesquisa, 2020.  
"Orientação : Prof. Dr. Edmar Candeia Gurjão, UFCG - Universidade Federal de Campina Grande."  
"Coorientação: Profa. Dra. Adriana Sueli de Oliveira Melo, UFCG - Universidade Federal de Campina Grande"  
1. Função pulmonar. 2. Tecnologia em saúde. 3. Função respiratória. I. Título

21. ed. CDD 600


KAMILA NÓBREGA DE FRANÇA SCHILDT COSTA

**MODELO FRAMEWORK PARA AVALIAÇÃO PULMONAR EM  
PACIENTES NÃO COLABORATIVOS**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciência e Tecnologia em Saúde da Universidade Estadual da Paraíba como requisito para obtenção do título de Mestre em Ciência e Tecnologia em Saúde.

Dissertação aprovada em: 25/09/2020

**BANCA EXAMINADORA:**



---

Prof. Dr. Edmar Candeia Gurjão  
Universidade Federal de Campina Grande (UFCG)



---

Profa. Dra. Luciana Ribeiro Veloso  
Universidade Federal de Campina Grande (UFCG)



---

Profa. Dra. Jousilene de Sales Tavares  
Instituto Professor Joaquim Amorim (IPESQ)

## DEDICATÓRIA

Dedico esta dissertação ao meu pai, Nilton, que se foi de forma tão repentina, no meio do caos instalado de uma pandemia, eu, a espera da minha filha e na fase final da conclusão da dissertação. Tudo cooperou para que eu não finalizasse esse trabalho, mas de acordo com os ensinamentos que meu pai me deu durante toda a minha vida, me reergui e consegui finalizar.

Dedico também a minha mãe, Mirany, sinônimo de paz e fortaleza, deitada em sua cama, sem dizer uma palavra, me ensina diariamente a ser uma pessoa melhor.

Ao meu marido Walker, pelo apoio sempre incondicional, carinho e constante incentivo; e aos meus filhos, Pedro e Luisa, que são o motivo do meu despertar diário, a quem eu consagro cada respirar meu!

Dedico também ao meu orientador Prof. Dr. Edmar Candeia Gurjão, pela paciência e confiança depositada durante esta jornada compartilhada.

O apoio de vocês foi fundamental para a conclusão deste trabalho. Essa vitória é dedicada a vocês!

## AGRADECIMENTOS

A Deus, pela minha vida, e por me ajudar a ultrapassar os obstáculos que apareceram durante toda a jornada do mestrado. Pela dádiva da vida e por me permitir realizar tantos sonhos nesta existência. Obrigado por me permitir errar, aprender e crescer, por Sua eterna compreensão e tolerância, por Seu infinito amor, pela Sua voz “invisível” que não me permitiu desistir e principalmente por ter me dado uma família tão especial, enfim, obrigado por tudo. Ainda não descobri o que eu fiz para merecer tanto.

Ao meu marido, Walker, por todo carinho e cuidado oferecidos nas horas difíceis, e, também, pela paciência infinita, sempre, e pelos fins de semanas integrais dedicados ao nosso filho enquanto eu estudava.

Aos meus filhos, Pedro e Luisa, por existirem na minha vida e me impulsionarem sempre para seguir adiante. Pelo afago sempre necessário diante dos percalços encontrados, pelo carinho quando diante do cansaço.

Ao meu pai, Nilton, pelo amor e apoio incondicional, em todos os momentos da minha vida, pelo incentivo e investimento em meu desenvolvimento pessoal e profissional, através de ações e exemplo.

À minha mãe, Mirany, que enquanto pode esteve sempre ao meu lado torcendo e compartilhando momentos de conquistas, e também de tristezas, sem desistir. Meu exemplo de paciência e amor.

As minhas irmãs, Cintya e Vanuska, e minha Tia Nilda, que me incentivaram nos momentos difíceis e compreenderam minha ausência nos momentos de cuidado com Mainha, enquanto dedicava meu tempo a realização deste trabalho.

Agradeço imensamente ao meu orientador, Edmar, por me acolher, no meio do caminho, de forma tão doce e calma, me mostrando que com paciência e persistência tudo termina bem. Ele que sempre se mostrou tão solícito e compreensível com as minhas dificuldades e problemas familiares.

Aos membros da banca examinadora, Prof<sup>a</sup> Dra. Jousilene de Sales Tavares e Prof<sup>a</sup>. Dra. Luciana Ribeiro Veloso, que tão gentilmente aceitaram participar e colaborar com esta dissertação

Aos meus colegas de mestrado, com quem convivi intensamente durante os últimos anos, durante infinitos e cansativos finais de semana, compartilhando comigo tantos momentos de descobertas e aprendizado, e pelo companheirismo e troca de experiências que me permitiram crescer não só como pessoa, mas também como profissional. A eles agradeço pelo ambiente amistoso no qual convivemos e solidificamos os nossos conhecimentos, o que foi fundamental na elaboração deste trabalho de conclusão de curso. Agradeço especialmente ao meu querido GABA, grupo que surgiu inesperadamente unindo pessoas tão diferentes, mas ao mesmo tempo tão especiais e queridas.

À minha maior companheira de jornada Cynthia Tejo, que embarcou comigo nesse desafio, e que foi fundamental para que eu não desistisse nos momentos mais difíceis. Nos apoiamos e incentivamos sempre, e assim vamos continuar na vida. Assim como entramos, sairemos juntas e com o título de mestre na mão.

Não posso deixar de expressar minha gratidão a Deus por me presentear com a amizade de três pessoas tão lindas com Germana Cunha, Myllena Alves e Emilia Vilar, pessoas com quem dei tantas risadas verdadeiras e abraços apertados, foram reais presentes do Nutes.

Aos professores, pelas correções e ensinamentos que me permitiram apresentar um melhor desempenho no meu processo de formação profissional ao longo do curso, e por todos os conselhos, ajuda e paciência com a qual guiaram o meu aprendizado.

A todos que participaram, direta ou indiretamente do desenvolvimento deste trabalho de pesquisa, enriquecendo o meu processo de aprendizado.  
Meu muito obrigado de coração! Só consegui chegar até aqui com a ajuda de cada um de vocês!

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



## RESUMO

**Introdução:** A assistência em saúde deve caminhar para um crescente reconhecimento de mudanças na seleção de seus modelos de avaliação clínica, vistos a crescente incorporação das tecnologias em saúde que demonstrem eficácia e potencial para respostas clínicas em um modelo centrado no paciente, principalmente daquele classificado como não colaborativo. Na saúde pulmonar, os testes e tecnologias podem desempenhar um papel essencial desde o diagnóstico precoce até a terapêutica de suas condições pulmonares. **Objetivo:** Criar uma proposta *framework* com recomendações clínicas de suporte para elencar tecnologias em saúde de uso eficiente na avaliação da função pulmonar de pacientes não colaborativos. **Metodologia:** Trata-se de um estudo secundário, do tipo revisão integrativa da literatura realizada no período de janeiro a abril de 2019. E concomitante, abrange a construção de recomendações clínicas de avaliação pulmonar para pacientes não colaborativos com base no modelo *framework* proposto por Guyatt et al. (1986) e análises econômicas. **Impactos e Resultados esperados:** Foi possível a construção de recomendações clínicas de avaliação pulmonar para pacientes não colaborativos com base no modelo *framework* adotado que norteará e facilitará as intervenções clínicas nas condições respiratórias de pacientes não colaborativos, trazendo inovação terapêutica para esse tipo de público.

**Palavras-chave:** Criança. Função pulmonar. Tecnologia em saúde. Testes de função respiratória.

## ABSTRACT

**Introduction:** Health care must move towards an increasing recognition of changes in the selection of its clinical evaluation models, observing an increasing incorporation of health technologies that demonstrate the effectiveness and potential of clinical responses in a patient-centered model, mainly used previously as non-collaborative. In lung health, tests and technologies can play an essential role from early diagnosis to the treatment of your lung conditions. **Objective:** To create a proposal for a structure with clinical support recommendations for health technologies in efficient use in the assessment of lung function in non-collaborating patients. **Methodology:** It is a secondary study, of the type integrative literature review, carried out from January to April 2019. And, at the same time, it captures a construction of clinical pulmonary assessment tests for non-collaborative patients based on the structure model addressed by Guyatt et al. (1986) and economic statistics. **Expected impacts and results:** It was possible to build clinical recommendations for pulmonary assessment for non-collaborative patients based on the structure model adopted in the north of the country and to facilitate clinical clinics in the respiratory conditions of non-collaborative patients, bringing therapeutic innovation to this type audience.

**Keywords:** Child, Lung function. Health technology. Respiratory function tests.

## LISTA DE ILUSTRAÇÕES

- Figura 1 -** Estrutura das vias aéreas (Modelo morfométrico de Weibel).
- Figura 2 -** Diagrama dos volumes e capacidades pulmonares.
- Figura 3 -** Ritmo respiratório normal.
- Figura 4 -** Ritmo respiratório de Cheyne-Stokes.
- Figura 5 -** Ritmo respiratório de Biot.
- Figura 6 -** Respiração de Kussmaul.
- Figura 7 -** Demarcação das medidas cirtométricas tóraco-abdominal.
- Figura 8 -** Equipamentos de Espirometria (micro espirômetro e convencional).
- Figura 9 -** Equipamento de Manovacuetria (Manuacuometro analógico).
- Figura 10 -** Equipamento de Manovacuetria com válvula unidirecional.
- Figura 11 -** Equipamento de Plestimografia Optoeletrônica.
- Figura 12 -** Avaliação com Plestimografia Optoeletrônica.
- Figura 13 -** Equipamento comercial MicroRint e transdutor.
- Figura 14 -** Equipamento de oscilometria de impulso.
- Figura 15 -** Modelo com sensores do Videogame XBOX 360.
- Figura 16 -** Exemplo de tecnologia RIFD.
- Figura 17 -** Uso da técnica RFID.
- Figura 18 -** Sistema RFID.
- Figura 19 -** Equipamento de ultrassonografia com imagens diafragmáticas.
- Figura 20 -** Eletromiógrafo portátil Miotec®, modelo Miotool e Notebook com software *Miographic 2.0* e Eletrodo de superfície da marca Meditrace.
- Fluxograma 1 -** Identificação e seleção dos estudos da revisão integrativa.

## LISTA DE TABELAS

**Quadro 1** – Descrição dos parâmetros respiratórios atendidos em cada teste ou tecnologia em saúde.

**Tabela 1** – *Framework* para avaliação da função pulmonar.

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AHRQ	<i>Agency for Healthcare and Research and Quality</i>
AX	Área de reatância
ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
AME	Atrofia muscular espinhal
ATS	Avaliação de Tecnologias em Saúde
CO <sub>2</sub>	Dióxido de carbono
CV	Capacidade vital
CI	Capacidade inspiratória
CRF	Capacidade residual funcional
CPT	Capacidade pulmonar total
GMFCS	Classificação da Função Motora Grossa
CA	Coefficiente de Amplitude
CAax	Coefficiente de amplitude axilar
CAXif	Coefficiente de amplitude xifoideano
CAab	Coefficiente de amplitude abdominal
DeCS	Descritores em Ciências da Saúde
DBP	Displasia broncopulmonar
DMD	Distrofia Muscular de Duchenne
DPOC	Doença pulmonar obstrutiva crônica
ECG	Eletrocardiograma
EMG	Eletromiografia

EMGs	EMG de superfície
ENPI	Encefalopatia Não Progressiva da Infância
ED	Espessura diafragmática
Exd	Excursão diafragmática
FED	Fração de espessamento diafragmática
Fr	Frequência de ressonância
Fres	Frequência de ressonância
FC	Fibrose Cística
Z	Impedância
Z5	Impedância respiratória
IOS	Impulse oscillometry system
EMI	Interferência eletromagnética
LILACS/BVS	Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde/Portal de Biblioteca Virtual em Saúde
CVF	Manobras forçadas
CVL	Manobras lentas
MEDLINE	Medical Literature Analysis and Retrieval System Online
MeSH	Medical subject headings
TA	Movimento toraco-abdominal
OMS	Organização Mundial de Saúde
O <sub>2</sub>	Oxigênio
PC	Paralisia Cerebral
Pimáx	Pressão inspiratória máxima

Pemáx	Pressão expiratória máxima
PRM	Pressão respiratória máxima
PEP	Pressão expiratória final positiva
RFID	Radio frequency identification
Rrs	Resistência
Xrs	Reatância
R5	Resistência respiratória total
R20	Resistência respiratória central
X5	Reatância respiratória
VAA	Via aérea artificial
VC	Volume corrente
VMR	Volume-minuto respiratório
VRI	Volume de reserva inspiratória
VRE	Volume de reserva expiratória
VR	Volume residual
VEF1	Volume expiratório forçado no primeiro segundo
Rint	Técnica do interruptor
TOF	Técnica de Oscilação Forçada
ToF	Tempo de voo
TFP	Teste de Função Pulmonar
RMS	<i>Root mean square</i>
SpO <sub>2</sub>	Saturação de Oxihemoglobina

SciELO	Scientific electronic library online
SCZ	Síndrome Congênita do Zika
SNC	Sistema Nervoso Central
SDKs	<i>Software development kits</i>
SENIAM	<i>Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles</i>



## LISTA DE SÍMBOLOS

- © Copyright
- ® Marca Registrada

## SUMÁRIO

<b>1</b>	<b>INTRODUÇÃO</b> .....	18
<b>2</b>	<b>OBJETIVOS</b> .....	20
2.1	GERAL.....	20
2.2	ESPECÍFICOS.....	20
<b>3</b>	<b>FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	21
3.1	ESTRUTURA E FUNÇÃO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO .....	21
<b>3.1.1</b>	<b>Volumes e capacidades pulmonares</b> .....	23
<b>3.1.2</b>	<b>Movimento e padrão respiratório</b> .....	26
<b>3.1.3</b>	<b>Mobilidade tóraco-abdominal</b> .....	28
3.2	MECANISMOS REGULADORES DO SISTEMA RESPIRATÓRIO .....	30
3.3	PACIENTE NÃO COLABORATIVO .....	31
3.4	TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR E MUSCULAR RESPIRATÓRIA .....	33
<b>3.4.1</b>	<b>Espirometria</b> .....	34
<b>3.4.2</b>	<b>Manuvacuometria</b> .....	35
<b>3.4.3</b>	<b>Pletismografia Optoeletrônica (POE)</b> .....	37
<b>3.4.4</b>	<b>Oscilométrica de Impulso (IOS)</b> .....	39
<b>3.4.5</b>	<b>Técnica do interruptor (Rint)</b> .....	40
3.5	TECNOLOGIAS EM SAÚDE .....	42
<b>3.5.1</b>	<b>Sensor Microsoft Kinect®</b> .....	42
<b>3.5.2</b>	<b>Identificação por radiofrequência (RFID)</b> .....	43

<b>3.5.3 Ultrassonografia diafragmática</b> .....	45
<b>3.5.4 Eletromiografia de superfície</b> .....	46
<b>4 METODOLOGIA</b> .....	49
4.1 DESENHO DE ESTUDO.....	49
4.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO .....	49
<b>5 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	52
5.1 USO DOS TESTES PULMONARES .....	52
5.2 USO DAS TECNOLOGIAS NA ÁREA DA SAÚDE .....	69
5.3 NÍVEIS DE EVIDÊNCIAS CIENTÍFICAS .....	80
5.4 PARÂMETROS E VARIÁVEIS RESPIRATÓRIAS .....	81
5.5 AVALIAÇÃO DOS TESTES E TECNOLOGIAS EM SAÚDE .....	85
5.6 RECOMENDAÇÕES CLÍNICAS .....	88
<b>6 CONCLUSÃO</b> .....	89
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	90

## 1 INTRODUÇÃO

A assistência em saúde deve caminhar para um crescente reconhecimento de mudanças na seleção de seus modelos de avaliação antes de aplicá-las na prática clínica, visto que nos últimos anos há uma crescente e detalhada busca por tecnologias em saúde que se demonstrem eficazes e promissoras para as respostas clínicas em um modelo centrado no paciente (ADVAMED, 2017) e, que, por conseguinte, promova um impacto positivo na qualidade e precisão da assistência em toda a rede de atenção à saúde, sobretudo, no direcionamento da tomada de decisão clínica do profissional e/ou pesquisador da área. A implantação da Avaliação de Tecnologias em Saúde (ATS) historicamente vem ganhando força nos espaços acadêmicos, científicos e tecnológicos. Segundo a Organização Mundial de Saúde (OMS), é definida como “a avaliação sistemática das propriedades, efeitos e/ou impactos da tecnologia em saúde. Seu principal objetivo é gerar informação para a tomada de decisão, para incentivar a adoção de tecnologias custo-efetivas e prevenir a adoção de tecnologias de valor dispendioso ao sistema de saúde” (WHO, 2015, p. 3).

Dentre os aspectos clínicos pertinentes a investigação, a função pulmonar destaca-se pelo atual contexto relacionado à necessidade de adequação nos processos de avaliação, registro e monitoramento dos parâmetros respiratórios (KELLY, 2018), a fim de uma padronização para aplicabilidade em uma prática clínica baseada em evidências (AMORIM, 2010). Ademais, no modelo centrado no paciente, é fundamental considerar o contexto daquele classificado como não colaborativo em prol de suas condições clínicas, neurofisiológicas, percepto-cognitivas e comportamentais, como por exemplo, crianças acometidas pela Síndrome Congênita do Zika (SCZ), Encefalopatia Não Progressiva da Infância (ENPI), Atrofia Muscular Espinhal (AME), dentre outros diagnósticos.

As dificuldades para aferir a função pulmonar neste perfil de paciente são desafiadoras, uma vez que os testes existentes necessitam da colaboração do indivíduo e são poucos os disponíveis devido ao alto custo. Então, nesse sentido, é relevante uma estruturação metodológica dos vários instrumentos de avaliação utilizados, a fim de fundamentar a escolha de tecnologias para este grupo em atendimento às suas especificidades e, assim, possibilitar sua implementação no sistema de saúde.

O teste da função pulmonar desempenha um papel essencial no diagnóstico precoce de pacientes com riscos de desenvolver disfunções respiratórias, assim como na

terapêutica de condições pulmonares agudas ou crônicas, em adultos e crianças com mais de seis anos de idade, conseguindo diferenciar dois principais grupos de doenças pulmonares: as obstrutivas e restritivas (STOCKS et al., 2014). Vários instrumentos de avaliação pulmonar fornecem medidas como frequência respiratória, volumes pulmonares, índices de fluxo, resposta a broncodilatadores, trocas gasosas, função muscular respiratória e mobilidade da caixa torácica (PEREIRA, 2002).

Os instrumentos são utilizados tanto na clínica como na pesquisa científica e dividem-se em volitivos (que exigem compreensão e colaboração do paciente) e não volitivos (CARUSO, 2015). No contexto apresentado, é importante dar continuidade a atualização de pesquisas que avaliem e sistematizem os principais critérios a serem atendidos nas tecnologias em saúde quanto à capacidade tecnológica, aplicabilidade, precisão diagnóstica, impacto no profissional de saúde, terapêutico e no resultado do paciente (modelo *framework*) (GUYATT, 1986; NAKAMURA, 1999). Também dever ser de interesse a força de evidência, as possibilidades de aprimoramento e a relação custo-benefício. As pesquisas relacionadas as diretrizes para tecnologias de avaliação pulmonar são escassas, e aqui o critério inovador é apresentar pelo direcionamento para a aplicabilidade em pacientes não colaborativos.

Assim, o objetivo do presente estudo é sistematizar tecnologias em avaliação pulmonar, que garantam uma mensuração adequada dos parâmetros e suas variações em questão, para pacientes não colaborativos, em comparação a outras tecnologias avaliadas, através de uma proposta *framework*.

E finalmente, disseminar tais recomendações clínicas para a melhoria dos cuidados prestados ao paciente não colaborativo frente aos seus desfechos clínicos e com fins científicos publicáveis para ampliar o acesso aos profissionais de saúde e demais interessados ao objeto de estudo, como laboratórios e indústrias tecnológicas.

## 2 OBJETIVOS

### 2.1 GERAL:

Propor um *framework* com recomendações clínicas para avaliar tecnologias em saúde de uso eficiente na avaliação da função pulmonar de pacientes não colaborativos.

### 2.2 ESPECÍFICOS:

- Revisar a literatura científica sobre testes e tecnologias em saúde para avaliação da função pulmonar;
- Levantar os parâmetros respiratórios e suas variáveis clinicamente relevantes;
- Determinar a tecnologia de referência (padrão ouro);
- Comparar a tecnologia de referência com novas tecnologias em saúde.

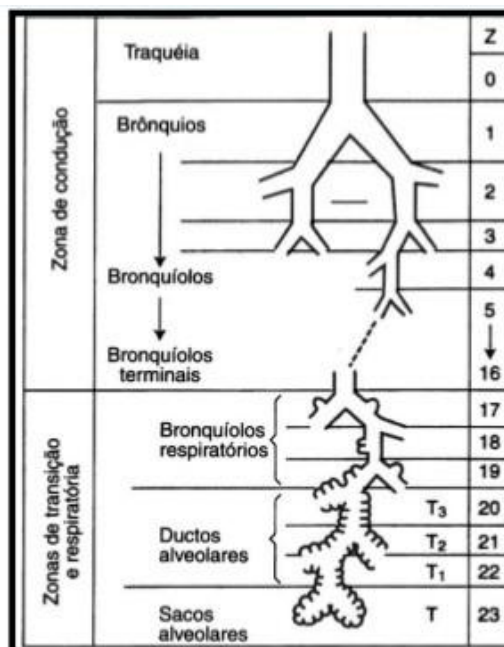
### 3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

#### 3.1 ESTRUTURA E FUNÇÃO DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

O Sistema Respiratório é constituído por duas porções: porção condutora (conduz o ar para os locais onde se dão as trocas gasosas) e a porção respiratória (onde acontece a troca de gases entre o ar e o sangue). A porção condutora é composta por cavidades nasais, faringe, laringe, traqueia brônquios, bronquíolos e bronquíolos terminais. E a porção respiratória consiste em bronquíolos respiratórios, ductos alveolares, sacos alveolares e alvéolos (STEVENS & LOWES, 2015).

O trajeto percorrido pelo ar ambiente até atingir as estruturas mais intersticiais dos pulmões tem início nas vias aéreas superiores, começando pelo nariz, passando por faringe, laringe, alcançando por fim a traqueia. Esta se subdivide em brônquios principais direito e esquerdo, que por sua vez se dividem progressivamente por bifurcação em brônquios lobares, brônquios segmentares e bronquíolos terminais, que são as menores vias aéreas sem alvéolos. Todos estes formam ductos condutores, que por não possuírem alvéolos não participam da troca gasosa, e constituem o espaço morto anatômico, cujo volume tem cerca de 150mL. A função de tais vias aéreas condutoras é o transporte do gás para regiões de troca gasosa (WEST, 2013).

Os bronquíolos respiratórios aparecem logo após os bronquíolos terminais e, são as primeiras estruturas a apresentar alvéolos nas suas paredes. Por fim, iniciam-se os ductos alveolares, região onde ocorre a troca gasosa e conhecida como zona respiratória. Ela está presente na maior parte do pulmão, e em repouso apresenta volume entre 2,5 e 3L (AIRES, 2018; GUYTON & HALL, 2017; WEST, 2013).



**Figura 1.** Estrutura das vias aéreas (Modelo morfométrico de Weibel).  
Fonte: West (2012).

A função primordial do Sistema Respiratório é possibilitar a movimentação do oxigênio ( $O_2$ ) para dentro e do dióxido de carbono ( $CO_2$ ) para fora do organismo. O ar do meio ambiente rico em  $O_2$  adentra as vias aéreas pulmonares e sofre a troca gasosa com a corrente sanguínea, até então pobre em  $O_2$  e rica em  $CO_2$ . Posteriormente, com o esvaziamento do pulmão, ocorre a mobilização do ar para o ambiente externo e dessa forma o  $CO_2$  é eliminado. Além desse processo de enchimento e esvaziamento aéreo desempenhado pelos pulmões, eles também executam outros trabalhos, como a metabolização de alguns compostos e filtração de materiais tóxicos da circulação e, atuam como reservatório de sangue. Mas sua função principal, sem nenhuma dúvida é a troca gasosa (WEST, 2013).

Neste sentido, o conjunto desses processos fisiológicos que permitem a troca gasosa entre o meio ambiente e os pulmões é denominado de Ventilação Pulmonar. Trata-se de um processo mecânico, automático, rítmico e regulado pelo Sistema Nervoso Central (SNC). No aparelho ventilatório, três partes devem ser consideradas, sendo elas a parede torácica pulmonar, a parede torácica abdominal e o abdômen. É através da contração e do relaxamento dos músculos inspiratórios e expiratórios que acontece o deslocamento do ar para dentro e para fora das unidades terminais respiratórias do pulmão (PORTO, 2013). Na inspiração, a contração dos músculos inspiratórios promove uma determinada movimentação de volume de ar do meio ambiente para o interior dos



alvéolos. E posteriormente, na expiração, a diminuição da atividade dos músculos inspiratórios e a energia acumulada pelas estruturas elásticas dos pulmões e caixa torácica promove uma redução do volume pulmonar (AIRES, 2018; WEST, 2013).

Os músculos responsáveis pela movimentação inspiratória são o diafragma e intercostais externos, e durante uma inspiração forçada participam aqueles conhecidos como acessórios, que são o esternocleidomastóideo, os escalenos (anterior, médio e posterior), o peitoral menor e o serrátil anterior. (GUYTON & HALL, 2017; WEST, 2013). A contração do diafragma corresponde a cerca de dois terços do volume total de ar que penetra os pulmões durante uma respiração passiva. Este músculo apresenta-se em forma de cúpula separando as cavidades abdominal e torácica, e ao se contrair, movimenta-se no sentido caudal e favorece a expansão dos pulmões (AIRES, 2018; PORTO, 2013).

O movimento expiratório em condições de repouso acontece de forma passiva, pois para realização deste movimento não tem atividade muscular. Isto ocorre devido à elasticidade do tecido pulmonar e o relaxamento da musculatura inspiratória, promovendo a saída do ar para o meio ambiente de forma gradual e suave, e então se restabelece o volume pulmonar original. Porém, se a expiração ocorrer de forma forçada é necessário o recrutamento dos músculos abdominais e intercostais internos (AIRES, 2018).

### **3.1.1 Volumes e capacidades pulmonares**

De acordo com Guyton & Hall (2017), levando-se em consideração que o comportamento mecânico do pulmão é baseado em seu volume e em suas propriedades elásticas, a medição dos volumes pulmonares (estáticos e dinâmicos - decorrentes de manobras respiratórias forçadas) fornece informações que podem ser fundamentais para se caracterizar o estado fisiopatológico proveniente de anormalidades dos processos de ventilação pulmonar. Essas propriedades elásticas do pulmão são aquelas que permitem que ele volte a sua forma original após deformação. A relação entre elasticidade e complacência é INVERSA. Maior elasticidade → Maior retração elástica → Menor complacência → Menor distensão.

Para melhor estudo dos volumes de ar mobilizados durante o ciclo respiratório, divide-se didaticamente em quatro volumes e capacidades pulmonares, são eles (GUYTON & HALL, 2017; PORTO, 2013; WEST, 2013; BARRETO, 2002):

**Volume corrente - VC:** Volume de ar inspirado e expirado espontaneamente em cada ciclo respiratório, cerca de 500ml;

**Volume de reserva inspiratória - VRI:** volume máximo que pode ser inspirado voluntariamente ao final de uma inspiração espontânea, aproximadamente 3000ml;

**Volume de reserva expiratória - VRE:** volume máximo que pode ser expirado voluntariamente a partir do final de uma expiração espontânea, pode chegar a 1100ml;

**Volume residual - VR:** volume que permanece no pulmão após uma expiração máxima, por volta de 1200ml.

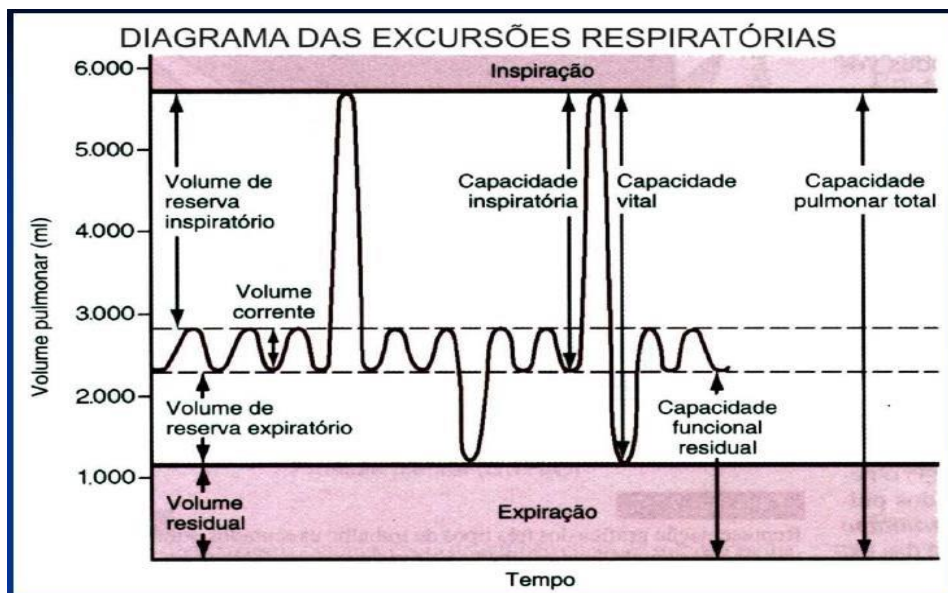
As capacidades pulmonares são determinadas através da soma de dois ou mais volumes pulmonares, e seu conhecimento é importante para detectar doenças restritivas e/ou obstrutivas do sistema respiratório, são elas:

**Capacidade vital – CV:** é o volume de ar expelido a partir de uma inspiração voluntária máxima até que os pulmões atinjam o volume residual;

**Capacidade inspiratória – CI:** é o volume máximo inspirado a partir de uma expiração tranquila;

**Capacidade residual funcional - CRF:** é a quantidade de ar que permanece nos pulmões após uma expiração tranquila;

**Capacidade pulmonar total - CPT:** é a quantidade de ar contida nos pulmões após um esforço inspiratório máximo.



**Figura 2.** Diagrama dos volumes e capacidades pulmonares.  
Fonte: Torsani (2008).

Nosso Sistema Respiratório comporta um volume total de aproximadamente cinco litros de ar – sendo esta a Capacidade Pulmonar Total (CPT). Desse volume, apenas meio litro é renovado em cada respiração passiva. Esse volume renovado é o que chamamos de Volume corrente (VC). Se ao final de uma inspiração forçada, for efetuada uma expiração também forçada, consegue-se retirar dos pulmões uma quantidade aproximada de quatro litros de ar, o que vem a ser à Capacidade Vital (CV), e é dentro de seus limites que a respiração pode acontecer. Porto (2013) afirma que mesmo no final de uma expiração forçada, resta nas vias aéreas cerca de 1 litro de ar, e este se caracteriza como o Volume Residual (VR). Por conta disto, pode-se afirmar que não se consegue encher os pulmões com ar completamente renovado, já que mesmo no final de uma expiração forçada o VR permanece no Sistema Respiratório.

