



UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA
CAMPUS ARARANGUÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO

PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA

**CONSTRUÇÃO E VIABILIDADE DE DISPOSITIVO TECNOLÓGICO PARA
AVALIAÇÃO DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E
LACTENTES.**

Araranguá

PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA

**CONSTRUÇÃO E VIABILIDADE DE DISPOSITIVO TECNOLÓGICO PARA
AVALIAÇÃO DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E
LACTENTES.**

Dissertação submetida ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da Universidade Federal de Santa Catarina como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Ciências da Reabilitação.

Orientadora: Profa. Dra. Cristiane Aparecida Moran

Araranguá

2026

Oliveira, Patricia do Nascimento

CONSTRUÇÃO E VIABILIDADE DE DISPOSITIVO TECNOLÓGICO
PARA AVALIAÇÃO DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-
NASCIDOS E LACTENTES. / Patricia do Nascimento Oliveira ;
orientadora, Cristiane Aparecida Moran, 2026.

133 p.

Dissertação (mestrado) - Universidade Federal de Santa
Catarina, Campus Araranguá, Programa de Pós-Graduação em
Ciências da Reabilitação, Araranguá, 2026.

Inclui referências.

1. Ciências da Reabilitação. 2. Fisioterapia. 3.
Neonatologia. 4. Pediatria. 5. Avaliação pulmonar. I.
Moran, Cristiane Aparecida. II. Universidade Federal de
Santa Catarina. Programa de Pós-Graduação em Ciências da
Reabilitação. III. Título.

Patricia do Nascimento Oliveira

**Construção E Viabilidade De Dispositivo Tecnológico Para Avaliação Da
Expansibilidade Torácica Em Recém-Nascidos E Lactentes.**

O presente trabalho em nível de Mestrado foi avaliado e aprovado, em 18 de março de 2026, pela banca examinadora composta pelos seguintes membros:

Prof.(a) Dr.(a) Valéria Cabral Neves Luszczynski
Instituição Universidade Federal do Paraná

Prof. Dr.Fernando Diefenthaler
Instituição Universidade Federal de Santa Catarina

Certificamos que esta é a versão original e final do trabalho de conclusão que foi julgado adequado para obtenção do título de Mestra em Ciências da Reabilitação.

Coordenação do Programa de Pós-Graduação

Prof.(a) Dr.(a) Cristiane Aparecida Moran
Orientador(a)

Araranguá, 2026

Dedico este trabalho aos meus pais e a todos aqueles que, de alguma forma, contribuíram para que eu chegasse até aqui.

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus pais, Silvia e Jair, que nunca mediram esforços para me proporcionar a melhor educação possível. Mesmo sem terem concluído o ensino fundamental, sempre estiveram ao meu lado em toda essa trajetória, incentivando e apoiando cada passo do meu caminho.

À minha irmã, Joseani, ao meu cunhado Rodrigo e aos meus sobrinhos Anita e Antônio, que sempre me incentivaram a buscar meus sonhos. Mesmo com a distância e a ausência física em muitos momentos, agradeço por compreenderem e por permanecerem presentes em minha vida.

Aos meus avós, que infelizmente já não estão mais aqui, mas que sempre me apoiaram e me incentivaram. Sei que, de onde estiverem, estarão olhando e orando por mim. Em especial ao meu avô Antônio, que partiu quando eu ainda estava no início dessa jornada do mestrado. Lembro com carinho de suas últimas palavras para mim. Que este título também seja para você, avô.

Ao meu parceiro de vida, Roger, por nunca soltar a minha mão e por não me deixar desistir. Obrigada por todo o apoio nos momentos difíceis, nos choros e também nas conquistas. Por ser meu porto seguro e meu alicerce. Eu não teria chegado até aqui sem você. Eu te amo.

Às minhas amigas, Bruna e Natascha, por compartilharem comigo as angústias, as dúvidas e por não me deixarem desistir, mesmo com a distância que muitas vezes nos separa.

Às minhas primas Andreia, Adriana, Carla, Lidiane e Thais, pelo apoio constante e por me inspirarem a ser sempre melhor.

À minha orientadora, Cristiane Moran, que desde a graduação acreditou em mim e me fez apaixonar pelo universo da pediatria e da neonatologia. Você me ajudou a encontrar amor no meu trabalho.

Aos meus colegas do Ambulatório de Prematuridade (LAPREM), por todo o suporte e apoio durante as coletas. O carinho e o comprometimento de vocês com as crianças fazem toda a diferença.

À Prof^a Dr^a Sueli Fischer Beckert, coordenadora do Laboratório de Metrologia e Qualidade Industrial da UFSC (METeQ), por gentilmente permitir a calibração do dispositivo desenvolvido neste estudo em seu laboratório.

À Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC), que desde a graduação me proporcionou uma transformação de vida. Tudo o que sou hoje também devo à oportunidade de estudar em uma universidade pública, gratuita e de qualidade.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação (PPG-CR), pela excelência na formação acadêmica.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pelo apoio aos programas de pós-graduação.

E à Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC), pela concessão da bolsa de mestrado que possibilitou a realização deste estudo.