A Ventilação Pulmonar, portanto, dilui esse ar residual no ar renovado, colocado em seu interior. O volume de ar renovado por minuto (ou Volume-Minuto Respiratório-VMR) é obtido pelo produto da frequência respiratória (FR) pelo volume corrente (VC):  $VMR = FR \times VC$ . Em um adulto em repouso, temos:  $FR = 12$  movimentos por minuto e  $VC = 0,5$  litros. Desse modo, o  $VMR = 12 \times 0,5 =$  seis litros/minuto (GUYTON & HALL, 2017; PORTO, 2013).

Baseado nos volumes e capacidades pulmonares, três deles são fundamentais para a avaliação funcional pulmonar, devido a sua importância fisiopatológica, são eles a CPT, a CFR e o VR. Barreto (2002) fala que a CPT é caracterizada como o volume contido nos pulmões após um esforço inspiratório máximo, e é o resultado da relação entre a força

muscular inspiratória e a resistência elástica do sistema respiratório. Este é o único volume pulmonar que afirma a presença de anormalidade restritiva, expressando-se por CPT abaixo do limite inferior do previsto, os demais volumes não apresentam significado isoladamente. Já a CRF é o volume de ar contido nos pulmões ao final de uma expiração espontânea. Ela é estabelecida pelo equilíbrio das retrações elásticas entre o pulmão (pressão positiva) e a parede torácica (pressão negativa). O VR, já definido anteriormente, é estabelecido pela capacidade dos músculos abdominais gerarem uma pressão de compressão suficiente para se opor às forças de retração expansiva da caixa torácica.

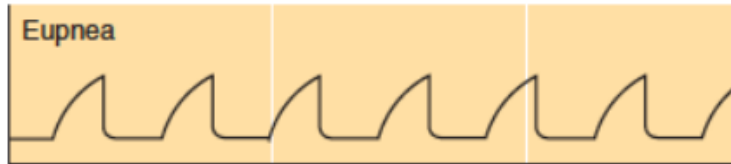
### **3.1.2 Movimento e padrão respiratório**

Vidotto et al. (2019) mostra que o movimento tóraco-abdominal (TA) e o padrão respiratório poderão ser influenciados por fatores como sexo, idade, doenças pulmonares obstrutivas e restritivas, posicionamento do indivíduo, sobrecarga respiratória e doenças neuromusculares. No que diz respeito à idade, devido ao processo de envelhecimento é normal que ocorram alterações musculoesqueléticas na caixa torácica dos idosos, o que vem a promover uma diminuição da sua complacência pulmonar. Essas mudanças são mais evidentes a partir dos 80 anos, em indivíduos saudáveis, apesar de poderem estar presentes desde os 50 anos. Em relação ao sexo, um estudo realizou uma comparação entre homens e mulheres, se verificou que elas apresentaram frequência respiratória maior do que os homens, sugerindo a tendência de que as mulheres respiram mais rápido. Já com relação ao movimento TA, durante uma respiração tranquila, homens e mulheres apresentaram o mesmo comportamento. Através desses dados é sugerida a influência do sexo sobre o padrão respiratório e da idade sobre o movimento TA (PARREIRA et al., 2010).

O aumento dos índices de assincronia pode estar relacionado a um pior prognóstico e mortalidade significativamente maior. Porto (2013) fala que o padrão respiratório é influenciado pelo volume corrente (VC) e a frequência respiratória (FR), onde esta é definida em eupneia (12 a 18 incursões respiratórias por minuto); taquipnéia (mais de 20 incursões respiratórias por minuto); bradipnéia (menos de 12 incursões respiratórias por minuto); e apnéia, que se caracteriza por uma interrupção momentânea da respiração.

Durante a avaliação da respiração, deve-se avaliar a frequência, profundidade, ritmo e característica. Dentre as complicações mais encontradas no ciclo respiratório

estão alteração do ritmo e profundidade. Normalmente, a inspiração dura quase o mesmo tempo da expiração, sucedendo-se os dois movimentos com a mesma amplitude, intercalados por leves pausas. Quando uma dessas características se modifica surgem os ritmos respiratórios anormais (padrões patológicos).

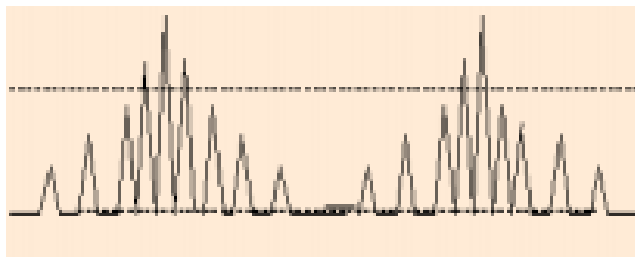


**Figura 3.** Ritmo respiratório normal.

Fonte: Gonzaga (2016).

Com relação às modificações ocorridas no ritmo respiratório, temos os seguintes padrões patológicos:

**1) Respiração de Cheyne-Stokes:** caracteriza-se por uma fase de apnéia seguida de incursões inspiratórias cada vez mais profundas até atingir um máximo, para depois vir decrescendo até nova pausa. As causas mais frequentes desse tipo de respiração são insuficiência cardíaca, a hipertensão intracraniana, os Acidentes Vasculares Encefálicos (AVE) e os Traumatismos Cranioencefálicos (TCE).

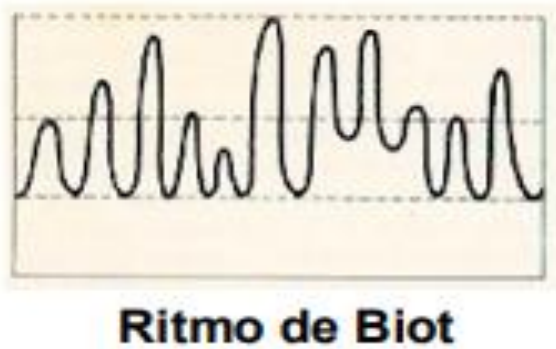


### **Ritmo de Cheyne-Stokes**

**Figura 4.** Ritmo respiratório de Cheyne-Stokes.

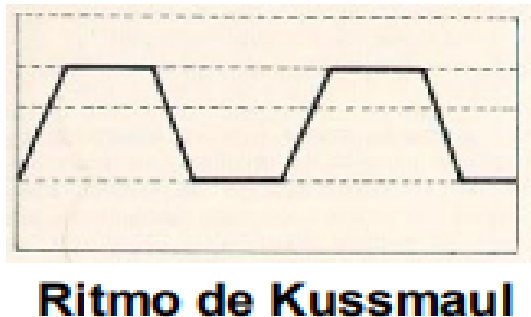
Fonte: Martinez, Padua, Terra Filho (2004).

**2) Respiração de Biot:** a respiração apresenta-se com duas fases. A primeira a apnéia, seguida de movimentos inspiratórios e expiratórios anárquicos quanto ao ritmo e amplitude. Quase sempre este tipo de respiração indica grave comprometimento cerebral. As causas mais frequentes deste ritmo são as mesmas da respiração de Cheyne-Stokes.



**Figura 5.** Ritmo respiratório de Biot.  
Fonte: Martinez, Padua, Terra Filho (2004).

**3) Respiração de Kussmaul:** compõem-se de quatro fases: inspirações ruidosas, apnéia em inspiração, expiração ruidosa e apnéia em expiração. A acidose, principalmente a diabética é a sua principal causa.



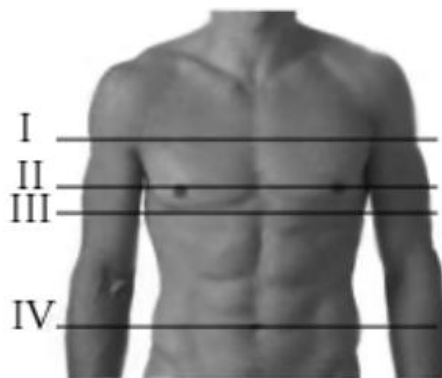
**Figura 6.** Respiração de Kussmaul.  
Fonte: Martinez, Padua, Terra Filho (2004).

### 3.1.3 Mobilidade tóraco-abdominal

A movimentação tóraco-abdominal (TA), normalmente, ocorre através da expansão e retração da caixa torácica e da musculatura abdominal durante o ato respiratório, ou seja, durante a inspiração e a expiração, respectivamente (PARREIRA et al., 2010; STANMORE, 2008). Estes movimentos podem ser estimados pela avaliação da mobilidade tóraco-abdominal, através da cirtometria dinâmica, que é um método não invasivo, de baixo custo, efetivo e, por isso, com grande emprego na prática clínica (KERKOSKI et al., 2004; SILVA et al., 2012; TENÓRIO et al., 2013). A partir deste exame, podem ser obtidos os valores de expansibilidade e retração dos movimentos

tóraco-abdominais, em que a diferença entre eles denomina-se Coeficiente de Amplitude (CA). Os coeficientes mais utilizados são: axilar (CAax), xifoideano (CAxif) e abdominal (CAab).

As medidas dos coeficientes acima citados são obtidas utilizando-se uma fita métrica escalonada em centímetros, sendo realizada por um mesmo examinador. Essa medida pode ser realizada em decúbito dorsal ou em ortostatismo, em três níveis: axilar, xifoidiano e abdominal. Na região axilar, a fita métrica será colocada abaixo da prega axilar. Em seguida, para mensurar a amplitude xifoidiana é tomada como ponto de referência a borda inferior do apêndice xifóide. E, por último, para verificar a amplitude abdominal, utiliza-se a distância média entre o apêndice xifóide a cicatriz umbilical. Carvalho (1994) propõe que os valores dos coeficientes obtidos durante a realização da cirtometria em adultos jovens seriam considerados normais de quatro a sete centímetros e que as medidas menores que quatro centímetros, corresponderiam a uma capacidade pulmonar abaixo do normal.



**Figura 7.** Demarcação das medidas cirtométricas tóraco-abdominal. Em (I) demonstra-se a região de prega axilar; (II) - linha mamilar; (III) - apêndice xifóide e (IV) - linha umbilical.

Fonte: NAGATO (2012).

Pedrini e colaboradores (2013) realizaram a cirtometria em decúbito dorsal e em ortostatismo, e os resultados mostraram que os valores da cirtometria nas regiões axilar e xifoide foram semelhantes nas duas posturas investigadas. Já em relação à cirtometria abdominal, foi observada uma redução significativa na mobilidade obtida em ortostatismo em relação à obtida em decúbito dorsal. Isso pode ser explicado uma vez que em decúbito dorsal, a mobilidade abdominal aumenta pelo fato de que há maior deslocamento do músculo diafragma no sentido crânio-caudal devido à maior força de oposição gerada pela pressão hidrostática do abdômen nas regiões dependentes.

### 3.2 MECANISMOS REGULADORES DO SISTEMA RESPIRATÓRIO

A respiração é um processo complexo que envolve eventos celulares, fisiológicos e químicos, por isso merece atenção seus mecanismos de regulação. É sabido que a inspiração e expiração captam o  $O_2$  do meio ambiente e removem  $CO_2$  do organismo, isso ocorre através da atividade mecânica e elástica dos pulmões e das propriedades da caixa torácica, e também da atividade da musculatura respiratória. A regulação do Sistema Respiratório ocorre por mecanismos neurais, através do controle do SNC à atividade dos neurônios motores, que inervam a musculatura respiratória, e dos neurônios sensitivos; e por mecanismos humorais, por meio das pressões parciais de  $O_2$ ,  $CO_2$  e PH.

O centro respiratório fica localizado na formação reticular do bulbo e apresenta duas partes: a dorsal que controla a inspiração e a ventral que regula a expiração. Ele é responsável por controlar o ritmo respiratório basal, ou seja, é importante para a manutenção reflexa ou automática dos movimentos respiratórios. Isto acontece, pois do centro respiratório saem fibras reticulo-espinhais que fazem sinapses com os neurônios motores da porção cervical e torácica da medula. Os neurônios da porção cervical dão origem às fibras que vão ao diafragma pelo nervo frênico. Já os que se originam na medula torácica dão origem às fibras que vão aos músculos intercostais, através dos nervos intercostais. Porém, os neurônios motores relacionados com os nervos anteriormente citados também recebem fibras do tracto córtico-espinhal, permitindo o controle voluntário da respiração (MACHADO, 2006).

É sabido que o centro respiratório também sofre influência da região hipotalâmica, o que vem a explicar as suas modificações em certas situações emocionais e de mudança de temperatura. Além de ser sensível aos níveis diminuídos de  $O_2$  e aumentados de  $CO_2$  no sangue, através da liberação dos íons  $H^+$ , o que promove o recebimento de impulsos nervosos originados no corpo carotídeo, através de fibras do nervo glossofaríngeo. Acidose e alcalose respiratória são modificações do pH sanguíneo decorrentes do aumento ou da diminuição da concentração sanguínea de íons  $H^+$ , onde os níveis normais de pH oscilam entre 7,34 e 7,44. Quando há diminuição da concentração dos íons  $H^+$  o pH ficará acima de 7,44, o que caracteriza a alcalose respiratória, já quando há aumento da concentração desses, o pH estará abaixo de 7,34 configurando a acidose respiratória. A acidose induz a hiperventilação, ou seja, o aumento da frequência respiratória; e a alcalose promove a hipoventilação, isto é, a diminuição da frequência respiratória (PORTO, 2013).



Como discutido anteriormente, o ritmo respiratório pode ser controlado espontânea ou voluntariamente, além de sofrer alterações emocionais, pela mastigação e deglutição, e/ou fala. O controle voluntário pode vir a ser um fator limitante aos estudos que visam análise do ritmo respiratório, uma vez que o paciente a ser avaliado pode acelerar ou diminuir propositalmente o seu ritmo respiratório. Esta é uma questão de extrema importância no que se refere à monitorização da respiração, onde, a partir do momento em que os equipamentos indicam ao indivíduo a observação de sua respiração, espontaneamente cria-se uma maior conscientização de seu padrão respiratório.

Uma pesquisa realizada por Han et al. (1997) avaliou a influência da respiração no padrão respiratório de setenta e quatro indivíduos saudáveis, e verificou que a consciência da monitorização da respiração causou o aumento nos tempos inspiratórios e expiratórios, sem aumentar o volume corrente, e que, quando a respiração foi solicitada através de um bocal, o volume corrente foi maior, e a frequência respiratória menor, resultando em um maior volume minuto. Tais pesquisadores também constataram que ao final da expiração, os suspiros e pausas respiratórias (irregularidades respiratórias) diminuíram pelo fato de o indivíduo estar ciente do registro da respiração.

Os dados encontrados por Western & Patrick (1988), corroboram com aqueles citados anteriormente, onde se evidenciou que aqueles indivíduos que desconheciam o monitoramento de sua respiração apresentavam o ritmo respiratório mais espontâneo, quando comparados aos que respiravam com uma máscara para a contagem dos ritmos respiratórios. Isto chama a atenção, uma vez que se torna necessário a obtenção de um traçado respiratório através de um dispositivo sem que haja necessariamente o contato físico com o indivíduo avaliado, diminuindo o desconforto ocasionado pelos equipamentos, e permitindo que o ritmo respiratório do indivíduo seja o mais natural e espontâneo possível.

### 3.3 PACIENTE NÃO COLABORATIVO

O atual cenário da assistência em saúde pulmonar para pacientes não colaborativos é preocupante, a maioria dos desenhos dos estudos publicados excluem pacientes não colaborativos aos testes pulmonares, possivelmente pela dificuldade em aferir, uma vez que os testes existentes necessitam ou da colaboração do paciente a ser avaliado ou são poucos disponíveis devido ao alto custo.

Mas, vale salientar, que a avaliação pulmonar é um exame de suma importância tanto para pacientes colaborativos, quanto para aqueles que não colaboram ativamente ao que se é pedido (CARUSO, 2015).

Por isso, diante dos grupos com moderados a severos níveis de comprometimento em vários sistemas, espera-se que o grau de atenção adequada a esta problemática aumente no sentido de pesquisar, avaliar, fundamentar e disseminar quais testes pulmonares ou novas tecnologias precisam ser aprimorados ou desenvolvidos para o avanço nos cuidados prestados ao paciente não colaborativo. Existem variáveis causais que refletem no nível colaborativo de um paciente com disfunções respiratórias principalmente quando associadas a doenças neurológicas.

De fato, Caruso (2015) reforça que o acometimento da musculatura ventilatória está presente não só nas patologias respiratórias, mas em outras diversas doenças, e sua correta avaliação depende da aplicação dos testes apropriados.

Estudos já esclarecem que pacientes com severos graus de comprometimento neurológicos têm como características distúrbios neuromusculares e posturais globais que podem provocar distensões geométricas tóraco-abdominal; alterações no padrão respiratório; uso exacerbado de músculos acessórios na respiração; alterações de resistência e complacência respiratória; VC e CV diminuídos; CRF e VR aumentados, levando à um quadro de respiração superficial e sinais de aumento do trabalho respiratório. Ademais, podem estar associados deficientes mecanismos de proteção das vias aéreas e um sistema imunológico debilitado, que levarão ao aumento da predisposição às doenças respiratórias (FEROLDI, 2011; SILVA E BORGES, 2005; SCANLAN, 2000; WEST, 2013).

Além disso, do ponto de vista neuroanatômico, as lesões no tronco cerebral e até em músculos intercostais e diafragma observados em estudos histopatológicos de crianças com SCZ que foram a óbito, como relatou Chimelli et al. (2017), justificam alterações importantes no Sistema Respiratório.

Ainda existe a preocupação com doenças novas com considerável número de crianças que se encaixam no perfil não colaborativo, como a SCZ, por exemplo, que apresenta várias lacunas no que diz respeito ao seu ciclo evolutivo. O Sistema Respiratório é um dos sistemas que têm demonstrado alterações nestas crianças com aumento no número de internações, morbidades, porém ainda são escassas as publicações sobre tal aspecto nesta síndrome. Deste modo, é de suma importância que todos os

aspectos da saúde dessas crianças sejam valorizados, ajudando a construir a história natural da doença e a nortear intervenções.

Espera-se que os resultados decorrentes deste estudo possam ser aplicados para crianças acometidas da SCZ e aquelas com ENPI de outras causas, ampliando o número de estudos de caracterização da avaliação da função pulmonar dessas populações. Visto ainda que, em uma proporção preocupante, as crianças com ENPI são muito susceptíveis a desenvolverem pneumonias e problemas de vias aéreas superiores ou inferiores.

Nesse contexto, enxergar a necessidade de contribuições científicas para nortear e facilitar as intervenções respiratórias de crianças não colaborativas, trazendo inovação para esse tipo de público ao definir avaliações pulmonares seguras e eficazes que permitam fornecer informações importantes e sensíveis sobre o estado funcional e, acompanhar a progressão de doenças respiratórias e o impacto das intervenções clínicas, será de grande utilidade. De acordo com Silva et al. (2012), a prática baseada em evidências é atualmente uma realidade na área da saúde, devendo-se desenvolver uma avaliação clínica por meio de testes e medidas de qualidade que possibilitem a identificação do problema.

### 3.4 TESTES DE FUNÇÃO PULMONAR E MUSCULAR RESPIRATÓRIA

A avaliação pulmonar pode ser feita por testes volitivos e não volitivos. Os primeiros têm elevada porcentagem de falsos negativos, porque dependem da cooperação e compreensão do paciente. E os últimos não exigem cooperação, tornando-os de suma importância para o conhecimento e uma adequada investigação avaliativa, e mesmo aqueles que fazem uso de técnicas invasivas (CARUSO, 2015).

Ainda na revisão de Caruso (2015) sobre os principais testes volitivos e não volitivos para avaliação da força muscular ventilatória, foi sugerido que apesar da predominância da aplicação de testes volitivos na prática clínica, é necessária uma avaliação complementar com os testes não volitivos e mais invasivos para os pacientes com elevada suspeita de fraqueza muscular ventilatória e com dificuldade de entendimento dessas medidas, ou seja, aquele grupo com maior comprometimento e não colaborativo.

Para Mohtasham & Panitch (2014), os testes de função pulmonar infantil aumentaram nossa compreensão do crescimento pulmonar normal, desenvolvimento, efeitos de lesão e reparo pulmonar e a história natural de algumas doenças. Como também

forneceram evidências objetivas dos efeitos das terapias na função pulmonar, mas que ainda existem dificuldades a serem discutidas e vencidas.

A seguir, foi apresentada uma descrição técnica dos principais testes para avaliação pulmonar e tecnologias em saúde, em consideração aos parâmetros clinicamente relevantes e investigados e para melhoria da visão.

### **3.4.1 Espirometria**

A Espirometria é um tipo de teste pulmonar não invasivo e volitivo (PEREIRA, 2002). Comumente utilizada como teste de triagem para a saúde respiratória geral, é o exame que mede os volumes de inalação e exalação do ar em função do tempo, através de uma técnica que exige a compreensão e colaboração do paciente, sendo estas padronizadas e aplicadas com expertise técnica (CHIANG et al., 2018).

Assim, é o teste de maior aplicabilidade e relevância clínica no ambiente ambulatorial, visto que auxilia na prevenção e confirmação diagnóstica, permite a quantificação dos distúrbios ventilatórios de determinadas doenças pulmonares (PEREIRA, 2002), a classificação da gravidade e ainda vem apresentando-se como índice prognóstico de várias doenças respiratórias, além de fazer parte da estratégia pré-operatória em casos de tempo cirúrgico prolongado (TRINDADE et al., 2015).

Ela mensura os volumes e fluxos aéreos resultantes de manobras inspiratórias e expiratórias máximas forçadas ou lentas. Alguns parâmetros podem ser adquiridos neste teste, porém os mais utilizados na prática clínica são: CV, que representa o maior volume de ar mobilizado em uma expiração, podendo ser medida através de manobras forçadas (CVF) ou lentas (CVL); Volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF1), representa o volume de ar exalado no primeiro segundo durante a manobra de CVF, sendo uma das variáveis clinicamente mais úteis; Relação VEF1/CV, essa variável se torna de bastante significância para o diagnóstico de distúrbios obstrutivos. Os resultados deste método de avaliação funcional pulmonar são expressos em gráficos de volume-tempo e fluxo-volume (PEREIRA, 2002).

Quanto ao conjunto de parâmetros, as manobras de expiração forçada continuam sendo o padrão ouro para avaliação da função pulmonar, no entanto a realização do exame é esforço dependente o que limita a realização da técnica em pacientes não colaborativos (CORSO, 2012), uma vez que para sua realização o paciente tem que entender e realizar o que for solicitado durante o exame.



Figura 1 - Micro espirômetro

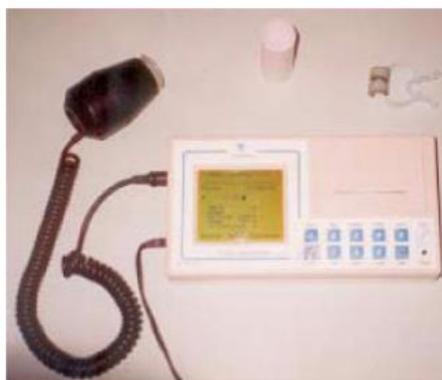


Figura 2 - Espirômetro convencional

**Figura 8.** Equipamentos de Espirometria (micro espirômetro e convencional).

Fonte: Wild et al. (2005).

### 3.4.2 Manovacuometria

A manovacuometria é um teste volitivo não invasivo, simples, rápido, de baixo custo e alta reprodutibilidade e de relevância clínica para diagnóstico de fraqueza muscular (ATS/ERS, 2002). Por isto, tornou-se de utilidade para acompanhamento da gravidade e prognóstico de doenças neuromusculares. O manovacuômetro é um manômetro (transdutores barométricos) que avalia a força muscular respiratória, em que são registradas a Pressão inspiratória máxima (P<sub>imáx</sub>) e expiratória máxima (P<sub>emáx</sub>), com leitura e armazenamento dos sinais através de ductos individuais, as quais representam a força de musculatura inspiratória e expiratória, respectivamente, mediante valores expressos em cmH<sub>2</sub>O, com precisão de medida de 1 cmH<sub>2</sub>O e um intervalo operacional de 500 cmH<sub>2</sub>O (NASCIMENTO & PAIVA, 2013; RICHTRMOC, 2017).

A Pressão Respiratória Máxima (PRM) reflete a pressão desenvolvida pelos músculos respiratórios associados à pressão passiva de recolhimento elástico do Sistema Respiratório. Na prática clínica as medidas de PRM são usualmente realizadas no nível do VR para a P<sub>imáx</sub> e da CPT para a P<sub>emáx</sub> (MONTEMEZZO et al., 2010). A PRM

pode ser realizada por meio de manobras involuntárias ou voluntárias, ou ainda, manobras estáticas (Mueller e Vasalva) ou dinâmicas (Sniff nasal inspiratory pressure). Nas manobras involuntárias, a pressão desenvolvida é músculo-específica, sendo desnecessária a compreensão e colaboração do indivíduo avaliado. Na manobra voluntária, esforço-dependente, é testado a ação sinérgica de vários grupos musculares inspiratórios ou expiratórios (MONTEMEZZO et al., 2010; RODRIGUES, 2000; NEDDER et al., 1999). Nas manobras estáticas, o sujeito gera esforços inspiratórios e expiratórios máximos, contra uma peça bucal de oclusão (ATS/ERS, 2002). E nas dinâmicas, considerando a mais clássica (Sniff), ocorre a quantificação do pico de pressão nasal, com uma narina ocluída e a contralateral livre, a partir da CRF (HÉRITIER et al., 1994).

O posicionamento, para o momento das medidas, que vem sendo adotado para pacientes não cooperativos, é o decúbito dorsal com elevação da cabeceira em 45° e cabeça na linha média. E associa-se uma válvula unidirecional (PASSARELI et al., 2011; GUIMARAES et al., 2007).

Segundo Nascimento & Paiva (2013) a avaliação pode ser feita em pacientes em ventilação espontânea com uso de máscaras faciais ou boquilhas; em pacientes na presença de Via Aérea Artificial (VAA), tubos ou traqueóstomos; ou em pacientes incapazes de cooperar ou mesmo inconscientes. Em crianças e adolescentes, fatores de crescimento, hormonal e gênero influenciam a força muscular respiratória. E um mecanismo de maior segurança para crianças é realizar a hiperoxigenação prévia por dois minutos para evitar possíveis quedas de SpO<sub>2</sub>.

A mensuração é obtida a partir da interação entre o trabalho dos músculos respiratórios e a pressão gerada por eles, essa resultante sofre variação segundo o nível de volume pulmonar a qual a manobra se iniciou (ATS/ERS, 2002). Os recursos utilizados para medir são um tubo, uma peça bucal ou máscara facial e um manômetro de pressão, capaz de aferir as pressões negativas e positivas. Atualmente, estão disponíveis manovacuômetros aneróides ou analógicos e, também, os transdutores, de pressão ou digitais (MONTEMEZZO et al., 2010).



**Figura 9.** Equipamento de Manovacuometria (Manuvacuometro analógico).

Fonte: [www.dormed.com.br](http://www.dormed.com.br).



**Figura 10.** Equipamento de Manovacuometria com válvula unidirecional.

Fonte: Google imagens.

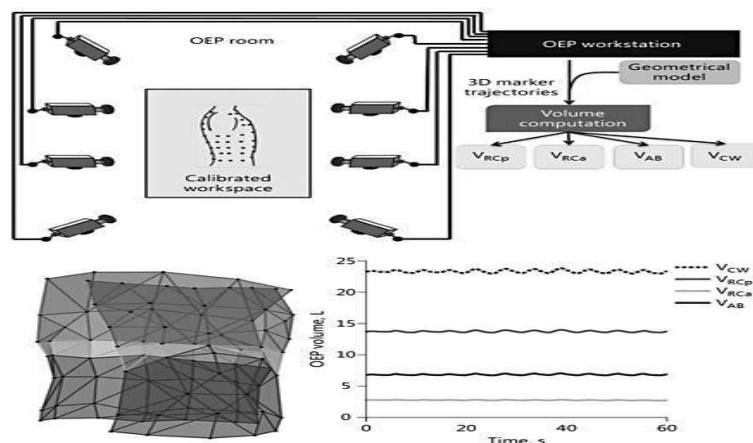
### 3.4.3 Pletismografia Optoeletrônica (POE)

A Pletismografia Optoeletrônica consiste em um método não invasivo de mensuração indireta da ventilação pulmonar a partir da captura de movimento da parede torácica para estimar os volumes pulmonares. Com base em medidas ópticas de um determinado número de marcadores posicionados na área externa da parede torácica. De acordo com Tantucci et al. (2016) a POE estima o VC, o volume expiratório e inspiratório final, além de poder calcular indiretamente o VRI, VRE, VEF1, CV e a CI. Em geral, temos que, é um teste capaz de mensurar as mudanças do volume total da caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdômen.

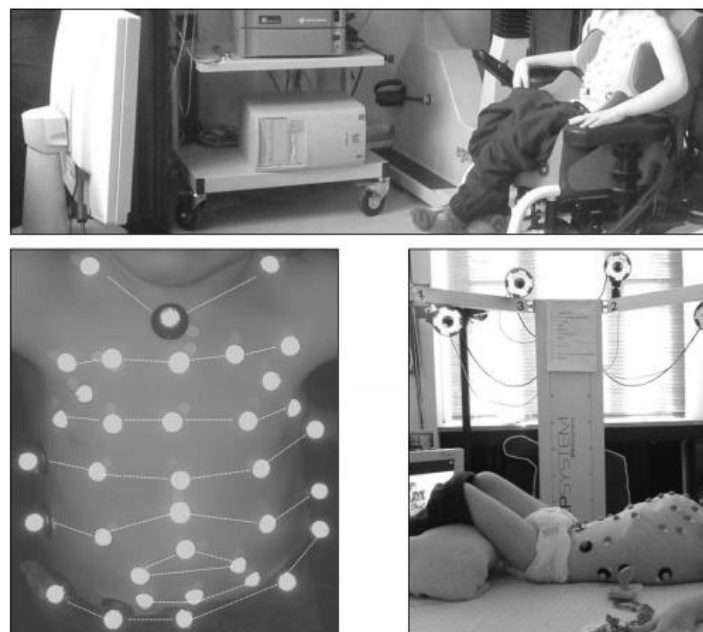
Segundo Aliverti e Pedotti (2003) para a realização do exame o paciente é posicionado em um ambiente com, no mínimo, quatro câmeras especiais do tipo CCD na posição ortostática, sentada ou deitada, a ele são acoplados esferas ou hemiesferas plásticas de seis a dez milímetros de diâmetro revestidos por papel reflexivo, demonstrado na figura abaixo. O feixe de luz infravermelha enviado pelo *flash* da câmera é refletido por cada marcador, sendo captado pelas câmeras. Como consequência, serão construídas

imagens tridimensionais de triângulos tetraedros, e o volume interno de cada forma é computadorizado, utilizando-se o teorema de Gauss, no qual a integral da superfície é convertida na integral do volume.

É importante salientar que, por ser não invasivo, não promove limitação aos graus de liberdade da parede torácica, como também não faz uso de bocal, clipe nasal ou qualquer outro dispositivo acoplado ao indivíduo avaliado. Também não necessita de manobras respiratórias ou colaboração do paciente, sendo assim ideal para avaliação de indivíduos não colaborativos (MASSARONI et al., 2017; ALIVERTI, 2003). Porém, tem um alto custo e complexa utilização, o que pode limitar seu uso na prática clínica.



**Figura 11.** Equipamento de Plestimografia Optoeletrônica.  
Fonte: Massaroni et al. (2017).



**Figura 12.** Avaliação com Plestimografia Optoeletrônica.  
Fonte: Lomauro et al. (2018).



### 3.4.4 Oscilometria de Impulso (IOS)

O sistema de Oscilometria de Impulso - *Impulse Oscillometry System* (IOS) é um método oscilométrico para medida das propriedades mecânicas do pulmão e tórax, introduzida como uma modalidade alternativa para o teste de função pulmonar (ASSUMPÇÃO, 2014). Consta de um dispositivo comercial usado para medir a resistência oscilatória em múltiplas frequências (PARK, 2011).

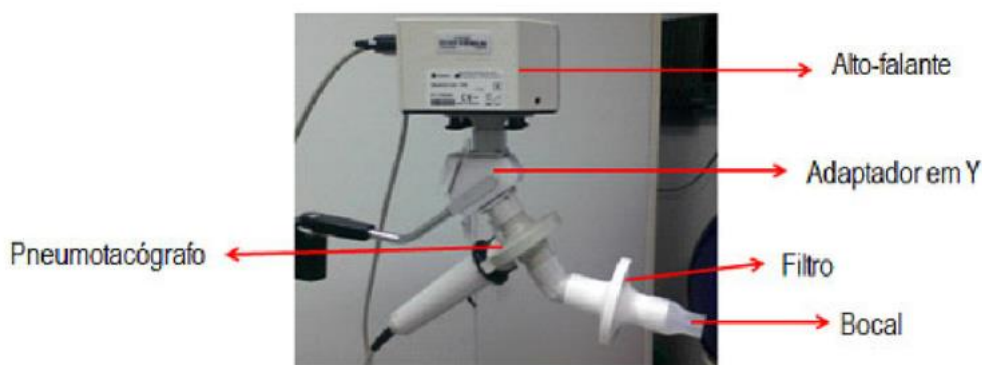
A IOS é um método não invasivo, cuja técnica avalia a mecânica respiratória com o mínimo de cooperação (COSTA et al., 2008), isto porque, são necessárias apenas respirações espontâneas em volume corrente (BISGAARD et al., 2007), não afetando também o tônus braquial (CORSO, 2012). Assim, torna-se adequada para avaliação da função pulmonar em crianças pequenas ou em populações que possuem dificuldade de cooperação durante a espirometria tradicional (DENCKER et al., 2006). Bisgaard et al (2007) orienta que crianças a partir de dois anos podem ser prontamente examinadas. E Park et al. (2011) notifica que seu uso já é amplo em populações pediátricas, tanto para diagnóstico como tratamento de doenças respiratórias, por ser factível para medidas clinicamente relevantes sobre o comprometimento pulmonar.

A técnica está em medir a relação entre pressão externa aplicada ao sistema respiratório e o resultado do fluxo respiratório, o que reflete a resistência das vias aéreas e a elasticidade pulmonar. A razão da amplitude da pressão do sinal da onda para o fluxo resultante constitui a **impedância** ( $Z$ ) do sistema respiratório, a partir da qual a **resistência** ( $Rrs$ ) e a **reatância** ( $Xrs$ ) podem ser calculadas (ASSUMPÇÃO et al., 2014; CORSO, 2012). A frequência, onde a reatância é igual a zero, é a **frequência de ressonância** ( $Fr$ ). Outros parâmetros são citados no estudo de Assupção et al. (2018) são: **resistência respiratória total ( $R5$ ) e central ( $R20$ ); reatância respiratória ( $X5$ ), impedância respiratória ( $Z5$ ), frequência de ressonância ( $Fres$ ) e área de reatância ( $AX$ ).**

O equipamento é formado por um conjunto: pneumotacógrafo, adaptador em Y, peça bucal e um gerador externo (contém o auto-falante) (Figura 12). Este último é responsável por gerar impulsos de pressão via adaptador em Y, o que resulta na resposta pulmonar que será registrada. No pneumotacógrafo, dois sensores estão conectados, o de débito e o de pressão bucal, através dos quais a ventilação espontânea do indivíduo avaliado é registrada. Assim, o pneumotacógrafo e o transdutor de pressão são

responsáveis por registrar a atividade respiratória e o sinal de impulso forçado e, esses dados são processados e representados graficamente (ASSUMPCÃO et al., 2014).

Com relação ao posicionamento, o sujeito permanece na posição sentada e pode ser orientado a respirar espontaneamente o ar ambiente por uma peça bucal, deve fazer uso de um clipe nasal e receber apoio manual em suas bochechas para minimizar a perda de pressão oscilatória, decorrente da elevada complacência das mesmas e das vias aéreas superiores. É nesse período então que o gerador transmite os breves impulsos de pressão ao trato respiratório via o adaptador em Y (ASSUMPCÃO et al., 2014).



**Figura 13.** Equipamento de oscilometria de impulso.

Fonte: Assupção et al. (2014).

Os parâmetros oscilométricos considerados pelo fabricante (Master Screen IOS, Erich Jaeger, Germany®) como significativos para análise clínica são: Z, R5, R20, X5 e Fres. São processados e expressos por meio de frequências de 5, 10, 15, 20, 25, 30 e 35 hertz (ASSUMPCÃO et al., 2014). Para análise dos dados obtidos através do sistema, o equipamento gera gráficos e retas que representam o comportamento dos parâmetros para cada situação clínica (indivíduos saudáveis, restrição pulmonar, obstrução central, periférica e extratorácica). Para análise de reprodutibilidade, as medidas de resistência oscilatória são repetidas em média três vezes e o coeficiente de variação deve ser menor que 0,10 (PEIRANO, 2010).

### 3.4.5 Técnica do interruptor (Rint)

A técnica do interruptor permite mensurar o *interrupter resistance* (Rint, medida de resistência das vias aéreas), através da respiração espontânea. A técnica é executada em respiração em volume corrente, próximo à CRF (GRITTI, 2011). Consiste em uma técnica não invasiva, baixo custo, portátil, que requer cooperação mínima e com potencial

utilidade na avaliação de obstrução de vias aéreas em crianças não colaborativas (ROCHA et al., 2012; RECH, 2008). Além de sua importância para fornecer uma estimativa da resistência ao fluxo (avaliação do calibre das vias aéreas), medida importante na determinação da função pulmonar e para avaliar respostas aos broncodilatadores e broncoconstritores (MERKUS, 2002).

Desse modo, os parâmetros obtidos pela técnica são a resistência das vias aéreas e as resistências elásticas da parede torácica e do tecido pulmonar (GRITTI, 2011). A medida se baseia no princípio de que o fluxo de ar durante a respiração espontânea é interrompido por um breve período (de milissegundos, com o fechamento de uma válvula), no qual ocorre um rápido equilíbrio entre a medida de pressão na boca e a pressão alveolar. Através de Rint, registramos o fluxo expiratório imediatamente antes da oclusão pelo obturador e também a pressão na boca imediatamente após a oclusão. A resistência das vias aéreas é calculada dividindo-se a mudança na pressão na boca pelo fluxo expiratório (BEYDON, 2006).

As medidas de Rint podem ser obtidos utilizando equipamento portátil, denominado *MicroRint*® (*Micro Medical Ltda, Rochester, Kent, Reino Unido*) (RECH, 2008; CHILD, 2005; MERKUS, 2002), estimando as medidas de fluxo e pressão obtidas imediatamente antes e durante a breve oclusão (de 100 ms de duração) das vias aéreas. No estudo de Rocha et al. (2012), os dados de cálculo da Rint foram obtidos por meio de um transdutor de pressão de alta frequência (2.000 Hz), uma válvula de oclusão de fechamento rápido (10 ms) e um pneumotacógrafo. E exibidos em um mostrador conectado a uma impressora. Filtros antibacterianos descartáveis também são defendidos por alguns autores (RECH, 2008; MERKUS, 2002) para prevenir alterações no pneumotacógrafo devido à saliva e por recomendações de higiene.

O posicionamento ainda não está padronizado, porém a maioria dos estudos retrata a posição sentada, respirando de forma espontânea e com uso de clipe nasal. Ainda devem contar com o suporte do examinador em face, para evitar a complacência das vias aéreas superiores e posicionar ambos os membros superiores em extensão ao lado do tronco. O equipamento deve realizar dez interrupções ao fluxo de ar no pico do fluxo expiratório, em sequência, aleatória e automática, ou seja, não depende do examinador; são ouvidas após o disparo; deverão ser aceitáveis entre 5 a 8 curvas, com coeficiente de variação  $\leq$  ou = 20% (BISGAARD & KLUG, 1995).

A possibilidade de correlação entre Rint e os valores espirométricos têm aumentado o interesse pelo método e seu uso em crianças e adolescentes com doença

pulmonar (BEYDON, 2006; RECH, 2008). A aplicabilidade em menores de seis anos é factível pela simplicidade do método (ROCHA, 2010). Investigações na avaliação da função pulmonar, na resposta a broncodilatadores, na assistência diagnóstica e em estudos intervencionistas, estão utilizando a Técnica Rint (RECH et al., 2008).



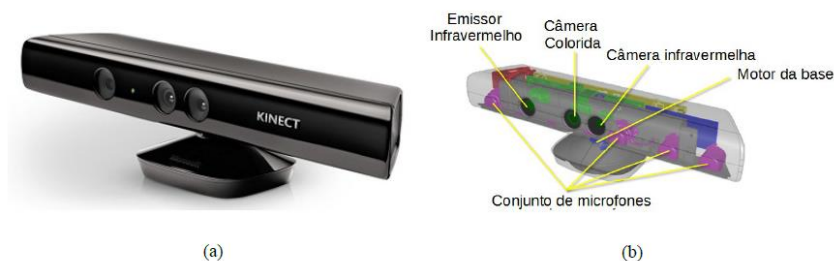
**Figura 14.** Equipamento comercial MicroRint e transdutor.  
Fonte: Rocha (2010).

### 3.5 TECNOLOGIAS EM SAÚDE

#### 3.5.1 Sensor Microsoft Kinect®

O Sensor Kinect foi desenvolvido inicialmente para a os videogames XBOX 360 e XBOX one, sendo criado com uma tecnologia inovadora capaz de promover a interação dos jogadores com os jogos eletrônicos sem a necessidade do uso de controles/joysticks, permitindo o reconhecimento facial e do ambiente, e a captação de vozes, tendo como objetivo o controle do jogo em questão (ANDERSEN et al., 2012).

A câmara RGB (Red, Green, Blue, com resolução  $1920 \times 1080$  vs  $640 \times 480$ ), que permite o reconhecimento facial, se um indivíduo se posicionar na sua frente; um transmissor e receptor de profundidade em infravermelho (com resolução  $512 \times 424$  vs.  $320 \times 240$ ), o qual permite que o dispositivo faça o escâner do ambiente ao seu redor em três dimensões; e quatro microfones capazes de detectar sons posicionais, conseguindo diferenciar sons externos (IFIXIT ORG, 2013).



**Figura 15.** Dispositivo Kinect (a) e seus componentes internos (b).  
Fonte: Moura, 2015.

Ele possui um *hardware* SDRAM DDR3 de 128 MB da Samsung K4B1G1646G e possui um chip *Microsoft* X871141-001. O Kinect funciona principalmente como sensor de profundidade, utilizando um método de tempo de voo (ToF), que calcula a distância através da medição da velocidade da luz. Além disso, a *Microsoft* desenvolveu os SDKs (*Software Development Kits*), que são capazes de extrair os mapas de profundidade, e apresentam o “fluxo do esqueleto”, permitindo que os desenvolvedores rastreiem as articulações do usuário em tempo real (GUZSVINECZ et al., 2019).

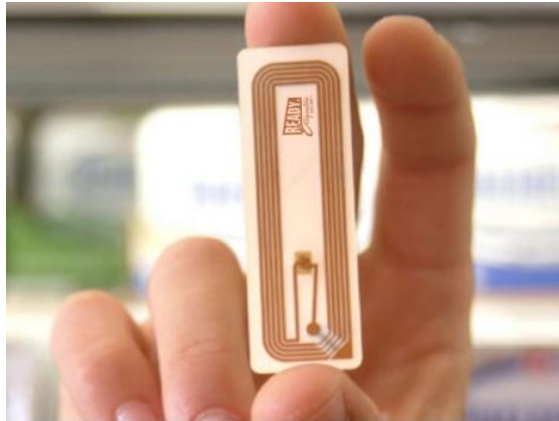
Vários pesquisadores já fizeram uso do *Kinect* com diferentes objetivos de pesquisa na área da saúde. Dentre estes se encontram aplicações no bloqueio de envio de sinal de aceleradores lineares (EDMUNDS et al., 2018), avaliação de pacientes com comprometimento neurológico (SCANO et al., 2019; SCANO et al., 2018; SCANO et al., 2017; SACANO et al., 2015), avaliação da marcha em idosos (STONE & SKUBIC, 2012), entre outros. Além desses estudos, vários outros com a finalidade de monitoramento da respiração e reconstrução da caixa torácica através dos mapas de profundidade foram realizados utilizando o sensor *Kinect* como potencial método avaliativo (HARTE, 2016; ALNOWAMI et al., 2012; XIA & SIOCHI, 2012; BURBA et al., 2012). O que se percebe em todos esses estudos, é a tentativa de se consolidar o uso do sensor *Microsoft Kinect* na monitorização da respiração e na estimativa da mensuração dos volumes pulmonares.

### 3.5.2 Identificação por radiofrequência (RFID)

Algumas tecnologias poderiam ser utilizadas com o mesmo fim da POE, como por exemplo, a Identificação por radiofrequência (RFID – *Radio Frequency Identification*) e tecnologias utilizando outros sensores como os baseados em transdutores piezoelétricos. A RFID é uma tecnologia de comunicação sem fio, onde a informação é transportada por ondas de rádio (AGEZO, 2016; FINKENZELLER, 2010). Tem sido utilizada em diversas aplicações, como em sistemas de controle de acesso, rastreamento, gerenciamento de estoque, identificação de objetos e sistemas de pagamento (MONGAN, 2017; CHAWLA, 2007). E recentemente seu uso vem ampliando na área biomédica.

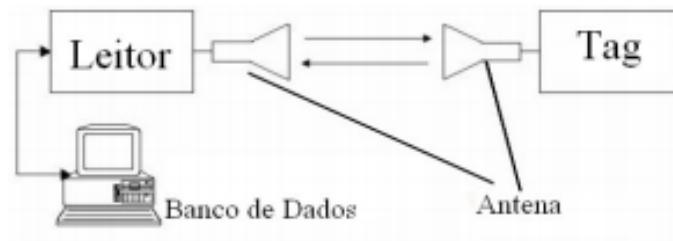
O sistema RFID é composto por três elementos principais: etiquetas eletrônicas (**tags**) com um microchip instalado que é fixado nos objetos para seu rastreamento por ondas de rádio através de uma antena de comunicação; o **leitor**, cuja função diz respeito

a leitura e escrita das informações na tags; e o **banco de dados**, que armazena os registros associados as informações das tags (MOTA, 2006).



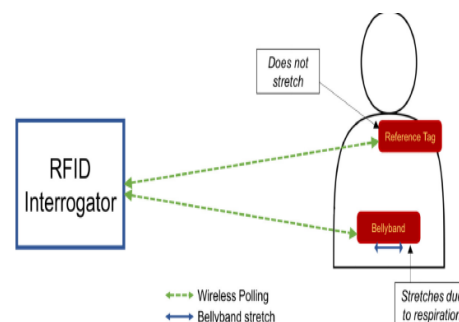
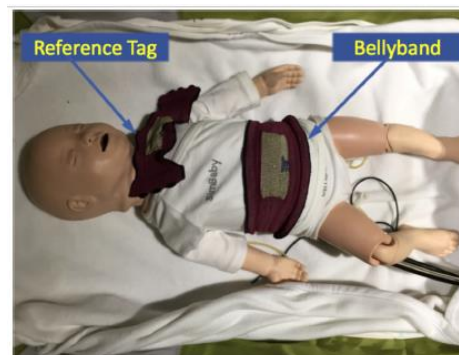
**Figura 16.** Exemplo de tecnologia RIFD.

Fonte: Google imagens.



**Figura 17.** Sistema RFID.

Fonte: Mota (2006).



**Figura 18.** Uso da técnica RFID.

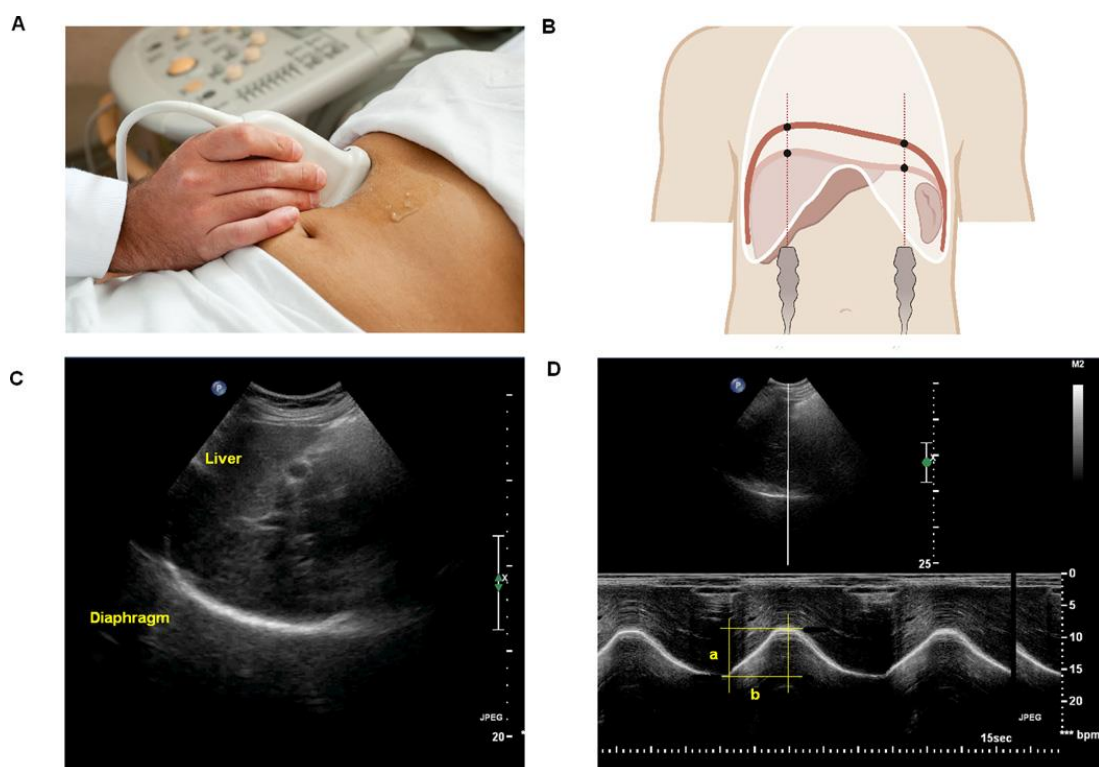
Fonte: Acharya et al. (2019).

### 3.5.3 Ultrassonografia diafragmática

A ultrassonografia do diafragma é um método não invasivo que permite avaliar a mobilidade e espessura diafragmática. Além disso, tem vantagens como: ser portátil, de baixo custo, capacidade de produzir a imagem em tempo real e ausência de radiação (LIPPI et al., 2019; SANTANA et al., 2016). Por esses fatores, Cardenas et al. (2018) relata que tem sido cada vez mais utilizada a avaliação diafragmática funcional em muitas situações clínicas e tem sido mais recentemente explorada na literatura com esse objetivo, tantos em indivíduos saudáveis (CARDENAS et al., 2018, YAMAGUTI, 2007) como para doenças crônicas (PEIXOTO, 2019; BRÜGGEMANN et al., 2018, SANTANA et al., 2016).

Lippi et al. (2019) destaca o amplo uso da tecnologia, e sua capacidade de detectar o deslocamento diafragmático durante a respiração espontânea ou assistida, refletindo a capacidade do diafragma de gerar força e, portanto, volume corrente. Em sua revisão, mostra que as variáveis ultrassonográficas mais utilizadas são: a **espessura diafragmática** (ED); a **fração de espessamento diafragmática** (FED); e a **excursão diafragmática** (ExD). Santana (2016) enfatiza que a padronização da técnica foi aprimorada, permitindo mensurações mais reprodutíveis e acuradas. Estudos recentes demonstram este interesse (SCARLATTA et al., 2018).

Cadernas et al. (2018) trata a relevância clínica para diagnóstico de disfunção diafragmática. Porém, levanta a reflexão que se for consolidada a correlação entre as variáveis diafragmáticas (mobilidade e espessura) e a força muscular inspiratória, a Ultrassonografia diafragmática pode representar uma ferramenta para a avaliação em pacientes incapazes de realizar as manobras de força ventilatória máxima e até testes de função pulmonar. Peixoto (2019) diz que a aplicabilidade do ultrassom pulmonar se estende para identificar áreas com maior acúmulo de secreção e assim refletir em uma melhor assistência.



**Figura 19.** Equipamento de ultrassonografia com imagens diafragmáticas.

Fonte: Sarwal et al. (2013). <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23382111/?dopt=Abstract>

### 3.5.4 Eletromiografia de superfície

A Eletromiografia (EMG) registra os sinais bioelétricos que ocorrem nas membranas celulares das fibras musculares esqueléticas durante o repouso, um esforço mínimo ou um esforço contrátil máximo (BASMAJIAN et al., 1985). Ou seja, o registro eletromiográfico capta a atividade elétrica determinada pela despolarização, que se manifesta como potencial de ação da unidade motora.

O aparelho desenvolvido é o Eletromiógrafo da marca Miotool 400® (Miotec Equipamentos Biomédicos - Porto Alegre - Rio Grande do Sul - Brasil), equipado com o *software Miographic 2.0* (Miotec Equipamentos Biomédicos - Brasil). Para o registro, utiliza-se um sistema de captação do sinal biológico (placa de aquisição dos sinais, amplificador, sistema de canais, eletrodos de superfície Ag/AgCl autocolantes) e um *software* para processamento do sinal (DE LUCA, 1997) e, finalmente, tem a exibição em uma tela ou é digitalizado para facilitar análises adicionais.

Entre os métodos de registro da atividade motora, a EMG de superfície (EMGs) é uma técnica não invasiva, utilizada nas pesquisas e identificação de alterações musculares (BAZZICHI et al., 2009), além de não depender da colaboração do paciente (ALDRICH



et al., 2002). Existe ainda alguns cuidados necessários durante a captação, que diz respeito a assepsia cutânea com álcool etílico 70% e uso de algodão hidrófilo, a fim de garantir a impedância natural da pele e minimizar ou impedir a ocorrência de *crosstalk*, para obtenção de uma melhor qualidade na aquisição do sinal.

Entre os músculos que podem ser avaliados com eletrodos de superfície, está o diafragma, intercostal, escaleno, abdominal e acessório. As vantagens dos eletrodos de superfície são sua natureza não invasiva e sua capacidade de revelar um grande número de unidades motoras. O mesmo autor ressalta que são potencialmente mais úteis do que eletrodos intramusculares para quantificar a atividade muscular respiratória global (ALDRICH et al., 2002).

Ainda é necessário consenso quanto ao posicionamento dos eletrodos, considerando a preocupação da distância entre eletrodos e movimentos corporais concomitantes e outros vieses, como tecido adiposo e possíveis deformidades torácicas (ALDRICH et al., 2002). Porém, pesquisas mais recentes como Welch et al. (2017) e Archiza (2018) já reproduzem o mesmo posicionamento para o diafragma entre o sexto e oitavo espaços intercostais ao longo da linha axilar anterior esquerda e direita. Ademais, segundo recomendações do *Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles* (SENIAM) os eletrodos devem ser ajustados de forma que a distância entre os centros dos eletrodos não exceda 20 mm.

Por fim, esses testes eletrofisiológicos têm como finalidade avaliar a integridade dos mecanismos neuromotores do sistema respiratório. A eletromiografia dos músculos respiratórios pode ser usada para avaliar o nível e padrão de sua ativação, a fim de detectar e diagnosticar distúrbios neuromusculares e, quando associado a testes de função mecânica, para avaliar a eficácia da função contrátil dos músculos. Além de diferenciar as formas de fadiga e avaliar aquelas de maior importância para os músculos respiratórios, como a fadiga aos estímulos de baixa frequência (20Hz) (ALDRICH et al., 2002).



**Figura 20.** Eletromiógrafo portátil Miotec®, modelo Miotool e Notebook com software *Miographic 2.0* e Eletrodo de superfície da marca Meditrace.  
Fonte: Barradas (2010) e [www.miotec.com](http://www.miotec.com).

## **4 METODOLOGIA**

### **4.1 DESENHO DE ESTUDO**

Trata-se de um estudo secundário, do tipo revisão integrativa da literatura, que constitui um método da Prática Baseada em Evidências, realizada no período de janeiro a abril de 2019, para identificação, caracterização, avaliação e comparação dos testes pulmonares e tecnologias aplicadas em saúde. E concomitante, abrange a construção de recomendações clínicas de avaliação pulmonar para pacientes não colaborativos com base no modelo *framework* proposto por Guyatt et al. (1986) e análises econômicas (custo-benefício).

### **4.2 DELINEAMENTO DO ESTUDO**

Para estes fins, as escolhas metodológicas e técnicas de pesquisas foram quanto aos objetivos (exploratória), abordagem (descritiva, com análise qualitativa) e procedimentos técnicos (bibliográfica). A metodologia foi aplicada seguindo três estágios, descritos a seguir.

#### **4.2.1 Primeiro estágio**

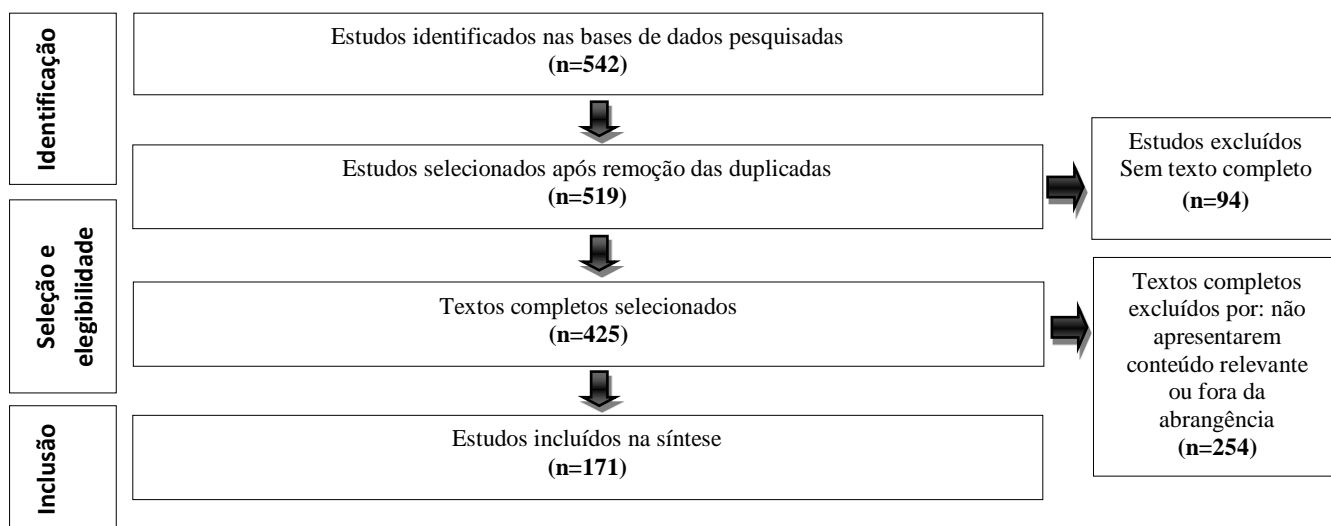
A revisão integrativa da literatura, as seguintes bases de dados foram elencadas para levantamento dos estudos: Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde/Portal de Biblioteca Virtual em Saúde (LILACS/BVS), Medical Literature Analysis and Retrieval System Online (MEDLINE/PubMed), Scientific Electronic Library Online (SciELO) e as plataformas da Elsevier (ScienceDirect e Scopus). Dessa forma, procurou-se ampliar o âmbito da pesquisa, minimizando possíveis vieses nessa etapa do processo de elaboração da revisão.

Para condução da revisão integrativa, formulou-se a seguinte questão de pesquisa com base na estratégia PICO (SANTOS; PIMENTA; NOBRE, 2007), utilizada para seleção de Paciente, Intervenção, Comparação e Outcomes/desfecho clínico: Em pacientes não colaborativos (P), qual o teste ou tecnologia em saúde (I) pode atender uma eficaz e segura avaliação pulmonar comparado ao padrão ouro (O) que favoreça sua recomendação na prática clínica?

Os seguintes descritores foram elencados de acordo com os Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) e Medical Subject Headings (MeSH): 1. *lung function OR respiratory function AND respiratory assessment OR respiratory evaluation AND children*; 2. [nome do teste] AND cerebral palsy OR congenital zika vírus syndrome OR muscular dystrophy OR spinal muscle atrophy; 3. [nome do teste] AND non collaborative children; 4. [nome do teste] AND children.

Um total de 542 estudos foi encontrado em geral, onde, após a leitura dos títulos e resumos, foram excluídos 372 trabalhos, restando 171 artigos para a discussão na revisão. Os critérios de inclusão definidos para seleção dos estudos foram: artigos em português e inglês, artigos com o texto completo, artigos publicados e indexados nas bases de dados selecionadas. Não foi estabelecido limite temporal para inclusão dos artigos. E os critérios de exclusão: artigos que a partir da leitura do resumo não apresentassem conteúdo relevante, artigos fora da área de abrangência do tema abordado e artigos sem texto completo.

**Fluxograma 1** - Identificação e seleção dos estudos da revisão integrativa.



Fonte: Elaborado pelo autor com base na NBR 14724 (2011) e modelo PRISMA (2009).

Após, seguiu-se a leitura e análise dos artigos encontrados e a escrita da revisão com interpretação dos resultados dos estudos. E, por conseguinte, a quantificação dos tipos de estudos e avaliação de seus delinemanetos com o instrumento *Agency for Healthcare and Research and Quality* (AHRQ). O AHRQ classifica em sete níveis de evidência: (I) revisão sistemática ou metanálise; (II) ensaios clínicos randomizados; (III)

ensaios clínicos sem randomização; (IV) estudos de coorte e de caso-controle; (V) revisão sistemática de estudos descritivos e qualitativos, (VI) único estudo descritivo ou qualitativo e (VII) opinião ou consenso de especialistas (FINEOUT-OVERHOLT et al., 2010).

#### **4.2.2 Segundo estágio**

Nesse momento, buscou-se estabelecer os principais parâmetros respiratórios e suas variações (cl clinicamente relevantes) para análise dos princípios de mensuração nos testes e tecnologias avaliadas e se os mesmos atendem a tais critérios, bem como determinar a tecnologia referência.

Dessa forma, foram elencados os seguintes parâmetros: frequência respiratória, volumes e capacidades pulmonares, relação VEF/CVF, fluxos aéreos (PFE), pressões estáticas máximas (inspiratória e expiratória), força muscular ventilatória (inspiratória e expiratória), resistência de vias aéreas, mobilidade torácica e resposta à broncodilatadores.

#### **4.3 Terceiro estágio**

Com a integração dos estágios anteriores, a proposta do presente trabalho foi desenvolver um *framework* em avaliação pulmonar para auxiliar na concepção, análise e compreensão dos principais testes e tecnologias. Para isso, foram seguidos os seguintes critérios: Capacidade tecnológica, Aplicabilidade, Precisão diagnóstica, Impacto nos profissionais de saúde, Impacto terapêutico e nos Resultados do paciente.

Para isso, também é relevante o conhecimento das etapas que a ATS contempla: 1) a identificação da eficácia, efetividade, segurança e custo das diversas tecnologias em saúde, comparadas aos respectivos tratamentos padrão para finalmente decidir sobre sua disponibilização ou não para a sociedade; 2) interpretação e síntese das principais evidências científicas; 3) formulação dos achados e recomendações; 4) disseminação da conclusão obtida; e finalmente, 5) monitorização do impacto das recomendações. Tais etapas são recomendadas pelo Centro Colaborador do SUS para Avaliação de Tecnologias e Excelência em Saúde (CCATES).

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após aplicar os critérios de inclusão e exclusão e todas as estratégias de busca, ao total foram selecionados nove testes e tecnologias para avaliação analítica. A seção de resultados será dividida conforme as fases metodológicas descritas anteriormente e utilizando subtítulos para uma melhor compressão e interpretação.

### 5.1 USO DOS TESTES PULMONARES

#### **Espirometria**

##### *Uso e aplicabilidade em pacientes não colaborativos*

Sabe-se que, na literatura, a **Espirometria** está consolidada como padrão-ouro para avaliação da função pulmonar (GRAHAM et al., 2019; SÁ FEITOSA et al., 2019; SAKARYA et al., 2016; KAMINSKY et al., 2012; MILLER et al. 2005). Doravante, é preciso dar continuidade aos debates de sua aplicabilidade para os grupos pediátricos, em virtude da não colaboração e/ou cooperação por parte dos mesmos, principalmente aqueles por causas neurológicas. Ju Lee et al. (2019) cita que crianças em idade pré-escolar não são cooperativas o suficiente para participar de testes como a espirometria e testes invasivos. NG et al. (2000) em sua pesquisa retrospectiva com 54 crianças que receberam o diagnóstico de displasia broncopulmonar, identificaram que apenas sete conseguiram realizar satisfatoriamente o teste espirométrico. Semelhantemente, Kishima et al. (2016) constatou que apenas seis crianças de sua amostra inicial (n=23), que recebiam terapia intratecal de baclofeno para espasticidade grave (tetraparesia espástica), foram incluídos no estudo por conseguirem executar o teste.

O Sistema de Classificação da Função Motora Grossa (GMFCS) (SILVA et al., 2010) pode ser um instrumento fundamental e norteador do grau de comprometimento. Sua aplicação nos estudos de avaliação pode ser interessante, a fim de compreender, por exemplo, como pequenas porcentagens de crianças com disfunções neurológicas ou respiratórias cooperaram no teste de espirometria, como visto nos estudos anteriores.

Amichai et al. (2019) ao buscar descrever o impacto da frequência respiratória sobre a frequência cardíaca em crianças com Paralisia Cerebral (PC), incluiu 20 crianças com GMFCS níveis I, II e III apenas, cujas medidas respiratórias foram mensuradas por meio da Espirometria. Em contrapartida, Kwon et al. (2013) conseguiu realizar tal teste em 28 crianças PC do tipo espástica (níveis GMFCS I-III), e concluíram que tanto a

avaliação clínica como a intervenção terapêutica da função respiratória devem ser cuidadosamente consideradas nestas crianças, em virtude da função respiratória se revelar significativamente mais fraca em crianças com PC do que nas típicas. Além disso, crianças diplégicas apresentaram função expiratória forçada significativamente menor do que aquelas com hemiplegia espástica.

Apesar dos critérios atendidos que a tornam um teste pulmonar convencional, pesquisas avançam em investigar a viabilidade de novos métodos para comparação com a Espirometria na população pediátrica. Em 2009, Bar-Yishay e colaboradores compararam com a Técnica de Oscilação Forçada (TOF) (método não invasivo) e revelaram que das 46 crianças pré-escolares atendidas: 40 conseguiram realizar a TOF e 29 conseguiram realizar a espirometria convencional, apenas uma das 32 crianças com idade igual ou superior a quatro anos (97%) conseguiu realizar ambos, nove de 14 crianças (64%) com idade igual ou inferior a quatro anos realizaram TOF, mas apenas três (21%) realizaram espirometria convencional. Ademais, a TOF demonstrou medir com confiabilidade a resposta à broncodilatador.

Segundo Won Song et al. (2008), semelhante a TOF, a Oscilometria de Impulso (IOS) vem demonstrando sucesso em crianças menores. Os autores avaliaram sua utilidade em comparação à espirometria convencional em crianças coreanas asmáticas com idade entre três e seis anos, antes e após a administração do broncodilatador. Em seus resultados, a espirometria não obteve achados estatisticamente significativos. Outro estudo comparativo foi o de Sakarya et al. (2016), com um delineamento transversal prospectivo para determinar a função pulmonar de crianças com Fibrose Cística (FC) através da técnica IOS, onde aquelas maiores de seis anos realizaram IOS e Espirometria, e as menores de seis anos foram avaliadas apenas com IOS. Por fim, confirmaram que a IOS, que exige cooperação mínima, pode ser útil para avaliar as funções pulmonares e detectar exacerbações agudas em pacientes com FC.

Por isso, vale a reflexão no que Beydon (2006) afirma que são necessários conhecimentos específicos em fisiopatologia pediátrica e recursos adaptativos para realizar o Teste de Função Pulmonar (TFP) com resultados confiáveis em crianças pequenas, principalmente na faixa etária entre dois a seis anos. Além de que, podem ser aprimorados mediante a experiência e motivação da equipe, principalmente no tocante as suas questões técnicas. Em sua revisão, a autora compara alguns testes como TOF, Técnica de Interrupção, Pletismografia e Espirometria quanto a aspectos pertinentes ao equipamento, coleta de dados, valores de referência e aplicações clínicas.

Em 2015 e 2017, o mesmo grupo de pesquisadores em doenças raras (KUBASH et al., 2015; DOHERTY et al., 2017), como a Síndrome de Morquio, relata a dificuldade na prática clínica em realizar testes de função pulmonar nesta população, devido à característica de displasia esquelética, o tamanho corporal reduzido, o estreitamento traqueal grave, problemas pulmonares restritivos e *pectus carinatum*, entre outras complicações; assim como a falta de cooperação de pacientes mais novos, sendo então a realização da espirometria convencional muito desafiadora.

Em muitos casos, relata Doherty e colaboradores, a espirometria convencional é muito difícil para o paciente concluir, decorrente de problemas de cooperação ou circunstância clínica. E por isso, ainda é um desafio não atendido. Em comparação à Espirometria, Kubash e colaboradores indicam que testes não invasivos, como Pletismografia de Indutância Respiratória, IOS e Pneumotacografia, são abordagens confiáveis para a avaliação da função pulmonar na síndrome de Morquio.

Em contrapartida, Phillips et al. (2001) consideram a precisão do método ao longo do tempo de acompanhamento dos pacientes com Distrofia Muscular de Duchenne (DMD). Todas as variáveis espirométricas foram reduzidas no início do estudo e foi observado um comprometimento restritivo que persistiu ao longo das medições subsequentes, sendo assim considerado um marcador prognóstico.

## **Manovacuometria**

### *Uso e aplicabilidade em pacientes não colaborativos*

Outro procedimento de rotina na mensuração da função pulmonar, são as **medidas de força muscular respiratória**, através da PImáx e a PEmáx (FAROUX et al., 2014; BESSA, LOPES, RUFINO, 2012; MATECKI et al., 2004). Kwon et al. (2013), citado anteriormente, também encontraram diferenças na função respiratória entre crianças com PC diplégica e hemiplégica espástica, em termos de expansão torácica, força muscular respiratória (PImáx, PEmáx), CVF e VEF1, achados que foram considerados valiosos para uso na avaliação clínica e tratamento de crianças com PC espástica.

Em 2014, outro estudo de Kwon e colaboradores, foram desenvolvidos para investigar a diferença na capacidade pulmonar e no fortalecimento muscular relacionado à respiração, dependendo do nível do GMFCS (I, II e III) em crianças com PC através de testes de força respiratória. O grupo GMFCS nível III, cuja função motora grossa é mais comprometida, mostrou pontuações significativamente mais baixas nos parâmetros PImáx e PEmáx. Então, compreende-se que são níveis motores mais comprometidos para

realização de manobras voluntárias. Tendo em vista, o nível V, por exemplo, que apresenta severa restrição de movimento (CHAGAS et al., 2008).

Todavia, a preferência nos estudos para pacientes não colaborativos diz respeito às manobras involuntárias. Guimarães et al. (2007) comparou dois métodos em pacientes não cooperativos: o método de oclusão simples e o da válvula unidirecional. E encontraram valores maiores de  $P_{iM\acute{a}x}$  aos 40 segundos no método da válvula unidirecional quando comparado a oclusão simples no mesmo tempo avaliado. Com este semelhante método, Passarelli et al. (2011) avaliou pacientes neurológicos em ventilação mecânica e durante todo o período de desmame, a  $P_{iM\acute{a}x}$  foi mensurada uma vez ao dia, com auxílio de manovacuômetro e válvula unidirecional acoplada. Esta técnica foi validada por Truwit & Marini (1992), mas os últimos estudos estão determinando novos tempos de avaliação para investigar diferenças significativas.

Em outros campos de diagnóstico, como nas doenças neuromusculares, autores demonstram as perspectivas em melhorar a avaliação do desempenho muscular respiratório para maior compreensão da sua fisiopatologia respiratória, melhorias no atendimento ao paciente, orientação para pesquisas e terapias inovadoras e identificação e validação de parâmetros respiratórios (FAROUX et al., 2018; FAROUX et al., 2014). Foi encontrado apenas o estudo de Zhang et al. (2016) que revelaram a manobra Sniff como medida útil para avaliar a disfunção respiratória durante o estágio inicial da doença em crianças chinesas com distrofia do tipo Duchenne.

Com relação aos parâmetros, a revisão de Schoser et al. (2017) suporta o uso da  $P_{iM\acute{a}x}$  com fins diagnósticos de disfunção muscular respiratória e sua utilidade como parâmetro em futuros ensaios clínicos que monitorem a eficácia da terapêutica em doenças neuromusculares. E assim, clínicos e pesquisadores obterão uma compreensão abrangente do papel de tal medida na prática clínica.

Crianças com escoliose secundária (44%) não conseguiram realizar adequadamente os testes de função pulmonar e aqueles que tentaram o teste, 30% não conseguiram produzir resultados significativos, segundo o estudo retrospectivo de Burjek et al. (2019), incluindo avaliação espirométrica e pressões estáticas máximas.

São vários cenários de doenças que limitam a realização de tais testes. Vale salientar que, em crianças com SCZ não foi encontrado pesquisas, tanto nas buscas com o termo manovacuetria como espirometria. Os resultados de Dimitriou et al. (2000) sugerem que a força muscular respiratória é influenciada pela maturação no nascimento. Então, apoia-se o fato de que crianças com distúrbios neurológicos ficarão mais propensas



a terem déficits da força muscular respiratória por apresentarem sérios prejuízos no desenvolvimento maturacional do Sistema Nervoso.

#### *Capacidade discriminativa*

Cox et al. (2012) relata que existem poucos dados sobre o intervalo de referência apropriado, taxas de sucesso ou repetibilidade de P<sub>Imáx</sub> e P<sub>Emáx</sub> em crianças ou sobre fatores metodológicos que afetam os resultados dos testes. E concluem que são necessárias equações de referência multiétnicas para pressões respiratórias máximas. Delgado et al. (2015) concordam e afirmam que os valores de referência publicados demonstraram uma grande diversidade entre as faixas etárias estudadas, e as equações publicadas não foram bem-sucedidas na previsão das pressões respiratórias máximas. Assim, a avaliação da força muscular respiratória das crianças deve considerar a minimização das diferenças étnicas e metodológicas. Matecki et al. (2004) diz que, fatores metodológicos como cooperação, treinamento da criança, tipo de dispositivo e protocolo utilizado influenciarão os resultados das pressões estáticas máximas. Então, a preocupação com os resultados na população pediátrica no geral permanece em constância.

#### *Impactos*

A força muscular respiratória foi avaliada em crianças e adolescentes asmáticas (quatro a 16 anos) antes e após o tratamento com ventilação não invasiva e fisioterapia respiratória em um ensaio clínico randomizado de David et al., 2018, nas medidas ocorreu um aumento na P<sub>Imáx</sub> nos três grupos e na P<sub>Emáx</sub> apenas no grupo controle (treinamento muscular respiratório). Na análise intergrupos, a P<sub>Imáx</sub> e P<sub>Emáx</sub> foram significativamente maiores no grupo controle em comparação com os outros dois grupos (CPAP e BIPAP) durante a avaliação pós-intervenção. Achados que resultaram em um melhor controle clínico da asma.

Outro estudo intervencionista utilizou Manovacuometria e Espirometria em crianças (6 a 13 anos) submetidas à adenotonsilectomia, as quais foram avaliadas antes e após o procedimento cirúrgico. Ambos os testes foram úteis para identificar a melhoria nos parâmetros avaliados (PIRES et al., 2010). No contexto destes estudos, foram incluídos apenas pacientes colaborativos.

Nesse momento, ampliando o interesse em conhecer especificamente testes não volitivos, seguimos nossa revisão apresentando novos métodos que estão em investigação.

### **Pletismografia Optoeletrônica (POE)**

#### *Uso e Aplicabilidade em pacientes não colaborativos*

Layton et al. (2011) já consideravam a **Pletismografia Optoeletrônica (POE)** como uma metodologia promissora, com a ideia de que no futuro pode vir a ter ampla aplicabilidade a populações como, crianças muito pequenas, pacientes com doença neuromuscular e aqueles que não podem ser testados com a espirometria clássica. Ademais, enfatiza a importância de novos avanços no processamento e imagem de computadores para o desenvolvimento de técnicas inovadoras na avaliação da função pulmonar.

Os movimentos da parede torácica são investigados como possíveis indicadores de comprometimento respiratório. Lomauro et al. (2010) avaliaram 66 crianças com DMD e controle saudáveis pareados com a idade, quanto as medidas de variação do padrão respiratório e volume da parede torácica durante respiração espontânea, tanto na postura sentada como supina, por meio da POE. Na postura sentada, não houve diferenças significativas. E na postura supina, volume compartimental abdominal diminuiu progressivamente com a idade e foi menor naqueles com hipoxemia noturna, sendo considerada a movimentação da parede torácica um importante indicador do comprometimento muscular progressivo da doença e do diagnóstico precoce de hipoxemia noturna.

Em pacientes com Atrofia Muscular Espinhal (AME) tipo II e tipo III (subclassificado em IIIA e IIIB), Lomauro et al. (2014) aponta para a viabilidade da subclassificação do tipo III também para a função respiratória e através da avaliação pletismográfica optoeletrônica, onde seus resultados sugerem que na AME tipo IIIA os músculos intercostais estão enfraquecidos e o diafragma é preservado de maneira semelhante a AME tipo II, enquanto na tipo IIIB a ação de todos os músculos inspiratórios é mantida. Então, a função muscular respiratória também é dada atenção nesta técnica.

Em 2016, Lomauro e colaboradores, dando continuidade a abordagem nesta patologia, avaliaram o padrão ventilatório e toraco-abdominal em 32 crianças com AME tipo I (a forma mais grave), 51 tipo II (moderada), 8 tipo III (leve) e 20 saudáveis, usando a POE. Os autores consideram que a avaliação quantitativa representa um índice não

invasivo e não volitivo que pode ser obtido em todas as crianças, mesmo que não seja colaborativo, e fornece informações úteis sobre a ação dos músculos da caixa torácica, pela identificação de características distintas entre o tipo I e o tipo II, que são conhecidos por serem afetados pela doença. Ademais, pelas correlações entre as escalas de função motora e parâmetros respiratórios, indicam ambos os sistemas comprometidos linearmente.

No mesmo estudo, é apresentado que a discrepância entre a POE e Espirometria (padrão-ouro) foi sempre <4%. Os valores do coeficiente de correlação intraclasse da POE mostraram-se superiores a 0,75, enquanto o coeficiente de variação menor de 10%. Esses parâmetros indicam que a POE apresenta confiabilidade intra e interavaliadores adequada (VIEIRA et al., 2013).

Lomauro et al. (2018) também utilizou a POE em um ensaio clínico para estudar a geometria torácica, o padrão ventilatório e toraco-abdominal em repouso em decúbito dorsal em crianças menores de 10 anos, com o diagnóstico de osteogênese imperfeita grave, cuja principal causa de morte é a insuficiência respiratória resultante do comprometimento da função torácica, agravada pela deformidade da caixa torácica e escoliose. Os resultados chamaram a atenção para o fato de que o padrão respiratório nessas crianças se altera desde a primeira infância e deve ser monitorado para reduzir o índice de morte precoce.

Outra pesquisa de Lomauro et al. (2018), teve como pergunta se pontos de tempo específicos podem ser identificados durante a evolução natural da disfunção respiratória da infância à vida adulta em pacientes com DDM. Realizaram uma pesquisa retrospectiva e longitudinal com 115 pacientes, buscando curvas de evolução dos principais testes e parâmetros: espirometria, volumes pulmonares, respiração espontânea e padrão toraco-abdominal medido pela Pletismografia Optoeletrônica. Espirometria, volumes pulmonares, padrão respiratório e contribuições toraco-abdominais mostraram diferentes curvas de evolução ao longo do tempo. E, portanto, os autores sugerem que desenvolvimentos tecnológicos devem ser abordados, a fim de fornecer medições simples e precisas. Para eles, esta técnica de cinemática abdominal poderia estar disponível em todos os centros clínicos.

Seguindo o raciocínio dos estudos anteriores, Reiterer et al. (2015) também afirma que uma avaliação não invasiva e completa do estado respiratório no leito é especialmente útil em neonatos críticos para avaliar a gravidade e resolução da doença, resposta a

intervenções farmacológicas, bem como para orientar o suporte ventilatório. Tecnologias alternativas permitem não apenas avaliações globais, mas também regionais e dinâmicas da ventilação pulmonar.

Mais recentemente, Sá Feitosa et al. (2019), avaliou 40 crianças asmáticas por meio da POE medindo as variações do volume expiratório final (VEF) da parede torácica e comparou com a medida padrão-ouro (Espirometria), chegando a conclusão que a POE pode ser usada com precisão para substituir a espirometria em crianças asmáticas incapazes de executar adequadamente as manobras necessárias. A sensibilidade encontrada foi de 93,75% (0,69-0,99), para uma especificidade de 83,33% (0,63-0,95).

#### *Capacidade discriminativa*

Mais recentemente, Massaroni (2017) também constatou que este método é preciso e validado para medir volumes pulmonares e movimentos da parede torácica. Assim, atua na avaliação tanto de pessoas saudáveis, quanto em doentes com Doença Pulmonar Obstrutiva Crônica (DPOC) e, diversas outras condições de saúde, como também em pacientes com distúrbios neurológicos, por não ser necessária a colaboração do indivíduo durante o exame. Em crianças, a POE demonstrou ser uma ferramenta para avaliar a gravidade da doença e a resposta a intervenções farmacológicas. Uma aplicação generalizada está relacionada à adaptação da reabilitação pulmonar pós-operatória, bem como no monitoramento de aumentos de volume e contribuições musculares durante o exercício.

#### **Oscilometria de Impulso (IOS)**

A **Oscilometria de Impulso (IOS)**, segundo Assumpção et al. (2014), é um sistema mais utilizado em situações da vida diária, pois sua interpretação se dá pela respiração corrente, ao invés de manobras expiratórias forçadas.

Ao contrário das técnicas convencionais, como a Espirometria, trata-se de uma técnica que não utiliza os músculos respiratórios como fonte de força e sim um gerador externo de impulsos (alto-falante) (CARDOSO, 1998; MOREIRA, 2005).

Como já apresentado no início desta revisão, a maioria dos estudos envolvendo a IOS na prática clínica, comparam com outros testes de avaliação pulmonar, principalmente com parâmetros espirométricos, pletismográficos e técnica do interruptor. Para Assumpção et al. (2014), as medidas obtidas pelo IOS vêm ganhando visibilidade

para diferenciar efeitos terapêuticos, como estudos intervencionistas de respostas a broncodilatadores, sendo mais um instrumento além da espirometria.

Porém, segundo Peirano (2010), a compreensão e a utilização de medidas do parâmetro de resistência respiratória são ainda pouco frequentes e carentes de evidências. Sua correlação com outros instrumentos de avaliação, principalmente o padrão-ouro, merece ser investigada para maiores esclarecimentos de sua indicação.

#### *Uso e aplicabilidade em pacientes não colaborativos*

Em 2003, Vink e colaboradores, já retratavam os questionamentos da atualidade. Segundo estes, em crianças pequenas ou indivíduos com paralisia cerebral ou retardo mental grave, é difícil realizar manobras expiratórias forçadas para medir o volume do fluxo expiratório. Em concordância com os fatos, está também Won Song et al. (2008), que nesses casos, levantam a possibilidade de se avaliar a doença pulmonar obstrutiva pela medida da resistência das vias aéreas em vez do volume do fluxo expiratório.

O estudo de Won Song et al. (2008) foi voltado para descobrir se existe correlação dos parâmetros da IOS com os valores da espirometria e as medições da taxa de pico de fluxo expiratório (PFE) com fins de melhorar a coerência aos registros de IOS na exploração da função pulmonar. Foram avaliadas 48 crianças com asma e 66 indivíduos controle, com idades entre sete e 15 anos. Os parâmetros IOS apresentaram correlação significativa com VEF (1), CVF e PEF, tanto em indivíduos asmáticos quanto em controles, principalmente em crianças atípicas. Então, sugerem o uso adequado da IOS para função pulmonar quando testes padrão não podem ser realizados. Assim como Larsen et al. (2009) em seu estudo a longo prazo, sugere que esse teste pode detectar alterações na mecânica das vias aéreas não refletidas pela espirometria. Galant et al. (2010) também sugere que a IOS pode mesmo ser um teste mais útil que a espirometria na avaliação de estudos de drogas a longo prazo.

Barks & Davenport (2012) avaliaram a influência de componentes de um dispositivo auxiliar (cadeira de rodas) sobre a função pulmonar de crianças com PC pelas medidas da resistência de vias aéreas por meio da IOS, e constataram que este método, independentemente do esforço do participante, mediu a resistência de vias aéreas e a ventilação minuto, que variaram de acordo com a condição do assento da cadeira de rodas.

Recentemente Galant et al. (2017) construiu com base na opinião de especialistas e revisão da literatura, uma justificativa clínica para inserção do método IOS no nível ambulatorial. Sua análise permite a conclusão de que a IOS pode agregar valor à avaliação

clínica e espirometria tradicional e, assim, melhorar o manejo da asma tanto em crianças como em adultos, além de ter o potencial de detectar disfunções precoces das vias aéreas periféricas, o que pode gerar melhores resultados. Especialmente, em crianças, a IOS foi mais útil do que a espirometria na identificação da asma, no seu controle ou nos quadros de exacerbação. E esta técnica ainda prevê em crianças pequenas o risco de perda da função pulmonar com a idade e o potencial de intervenção precoce para evitar sequelas adicionais.

Em contrapartida, a revisão de Oliveira Jorge et al., (2019) trata que a IOS apresenta limitações para avaliar crianças com déficit de atenção e, em alguns casos, sua difícil interpretação dos resultados do ponto de vista clínico por ainda não ser amplamente utilizada neste meio, ainda são necessários estudos adicionais para estabelecer uma faixa adequada de valores normais, principalmente em crianças menores de 6 anos.

#### *Capacidade discriminativa*

Vink e colaboradores (2003) avaliam a sensibilidade e especificidade dos parâmetros IOS para quantificar alterações na obstrução ao fluxo aéreo em comparação com as medidas VEF1 e pico de fluxo expiratório (PFE). As medidas de VEF (1), PFE, resistência (R) e reatância (X) nas frequências de 5-35 Hz foram realizadas em 19 crianças com asma antes, durante e após administração da substância broncodilatadora (metacolina). Todos os parâmetros mudaram significativamente durante os testes, os valores de Resistência medidos a frequência de 5 Hz mostraram-se superiores às medidas do PFE na detecção de uma queda de 15% no VEF1, confirmando que a IOS podem ser utilizada como avaliação da obstrução ao fluxo de aéreo.

Olaguibel et al. (2005) fazendo uma análise comparativa da resposta broncodilatadora medida por oscilometria de impulso, espirometria e pletismografia corporal em 33 crianças asmáticas entre três a seis anos de idade, relata que a IOS foi bem aceita por crianças asmáticas e forneceu índices reprodutíveis e sensíveis da função pulmonar. Os valores de resistência obtidos pela IOS em baixa frequência (R5rs) foram reprodutíveis e correlacionados com os valores espirométricos e pletismográficos.

Yueyue Li et al. (2015) estabelecem a sensibilidade e especificidade para Asma e DPOC quanto aos parâmetros da IOS, de modo que X5 (reatância respiratória) e Fres (frequência de ressonância) se correlacionam melhor com a DPOC (sensibilidade de 67% e 77% e especificidade de 68% e 65%, respectivamente, para o diagnóstico de DPOC),

enquanto R5 (resistência respiratória total) se correlaciona com a Asma (sensibilidade de 72% e especificidade de 61% para o diagnóstico de Asma).

### *Impactos*

Na literatura, existe uma prevalência de pesquisas em crianças asmáticas e com fibrose cística (HIRSH et al., 2011; LUM, 2006). Em termos de respostas terapêuticas a diferentes fármacos, Nieto et al. (2006) mediu o efeito do montelucaste oral na resistência das vias aéreas avaliada por oscilometria em crianças asmáticas. Houve melhora em todos os parâmetros da IOS, considerada mais sensível que o padrão-ouro, e assim, evidenciaram que tal medicação melhora as vias aéreas centrais e principalmente periféricas no primeiro mês de tratamento.

Schulze et al. (2016) em seu estudo prospectivo, também utilizou a IOS em crianças com asma, e chegou a conclusão que o método previu a probabilidade de exacerbações em crianças pequenas. A resistência das vias aéreas, medida pela IOS, foi superior aos testes de VEF1 e metacolina. O teste da função pulmonar por IOS antes e após o broncodilatador é útil para confirmar a hiperresponsividade das vias aéreas, uma característica essencial da asma (SIU et al., 2018; BAR-ALUMA et al., 2018; MONDAL et al., 2016; KIM et al., 2013; ORTIZ e MENENDEZ et al., 2002). Apenas em um estudo específico, a IOS foi complementar a espirometria (SHIN et al., 2012).

Oliveira Jorge et al. (2019), citado anteriormente, traz evidências científicas sobre a IOS na avaliação da função pulmonar em crianças com doenças respiratórias, especialmente asma. Os achados integrados sugerem a IOS como recurso diagnóstico, de associação significativa com o padrão-ouro, de utilidade para avaliação da resposta à broncodilatores e respostas terapêuticas a diferentes fármacos, com sensibilidade para o controle da doença.

As novas diretrizes para Asma, discutidas pelo grupo de Drake, Simpson e Fowler (2019), ressalta que ela é frequentemente diagnosticada de forma errônea e representa uma proporção significativa dos gastos com saúde. Em seus resultados, consideram a IOS dentre os novos testes de fisiopatologia das vias aéreas com potencial futuro no diagnóstico de asma. Outros estudos também compararam os parâmetros da IOS em diferentes patologias, como Asma e Bronquiolite Pós-infecciosa Obliterante (BPO), e acharam diferenças na reatância das vias aéreas, uma vez que a mesma foi maior nas crianças com BPO do que em asmáticas (EUN LEE et al., 2017). O que direciona para a

importância de que cada patologia terá suas características clínicas diferenciadas por métodos sensíveis.

Os resultados complexos dos testes de IOS podem ser difíceis de serem entendidos pelos profissionais devido à sua dependência de modelos mecânicos e elétricos do sistema pulmonar humano. Reconhecendo essa realidade, os sistemas de decisão auxiliados por computador podem ajudar a melhorar a utilidade do IOS, conforme é apresentado na revisão mais recente nesta temática, por Avila et al. (2020). Ainda são enfatizadas suas vantagens sobre a Espirometria, quando esta revela resultados normais ou quando não pode ser realizada, a IOS é capaz de identificar alterações imperceptíveis pela tecnologia padrão.

### **Técnica do interruptor (Rint)**

#### *Uso e aplicabilidade em pacientes pediátricos*

Pesquisadores comparam testes de função pulmonar em crianças asmáticas (KLUG & BISGAARD, 1995; KLUG & BISGAARD, 1996; KLUG & BISGAARD, 1998) nas faixas etárias 2-6 anos, 2-4 anos e 2-7 anos, respectivamente, com finalidade de discutir a utilidade clínica de técnicas e parâmetros como, Espirometria (VFE1), IOS (Xrs5 e Rrs5), Pletismografia corporal (sRaw), Oxigenação transcutânea (tcpO<sub>2</sub>), algumas citadas anteriormente. Entre elas, também foi avaliada a **Técnica do interruptor (Rint)** que será discutida logo a seguir.

Em 1995, os pesquisadores concluíram que IOS, Rint e PtcO<sub>2</sub> fornecem índices convenientes de alterações na função pulmonar e que seu uso combinado será útil para monitorar doenças das vias aéreas de crianças pequenas. A ordem de sensibilidade das técnicas para avaliar as alterações induzidas pela metacolina na função pulmonar era IOS > sRaw > PtcO<sub>2</sub> > VFE1 > Rint. No ano seguinte, o ranking de sensibilidade mudou para sRaw > IOS > Xrs5 > tcpO<sub>2</sub> > Rint > IOS > Rrs5. Ainda ressaltam suas vantagens: não-invasivas e não dependem da cooperação ativa ou sedação dos sujeitos, sendo alternativas bem adequadas à população pediátrica. Dois anos após, os achados sugerem que as técnicas permitem medir a função pulmonar em 80% das crianças pequenas. Porém, consideram que mais estudos são necessários para avaliar os valores de referência estabelecidos para fins clínicos e epidemiológicos.

Beydon et al. (2002) utilizaram a Rint em crianças pré-escolares com Fibrose Cística (FC) e controles. As crianças com FC apresentaram Rint (expiratória) significativamente maior, já o efeito do broncodilatador salbutamol não foi



significativamente diferente entre os grupos. Chegaram à conclusão que Rint (expiratória) e medidas funcionais de capacidade residual podem ajudar a acompanhar crianças pequenas com FC que são incapazes de realizar manobras expiratórias forçadas reprodutíveis.

Dessa vez, comparando três técnicas de avaliação da função pulmonar (teste padrão, Rint e Pletismografia por indutância), Black et al. (2004) também concluem que a Rint pode ter um papel relevante na avaliação da função basal das vias aéreas e da resposta terapêutica em crianças incapazes de realizar uma espirometria confiável e/ou quando o investigador deseja evitar a possível influência de manobras forçadas no tônus das vias aéreas. Um achado que chamou atenção foi a diminuição de Rint em 24,3% ( $p < 0,001$ ) após broncodilatador.

Para Reyna et al. (2013), a medição da resistência das vias aéreas usando métodos passivos é muito útil em indivíduos não colaborativos. O objetivo do seu estudo transversal foi avaliar a aplicabilidade da técnica Rint em indivíduos pediátricos entre dois e 18 anos de idade (saudáveis e com doenças obstrutivas), determinando sua reprodutibilidade, confiabilidade e precisão em relação a outras técnicas, como oscilometria e pletismografia. E Rint demonstrou correlação adequada com as demais técnicas, apresentou-se reprodutível (índice de correlação intraclassa de 0,9412 com  $p < 0,00001$ ) e útil (medidas válidas em 82,6% da amostra, sendo 47,6% menores de sete anos).

Porém, os autores também atentam que em doenças obstrutivas moderadas ou graves, a Rint pode subestimar a resistência das vias aéreas, visto que os valores de resistência foram superiores aos das técnicas comparadas e quanto maior o grau de obstrução das vias aéreas, pior a correlação com a pletismografia. Esses achados levantam possíveis obstáculos dependendo do quadro clínico, mas também demonstram a necessidade de aprimoramento da técnica.

É sabido que as exacerbações respiratórias são comuns em crianças com PC, o estudo de Vianello et al. (2015) teve como objetivo identificar as variáveis de função clínica e pulmonar que aumentariam o risco de exacerbação nesse tipo de paciente. Foram 31 crianças com PC quadriplégica divididas em dois grupos, submetidas a vários testes de função pulmonar, incluindo a Técnica do Interruptor para mensurar a resistência das vias aéreas, um achado relevante foi que todas as crianças foram capazes de realizar com sucesso a medição da resistência das vias aéreas, ainda que seu comprometimento

topográfico fosse o mais grave, demonstrando de fato a participação passiva requerida para esta técnica.

Com o mesmo foco investigativo, uma coorte retrospectiva e observacional realizada recentemente por Di Pede et al. (2020) verificou os efeitos positivos da aplicação regular de Pressão Expiratória Final Positiva (PEP) através de uma máscara facial sobre o estado clínico e a função respiratória em pacientes com PC grave, sobretudo no número de exacerbações respiratórias. Uma das medidas na avaliação respiratória dos pacientes PC grave com retardo mental (17 crianças GMFCS nível V e quatro crianças nível IV) foi à resistência das vias aéreas pela Técnica do interruptor. Apesar de não haver correlações significativas antes e após o tratamento, os autores relatam que, rotineiramente, incluem essa medida em crianças não cooperativas, ou seja, que não são capazes de realizar manobras voluntárias como a espirometria.

#### *Capacidade discriminativa*

Na interpretação de qualquer medição, sua repetibilidade deve ser conhecida (CHAN et al., 2003). Este estudo encontrou baixos índices de repetibilidade para Rint, o que não garante um intervalo de confiança. Já Seddon et al. (2007) afirma que esta é uma medida amplamente usada do calibre das vias aéreas, mas ainda há preocupações com a repetibilidade e a sensibilidade. Vários estudos aprofundaram o conhecimento de critérios como viabilidade, repetibilidade, variabilidade, sensibilidade, especificidade.

Pesquisas anteriores, como a de Oswald-Mammosser et al. (1997) e Oswald-Mammosser et al. (2000), reuniram achados importantes quanto a vários aspectos relacionados a Rint: 1) a subestimação da resistência das vias aéreas devido à complacência das vias aéreas superiores pode ser minimizada apoiando as bochechas; 2) a precisão da medida com uso de oclusão; 3) Rint expiratória foi superior a Rint inspiratória; 4) a reprodutibilidade a curto prazo foi satisfatória; 5) a subestimação de Rint aumenta proporcionalmente à gravidade da obstrução das vias aéreas. Em 2010, o mesmo grupo de pesquisadores confirma que Rint pode não conseguir detectar obstrução grave. Também obtiveram resultados semelhantes de subestimação, Schildge et al. (2001).

Em contrapartida, outros estudos mostram resultados favoráveis para Rint. Os resultados no estudo de Ponte et al. (1999) constataram que é viável a realização da técnica por crianças em idade pré-escolar no nível ambulatorial, assim como a reversibilidade ao broncodilatador foi demonstrada e a confiabilidade foi aceitável.

Medidas bem-sucedidas foram possíveis em 91% das crianças avaliadas no estudo de Arets et al. (2003), ao avaliar a aplicabilidade do dispositivo MicroRint® na prática diária, considerando então como uma técnica viável e repetível para medir a resistência das vias aéreas em crianças de todas as idades e de correlação significativa com outros parâmetros do calibre das vias aéreas. No ano seguinte, os autores publicam uma revisão que consideram Rint e IOS como técnicas alternativas.

Em um estudo comparativo entre a Espirometria e Rint, ambas tiveram boas taxas de viabilidade (92%) e a reprodutibilidade (91%), para que 84% da amostra de crianças pré-escolares em nível ambulatorial pudessem ser investigadas. E considera-se que Rint parece estar mais bem correlacionada com os parâmetros clínicos avaliados (sintomas noturnos, por exemplo) do que a curva fluxo-volume. Um dado interessante é que o teste da função pulmonar resultou em modificação do tratamento em 14% dos casos (SIRET et al.2002). O estudo de Tatar et al. (2010) mostra semelhantes valores de viabilidade (90%) da técnica de interrupção durante exacerbações da asma, bem como forte correlação com parâmetros clínicos que avaliam a gravidade.

A variabilidade entre observadores deve ser também investigada ao avaliar novos métodos para testar a função pulmonar. A variabilidade aleatória entre os observadores parece ser particularmente grande para Rint, segundo os achados de Klug, Nielsen e Bisgaard (2000). Já em 2003, a variabilidade a curto e longo prazo de Rint foi estável ao longo do tempo e, assim, demonstrou-se confiável para estudos clínicos e epidemiológicos (BEELEN et al., 2003).

Desse modo, entende-se que seja um fator para aprimoramento com treinamentos para a equipe ou grupo de pesquisadores envolvidos. Gangell et al. (2010) em sua revisão sobre testes para FC, descrevem que diferentes métodos de função pulmonar usados em pré-escolares tem maior viabilidade, embora maior variabilidade em relação à espirometria.

A precisão diagnóstica da técnica continua sendo discutida. Em 2014, o objetivo de Grzelewski et al. era estabelecer um valor diagnóstico de óxido nítrico exalado fracionado (FeNO), Rint e sRaw, além dos parâmetros espirométricos em escolares com asma. Para eles, Rint foi capaz de prever asma em maiores chances que Feno. Porém, com base na variável idade, Caudri et al. (2010) investigando se medidas de avaliação em crianças com sintomas sugestivos poderia prever asma, encontraram que Rint foi significativamente associado à sibilância somente até os seis anos.

Em 2019, Manti e colaboradores, determinaram comprometimento cardiovascular em crianças pequenas com doença respiratória obstrutiva, avaliadas pela Rint, visto que com o aumento da resistência das vias aéreas ocorreram precocemente prejuízos na função diastólica do ventrículo direito. E mais recentemente, Mauger-Hamel et al. (2020), observaram pouca concordância entre as medidas de referência Rint e sRaw quando usadas isoladamente para o diagnóstico de obstrução das vias aéreas.

### *Impactos*

Estudos também foram analisados quanto ao impacto terapêutico da técnica. Uma resposta significativa em um teste de broncodilatação é um dos principais critérios de diagnóstico da asma (KANNISTO et al., 2000) e importante parâmetro de apoio a tomada de decisão terapêutica e diagnóstica. Para Marchal et al. (2000), as técnicas de resistência de vias aéreas talvez sejam mais úteis para quantificar a reversibilidade da obstrução das vias aéreas e/ou hiperresponsividade brônquica. Mas, o que acontece, é que muita variabilidade é introduzida pelas vias aéreas superiores.

Mckenzie et al. (2000) investigaram o efeito terapêutico do salbutamol em 82 crianças com sibilância recorrente, 58 com tosse isolada e 48 controles. Para isso, medidas de Rint foram aplicadas antes e após a terapia, e sugerem que Rint é um instrumento útil para classificar crianças pré-escolares com sintomas respiratórios e monitorar o efeito de intervenções. Nielsen & Bisgaard (2000) em um ensaio clínico randomizado, controlado e duplo-cego, verificaram o efeito da budesonida na função pulmonar e responsividade brônquica em crianças com asma, sugerindo que os parâmetros medidos (entre eles Rint) melhoraram e devem ser aplicados nos estudos de manejo clínico de crianças pequenas.

Outros buscaram comparar a capacidade discriminativa de Rint com outros testes pulmonares, antes e após o uso do broncodilatador, em crianças asmáticas. Delacourt et al. (2001) afirma que em crianças asmáticas > três anos de idade, FOT foi mais confiável. Nielsen & Bisgaard (2001) identificaram que sRaw forneceu o melhor poder discriminativo da resposta ao broncodilatador (sensibilidade de 66% e especificidade de 81%), do que Rint (sensibilidade de 58% e especificidade de 70%). Beydon et al. (2003), encontraram que o efeito broncodilatador foi significativamente maior quando comparado ao grupo controle, por uma redução de 35% na resistência após a broncodilatação. Marchal et al. (2005) indica que Rint, FOT e Pletismografia corporal indicaram uma resposta significativa das vias aéreas aos broncodilatadores em crianças pré-escolares saudáveis e asmáticas. Porém, a limitação referida pra Rint é a sua

capacidade reduzida em produzir parâmetros únicos. Enquanto que, as outras duas fornecem informações adicionais para os mecanismos de obstrução das vias aéreas, desde que sigam o rigor metodológico.

Beydon et al. (2012) consideravam a utilidade e facilidade de aplicação da Rint em crianças incapazes de realizar uma espirometria confiável. Então, resolveram comparar Rint e Espirometria antes e após a administração de broncodilatador em 695 crianças asmáticas, Rint teve baixa sensibilidade para detectar obstrução e boa sensibilidade e especificidade para detectar reversibilidade. Anteriormente, as diretrizes de Kooi et al. (2006) também tiveram concordância com tais resultados. Porém, mais recentemente, Beydon et al. (2018) evidenciaram que a Rint foi capaz de medir resposta à broncodilatador, através da identificação de uma curva dose-resposta ao salbutamol em crianças pré-escolares sibilantes. Portanto, é interessante a realização de estudos sistemáticos associados aos resultados clínicos sobre a resposta broncodilatadora medida por Rint.

Uma revisão sistemática foi publicada em 2016 por Raywood e colaboradores para reunir evidências sobre a resposta broncodilatadora. A partir da análise dos 14 estudos incluídos, técnicas como resistência ao interruptor, oscilometria e pletismografia foram concluídas com mais consistência do que a espirometria (teste padrão). Porém, a heterogeneidade entre os estudos impediu a determinação da melhor técnica e, portanto, se faz necessário aprofundar pesquisas sobre técnicas alternativas.

Para grupo de recém-nascidos pré-termos e pré-escolares prematuros, a técnica Rint também já foi utilizada para verificar a eficácia terapêutica do albuterol (CARROLL et al., 2012), a concordância com Pletismografia de corpo inteiro (THOMAS et., 2006) e a viabilidade como medida de função pulmonar em ambulatório (KAIRAMKONDA et al., 2008). Os resultados nestes grupos têm pouca concordância, visto a pouca resposta terapêutica (26%), a fraca concordância com as medidas pletismográficas e em contrapartida, obteve medidas satisfatórias em 61% das crianças e com capacidade de identificação dos grupos obstrutivos graves, respectivamente.

## 5.2 USO DAS TECNOLOGIAS NA ÁREA DA SAÚDE

### **Kinnect**

#### *Uso e aplicabilidade*

Pesquisas estudaram a fundo a análise dos movimentos respiratórios, utilizando o sensor para obtenção de um traçado respiratório, na tentativa de determinar a frequência respiratória de indivíduos posicionados sobre algum anteparo em decúbito dorsal (ALNOWAMI et al., 2012; XIA & SIOCHI, 2012). Como resultado, foi possível se obter o traçado respiratório e boa correlação do sinal respiratório com alguns aparelhos ditos confiáveis para comparação (como a cinta pletismográfica e sensor de IV).

Outro estudo apresentou uma técnica para extração do traçado respiratório, assim como nos estudos anteriores. Porém, foi realizado através da média de profundidade do tórax em um voluntário na posição sentada. A partir disto, obtiveram dados relevantes da FR e devido ao maior avanço no processamento dos dados, evidenciou-se que durante a avaliação do indivíduo, se houver movimentação do mesmo, pode ocorrer falsas interpretações sobre os ciclos respiratórios no sinal de profundidade média, todavia este problema podendo ser facilmente solucionado (BURBA et al., 2012).

Xia e Siochi (2012) também confirmam a possibilidade de uso do Kinect, de forma inovadora e econômica, para rastrear movimentos respiratórios em tempo real, enfatizando que o traçado é semelhante aos sistemas de extensímetro utilizados na clínica. Um dos critérios de melhoria na tecnologia foi a ampliação da resolução para favorecer a visualização do movimento.

Revisões na área de fisioterapia também foram publicadas em 2014 por Hondori & Khademi, a fim de analisar o impacto técnico e clínico do Kinect. Os estudos integrados abrangem populações de pacientes com desordens neurológicas (como, paralisia cerebral, ataxia, distrofia muscular, leucodistrofia), porém na reabilitação motora. Demonstraram o crescente interesse de aplicação desta tecnologia, boa precisão e resultados confiáveis, a boa aceitação por pacientes e terapeutas. Assim como os estudos de Scano e colaboradores nos últimos cinco anos, na função motora de membro superior em pacientes acometidos por Acidente Vascular Encefálico (AVE), indicam coerência entre a avaliação clínica e instrumental (Kinect) (SCANO et al., 2015), vasta aplicabilidade em diversos ambientes (SCANO et al., 2019) e diferentes níveis de comprometimento neurológico (de leve a grave) (SCANO et al., 2018), além de avanços para construção de dados normativos para pacientes neurológicos (SCANO et al., 2017).

No estudo de Harte (2016) foi realizada uma análise estática, em um manequim de treinamento de ressuscitação cardiopulmonar; e uma análise dinâmica, em 22 voluntários com fibrose cística e saudáveis. Essas análises foram realizadas com o uso de quatro sensores *Kinect* em comparação com o *Scanner* a laser *Nikon Metrology MCA*

2400 M7, e com a realização de espirometria utilizando o *software CareFusion Spirometry PC* versão 1.07, respectivamente. Esse estudo teve como objetivo a medição do movimento regional da caixa torácica de indivíduos saudáveis e aqueles acometidos por doença respiratória, assim como por objetos estáticos, e mostrou que os sensores *Kinect* são capazes de avaliar com precisão o movimento da caixa torácica.

#### *Capacidade discriminativa*

A precisão e confiabilidade em relação a um sistema de captura de movimento padrão ouro (Vicon) também foram testadas (OTTE et al. 2016). Quanto à precisão dos movimentos como também à precisão e repetibilidade de parâmetros clínicos, entre eles a oscilação do tronco, velocidade de movimento e cadência em diferentes tarefas. Os resultados revelaram que a precisão dos movimentos de pontos de referência do Kinect V2 foi moderada a excelente e dependia da dimensão do movimento, localização do ponto de referência e tarefa executada. A relação sinal/ruído forneceu informações sobre a estabilidade de referência do Kinect V2 e indicou um comportamento de ruído maior nos pés e tornozelos. A maioria dos parâmetros clínicos apresentou concordância absoluta boa a excelente ( $CCI > 0,7$ ) e consistência ( $r > 0,7$ ) entre os dois sistemas. Os autores consideram que potencial clínico da ferramenta Kinect por ser de baixo custo, portátil e não exigir sensores conectados ao corpo.

### **Identificação por radiofrequência (RFID)**

#### *Uso e aplicabilidade*

Além de ser aplicada na área biomédica, detectando, monitorando e transmitindo sinais vitais, como frequência cardíaca e respiratória, temperatura corporal, pressão arterial, entre outros, possibilita o monitoramento de modo contínuo do paciente sem a necessidade de está conectado a um monitor ou fazer a observação direta pelos profissionais de saúde; ou ainda no gerenciamento de medicamentos (JEON et al., 2019; HAMM et al., 2018; VORA et al., 2015; STOLLER et al., 2013; OHASHI et al., 2008; HAABIJAM & PAILY, 2007). Esta variedade de aplicações no uso da RFID está relacionada ao fato de tal tecnologia oferecer várias vantagens, entre elas, o baixo custo financeiro e o baixo consumo de energia (AGEZO, 2016).

Em pacientes pediátricos, a RFID vem sendo utilizada em vários contextos terapêuticos, como na deficiência intelectual (JADÁN-GUERRERO et al., 2015) e visual (VERVER et al., 2019). Estudos mais recentes como de Acharya et al. (2019) evoluem

implementando o uso da técnica RFID associada a vestes corporais para identificação do estado respiratório do paciente, os autores indicam forte utilidade do processamento de medições passivas com as etiquetas RFID para o monitoramento da atividade respiratória de forma não invasiva e para detecção da apneia do sono.

Com ampla participação de profissionais, pacientes e cuidadores em uma enfermaria pediátrica, o estudo de Isella et al. (2011) mostrou a viabilidade de medidas precisas e reproduzíveis do padrão de contatos neste ambiente hospitalar. E ainda enfatizam que os resultados obtidos são particularmente úteis para investigação da disseminação de infecções respiratórias, monitoramento de padrões críticos e estabelecimento de estratégias preventivas em contextos específicos. Com objetivos semelhantes, porém no cenário escolar, Stehlé et al. (2011) também revela a importância dos padrões de contatos para transmissão de doenças, principalmente respiratórias, assim como medidas de controle em situações de epidemias e pandemias.

#### *Capacidade discriminativa*

Hung et al. (2013), avaliaram a precisão da tecnologia RFID em um ambiente de emergência pediátrica simulado para coletar informações de rastreamento de pacientes. De acordo com os achados, os sistemas baseados em RFID são precisos e confiáveis em registrar padrões de interação do paciente pediátrico.

Iadanza & Dori (2011) retrata que para cuidados intensivos pediátricos, os sistemas desenvolvidos podem ser diferentes de acordo com o tipo de paciente, idade, condições cognitivas e as condições do próprio ambiente hospitalar. Em concordância, o estudo de Jeon et al. (2019) demonstrou que é possível identificar corretamente e com precisão pacientes ambulatoriais e internados e também reduzir o custos desnecessários, com uso de um aplicativo móvel de reconhecimento facial. Inclusive o paciente em estado inconsciente.

#### *Impactos*

Havia muitos estudos que analisaram as percepções sobre a tecnologia RFID. Ohashi et al. (2010) perguntaram sobre as opiniões dos enfermeiros sobre a precisão da tecnologia no reconhecimento, operacionalidade, facilidade de uso da tela, prevenção de erros médicos, carga de trabalho, privacidade e eficiência do fluxo de trabalho. A avaliação constatou que, em geral, os enfermeiros estavam satisfeitos com a tecnologia RFID.



Perez et al. (2012) constataram que a equipe estava altamente satisfeita com a tecnologia RFID usada para rastreamento de pacientes e rastreabilidade de medicamentos. Em comparação com o estudo anterior, Perez et al. (2012) avaliaram não apenas enfermeiros, mas também revisaram a satisfação de outros afetados pela tecnologia, incluindo médicos, farmacêuticos e profissionais de TI.

Ku et al. (2011) geraram uma taxa de satisfação de 80% para os enfermeiros da sala de cirurgia (OR) após a implementação da tecnologia RFID para rastrear pacientes. Notavelmente, 82,6% da equipe de enfermagem da sala de cirurgia sentiu que o sistema melhorou a comunicação entre as equipes cirúrgicas e 91,3% concordaram que a tecnologia melhorou a identificação do paciente e promoveu a segurança.

O impacto em profissionais da saúde repercute nas possibilidades de identificação e monitoramento do paciente em tempo hábil. Stoller et al. (2013) desenvolveram o eTrak como sistema de rastreamento de ventiladores mecânicos por radiofrequência e houve uma diminuição do tempo necessário para os profissionais localizarem os ventiladores, considerando a mediana de 18 min (intervalo 1-45 min) para 3 min (intervalo 1-6 min) ( $P < 0,001$ ) após a implementação com a tecnologia RFID.

Estudos posteriores, como o de Lai et al. (2015), esclarecem que utilizam protocolos RFID diferentes, alta frequência foi usada para identificar indivíduos e a microondas foi usada para monitorar informações fisiológicas, incluindo saturação de oxihemoglobina ( $SpO_2$ ) por oximetria de pulso, pressão arterial, glicose, leituras de eletrocardiograma (ECG), temperatura corporal e frequência respiratória.

Para Vora et al. (2017), RFID pode contribuir para reduzir taxas como a mortalidade infantil, por permitir o monitoramento contínuo de fatores de riscos potencialmente fatais, condições como apneia e bradicardia.

O relatório publicado por Yutaka et al. (2017) com resultados pré-clínicos mostra que o uso da tecnologia RFID pode ser promissora, com o objetivo de facilitar a identificação precisa de lesões pulmonares em cirurgia toracoscópica, foi empregado uma etiqueta de identificação por micro-radiofrequência, que permitiu com precisão a localização das lesões e conseqüentemente aumentou a efetividade do tipo de cirurgia.

Paaske et al. (2017) fornecem recomendações para superar barreiras na implementação da tecnologia RFID na área de saúde. Barreiras comuns incluíam desafios econômicos, técnicos, organizacionais, de privacidade e segurança. As estratégias sugeridas para superar são as seguintes: análise financeira dos benefícios e riscos, testes extensivos da tecnologia antes da implementação, educação da equipe sobre a pré-

implementação da tecnologia e o reconhecimento da necessidade de medidas de segurança apropriadas para garantir a privacidade do paciente. Anteriormente, Yao et al. (2010) também já levantava benefícios e barreiras da tecnologia na área da saúde.

Revisões de literatura também foram encontradas sobre o uso na área de saúde (HADDARA et al., 2018; MEHDI et al., 2017; YAYLA et al. 2015; COUSTASSE et al., 2015; AJAMI et al., 2013; ORANJE-NASSAU et al., 2012; VILAMOSKA, et al. 2009). A mais recente, em 2018, Haddara e colaboradores relatam que a taxa de adoção de RFID na área da saúde é extremamente baixa, contradizendo as primeiras previsões no início dos anos 2000, e o futuro do RFID ainda permanece incerto. Isso se deve principalmente a vários desafios e barreiras, como altos custos de adoção, falta de padrões do setor, falta de protocolos de privacidade e segurança e conscientização de sua importância para o setor de saúde. Ainda sugere que para maiores taxas de adoção na área da saúde, são necessárias medidas e regulamentações satisfatórias de segurança e privacidade, integrações mais alinhadas com os demais sistemas de informações, suporte institucional, maior conscientização entre gestores e desenvolvimento de sistemas RFID mais personalizados para hospitais.

Ainda nesse estudo, entre os desafios, são citados os desafios tecnológicos, uma vez que existem algumas limitações tecnológicas de RFID que desafiam a adoção, especialmente em cuidados em saúde. Segundo os autores, as transmissões sem fio RFID podem causar interferência eletromagnética (EMI) em dispositivos e equipamentos biomédicos, conseqüentemente podem representar uma ameaça a segurança do paciente. Outro desafio tecnológico está relacionado à precisão e confiabilidade dos sistemas RFID. Nem sempre podem responder como o esperado e a precisão depende de fatores como: posicionamento da etiqueta, distância da leitura, objeto marcado e ângulo de rotação, além da presença de itens contendo líquidos, objetos metálicos e interferências magnéticas locais.

Mehdi et al. (2017) revela que apesar da crescente implementação de RFID, poucos estudos empíricos foram realizados para avaliar o potencial dessa tecnologia no setor de assistência médica. E seu estudo teve como objetivo direcionar novas pesquisas para fornecer uma discussão das tendências atuais e orientações futuras nesse domínio, em concordância com os benefícios e barreiras levantados por Haddara et al. (2018). Foi levantado que um dos principais desafios do setor de saúde é a dificuldade de medir os custos exatos de prestação de cuidados de saúde a cada paciente, o que permitiria uma

comparação dos custos com os resultados, mas que RFID provavelmente seria um importante recurso na resolução deste problema.

Finalmente, considerando todas as aplicações de RFID aqui discutidas, é aceitável a ampla funcionalidade de RFID na área da saúde e a necessidade de futuras pesquisas sobre novas medidas nos pacientes, como o conjunto de parâmetros respiratórios aqui elencados, associados ou não as demais tecnologias promissoras. E assim obter-se-á informações detalhadas sobre os benefícios e conseqüentemente impacto na qualidade e continuidade do atendimento, na eficácia e eficiência na prestação de cuidados.

### **Ultrassonografia diafragmática (USD)**

#### *Uso e aplicabilidade*

A USD já foi aplicada para avaliar a mobilidade do diafragma em pacientes com PC. Entre diplegicos espásticos, níveis GMFCS I-III, foi visto que movimento descendente do diafragma ( $p= 0,0001$ ) era inicialmente indetectável, mas aumentaram notavelmente após a intervenção com base na estabilização neuromuscular dinâmica (SOO SON et al. 2017). Outro estudo mais recente (BENNETT et al. 2019), comparou a mobilidade diafragmática e função respiratória em crianças com PC espástica (níveis GMFCS I-IV) e controles saudáveis. Foram encontrados comprometimentos significativos da função diafragmática e respiratória na PC em relação ao controle, através de testes como a USD, Espirometria e medidas das pressões inspiratórias e expiratórias máximas.

Young Ha et al. (2018) também utilizou a USD para medir as áreas do diafragma (durante a inspiração e a expiração), antes e após as intervenções com o Método Votja e Fisioterapia convencional, em crianças com PC espástica, nível GMFCS I a III. Diante dos seus resultados, foi encontrada uma diferença significativa no movimento do diafragma durante a inspiração entre os grupos. E, portanto, testou o efeito positivo da intervenção Votja sobre a mobilidade diafragmática.

Haen Yeon et al. (2018) correlacionaram o movimento do diafragma, funções e pressões respiratórias, de acordo com os níveis GMFCS nas crianças com PC (I, II e III). A amostra de 43 crianças entre cinco a 13 anos foi avaliada usando USD e Espirometria e não foi encontrada correlação entre as dimensões em todos os grupos. Os autores sugerem que apesar de USD ser considerada uma ferramenta auxiliar na previsão das capacidades respiratórias de crianças com PC, não pode ser usada como equipamento de

medição independente. Ainda para as medidas espirométricas, todas as crianças foram previamente instruídas em momentos educativos.

A avaliação ultrassonográfica do diafragma tornou-se uma ferramenta valiosa no tratamento de pacientes em unidades de terapia intensiva. É considerada uma técnica não invasiva, de baixo custo e rápida execução. Ademais, parece prever com boa precisão a falha na extubação. Porém, algumas limitações derivam da dificuldade em determinar a espessura do diafragma entre a inspiração e expiração final, em particular em pacientes que não colaboram (ZANFORLIM et al., 2014).

Fantini et al. (2016) avaliaram a correlação entre a espessura diafragmática medida por ultrassom e o comprometimento da função pulmonar em pacientes com ELA. Os resultados revelaram correlação significativa da medida de USD com as alterações respiratórias globais nestes pacientes.

A USD também foi aplicada em bebês prematuros com disfunção diafragmática, para comparar o efeito de dois tipos de suporte ventilatório não invasivo sobre as dimensões diafragmáticas. Tais efeitos foram comparáveis na espessura e excursão do diafragma durante curtos períodos de suporte ventilatório (EL-MOGY et al., 2016).

Em pacientes com DMD, a função diafragmática também foi avaliada de modo não invasivo, por meio da ultrassonografia, sob a hipótese de que a diminuição progressiva da função pulmonar está relacionada a alterações na espessura diafragmática. E os resultados consideraram que a USD poderia ser usada como método não invasivo para avaliar a fraqueza diafragmática progressiva, visto que os valores absolutos da espessura diafragmática foram significativamente menores do que nos controles na maioria das manobras e a mesma diminuiu significativamente com a idade na expiração final (LAVIOLA et al., 2018). Em concordância ao fato de que a USD pode ser uma medida de resultado não invasiva para DMD, temos o estudo de Fayssoil et al. (2019), cujos achados descreveram a gravidade da disfunção do diafragma em pacientes com DMD ao longo do tempo, os quais 94% dos pacientes eram usuários permanentes de cadeiras de rodas.

O estudo prospectivo de Maffey et al. (2019) também demonstrou a recuperação do movimento diafragmático em pacientes pediátricos com infecção do espaço pleural. As avaliações aconteceram em vários momentos do seguimento, na alta 63% apresentaram comprometimento do movimento diafragmático e no controle de acompanhamento após 90 dias, todos tinham normalizado o movimento diafragmático, avaliado pela USD em todos os registros.

## **Eletromiografia de superfície (EMGs)**

### *Uso e aplicabilidade*

A respiração requer controle preciso dos músculos respiratórios para garantir ventilação adequada. Por isso, é relevante estudos de avaliação pulmonar que englobam técnicas direcionadas para identificar a atividade dos neurônios motores respiratórios, e assim, os padrões de atividade durante um comportamento ou após lesão ou doença.

Clair-Auger et al. (2015) desenvolveram um protocolo pediátrico para aquisição simultânea de medidas respiratórias, incluindo a cinemática da parede torácica (Plestismografia por Indutância) e eletromiografia de superfície (músculos intercostais, reto abdominal, oblíquo externo, latíssimo do dorso e eretor da espinha). Os resultados demonstram que a EMG permitiu uma detecção confiável do início, deslocamento e amplitude da ativação muscular em relação à capacidade vital e porcentagem de contração voluntária máxima nas crianças. Ambas as medidas foram sensíveis às tarefas executadas, idade e distúrbio neurológico. E finalmente, consideram que a combinação de testes de função pulmonar com a EMG de superfície pode ser usada para avaliar o impacto terapêutico na área de reabilitação em crianças com LM.

MacBean et al. (2016) trazem que a eletromiografia de superfície medida no músculo intercostal paraesternal (EMGpara) representa uma nova ferramenta quantitativa para avaliar o trabalho respiratório quando as técnicas volitivas não são possíveis. Seus achados confirmam que seja um método com potencial para avaliar o estado respiratório em pacientes convencionalmente difíceis de avaliar, uma vez que no grupo de crianças graves o sinal EMG foi maior sugerindo uma carga respiratória aumentada e, por conseguinte vir a ser um marcador da gravidade da doença.

Foi um estudo amplo, buscaram examinar a viabilidade e influência de medir o EMGpara em uma variedade de populações pediátricas (saudáveis e doentes), sem qualquer exigência de sedação, assim como comparar entre os grupos e examinar a resposta EMGpara a aumentos e diminuições do trabalho respiratório.

Os autores atentam também que para doenças neuromusculares, é improvável a magnitude de o sinal EMG refletir a extensão do comprometimento respiratória, por isso deve-se ter cautela ao utilizar tal medida nestes pacientes. Ainda assim novos estudos nestas populações são sugeridos.

Em contrapartida, Boe et al. (2008) consideram que na doença neuromuscular, a aplicabilidade do método é indicada para mensurar a força muscular. E Gonzalez et al. (2006) analisaram a eficácia da utilização de técnicas de avaliação da força muscular de

forma manual e EMGs em pacientes com distrofias musculares, bem como compararam os valores de função respiratória e EMG com índices de normalidade. Os resultados demonstraram a subjetividade dos testes manuais e EMG revela-se como um exame confiável na identificação da evolução de degeneração destes pacientes.

Na hipótese de que os déficits no desempenho funcional respiratório em crianças com Lesão Medular (LM) são devidos aos padrões de ativação muscular respiratória anormais e dependentes da idade, Singh et al. (2018) compararam dois grupos de crianças (controle *versus* LM) quanto as medidas de função pulmonar por Espirometria e transdutor de pressão e atividade eletromiográfica dos músculos respiratórios concomitante às medidas de pressão estática máxima. Durante a pressão expiratória máxima, crianças com LM produziram uma ativação significativamente reduzida ( $p < 0,01$ ) dos músculos respiratórios abaixo do nível neurológico da lesão (músculos retos abdominais e oblíquos externos) e aumentaram significativamente ( $p < 0,05$ ) atividade de musculatura compensatória acima do nível da lesão.

Os autores citam o fato que as avaliações padrões de função pulmonar não fornecem informações sobre o controle neural subjacente aos músculos respiratórios. Ademais, existe uma profunda falta de conhecimento sobre desenvolvimento do controle motor respiratório em crianças típicas, o que cria uma barreira ao tratamento de disfunções respiratórias naquelas com distúrbios neurológicos.

#### *Capacidade discriminativa*

Entre as desvantagens da EMGs, sabemos que é possível a interferência da atividade de outros grupos musculares (denominado efeito *cross-talk*). Outra barreira seria elencar o tipo de normatização para a análise do sinal, que pode ser interpretado o valor bruto através de seus componentes de amplitude e duração ou a partir valor médio quadrático (RMS), do inglês *Root Mean Square* (CARUSO et al., 2015). Muitos estudos utilizam esta última análise, ainda Marateb et al. (2011) consideram que a decomposição dos sinais de EMG são preditivos de detecção de níveis baixos de força.

Métodos de quantificação foram validados por Chu Chuang et al. (2017) para registros durante o sono em crianças com roncos. Os coeficientes de correlação determinaram a EMGs do diafragma como método confiável e reproduzível, índices intra-sujeito, entre as ocasiões e entre os pesquisadores foram de 0,88, 0,99 e 0,98, respectivamente.

Li li et al. (2019) traz importantes achados para consolidação do uso da EMGs. Um ensaio clínico controlado e randomizado avaliou a correlação entre EMG de superfície e EMG diafragmática com cateter esofágico e uma forte relação foram encontradas. Desse modo, a EMGs foi considerada como um marcador não invasivo para avaliação respiratória.

### *Impactos*

Mais recentemente, estudos de intervenção foram publicados, Jeffreys et al. (2019) determinaram o impacto de três taxas de fluxo (4, 6 e 8 L/min) no trabalho respiratório avaliado pela amplitude do sinal eletromiográfico do diafragma em lactentes com dificuldade respiratória ou displasia broncopulmonar (DBP). Os resultados sugerem que pode não haver vantagens gerais de usar alta taxa de fluxo em comparação com taxas mais baixas, pois não houve diferenças significativas na amplitude do sinal EMG ou no número de dessaturações ou bradicardias nos três níveis de fluxos avaliados para suporte ventilatório dos bebês prematuros.

É uma técnica que também já foi utilizada para verificar o efeito terapêutico de um programa de fisioterapia respiratória em crianças, respiradores bucais. Correa & Berzin (2008) verificaram uma diminuição significativa ( $p < 0,01$ ) da atividade eletromiográfica durante a inspiração nasal em todos os músculos testados após o tratamento, sugerindo que a menor atividade após o programa de fisioterapia indica um menor esforço dos músculos inspiratórios acessórios, provavelmente devido ao melhor desempenho do músculo diafragma com a melhora da postura corporal.

Maarsingh et al. (2002) associou a eletromiografia de superfície (músculos diafragma e intercostais) e espirometria (VEF1) em diferentes níveis de limitação do fluxo aéreo induzido por histamina e a resposta ao salbutamol. Assim como foi avaliado a reprodutibilidade da técnica EMG não invasiva. O estudo mostrou que os registros eletromiográficos são parâmetros para uma alteração na atividade elétrica dos músculos diafragma e intercostal, associam-se bem ao VEF1, foram reversíveis após o salbutamol e são reprodutíveis em diferentes níveis de limitação do fluxo aéreo induzido por histamina em crianças escolares asmáticas.

Brasileiro-Santos et al. (2012) também registraram a atividade mioelétrica por EMGs dos músculos respiratórios em crianças asmáticas e compararam com o grupo controle, as medidas foram feitas durante uma manobra inspiratória máxima (PI<sub>máx</sub>) e os resultados revelaram aumento da atividade mioelétrica do músculo escaleno nas

crianças asmáticas tanto no período basal como durante a manobra de PImáx; e do esternocleidomastóideo apenas durante a manobra. A partir destes resultados, os autores também fomentam que estas crianças asmáticas com obstrução leve já são candidatas à programas de reabilitação respiratória para tratar os possíveis desequilíbrios dos músculos da respiração, que são os responsáveis pela mecânica ventilatória.

### 5.3 NÍVEIS DE EVIDÊNCIAS CIENTÍFICAS

Para determinar com confiança se uma intervenção terapêutica proporciona benefícios válidos e adequadamente, assim como sua incorporação nos serviços de saúde, são necessários ensaios clínicos randomizados (PEREIRA, 2018). Entretanto, apesar de essenciais, esses estudos normalmente conferem um alto grau de incerteza quanto aos benefícios reais à população, os quais, em muitos casos, estão longe de serem proporcionais aos recursos investidos (GUYATT et al., 1986). Nesse sentido, será necessária a classificação dos estudos contidos nesta revisão a partir das características metodológicas e níveis de evidências dos estudos de avaliação pulmonar incluídos.

Os desenhos de estudos sobre Espirometria concentraram em sua maioria as coortes (nível IV), seguido de revisões (nível V) e dos transversais (nível VI). E apenas um ensaio clínico (nível III) e um caso-controle (nível IV). Na manuvacuometria, o maior número foram revisões (nível V), seguido dos ensaios clínicos (nível II e III) e das coortes (nível IV). E apenas um transversal (nível VI). Em contrapartida, sobre a Pletismografia tiveram os transversais (nível VI) e as revisões (nível V). E apenas um ensaio clínico (nível III) e um caso-controle (nível IV). Na IOS, a maioria foram revisões (nível V) e ensaios clínicos (nível II e III). E apenas, dois transversais (nível VI), um caso-controle e uma coorte (ambos no nível IV). Para Rint, foram encontrados em sua maior parte estudos comparativos e coortes (nível IV), ensaios clínicos (nível II e III), transversais (nível VI) e revisões (nível V). E apenas três casos-controle (nível IV) e um estudo de viabilidade.

Nas tecnologias em saúde, para o sensor Kinect tivemos uma variabilidade de estudos: dois transversais (nível VI), um comparativo (nível IV), uma revisão (nível V) e um estudo de viabilidade. Para RFID, foram comuns as revisões (nível V), estudos de validação e viabilidade, assim como os desenhos transversais (nível VI). Para USD, a maioria foram coortes (nível IV) e apenas dois casos-controle (nível IV), um ensaio clínico (nível II), uma revisão (nível V) e um transversal (nível VI). Finalmente, a EMG de superfície teve em sua maioria casos-controle e coortes (nível IV), somente dois



ensaios clínicos (nível II), dois transversais (nível VI) e estudos de validação e viabilidade.

A partir dessa análise e classificação, percebe-se a ausência de revisões sistemáticas e metanálises. E os testes e tecnologias com ensaios clínicos randomizados e controlados foram: Manuvacuometria, IOS, Rint, USD e EMGs. Outros, como Espirometria e Pletismografia, foram desenhados ensaios clínicos, porém sem rigor metodológico. Não apresentaram ensaios clínicos as tecnologias Kinect e RFID.

#### 5.4 PARÂMETROS E VARIÁVEIS RESPIRATÓRIAS

Sheperd et al. (2018) enfatiza a importância de compreender a heterogeneidade das doenças respiratórias, determinando que o conhecimento dos potenciais fenótipos em pacientes abrirá o caminho para melhores estratégias terapêuticas, para modificar a progressão da doença e/ou melhorar a gestão dos níveis de atenção à saúde. Por isso, é relevante o levantamento dos principais parâmetros na avaliação pulmonar e suas variáveis para avanços tecnológicos que identifiquem as distintas características clínicas e os diagnósticos diferenciais nos grupos de pacientes afetados em sua saúde pulmonar. Com base nos estudos da nossa revisão (MOURA, 2005; RECH, 2006; RECH, 2008; ROCHA et al., 2012; ROCHA, 2010; GRITT et al., 2011; BARROS DE SÁ, 2012; PARREIRA et al. 2012, ASSUMPÇÃO et al., 2014; CARUSO et al. 2015; FERREIRA et al., 2015; JAIME et al., 2016; GALANT et al., 2017; GONZALES, 2017; SECKMAN et al., 2017; VENDRAMINI, 2017; ARAÚJO, 2018; HADDARA et al., 2018; OLIVEIRA JORGE et al., 2019), temos o compilamento de informações relacionadas aos testes e tecnologias avaliados no quadro abaixo.

**Quadro 1. Descrição dos parâmetros respiratórios atendidos em cada teste ou tecnologia em saúde.**

Tipo de teste ou tecnologia	Parâmetros respiratórios	Vantagens	Desvantagens
Espirometria	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Capacidade Vital Forçada (CVF)</li> <li>- Volume Expiratório Forçado em 1 segundo (VEF1)</li> <li>- Relação VEF1/ CVF</li> <li>- Pico de Fluxo Expiratório (PFE)</li> <li>- Fluxo Expiratório Forçado (FEF)</li> <li>- Curva Fluxo-Volume</li> </ul>	<p>não-invasivo, tem procedimento operacional padrão, exato, precisão, validado, calibrado, valores de referência e faixa de normalidade estabelecidos e adequados, utilidade para diagnóstico e quantificação dos distúrbios ventilatórios, critérios de aceitabilidade e reprodutibilidade estabelecidos.</p>	<p>dependente da colaboração, requer habilidade do paciente, variabilidade intra-sujeito, resultados pouco seguros e não reprodutíveis em crianças menores de sete anos, exige manobras ventilatórias forçadas, exige pessoal especializado e treinado para interpretação correta dos resultados.</p>
Manovacuometria	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pressão inspiratória máxima</li> <li>- Pressão expiratória máxima</li> </ul>	<p>baixo custo, portátil, simples, rápido, não-invasivo, valores de referência estabelecidos em diferentes populações, medida de diagnóstico de fraqueza muscular.</p>	<p>dependente da colaboração, alto coeficiente de variação intra e interindividual, baixa acurácia para prever sucesso de extubação ou capacidade de tosse; alto índice de falso positivo para fraqueza expiratória.</p>
Plestiomografia optoeletrônica (POE)	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Frequência respiratória (FR)</li> <li>-Volume corrente (VC)</li> <li>- Ventilação minuto (VM)</li> <li>- Índice respiratório (FR/ VC)</li> <li>- Volume corrente (VC)</li> <li>-Volume corrente da caixa torácica pulmonar (Vc, ctp)</li> <li>-Volume corrente da caixa torácica abdominal (Vc, cta)</li> <li>-Volume corrente abdominal (Vc, Ab)</li> <li>-Porcentagem de contribuição da caixa torácica pulmonar para o volume corrente (%VC, ctp)</li> <li>- Porcentagem de contribuição da caixa torácica abdominal para o volume corrente (% Vc, cta)</li> <li>-Porcentagem de contribuição do abdômen para o VC (% Vc, Ab)</li> <li>-Índice de ação da musculatura inspiratória</li> </ul>	<p>não-invasivo, não-ionizante, alta precisão e validade, reprodutível, tem procedimento operacional padrão, a calibração é rápida e sem necessidade da participação do indivíduo, boa acurácia para detectar e analisar variações de volume da caixa torácica e assimetrias de tronco no plano sagital, não necessita de bocal, clipe nasal ou outro conector, a monitorização pode ocorrer em diferentes situações e durante avaliações dinâmicas; as medidas de volume não são influenciadas por fatores ambientais, pode associar a outras medidas de função pulmonar, útil em recém-nascidos, crianças e indivíduos saudáveis e patológicos, utilizada em diferentes posturas, condições e disfunções.</p>	<p>variabilidade intra-sujeito, complexo, oneroso, disponível em poucos centros, grande número de marcadores.</p>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Índice de expansão da zona de aposição do diafragma</li> <li>-Índice de ação diafragmática</li> <li>-Ângulo de mudança de fase entre caixa torácica e abdominal</li> <li>-Função muscular respiratória</li> <li>-Tempo inspiratório (Ti), tempo expiratório (Te)</li> <li>-Relação do tempo inspiratório pelo tempo total do ciclo respiratório (Ti/Ttot)</li> </ul>		
Oscilométrica de Impulso (IOS)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistência</li> <li>- Reatância</li> <li>- Área de Reatância</li> <li>- Impedância</li> <li>- Frequência de ressonância</li> <li>- Resposta à broncodilatador</li> <li>- Pressão e fluxo de ar</li> </ul>	não-invasivo, procedimento operacional padrão, rápida execução e menos complexa, com boa reprodutibilidade e aplicável, pode ser realizado por crianças e idosos, diferenciação das desordens ventilatórias, não utiliza manobras ventilatórias forçadas, utiliza um gerador externo de impulsos (auto-falante), avalia o valor da resistência das vias aéreas ao longo de toda árvore traqueobrônquica, diferenciação dos componentes proximais e distais do sistema respiratório, valores de referência de diferentes populações e a relação complementar do sistema com outros métodos de avaliação respiratória.	maior custo em relação a tecnologia padrão, ainda que não dependa de esforço, requer cooperação mínima do paciente, informações referentes ao equipamento, detalhes técnicos e os parâmetros de avaliação do sistema ainda são restritas ao próprio manual do fabricante, divergências sobre posicionamento do paciente e técnica de execução, interferência de artefatos das vias aéreas superiores devido ao movimento da língua ou deglutição, limitações na interpretação dos resultados e valores de referência e necessidade de valores universais para todos os parâmetros e faixa de normalidade para crianças pequenas, coeficiente de variabilidade maior em crianças mais jovens, dificuldade de realização adequada para crianças com déficit de atenção, não específico em anormalidades restritivas.
Técnica do interruptor (RiNT)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Resistência aérea inspiratória</li> <li>- Resistência aérea expiratória</li> <li>- Resposta à broncodilatador</li> </ul>	não-invasivo, portátil, baixo custo, potencial para uso em pacientes jovens não cooperativos, pouco tempo para execução, procedimento operacional padrão, valores de referência estabelecidos, pode facilmente ser repetida, não modifica tônus muscular liso das vias aéreas, medidas de resistência são obtidas durante a ventilação espontânea, tem correlação com outros parâmetros de calibre das vias aéreas, boa	requer cooperação, coordenação e compreensão mínima, variabilidade intra-sujeito, impacto terapêutico precisa ser mais testado, preocupações com variabilidade entre examinadores, repetibilidade e sensibilidade, baixa sensibilidade para gravidade da obstrução.

		sensibilidade e especificidade para detectar reversibilidade.	
Sensor Microsoft Kinect®	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Mobilidade torácica</li> <li>-Frequência respiratória</li> <li>-Frequência cardíaca</li> <li>-Profundidade média sobre região torácica</li> </ul>	não-invasivo, portátil, facilidade de aquisição, baixo custo, controle das ações apenas por movimentos e voz, não utiliza controles ou marcadores corporais, pode ser incorporado em computadores, disponibilidade de bibliotecas de programação, fácil uso, captura tridimensional com um dispositivo, feedback em tempo real, precisão para movimentos do tronco ou de corpo inteiro.	limitações para medições que exigissem identificação precisa de eventos no tempo, falta de capacidade de calibração, alto ruído, influência de luz externa, baixa precisão na captura dos dados; limitações na oclusão ou auto-oclusão de objetos associados (ex.: cadeira de rodas).
Identificação por radiofrequência (RFID)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Frequência respiratória</li> <li>- Frequência cardíaca</li> <li>- Saturação</li> <li>- Temperatura</li> </ul>	baixo consumo de energia, baixo custo, diversidade de aplicações, normas padrões, as etiquetas passivas tem um tempo de vida útil indefinido, são leves, pequenas e mais baratas, as etiquetas ativas usam uma fonte de energia interna (bateria) para alimentação contínua.	menor capacidade de armazenamento das etiquetas passivas, susceptíveis a interferências eletromagnética, são interrogadas para iniciar transmissão de dados, as transmissões sem fio RFID podem causar interferência eletromagnética (EMI) em dispositivos e equipamentos biomédico, baixa precisão e confiabilidade, falta de protocolos de segurança e privacidade.
Ultrassonografia diafragmática (USD)	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Espessura diafragmática</li> <li>- Fração de espessamento diafragmática (FED)</li> <li>- Excursão diafragmática</li> </ul>	não-invasivo, livre de irradiação, repetibilidade em curto espaço de tempo, valores de referência estabelecidos, pode ser utilizada em pacientes não colaborativos.	necessita de equipamento acessório, influência da pressão e conteúdos abdominais na mobilidade diafragmática.
Eletromiografia de superfície (EMGs)	<ul style="list-style-type: none"> <li>-Condução nervosa</li> <li>-Atividade muscular</li> <li>-Força muscular</li> <li>-Fadiga muscular</li> <li>-Esforço respiratório</li> </ul>	não-invasivo, simples manuseio, útil para monitorizações contínuas, sensível para captação da contração muscular, pode ser utilizada em pacientes não colaborativos.	interferência da atividade de outros grupos musculares ( <i>cross-talk</i> ); pouca normatização para a análise do sinal.

## 5.5 AVALIAÇÃO DOS TESTES E TECNOLOGIAS EM SAÚDE

Pesquisas sobre metodologias de reavaliação para monitorar e avaliar o uso das tecnologias adotadas são menos frequente e apenas tornaram-se disponíveis, mais precisamente, a partir do ano de 2006 (GERDVILAITE, 2014). Em 2011 foi criada a Comissão Nacional de Incorporação de Tecnologias (CONITEC) no âmbito do Sistema Único de Saúde (SUS), cuja responsabilidade consiste em emitir recomendação sobre a avaliação de tecnologias com base em evidências científicas sobre eficácia, acurácia, efetividade e segurança da tecnologia, assim como a avaliação econômica comparativa da relação custo-benefício em relação às tecnologias já disponíveis no SUS e impacto orçamentário (CONITEC, 2015). Desse modo, buscamos orientar a análise dos estudos para responder aos principais critérios do modelo *framework* selecionado na literatura.

É sabido que a tecnologia padrão para função pulmonar seja a Espirometria. Porém, como já foi mencionada ao longo da nossa revisão e no quadro anterior, esta tecnologia não é adequada para pacientes não colaborativos, alvo do nosso estudo. Todavia, vale salientar que algumas das tecnologias avaliadas possuem uma boa correlação com os parâmetros do padrão-ouro. E outras ainda não foram testadas correlações.

Toda tecnologia tem algumas características que devem ser conhecidas, a começar por sua capacidade em termos de funcionalidade, acurácia, precisão, linearidade, durabilidade, comunicação e armazenamento, operacionalização, limpeza e assepsia (PEREIRA, 2012). Em nossa tabela, essas características foram convergidas em dois critérios gerais: capacidade tecnológica e precisão diagnóstica. Desafios tecnológicos foram encontrados apenas na tecnologia RFID e que podem ser aprimorados. A precisão diagnóstica ainda é questionável para testes de manuvacuometria e Rint, e não foram realizados estudos para avaliação de RFID neste critério, talvez por sua característica inovadora e pouco explorada para distúrbios pulmonares. Então, sugerem-se novos estudos com maior rigor metodológico para aprofundamento da capacidade discriminativa destas tecnologias.

A aplicabilidade e utilidade clínica foram critérios predominantemente investigados na maior parte dos estudos, inclusive em estudos comparativos e/ou em populações com disfunções neurológicas e cognitivas em diferentes graus de comprometimento. Apenas as tecnologias mais novas, como o sensor Kinect e RFID

ainda não foram amplamente utilizadas para avaliação pulmonar, entre os parâmetros clinicamente relevantes, os estudos só testaram para frequência respiratória.

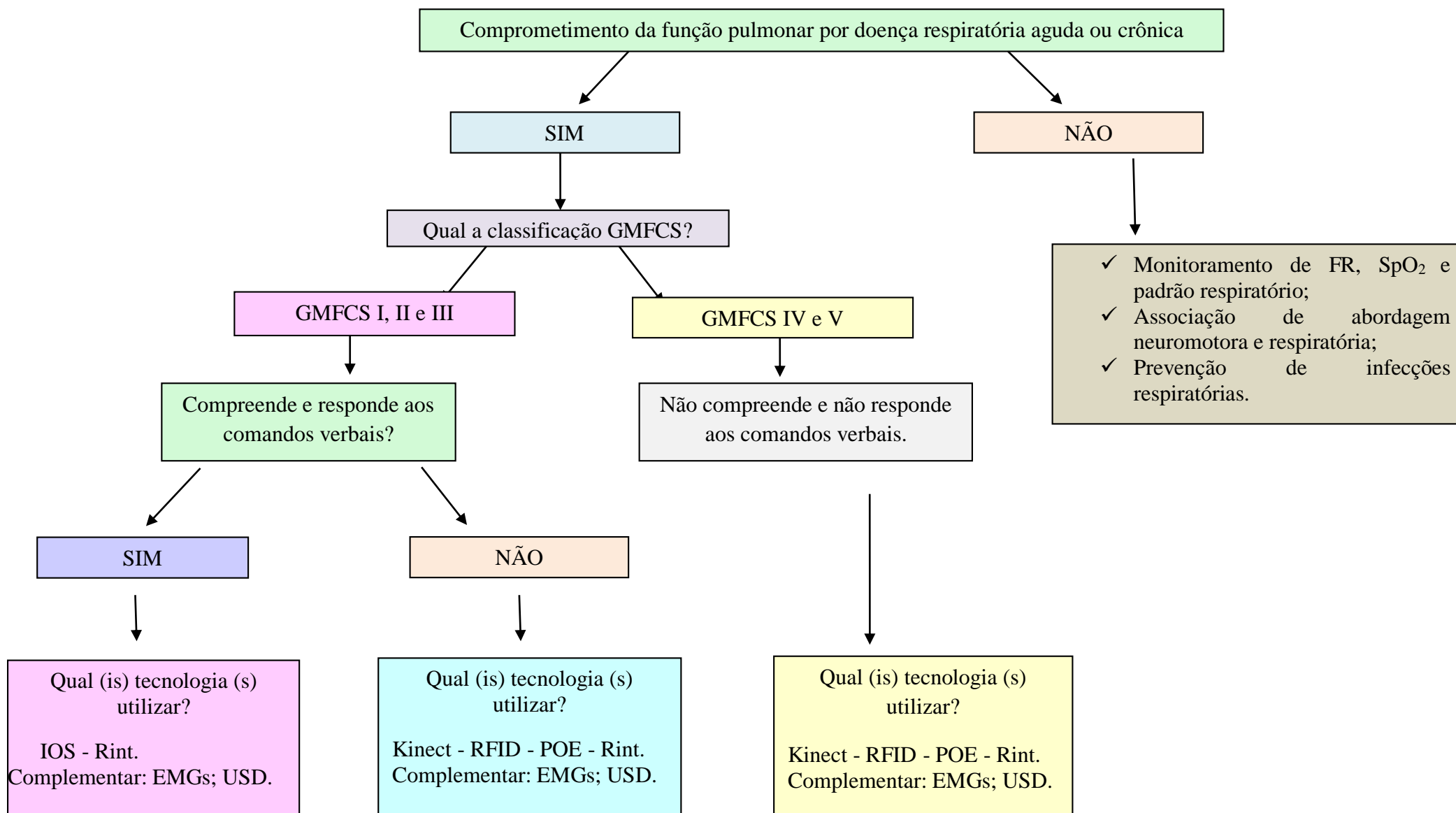
A compreensão dos impactos também foi tratada aqui, no sentido de validar conhecimentos e produzir evidências para subsidiar a aplicação das tecnologias. Para isso, os impactos foram divididos em: terapêutico, profissional e paciente. Chama a atenção o fato de poucos estudos avaliarem a percepção do profissional que executa o teste ou tecnologia, uma vez que apenas os estudos para as tecnologias Kinect, RFID e o teste padrão-ouro mencionaram a opinião clínica dos profissionais. Embora, entende-se que algumas desvantagens encontradas são refletidas nessa escassez de avaliações profissionais, como o alto custo ou a disponibilidade de algumas tecnologias apenas nos centros de pesquisas.

Quanto ao terapêutico, quando comparado com outras tecnologias, Rint tem demonstrado variabilidade nos achados. E o sensor Kinect, pelos poucos estudos, fica inviável mensurar o seu impacto. No paciente, considerando seus valores, expectativas e preocupações quando lhe forem úteis incluir para conduzir melhores cuidados e resultados, importante critério para a Prática Baseada em Evidências (PEDROLO et al., 2009), não foi explorado apenas na manuvacuometria. Embora, este último critério revele dificuldades, quando aplicado a pacientes não colaborativos, para integrar qualidade e segurança. Porém entendemos que avanços tecnológicos precisam de novas atitudes, condutas e formas de pensar e agir, e uma solução seriam a inclusão de cuidadores e/ou familiares.

Tabela 1. *Framework* para avaliação da função pulmonar

<b>Crítérios</b>	<b>Espirometria</b>	<b>Manovacuometria</b>	<b>Pletismografia Optoeletrônica (POE)</b>	<b>Oscilométrica de Impulso (IOS)</b>	<b>Técnica do interruptor (RiNT)</b>	<b>Sensor Microsoft Kinect®</b>	<b>Identificação por radiofrequência (RFID)</b>	<b>Ultrassonografia diafragmática</b>	<b>Eletromiografia de superfície</b>
<b>Capacidade tecnológica</b>	✓	✓	✓	✓	✓	✓	<b>L</b>	✓	✓
<b>Aplicabilidade de uso</b>	✓	✓	✓	✓	✓	<b>P</b>	<b>P</b>	✓	✓
<b>Precisão diagnóstica</b>	✓	<b>P</b>	✓	✓	<b>P</b>	✓	-	✓	✓
<b>Impacto nos profissionais de saúde</b>	✓	<b>N/A</b>	<b>N/A</b>	<b>N/A</b>	<b>N/A</b>	✓	✓	<b>N/A</b>	<b>N/A</b>
<b>Impacto terapêutico</b>	✓	✓	✓	✓	<b>C</b>	-	✓	✓	✓
<b>Impacto no Resultado do paciente</b>	✓	<b>N/A</b>	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
<b>Custo mínimo</b>	<b>R\$4.000 unid</b>	<b>R\$ 1.295 unid</b>	-	-	-	<b>R\$175 unid</b>	<b>R\$22,90unid</b>	<b>R\$ 54.779,00</b>	<b>R\$27.500 unid</b>

N/A=não avaliado; L=limitações tecnológicas; P=parcial; C=achados conflitantes.



**Figura 21** - Árvore de decisão em avaliação pulmonar para pacientes não colaborativos.



## 5.6 RECOMENDAÇÕES CLÍNICAS

- ⊕ Constatamos que embora métodos volitivos sejam frequentemente usados como Espirometria (tecnologia padrão) e Manuvacuometria, pacientes não colaborativos são incapazes de cumprir esses testes. E desse modo, a avaliação desses pacientes limita-se ao exame clínico e dos parâmetros básicos, que embora essenciais, estão sob o risco de interpretações inadequadas dos resultados;
- ⊕ Recomendamos apenas como complemento dos testes e tecnologias de medidas objetivas da gravidade ou do estado clínico. É importante também a realização por profissionais especializados;
- ⊕ Solicitamos o alinhamento dos parâmetros respiratórios úteis clinicamente e de marcadores essenciais na avaliação;
- ⊕ Apresentamos que algumas técnicas não volitivas, como IOS e Rint ainda requerem cooperação passiva do indivíduo. IOS é relativamente novo, precisa de investigações da técnica e aplicabilidade. Para Rint, são exigidos maiores esclarecimentos, uma vez que foi considerada com potencial para uso em pacientes não colaborativos.
- ⊕ Enfatizamos que POE é uma ferramenta atrativa para análise da fisiopatologia respiratória e por fornecer uma ampla análise de variáveis de volume, de tempo e de assincronia toracoabdominal, entretanto é de alto custo e disponível apenas em centros de pesquisas;
- ⊕ A eletromiografia e Ultrassonografia são métodos de avaliação não invasiva; a primeira com problemas técnicos considerados factíveis de correção, e a segunda recomendamos o uso complementar com outras tecnologias;
- ⊕ Reunimos evidências insuficientes para recomendar a incorporação de tecnologias como RFID e sensor Kinect na avaliação diagnóstica, porém tornam-se desejáveis pelas vantagens apresentadas que possibilitam maior aplicação no uso clínico e pesquisas, em condições de pacientes não colaborativos. Consideramos ferramentas valiosas para monitoramento clínico, abordagem sintomática, resposta terapêutica, aplicabilidade e utilidade clínica e como medidas para delineamento de novas pesquisas clínicas; Problemas técnicos destas tecnologias também podem ser parcialmente resolvidos; Comercialização do Kinect precisa ser revista.

## 6. CONCLUSÃO

Consideramos crucial uma avaliação precisa da função pulmonar para o conhecimento e acompanhamento ideal dos distúrbios respiratórios em sua variedade de gravidades e fenotipagens. Finalmente, postulamos que são necessários avanços tecnológicos, clínicos e de pesquisa para aprofundamento em medidas de aprimoramento das técnicas não-invasivas que mostraram-se em potencial crescimento na seguinte ordem de indicação no presente estudo, como: Kinect, RFID, Eletromiografia de Superfície, Pletismografia Optoeletrônica e Técnica do Interruptor, no contexto de pacientes não colaborativos com distúrbios respiratórios, especialmente crianças com déficits neurológicos, cognitivos e comportamentais. No momento em que consideradas como ferramentas úteis na avaliação clínica, a maior contribuição será o reconhecimento e aproveitamento de tais tecnologias por profissionais de saúde, terapeutas respiratórios e cuidadores dos pacientes. E, principalmente, avanços na disponibilização das tecnologias nos ambientes clínicos, a fim de obter como produto final um aperfeiçoamento das estratégias terapêuticas e de monitoramento bem conduzidos por um caminho de escolhas clínicas baseadas nas evidências científicas.

## REFERÊNCIAS

- ADVANCED MEDICAL TECHNOLOGY ASSOCIATION (ADVAMED) & DELOITTE CONSULTING. **A Framework for Comprehensive Assessment of Medical Technologies: Defining Value in the New Health Care Ecosystem**, maio, 2017.
- ACHARYA, S. et al. Ensemble Learning Approach via a Kalman Filtered Markov Model for a Passive Wearable Respiratory Monitor. **IEEE Journal Biomed Health Informatics**, v.23, n.3, p.1022-1031, may, 2019.
- AGEZO, S. et al. **Battery-free RFID heart rate monitoring system**. In: 2016 IEEE WIRELESS HEALTH (WH), 2016, Bethesda. Proceedings IEEE Xplore: IEEE, p.1-7, 2016.
- AJAMI, S.; RAJABZADEH, A. Radio Frequency Identification (RFID) technology and patient safety. **Journal of Research in Medical Science**, v.18, p.809-13, 2013.
- ALDRICH, T. K. et al. Electrophysiologic techniques for the assessment of respiratory muscle function. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 166, n.4, p.548-558, aug., 2002.
- ALIVERTI, A.; PEDOTTI, A. Opto-electronic plethysmography. **Monaldi Archives for Chest Disease**, v.59, n.1, p.12-26, 2003.
- ALNOWAMI, M. et al. **A Quantitative Assessment of using the Kinect for Xbox360 (TM) For Respiratory Surface Motion Tracking** In Proceedings of the Medical Imaging 2012: Image-Guided Procedures, Robotic Interventions, and Modeling, San Diego, CA, USA, 4 February 2012.
- AMICHAÏ, T. The Impact of Breathing Rate on the Cardiac Autonomic Dynamics Among Children With Cerebral Palsy Compared to Typically Developed Controls. **Developmental Neurorehabilitation**, v.22, n.2, p.98-103, feb, 2019.
- AMORIM F.F. et al. HealthTechnology Assessment: Historical Context and Perspectives. **Revista Comunicação em Ciências da Saúde**, v.21, n.4, p.343-348, 2010.
- ANDERSEN, M.R. et al. Kinect depth sensor evaluation for computer vision applications. **Electrical and Computer Engineering Technical Report**, ECE-TR-6, v.1, n.6, set., 2012.
- ARCHIZA, B. **Caracterização temporal da fadiga diafragmática e dos efeitos do treinamento muscular inspiratório durante o exercício de alta intensidade em**

**adultos saudáveis.** 128 f. Tese (Doutorado em Fisioterapia) - Universidade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, 2018.

ARETS, H.G.M.; VAN DER K ENT, C. Measurements of Airway Mechanics in Spontaneously Breathing Young Children. **Paediatric Respiratory Reviews**, v.5, n.1, p.77-84, mar, 2004.

ARETS, H.G.M.; H J L BRACKEL, H.J.L.; VAN DER ENT, C.K. Applicability of Interrupter Resistance Measurements Using the MicroRint in Daily Practice. **Respiratory Medicine**, v.97, n.4, p.366-74, apr, 2003.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 14724:** Informação e documentação — Trabalhos acadêmicos — Apresentação. 3º Edição. Rio de Janeiro. Copyright, 2011. 11 p.

ASSUMPCÃO, M.S. et al. Impulse Oscillometry System in pediatrics: review. **Medicina (Ribeirão Preto)**, v.47, n.2, p.131-142, 2014.

AVILA, N. et al. Computer-aided Classification of Small Airways Dysfunction Using Impulse Oscillometric Features: A Children-Focused Review. **Biomed Tech (Berl)**, v.65, n.2, p.121-131, apr, 2020.

BANZATTO, M. G. P. et al. Adenotonsillectomy Improves the Strength of Respiratory Muscles in Children With Upper Airway Obstruction. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v.74, n.8, p.860-3, aug., 2010.

BAR-ALUMA, B.E. et al. A Controlled Trial of Inhaled Bronchodilators in Familial Dysautonomia. **Lung**, v.196, n.1, p.93-101, feb, 2018.

BARK, L.; DAVENPORT, P. Wheelchair Components and Pulmonary Function in Children With Cerebral Palsy. **Assistive Technology**, v. 24, n.2, p.78-86, 2012.

BAR-YISHAY, E. et al. Use of the Forced Oscillation Technique to Detect Bronchodilation in Children: Experience from the Schneider Children's Medical Center of Israel. **Israel medical association world fellowship conference**, v.11, abr, 2009.

BARRADAS J. **Efeito, em curto prazo, da posição canguru sobre o tônus muscular flexor em bebês prematuros no IMIP.** 2010. 62 f. Dissertação (Mestrado em Saúde Materno-Infantil) - Instituto Materno-Infantil Prof. Fernando Figueira (IMIP), Recife. 2010.

BARRETO, S.S.M. Volumes Pulmonares. **Jornal de Pneumologia**, v. 28, supl.3, outubro, 2002.

- BASMAJIAN, J.; DE LUCA, C. **Description and Analysis of the EMG Signal. In: Muscle Alive: Their Functions Revealed by Electromyography**. 5<sup>o</sup> ed. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985, p. 65-100.
- BAZZICHI, L. et al. Muscle modifications in fibromyalgic patients revealed by surface electromyography (SEMG) analysis. **BMC Musculoskeletal Disord**, v.10, p.1-7, 2009.
- BEELEN, R.M.J. et al. Short and long term variability of the interrupter technique under field and standardised conditions in 3–6 year old children. **Tórax**, v.58, n.9, p.761-4, sep, 2003.
- BEYDON, N. Interrupter resistance: What's feasible? **Paediatric Respiratory Reviews**, v.7, supl. 1, p.5-7, 2006.
- BEYDON, N. et al. Pulmonary Function Tests in Preschool Children with Cystic Fibrosis. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v.166, n.8, p.1099-104, oct, 2002.
- BEYDON, N. et al. Pulmonary Function Tests in Preschool Children with Asthma. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v.168, n.6, p.640-4, sep, 2003
- BEYDON, N. et al. Baseline and Post-Bronchodilator Interrupter Resistance and Spirometry in Asthmatic Children. **Pediatric Pulmonology**, v.47, n.10, p. 987-93, oct, 2012.
- BEYDON, N. et al. Interrupter Resistance to Measure Dose-Response to Salbutamol in Wheezy Preschool Children. **Pediatric Pulmonology**, v. 53, n. 9, p. 1252-1259, sep, 2018.
- BENNETT, S. et al. Diaphragmatic Mobility in Children With Spastic Cerebral Palsy and Differing Motor Performance Levels. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v. 266, p.163-170, aug, 2019.
- BESSA, E.J.C.; LOPES, A.J.; RUFINO, R. A importância da medida da força muscular respiratória na prática da pneumologia. **Pulmão RJ**, v.24, n.1, p.37-41, 2015.
- BISGAARD, H. et al. Determinants of lung function and airway hyperresponsiveness in asthmatic children. **Respiratory Medicine**, v.101, p. 1477-1482, 2007.
- BISGAARD, H.; KLUG, B. Lung function measurement in awake young children. **European Respiratory Journal**, v.8, p. 2067–2075, 1995.

- BLACK, J. et al. Assessment of Airway Function in Young Children With Asthma: Comparison of Spirometry, Interrupter Technique, and Tidal Flow by Inductance Plethysmography. **Pediatric Pulmonology**, v.37, n.6, p.548-53, jun, 2004.
- BOE, S.G. et al. Estimating Contraction Level Using Root Mean Square Amplitude in Control Subjects and Patients With Neuromuscular Disorders. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v. 89, apr, 2008.
- BRASILEIRO-SANTOS, M.S. et al. Myoelectrical activity of the respiratory muscles in asthmatic children during the maximum inspiratory maneuver. **Revista Brasileira de Saúde Materno-Infantil**, v.12, n.3, p. 251-257, jul. / set., 2012.
- BRIDGE, P.D.; RANGANATHAN, S.; MCKENZIE, S.A. Measurement of Airway Resistance Using the Interrupter Technique in Preschool Children in the Ambulatory Setting. **European Respiratory Journal**, v.13, n.4, p.792-6, apr, 1999.
- BRÜGGEMANN, A. K. V. et al. Mobilidade diafragmática direita e esquerda em indivíduos saudáveis e na doença pulmonar obstrutiva crônica. **Fisioterapia e Pesquisa**, v. 25, n. 2, p. 126-133, 2018.
- BURBA, N. et al. **Unobtrusive Measurement of Subtle Nonverbal Behaviors with the Microsoft Kinect**. Proc. IEEE Virtual Reality Workshops (VR), p. 10-13, 2012.
- BURJEK, N.E. et al. Preoperative Pulmonary Function Test Results Are Not Associated With Postoperative Intubation in Children Undergoing Posterior Spinal Fusion for Scoliosis: A Retrospective Observational Study. **Anesthesya & Analgesia**, v.129, n.1, p.184-191, jul., 2019.
- CARDENAS, L. Z. et al. Diaphragmatic ultrasound correlates with inspiratory muscle strength and pulmonary function in healthy subjects. **Ultrasound in Medicine & Biology**, v. 44, n. 4, p. 786–793, 2018.
- CARDOSO, A.P; PEREIRA, J.M.R. Impulse oscillometry: New avaliation method of respiratory function. **Revista Portuguesa de Pneumologia**, v.4, n.2, p.175-205, 1998.
- CARUSO, P. et al. Diagnostic methods to assess inspiratory and expiratory muscle strength. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.41, n.2, p.110-123, 2015.
- CARVALHO, A. **Semiologia em Reabilitação**. São Paulo: Ed. Atheneu, 1994.
- CARROLL, C.L.; SALA, K.; ZUCKER, A. R.; SCHRAMM, C. M. Pulmonary Mechanics Following Albuterol Therapy in Mechanically Ventilated Infants With Bronchiolitis. **Journal of Asthma**, v.49, n.7, p.688-96, sep, 2012.

- CAUDRI, D. et al. Prediction of asthma in symptomatic preschool children using exhaled nitric oxide, Rint and specific IgE. **Tórax**, v. 65, n. 9, p. 801-7, sep, 2010.
- CHAGAS, P.S.C. Classification of motor function and functional performance in children with cerebral palsy. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 12, n. 5, p. 409-16, set./out. 2008.
- CHAN, E. Y. et al. Repeatability of Airway Resistance Measurements Made Using the Interrupter Technique. **Thorax**, v.58, n.4, p.344-7, apr, 2003.
- CHAWLA V.; SAM H. D. **An overview of passive RFID**. IEEE Communications Magazine, v. 45, n. 9, p. 11-17, set, 2007.
- CHIANG, J.; MEHTA, K.; AMIN, R. Respiratory Diagnostic Tools in Neuromuscular Disease. **Children**, v.5, n.78, p.1-17, 2018.
- CHILD, F. The Measurement of Airways Resistance Using the Interrupter Technique (Rint). **Paedriatic Respiratory Reviews**, v.6, n.4, p.273-7, 2005.
- CHIMELLI L, M.A. et al. The spectrum of neuropathological changes associated with congenital Zika virus infection. **Acta Neuropathology**, v.133, n.6, p.983-999, jun., 2017.
- CHUANG, S.Y.C. et al. Validation of a Quantitative Method to Measure Neural Respiratory Drive in Children During Sleep. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.239, p.75-80, mai, 2017.
- CLAIR-AUGER, J.M. et al. Simultaneous Measurement of Breathing Kinematics and Surface Electromyography of Chest Wall Muscles During Maximum Performance and Speech Tasks in Children: Methodological Considerations. **Folia Phoniatica et Logopaedica**, v.67, n.4, p.202-11, 2015.
- CORREA, E.C.R.; BERZIN, F. Mouth Breathing Syndrome: Cervical Muscles Recruitment During Nasal Inspiration Before and After Respiratory and Postural Exercises on Swiss Ball. **International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology**, v.72, n.9, p.1335-43, sep, 2008.
- CORSO, P.C. **Função pulmonar em crianças portadoras da Síndrome de Down**. 2012. 54 f. Dissertação (Mestrado em Saúde da Criança) - Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. 2012.
- COSTA, A.A. et al. Sensibility and specificity of the forced oscillation technique in earlier detection of COPD. **Pulmão RJ**, v.17, n.2-4, p.70-75, 2008.

COUSTASSE, A.; TOMBLIN, S.; SLACK, C. **Impact of Radio-Frequency Identification (RFID) Technologies on the Hospital Supply Chain: A Literature Review**. *Perspectives in Health Information Management*, 10(Fall), 2013.

COX, W. C. et al. Characterization of Maximal Respiratory Pressures in Healthy Children. **Respiration**, v.84, n.6, p.485-91, 2012.

DAVID, M. M. C. et al. Noninvasive Ventilation and Respiratory Physical Therapy Reduce Exercise-Induced Bronchospasm and Pulmonary Inflammation in Children With Asthma: Randomized Clinical Trial. **Therapeutic Advances Respiratory Disease**, v.12, p.1-11, 2018.

DELACOURT, C. et al. Comparison of the Forced Oscillation Technique and the Interrupter Technique for Assessing Airway Obstruction and Its Reversibility in Children. **American journal of respiratory and critical care medicine**, v.164, n. 6, p. 965-72. 2001.

DELGADO, R.N. et al. Maximal Respiratory Pressures of Healthy Children: Comparison Between Obtained and Predicted Values. **Pediatric Physical Therapy**, v.27, n.1, p. 31-7, 2015.

DE LUCA, C. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. **Journal Applied Biomechanics**, v.13, p. 135-163, 1997.

DENCKER, M. et al. Reference Values for Respiratory System Impedance by Using Impulse Oscillometry in Children Aged 2-11 Years. **Clinical Physiology Funct Imaging**, v.26, n.4, p.247-250, jul., 2006.

DI PEDE, C. et al. Reduction in respiratory exacerbation rate in patients with severe bilateral cerebral palsy following daily PEP-mask therapy: a retrospective study. **European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine**, v.56, n.1, p.68-72, fev, 2020.

DIMITRIOU, G. et al. Maximal Airway Pressures During Crying in Healthy Preterm and Term Neonates. **Early Human Development**, v.57, n.2, p.149-56, feb, 2000.

DOHERTY, C. et al. Non-invasive pulmonary function test on Morquio patients. **Journal Rare Diseases Research Treatment**, v.2, n.2, p.55-62, 2017.

DRAKE, S.M.; SIMPSON, A.; FOWLER, S.J. Asthma Diagnosis: The Changing Face of Guidelines. **Pulmonary Therapy**, v.5, n.2, p.103-115, dec, 2019.



- EDMUNDS, D.M. Low-cost Kinect Version 2 imaging system for breath hold monitoring and gating: Proof of concept study for breast cancer VMAT radiotherapy. **Journal of Applied Clinical Medical Physics**, v.19, n.3, p.71-78, 2018.
- EL-MOGY, M. et al. Comparative Study of the Effects of Continuous Positive Airway Pressure and Nasal High-Flow Therapy on Diaphragmatic Dimensions in Preterm Infants. **American Journal of Perinatology**, v.35, n.5, p.448-454, apr, 2018.
- FANTINI, R. et al. Ultrasound Assessment of Diaphragmatic Function in Patients With Amyotrophic Lateral Sclerosis. **Respirology**, v.21, n.5, p.932-8, jul., 2016.
- FAUROUX, B. et al. Neuromuscular Disease and Respiratory Physiology in Children: Putting Lung Function Into Perspective. **Respirology**, v.19, n.6, p.782-91, aug., 2014.
- FAUROUX, B.; KHIRANI, S. Respiratory Insight to Congenital Muscular Dystrophies and Congenital Myopathies and Its Relation to Clinical Trial. **Neuromuscular Disorders**, v.28, n.9, p.731-740, sep., 2018.
- FAYSSOIL, A. et al. Echographic Assessment of Diaphragmatic Function in Duchenne Muscular Dystrophy From Childhood to Adulthood. **Journal of Neuromuscular Diseases**, v.6, n.1, p.55-64, 2019.
- FEROLDI, M.M. et al. Effect of a physiotherapeutic protocol on respiratory function of children with cerebral palsy. **Revista Neurociências**, v.19, n.1, p.109-114, 2011.
- FINEOUT-OVERHOLT, E. et al. Critical Appraisal of the Evidence: Part I. **Ajn American Journal Of Nursing**. [S. l.], p. 47-52. 2010.
- FINKENZELLER, K. **RFID handbook: fundamentals and applications in contactless smart cards, Radio Frequency Identification and Near-Field Communication**. 3<sup>a</sup> ed. West Sussex: John Wiley & Sons, 2010. 480 p.
- GALANT, S. P. et al. The Case for Impulse Oscillometry in the Management of Asthma in Children and Adults. **Annals of Allergy, Asthma & Immunology**, v.118, n.6, p.664-671, jun, 2017.
- GALANT, S.P.; NICKERSON, B. Lung Function Measurement in the Assessment of Childhood Asthma: Recent Important Developments. **Current Opinion in Allergy and Clinical Immunology**, v.10, n.2, p.149-54, apr, 2010.
- GANGELL, C. L. et al. Lung Function Testing in Preschool-Aged Children With Cystic Fibrosis in the Clinical Setting. **Pediatric Pulmonology**, v.45, n.5, p.419-33, may, 2010.

GIBSON, G.J.; WHITELAW, W.; SIAFAKASIN, N. Tests of Overall Respiratory Function in Tests of Overall Respiratory Function. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 166, p. 518–624, 2002.

GONZAGA, L. **Controle da respiração**. Universidade Federal de Juiz de Fora (UFJF). Departamento de ciências básicas da vida. Núcleo de fisiologia e biofísica, 2016.

GONZALEZ, A.I. et al. Use of EMG of surface as method of analysis of strength muscular and breathing function in patients with muscular dystrophy. **Fisioterapia Brasil**, v.7, n. 2, p.118-123, março/abril, 2006.

GRAHAM, B.L. et al. Standardization of Spirometry 2019: Update An Official American Thoracic Society and European Respiratory Society Technical Statement. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v.200, n.8, e70-88, oct., 2019.

GREEN, M. et al. Tests of Respiratory Muscle Strength in Tests of Overall Respiratory Function. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 166, p. 518–624, 2002.

GRITTI, L.A.; BARRETO, S.S.M. A new approach to the determination of airway resistance: interrupter technique vs. plethysmography. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.37, n.1, p.61-68, 2011.

GRZELEWSKI, T. et al. Diagnostic Value of Lung Function Parameters and FeNO for Asthma in Schoolchildren in Large, Real-Life Population. **Pediatric Pulmonology**, v.49, n.7, p.632-40, jul, 2014.

GUIMARÃES, F.C. et al. Avaliação da pressão inspiratória máxima em pacientes Críticos não-cooperativos: comparação entre dois métodos. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, São Carlos, v. 11, n. 3, p. 233-238, maio/jun., 2007.

GUYATT, G.H. et al. A framework for clinical evaluation of diagnostic Technologies. **Canadian Medical Association Journal**, v.134, mar, 1986.

GUYTON & HALL. **Tratado de Fisiologia Médica**. 13<sup>a</sup> ed. Rio de Janeiro: Ed. Elsevier, 2017.

GUZSVINECZ, T.; SZUCS, V.; SIK-LANYI, C. Suitability of the Kinect Sensor and Leap Motion Controller-A Literature Review. **Sensors (Basel)**, v.19, n.5, p. 3-25, mar., 2019.

HADDARA, M.; STAABY, A. RFID Applications and Adoptions in Healthcare: A Review on Patient Safety. **Procedia Computer Science**, v.128, p.80-88, 2018.

HAMM, M. W. et al. Developing an Electronic System to Manage and Track Emergency Medications. **American Journal of Health-System Pharmacy**, v. 75, n.5, p.304-308, may, 2018.

HAN, J. N. et al. Influence of awareness of the recording of breathing on respiratory pattern in healthy humans. **European Respiratory Journal**, v. 10, n. 1, p. 161–166, jan., 1997.

HAOBIJAM, G.; MANIKUMAR, K.; PAILY, R. **RFID Circuit Design with Optimized CMOS Inductor for Monitoring Biomedical Signals**. 15th International Conference on Advanced Computing and Communications, 2007.

HARTE, J.M. et al. Chest wall motion analysis in healthy volunteers and adults with cystic fibrosis using a novel Kinect-based motion tracking system. **Medical & Biological Engineering & Computing**, v. 54, p. 1631–1640, 2016.

HÉRITIER, F. et al. Sniff Nasal Inspiratory Pressure: A Noninvasive Assessment of Inspiratory Muscle Strength. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v.150, p.1678-1683, 1994.

HIRSH, D.K. et al. Impulse oscillometry in the evaluation of diseases of the airways in children. **Annals of Allergy, Asthma & Immunology**, v.106, n.3, p.191-199, march, 2011.

HONDORI, H.M.; KHADEMI, M. A Review on Technical and Clinical Impact of Microsoft Kinect on Physical Therapy and Rehabilitation. **Journal of Medical Engineering**, v. 2014, p.1-16, nov, 2014.

HUNG, G.R.; DOAN, Q. Assessment of the Reliability of Active Radiofrequency Identification Technology for Patient Tracking in the Pediatric Emergency Department. **Pediatric Emergency Care**, v. 29, n.2, p.162-4, feb, 2013.

IADANZA, E.; DORI, F. Custom Active RFid Solution for Children Tracking and Identifying in a Resuscitation Ward. **Conference proceedings - IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)**, p.5223-6, 2009. IFIXIT, ORG, 2013.

ISELLA, L. Close Encounters in a Pediatric Ward: Measuring Face-To-Face Proximity and Mixing Patterns With Wearable Sensors. **PLoS One**, v. 6, n.2, e17144, feb, 2011.

JEFFREYS, E. et al. Diaphragm Electromyography Results at Different High Flow Nasal Cannula Flow Rates. **European Journal Pediatric**, v.178, n.8, p.1237-42, aug, 2019.

- YAYLA, K.; BURMAOĞLU, S. **Using RFID (radio frequency identification) technologies on hospitals: a literature review.** XIII. International Logistics and Supply Chain Congress, Izmir, TURKIYE, October 22-23, 2015.
- HA, S.Y.; SUNG, Y.H. Effects of Vojta Approach on Diaphragm Movement in Children With Spastic Cerebral Palsy. **Journal of Exercise Rehabilitation**, v. 14, n.6, p. 1005-1009, dec, 2018.
- YUTAKA, Y. et al. Localizing Small Lung Lesions in Video-Assisted Thoracoscopic Surgery via Radiofrequency Identification Marking. **Surgical Endoscopy**, v.31, n.8, p.3353-3362, aug, 2017.
- JÁDAN-GUERRERO, J. et al. Creating TUIs Using RFID Sensors--A Case Study Based on the Literacy Process of Children With Down Syndrome. **Sensors (Basel)**, v. 15, n.7, p. 14845-63, jun, 2015
- JEON, B. et al. A Facial Recognition Mobile App for Patient Safety and Biometric Identification: Design, Development, and Validation. **Journal of Medical Internet Research Mhealth Uhealth**, v. 7, n.4, p.1-11, e11472, apr, 2019.
- JU LEE, K.; FUJISAWA, T.; KIM, C.K. Biomarkers for Recurrent Wheezing and Asthma in Preschool Children. **Allergy, Asthma and Immunology Research**, v.11, n.1, p.16-28, jan, 2019.
- KAIRAMKONDA, V. R. et al. Lung Function Measurement in Prematurely Born Preschool Children With and Without Chronic Lung Disease. **Journal of Perinatology**, v. 28, n. 3, p. 199-204, mar, 2008.
- KAMINSKY, D.A. What does airway resistance tell us about lung function? **Respiratory Care**, v.57, n.1, p.85-96, 2012.
- KANNISTO, S.; VANNINEN, E.; KORPPI, M. Evaluation of the Interrupter Technique in Measuring Post-Exercise Bronchodilator Responses in Children. **Clinical Physiology**, v.20, n.1, p. 62-8, jan, 2000.
- KELLY, C. Taxa respiratória 1: por que a medição e o registro precisos são cruciais. **Tempos de Enfermagem**, v. 114, n. 4, p. 23-24, 2018.
- KERKOSKI, E. et al. **Mobilidade torácica em adultos: comparação entre duas técnicas de cirtometria.** VIII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Latino Americano de Pós-Graduação. Universidade do Vale do Paraíba, Itajaí-SC, p. 467-470, 2010.

KIM, Y.H. et al. Usefulness of Impulse Oscillometry and Fractional Exhaled Nitric Oxide in Children With Eosinophilic Bronchitis. **Pediatrics Pulmonology**, v.48, n.3, p.221-8, mar, 2013.

KISHIMA, H. et al. Respiratory Function Under Intrathecal Baclofen Therapy in Patients With Spastic Tetraplegia. **Neuromodulation**, v.19, n.6, p.650-4, aug., 2016.

KLUG, B.; BISGAARD, H. Lung function measurement in awake young children. **European Respiratory Journal**, v.8, p. 2067–2075, 1995.

KLUG, B.; BISGAARD, H. Measurement of Lung Function in Awake 2-4-Year-Old Asthmatic Children During Methacholine Challenge and Acute Asthma: A Comparison of the Impulse Oscillation Technique, the Interrupter Technique, and Transcutaneous Measurement of Oxygen Versus Whole-Body Plethysmography. **Pediatric Pulmonology**, v. 21, p.290-300, 1996.

KLUG, B.; BISGAARD, H. Specific Airway Resistance, Interrupter Resistance, and Respiratory Impedance in Healthy Children Aged 2-7 Years. **Pediatric Pulmonology**, v.25, n.5, p.322-31, may, 1998.

KLUG, B.; NIELSEN, K. G.; BISGAARD, H. Observer Variability of Lung Function Measurements in 2-6-yr-old Children. **European Respiratory Journal**, v.16, n.3, p. 472-5, sep, 2000.

KOOI, E. M. W. Airway Resistance Measurements in Pre-School Children With Asthmatic Symptoms: The Interrupter Technique. **Respiratory Medicine**, v. 100, n. 6. p. 955-64, jun, 2006.

KU, H.L. et al. Application of Radio-Frequency Identification in Perioperative Care. **AORN Journal**, v.94, n.2, p.158-69, aug, 2011.

KUBASH, F. et al. Non-invasive pulmonary function test on Morquio Patients. **Molecular Genetics Metabolism**, v.115, n.4, p.186-192, aug., 2015.

KWON, Y. H. Differences of Respiratory Function in Children With Spastic Diplegic and Hemiplegic Cerebral Palsy, Compared With Normally Developed Children. **Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine**, v.6, n.2, p.113-7, 2013.

KWON, Y.H. Differences of Respiratory Function According to Level of the Gross Motor Function Classification System in Children With Cerebral Palsy. **Journal Physical Therapy Science**, v.26, n.3, p.389-91, mar., 2014.

KWON, H.Y.; KIM, B. J. Correlation Between the Dimensions of Diaphragm Movement, Respiratory Functions and Pressures in Accordance With the Gross Motor

Function Classification System Levels in Children With Cerebral Palsy. **Journal of Exercise Rehabilitation**, v. 14, n.6, p. 998-1004, dec, 2018.

LAI, Y.L. et al. An Intelligent Health Monitoring System Using Radio-Frequency Identification Technology. **Technology Health Care**, v. 24, suppl, 1, p. 421-31, 2015.

LAYTON, A.M. et al. An Assessment of Pulmonary Function Testing and Ventilatory Kinematics by Optoelectronic Plethysmography. **Clinical Physiology and Functional Imaging**, v.31, n.5, p.333-6, sep., 2011.

LAVIOLA, M. et al. Assessment of Diaphragmatic Thickness by Ultrasonography in Duchenne Muscular Dystrophy (DMD) Patients. **PLoS One**, v.13, n.7, e0200582, jul, 2018.

LARSEN, G. L. et al. Impulse Oscillometry Versus Spirometry in a Long-Term Study of Controller Therapy for Pediatric Asthma. **The Journal of Allergy and Clinical Immunology**, v.123, n.4, p.861-7, apr, 2009.

LEE, E. et al. Respiratory Reactance in Children Aged Three to Five Years With Postinfectious Bronchiolitis Obliterans Is Higher Than in Those With Asthma. **Acta Paediatrica**, v. 106, n.1, p.810-86, jan, 2017.

LIPPI, I.S. et al. Diaphragmatic ultrasound as assessment tool for mechanical ventilation weaning. **Fisioterapia Brasil**, v.20, n.4, p.570-7, 2019.

LIN L. et al. Correlation of Surface Respiratory Electromyography With Esophageal Diaphragm Electromyography. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.359, p.45-52, jan, 2019.

LOMAURO, A. et al. Evolution of respiratory function in Duchenne muscular dystrophy from childhood to adulthood. **European Respiratory Journal**, v.51, 2018.

LOMAURO, A. et al. Abdominal volume contribution to tidal volume as an early indicator of respiratory impairment in Duchenne muscular dystrophy. **European Respiratory Journal**, v.35, p.1118-1125, 2010.

LOMAURO, A. et al. Spontaneous Breathing Pattern as Respiratory Functional Outcome in Children with Spinal Muscular Atrophy (SMA). **PLoS ONE**, v. 11, n.11, p. e0165818, 2016.

LOMAURO, A. et al. Alterations of Thoraco-Abdominal Volumes and Asynchronies in Patients With Spinal Muscle Atrophy Type III. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.197, p.1-8, jun., 2014.

LUM, S. Lung Function in Preschool Children: Applications in Clinical and Epidemiological Research. **Paediatric Respiratory Reviews**, v.7, Suppl 1:S30-2, 2006.

MAARSINGH, E.J.W. et al. Airflow Limitation in Asthmatic Children Assessed With a Non-Invasive EMG Technique. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.133, n.1-2, p.89-97, oct, 2002.

MACBEAN, V. et al. Parasternal Intercostal Electromyography: A Novel Tool to Assess Respiratory Load in Children. **Pediatric Respiratory**, v.80, n.3, p.407-14, sep, 2016.

MACHADO, A.B.M. **Neuroanatomia funcional**. 2<sup>a</sup> ed. São Paulo: Ed. Atheneu, 2006.

MAFFEY, A. et al. Clinical, Functional, and Radiological Outcome in Children With Pleural Empyema. **Pediatric Pulmonology**, v.54, n.5, p.535-30, may, 2019.

MANTI, S. et al. Pilot Study Shows Right Ventricular Diastolic Function Impairment in Young Children With Obstructive Respiratory Disease. **Acta Paediatric**, v. 108, n.4, p. 740-744, apr, 2019.

MARATEB, H. R. et al. Robust decomposition of single-channel intramuscular EMG signals at low force levels. **Journal of Neural Engineering**, v. 8, n. 6, 066015, dec, 2011.

MARCHAL, F. et al. [Several Aspects of Respiratory Function Testing in Children]. **Revue des Maladies Respiratoires**, v.17, n.1, p.67-75, feb, 2000.

MARCHAL, F. et al. Forced Oscillations, Interrupter Technique and Body Plethysmography in the Preschool Child. **Paediatric Respiratory Reviews**, v.6, n.4, p.278-84, dec, 2005.

MARTINEZ, J.A.B.; PADUA, A.I.; TERRA FILHO, J. Dispneia. **Medicina, Ribeirão Preto**, v. 37, p. 199-207, jul./dez., 2004.

MASSARONI, C. et al. Optoelectronic Plethysmography in Clinical Practice and Research: A Review. **Respiration**, v.93, p.339-354, 2017.

MATECKI, S. et al. [Maximal Respiratory Pressures in Children: The Methodological Challenge]. **Revue des Maladies Respiratoires**, v.21, n.6Pt1, p.1116-23, dec., 2004.

MAUGER-HAMEL, P. Relationship Between Baseline and Post-Bronchodilator Interrupter Resistance and Specific Airway Resistance in Preschool Children. **Annals of Allergy, Asthma & Immunology**, v. 124, n.4, p. 366-372, apr, 2020.

MCKENZIE, S. A.; BRIDGE, P. D.; HEALY, M. J. Airway Resistance and Atopy in Preschool Children With Wheeze and Cough. **European Respiratory Journal**, v.15, n. 5, p. 833-8, may, 2000.

MEHDI, A. A.; Kumar, A.; Jaiswal, A. K. A review of RFID –WSN healthcare applications and issues. **International Journal of Advanced Research in Electronics and Communication Engineering (IJARECE)**, v.6, issue 6, June, 2017.

MERKUS, P.J.F.M. et al. Measurements of interrupter resistance: reference values for children 3–13 yrs of age. **European Respiratory Journal**, v.20, p.907-911, 2002.

MILLER, M.R. et al. American Thoracic Society, Standardization of spirometry. **European Respiratory Journal**, v.26, p.319-38,. 2005.

MOHER, David et al. Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses: The PRISMA Statement. **Plos Medicine**, [S. l.], v. 6, n. 7, p. 1-6, 2009.

MOHTASHAM, L.; PANITCH, H.B. Current Approaches in Infant Pulmonary Function Testing. **Current Pediatrics Report**, v.2, p. 9-17, 2014.

MONDAN, P. et al. Bioassay of Salmeterol in Children Using Methacholine Challenge With Impulse Oscillometry. **Pediatric Pulmonology**, v.51, n.6, p.570-5, jun, 2016.

MONGAN, W. M. et al. **On the use of Radio Frequency Identification for continuous biomedical monitoring**. In: 2017 IEEE/ACM SECOND INTERNATIONAL CONFERENCE ON INTERNET-OF-THINGS DESIGN AND IMPLEMENTATION (IoTDI), 2017, Pittsburgh. Proceedings IEEE Xplore: IEEE, 2017. p. 197-202.

MONTEMEZZO, D. et al. Maximal respiratory pressures: devices and procedures used by Brazilian physical therapists. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.17, n.2, p.147-52, abr/jun. 2010.

MOREIRA, M.A.F. **A contribuição da oscilometria de impulso na obstrução das vias aéreas**. 2005. 64 f. Tese (Doutorado em Medicina - Pneumologia) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRS), Porto Alegre, 2005.

MOTA, R.P.B. **Extensões ao protocolo de comunicação EPCGlobal para tags classe 1 utilizando autenticação com criptografia de baixo custo para segurança em identificação por Radiofrequência**. 2006. 91 f. Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Univerdade Federal de São Carlos (UFSCar), São Carlos, 2006.

MOURA, E.G.X. **Desenvolvimento de um sistema de captura de baixo custo destinado a determinação da cinemática humana**. 110 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) – Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN), Natal, 2015.

NAGATO, A.C. Correlation between Maximal Expiratory Pressure (MPE ) and Maximal Expiratory Flow Peak (MEFP) in healthy individuals. **Revista Interdisciplinar de Estudos Experimentais**, v. 4, n. único, p. 07-15, 2012.



NAKAMURA, R.M. Technology That Will Initiate Future Revolutionary Changes in Healthcare and the Clinical Laboratory. **Journal of Clinical Laboratory Analysis**, v. 13, p.49–52, 1999.

NASCIMENTO, I.M.A.; PAIVA, G.S. **Avaliação e monitoração respiratória neonatal e pediátrica**. Profisio Fisioterapia Pediátrica e Neonatal: Cardiorrespiratória e Terapia Intensiva, v.1, n.4, p.9-66, 2013.

NEDER, J.A. et al. Reference values for lung function tests. II. Maximal respiratory pressures and voluntary ventilation. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, v.32, p. 719-727, 1999.

NG, D.K.; LAU, W.Y.; LEE, S.L. Pulmonary Sequelae in Long-Term Survivors of Bronchopulmonary Dysplasia. **Pediatrics International**, v.42, n.6, p.603-7, 2000.

NIETO, A. et al. Montelukast Improves Pulmonary Function Measured by Impulse Oscillometry in Children With Asthma (Mio Study). **Respiratory Medicine**, v.100, n.7, p.1180-5, jul, 2006.

NIELSEN, K. G.; BISGAARD, H. The Effect of Inhaled Budesonide on Symptoms, Lung Function, and Cold Air and Methacholine Responsiveness in 2- To 5-year-old Asthmatic Children. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v.162, n. 4 Pt 1, p. 1500-6, oct, 2000.

NIELSEN, K. G.; BISGAARD, H. Discriminative Capacity of Bronchodilator Response Measured with Three Different Lung Function Techniques in Asthmatic and Healthy Children Aged 2 to 5 Years. **American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine**, v.164, n.4, p.554-9, ago, 2001.

OHASHI, K. et al. Safe Patient Transfer System With Monitoring of Location and Vital Signs. **Journal of Medical and Dental Sciences**, v.55, n.1, p.33-41, mar, 2008.

OHASHI, K. et al. Smart Medical Environment at the Point of Care: Auto-Tracking Clinical Interventions at the Bed Side Using RFID Technology. **Computers in Biology and Medicine**, v.40, n.6, p.545-54, jun, 2010.

OLAGUIBEL, J.M. et al. Comparative Analysis of the Bronchodilator Response Measured by Impulse Oscillometry (IOS), Spirometry and Body Plethysmography in Asthmatic Children. **Journal of Investigational Allergology Clinical Immunology**, v.15, n.2, p.102-6, 2005.

OLIVEIRA JORGE, P.P. et al. Impulse Oscillometry in the Assessment of Children's Lung Function. **Allergologia Immunopathologia (Madr)**, v.47, n.3, p.295-302, may-jun., 2019.

ORANJE-NASSAU, C.V. et al. Policy Options for Radio Frequency Identification (RFID) Application in Healthcare; a Prospective View. **RAND Health Quarterly**, v.1, n.4, dec, 2012.

ORTIZ, G.; MENENDEZ, R. The Effects of Inhaled Albuterol and Salmeterol in 2- To 5-year-old Asthmatic Children as Measured by Impulse Oscillometry. **Journal of Asthma**, v.39, n.6, p.531-6, sep, 2002.

OTTE, K. et al. Accuracy and Reliability of the Kinect Version 2 for Clinical Measurement of Motor Function. **PLoS One**,v.11, n.11, e0166532, nov., 2016.

OSWALD-MAMMOSSER, M. et al. Measurements of Respiratory System Resistance by the Interrupter Technique in Healthy and Asthmatic Children. **Pediatric Pulmonology**, v.24, n.2, p.78-85, aug, 1997.

OSWALD-MAMMOSSER, M. et al. Interrupter Technique Versus Plethysmography for Measurement of Respiratory Resistance in Children With Asthma or Cystic Fibrosis. **Pediatric Pulmonology**, v.29, n.3, p.213-20, mar, 2000.

PARK, J.H. et al. Reference values for respiratory system impedance using impulse oscillometry in healthy preschool children. **Korean Journal of Pediatrics**, v.54, n.2, p.64-68, 2011.

PARREIRA, V.F. Padrão respiratório e movimento toracoabdominal em indivíduos saudáveis: influência da idade e do sexo. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 14, n. 5, p. 411-6, set./out., 2010.

PASSARELLI, R.C.V. et al. Evaluation of Inspiratory Muscular Force (P<sub>lmax</sub>) during Weaning from Mechanical Ventilation in Neurological Patients in the Intensive Care Unit. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v.18, n.1, p. 48-53, jan/mar., 2011.

PEDRINI, A. et al . Comparação entre as medidas de cirtometria tóraco-abdominal realizadas em decúbito dorsal e em ortostatismo. **Fisioterapia e Pesquisa**, São Paulo, v. 20, n. 4, p. 373-378, dez., 2013.

PEIRANO, K. R.M. Oscilometria de impulso (IOS) em niños. **Neumologia Pediatrica**, v.5, p. 89-95, 2010.

PEREIRA, C.A.C. Espirometria. **Jornal de Pneumologia**, v. 28, supl.3, outubro, 2002.  
PEREZ, M.M. et al. Application of RFID Technology in Patient Tracking and Medication Traceability in Emergency Care. **Journal of Medical Systems**, v.36, n.6, p.3983-93, dec, 2012.

PEIXOTO, A. O. **The use of ultrasound as a tool to evaluate pulmonary disease in cystic fibrosis**. 2019. 105 f. Dissertação (Mestrado em Saúde da Criança e do Adolescente) - Universidade Estadual de Campinas (UNICAMP), Campinas, 2019.

PHILIPS, M.F. et al. Changes in Spirometry Over Time as a Prognostic Marker in Patients with Duchenne Muscular Dystrophy. **American Journal Respiratory and Critical Care Medicine**, v. 164, p. 2191–2194, 2001.

RAYWOOD, E. et al. The Bronchodilator Response in Preschool Children: A Systematic Review. **Pediatric Pulmonology**, v. 51, n.11, p. 1242-1250, nov, 2016.

RECH, V.V. et al. Airway resistance in children measured using the interrupter technique: reference values. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.34, n.10, p.796-803, 2008.

REITERER, F.; SIVIERI, E.; ABBASI, S. Evaluation of Bedside Pulmonary Function in the Neonate: From the Past to the Future. **Pediatric Pulmonology**, v.50, n.10, p.1039-50, oct., 2015.

REYNA, Z.Y. et al. Assessing the measurement of airway resistance by the interrupter technique. **Archivos Argentinos de Pediatría**, v.111, n.6, p.495-501, dez, 2013.

RICHTERMOC, M.K.F. **Avaliação do status admissional e efeitos da mobilização precoce na força muscular respiratória, na periférica e na funcionalidade de pacientes críticos respirando espontaneamente**. 126 f. Dissertação (Mestrado em Fisioterapia) - Universidade Federal do Pernambuco, Recife, 2017.

ROCHA, A. **Avaliação da resistência das vias aéreas através da Técnica do Interruptor em pacientes com Fibrose Cística**. 101 f. Dissertação (Mestrado em Saúde da Criança e do Adolescente) - Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2010.

ROCHA, A. et al. Using the interrupter technique to evaluate airway resistance in cystic fibrosis patients. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.38, n.2, p.188-193, 2012.

RODRIGUES, F.; BÁRBARA, C. Maximal respiratory pressures Proposition for a protocol of assessment. **Revista Portuguesa de Pneumologia**, v.1, n.4, p. 297-307, 2000.

SÁ FEITOSA, L.A. et al. Accuracy of Optoelectronic Plethysmography in Childhood Exercise-Induced Asthma. **Journal of Asthma**, v.56, n.1, p.61-8, jan, 2019.

SAKARYA, A. Evaluation of Children With Cystic Fibrosis by Impulse Oscillometry When Stable and at Exacerbation. **Pediatric Pulmonology**, v.51, n.11, p.1151-58, nov, 2016.

SANTANA, P.V. Identificação da diminuição da mobilidade diafragmática e do espessamento diafragmático na doença pulmonar intersticial: utilidade da ultrassonografia. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.42, n.2, p.88-94, 2016.

SANTOS, C. M. C; PIMENTA, C. A. M; NOBRE, M. R. C. A estratégia pico para a construção da pergunta de pesquisa e busca de evidências. **Revista Latino-americana de Enfermagem**, São Paulo, v. 15, n. 3, p. 1-4, 2007.

SARWAL, A.; WALKER, F.O.; CARTWRIGHT, M.S. Neuromuscular Ultrasound for Evaluation of the Diaphragm. **Muscle Nerve**, v.43, n.3, p.319-329, march, 2013.

PAASKE, S. et al. The Benefits and Barriers to RFID Technology in Healthcare. **Online Journal of Nursing Informatics (OJNI)**, v. 21, n.2, jun, 2017.

SEDDON, P. et al. How Should We Estimate Driving Pressure to Measure Interrupter Resistance in Children?. **Pediatric Pulmonology**, v.42, n.9, p.757-63, sep, 2007.

SCARLATA, S. et al. Reproducibility and Clinical Correlates of Supine Diaphragmatic Motion Measured by M-Mode Ultrasonography in Healthy Volunteers. **Respiration**, v.96, p.259-266, 2018.

SCANO, A. et al. Kinect One-based Biomechanical Assessment of Upper-Limb Performance Compared to Clinical Scales in Post-Stroke Patients. **37th Annual International Conference proceedings - IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)**, Milan, p.5720-3, aug., 2015.

SCANO, A. et al. Kinect V<sub>2</sub> Performance Assessment in Daily-Life Gestures: Cohort Study on Healthy Subjects for a Reference Database for Automated Instrumental Evaluations on Neurological Patients. **Applied Bionics and Biomechanics**, v.2017, p.1-16, 2017.

SCANO, A. et al. Kinect V2 Implementation and Testing of the Reaching Performance Scale for Motor Evaluation of Patients With Neurological Impairment. **Medical Engineering & Physics**, v.56, p.54-58, jun., 2018.

SCANO, A.; MOLTENI, F.; TOSATTI, L.M.. Low-Cost Tracking Systems Allow Fine Biomechanical Evaluation of Upper-Limb Daily-Life Gestures in Healthy People and Post-Stroke Patients. **Sensors (Basel)**, v.19, n.5, p.1-19, mar, 2019.

SCHILDGE, J.; GAUSER, B.K.R. [Airway Challenge Testing - Accuracy of the Interrupter Technique]. **Pneumologie**, v.55, n.9, p.425-30, sep, 2001.

SCHOSER, B. et al. Maximum inspiratory pressure as a clinically meaningful trial endpoint for neuromuscular diseases: a comprehensive review of the literature. **Orphanet Journal of Rare Diseases**, v.12, n.52, p. 1-12, 2017.

SCHULZE, J. et al. Impulse Oscillometry as a Predictor of Asthma Exacerbations in Young Children. **Respiration**, v.91, n.2, p.107-14, 2016.

SILVA, D. B. R.; PFEIFER, L. I.; FUNAYAMA, C. A. R. GMFCS - **E&R: Sistema de classificação da função motora grossa- ampliado e revisto**. [S.l: s.n.], 2010.

SILVA, R.O.E. Valores de referência e fatores relacionados à mobilidade torácica em crianças brasileiras. **Revista Paulista de Pediatria**, v.30, n.4, p.570-575, 2012.

SILVA E BORGES, M.B.; GALIGALI, A.T.; ASSAD, R.A. Prevalência de distúrbios respiratórios em crianças com paralisia cerebral na clínica escola de fisioterapia da universidade católica de Brasília. **Revista Fisioterapia em Movimento**, v.18, n.1, p.37-47, 2005.

SINGH, G. et al. Respiratory functional and motor control deficits in children with spinal cord injury. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.247, p.174-180, jan, 2018.

SIRET, D. et al. [Evaluation of Systematic Pulmonary Function Testing for Asthma in Children Aged Three to Five Years]. **Archives de Pédiatrie**, v.9, n.5, p.478-88, may, 2002.

SHIN, Y. O. et al. Oscillometric and Spirometric Bronchodilator Response in Preschool Children With and Without Asthma. **Canadian Respiratory Journal**, v.19, n.4, p.273-7, jul-aug, 2012.

STANMORE, T. **Pilates para as costas: Exercícios para as costas, ombros e o pescoço**. São Paulo: Ed. Manole, 2008.

STEHLÉ, J. et al. High-resolution Measurements of Face-To-Face Contact Patterns in a Primary School. **PLoS One**, v.6, n.8, e23176, 2011.

STOLLER, J. K. et al. Radio-frequency Tracking of Respiratory Equipment: Rationale and Early Experience at the Cleveland Clinic. **Respiratory Care**, v. 58, n.12, p.2069-75, dec, 2013.

STOCKS, J; SONNAPPA, S.; LUM, S. Lung function testing in children: importance of race and ethnic-specific reference equations, **Expert Review of Respiratory Medicine**, v. 8, n.5, p. 527-531,2014.

STONE, E. E.; SKUBIC, M. Capturing habitual, in-home gait parameter trends using an inexpensive depth camera. **Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)**, v. 2012, p. 5106– 5109, 2012.

SIU, K.K. et al. Management of Recurrent Preschool, Doctor-Diagnosed Wheeze. **Indian Journal Pediatrics**, v.85, n.8, p.658-666, aug, 2018.

SOO SON, M. et al. Effects of Dynamic Neuromuscular Stabilization on Diaphragm Movement, Postural Control, Balance and Gait Performance in Cerebral Palsy. **NeuroRehabilitation**, v. 41, n.4, p.739-46, 2017.

TATAR, S.A.; MAN, S.C. The interrupter technique: feasibility in children in acute asthma. **Maedica (Buchar)**, v.5, n.1, p.5-12, jan, 2010.

TANTUCCI, C. et al. Methods for measuring lung volumes: Is There a Better One? **Respiration**, v. 91, n.4, p. 273–280, 2016.

THOMAS, M.R. Plethysmograph and Interrupter Resistance Measurements in Prematurely Born Young Children. **Archives of Disease in Childhood Fetal and Neonatal Edition**, v.91, n.3, p. F193-6, may, 2006.

TORSANI, V. 55f. **Estudo da influência do esforço e da posição corporal no esvaziamento pulmonar regional em indivíduos saudáveis por meio da tomografia de impedância elétrica**. Dissertação (Mestrado em Ciência) – Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

TRINDADE, A.M.; SOUSA, T.L.F.; ALBUQUERQUE, A.L.P. A interpretação da espirometria na prática pneumológica: até onde podemos avançar com o uso dos seus parâmetros? **Revista Pulmão RJ**, v.24, n.1, p.3-7, 2015.

TRUWIT, J.D.; MARINI, J.J. Validation of a Technique to Assess Maximal Inspiratory Pressure in Poorly Cooperative Patients\*. **Chest**, v.102, n.4, p.1216-1219, 1992.

YAMAGUTI, W. P.S. et al. Ultrasound evaluation of diaphragmatic mobility in different postures in healthy subjects. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.33, n.4, p. 407-413, 2007.

YUEYUE, L.; CHEN, Y.; WANG, P. Application of Impulse Oscillometry and Bronchial Dilation Test for Analysis in Patients With Asthma and Chronic Obstructive Pulmonary Disease. **International Journal of Clinical and Experimental Medicine**, v.8, n.1, p.1271-5, jan, 2015.

VERVER, S.H.; VERVLOED, M. P. J.; STEENBERGEN, B. The Use of Augmented Toys to Facilitate Play in School-Aged Children With Visual Impairments. **Research in Developmental Disabilities**, v.85, p. 70-81, feb, 2019.

VIANELLO, A. et al. Clinical and Pulmonary Function Markers of Respiratory Exacerbation Risk in Subjects With Quadriplegic Cerebral Palsy. **Respiratory Care**, v.60, n.10, p.1431-7, oct, 2015.

VIDOTTO, L. S. et al. Disfunção respiratória: O que sabemos? **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.45, n.1, 2019.

VIEIRA, D.S.R. Optoelectronic plethysmography: Intra-rater and inter-rater reliability in healthy subjects. **Respiratory Physiology & Neurobiology**, v.189, p.473-6, 2013.

VILAMOSKA, A. M. et al. **Identifying areas for Radio Frequency Identification deployment in healthcare delivery: A review of relevant literature**. European Commission: RAND Corporation, 2009.

VINK, G.R. et al. Impulse Oscillometry: A Measure for Airway Obstruction. **Pediatric Pulmonology**, v.35, n.3, p.214-9, mar., 2003.

VORA, S.; DANDEKAR, K.; KURZWEG, T. Passive RFID Tag based Heart Rate Monitoring from an ECG Signal\*. **Conference proceedings - IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)**, p.4403-6, aug, 2015.

VORA, S.A. et al. On Implementing an Unconventional Infant Vital Signs Monitor with Passive RFID Tags. **2017 IEEE International Conference on RFID (RFID)**, Phoenix, AZ, USA, 9–11, may, 2017.

WELCH, J.F. et al. Respiratory Physiology & Neurobiology Reliability of the diaphragmatic compound muscle action potential evoked by cervical magnetic stimulation and recorded via chest wall surface EMG. **Respiratory Physiology Neurobiology**, v.243, p.101-6, 2017.

WEST, J.B. **Fisiologia respiratória: princípios básicos**. 9ª Ed. Porto Alegre: Ed. Artmed, 2013.

WEST MD, PhD, DSC. **Fisiología respiratória**. 9º Ed., 2012.

WESTERN, P. J.; PATRICK, J. M. Effects of focusing attention on breathing with and without apparatus on the face. **Respiration physiology**, v. 72, n. 1, p. 123–130, 1988.

WILD, L.B. et al. Pulmonary function tests in asthmatic children and adolescents: Comparison between a microspirometer and a conventional spirometer. **Jornal Brasileiro de Pneumologia**, v.31, n.2, p.97-102, 2005.

WON SONG, T. et al. Correlation Between Spirometry and Impulse Oscillometry in Children With Asthma. **Acta Paediatrica**, v.97, n.1, p.51-4, jan., 2008.

WORLD HEALTH ORGANIZATION (WHO). **2015 Global Survey on Health Technology Assessment by National Authorities**. Main findings. Geneva, p. 3, 2015.

XIA, J.; SIOCHI, R.A.; A Real-Time Respiratory Motion Monitoring System Using KINECT: Proof of Concept. **Medical Physics**, v. 39, n.5, p. 2682-5, may, 2012.

ZANFORLIN, A. et al. Clinical Applications of Diaphragm Ultrasound: Moving Forward. **Minerva Medica**, v.105, n.5, suppl 1, p.1-5, oct, 2014.

ZHANG, S. et al. The Assessment of Sniff Nasal Inspiratory Pressure in Patients With Duchenne Muscular Dystrophy in China. **Brain Development**, v.40, n.5, p.391-6, may, 2018.