RESUMO

A avaliação da expansibilidade torácica é tradicionalmente realizada pela observação do movimento de elevação e descenso do tórax durante o ciclo respiratório. Entretanto, essa avaliação na neonatologia e pediatria, gertalemnte é realizada de maneira predominantemente observacional, estando sujeita à experiência e à subjetividade do avaliador. Com a necessidade de avaliar a expansibilidade torácica de forma mais objetiva, o presente estudo tem como objetivo desenvolver, verificar metrologicamente e avaliar a viabilidade de aplicação de um dispositivo tecnológico para mensuração quantitativa da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros. Trata-se de um estudo experimental e de viabilidade, realizado em três etapas: construção do dispositivo, testes de bancada para avaliação de suas propriedades metrológicas e avaliação da viabilidade na aplicação com recém-nascidos e lactentes prematuros no ambiente ambulatorial. O dispositivo foi composto por microcontrolador ESP32, sensor magnético AS5600, display OLED e transmissão de dados via Bluetooth para aplicativo móvel. Para o estudo de viabilidade, as medidas de expansibilidade torácica foram obtidas em tempo real pelas variações do perímetro torácico durante o ciclo respiratório. Cada participante foi avaliado três vezes consecutivas para análise da estabilidade das medidas. A mediana da expansibilidade torácica observada foi de 0,35 cm (0,16–1,54). A comparação entre as três mensurações não evidenciou diferença estatisticamente significativa ($\chi^2 = 3,25$; $p = 0,19$), indicando estabilidade das medidas. A análise de confiabilidade demonstrou excelente consistência entre as avaliações (ICC = 0,988; IC95%: 0,95–0,998). O dispositivo apresentou boa aplicabilidade no contexto ambulatorial. O dispositivo fornece medidas objetivas da expansibilidade torácica nessa população, contribuindo para precisão na avaliação respiratória e para o monitoramento clínico.

Palavras-chave: Caixa-torácica; Recém-nascido prematuro; Dispositivos Eletrônicos Vestíveis.

ABSTRACT

The assessment of thoracic expansion is traditionally performed by observing the elevation and descent of the chest during the respiratory cycle. However, this evaluation is usually conducted in a predominantly observational manner and is therefore subject to the examiner's experience and subjectivity. Considering the need for a more objective evaluation of thoracic expansion, the present study aimed to develop, perform metrological verification, and evaluate the feasibility of applying a technological device for the quantitative measurement of thoracic expansion in preterm newborns and infants. This is an experimental and feasibility study conducted in three stages: device construction, bench testing to assess its metrological properties, and feasibility evaluation during application in preterm newborns and infants in an outpatient setting. The device consisted of an ESP32 microcontroller, an AS5600 magnetic sensor, an OLED display, and Bluetooth data transmission to a mobile application. For the feasibility study, thoracic expansion measurements were obtained in real time from variations in thoracic perimeter during the respiratory cycle. Each participant was evaluated three consecutive times to analyze measurement stability. The median thoracic expansion observed was 0.35 cm (0.16–1.54). Comparison among the three measurements showed no statistically significant difference ($\chi^2 = 3.25$; $p = 0.19$), indicating measurement stability. Reliability analysis demonstrated excellent consistency between assessments (ICC = 0.988; 95% CI: 0.95–0.998). The device showed good applicability in the outpatient context. The device has the potential to provide objective measurements of thoracic expansion in this population, contributing to greater precision in respiratory assessment and clinical monitoring.

Keywords: Thoracic cage; Preterm newborn; Wearable electronic devices.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Mecanismos que influenciam no desenvolvimento de doenças pulmonares na infância.	23
Figura 2. Volumes e capacidades pulmonares.	24
Figura 3. Descrição do impacto da prematuridade e baixo peso ao nascer no desenvolvimento e na função pulmonar.	29
Figura 4. Desenvolvimento pulmonar e declínio da função pulmonar em indivíduos saudáveis comparado a indivíduos com DBP.	31
Figura 5. Protótipo do dispositivo.	47
Figura 6. Proporção do dispositivo em comparação ao diâmetro torácico do paciente.	51
Figura 7. Máquina de medição por coordenadas Mitutoyo Crysta-Plus M574 [®] .	53
Figura 1. Protótipo do dispositivo.	60
Figura 2. Circuito dispositivo torácico.	62
Figura 3. Ímã utilizado com o sensor AS5600.	63
Figura 4. Desenho 3D do projeto da caixa do dispositivo.	63
Figura 5. Posicionamento do ímã e o sensor magnético AS5600.	64
Figura 6. Máquina de medição por coordenadas Mitutoyo Crysta-Plus M574 [®] .	66
Figura 7. Primeira versão do dispositivo e seus principais pontos positivos e limitações.	67
Figura 8. 2ª versão do dispositivo com a interface do aplicativo.	68
Figura 9. Análise de Bland-Altman sobre a distribuição das médias.	69
Figura 1. Dispositivo para avaliação da expansibilidade torácica.	80
Figura 2. Curva representativa das variações de expansibilidade torácica em centímetros registradas em tempo real, com resolução temporal em milissegundos, durante a avaliação de um paciente	85

LISTA DE TABELAS

Tabela 1. Descrição dos valores de circunferência torácica e expansibilidade em neonatos e lactentes.	45
Tabela 2. Valores de referência encontrados no banco de dados do LAPREM.	46
Tabela 3. Descrição dos pacientes avaliados no teste piloto.	50
Tabela 1. Indicadores de estabilidade e repetibilidade do sistema de medição nos diferentes pontos de calibração.	69
Tabela 1. Caracterização da amostra e medidas de perímetro torácico obtidas por fita métrica e dispositivo tecnológico.	82
Tabela 2. Medidas de expansibilidade torácica obtidas nas três avaliações por participante.	82

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

BVA – Bronquiolite viral aguda

CAPES – Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior

CFTR – Cystic Fibrosis Transmembrane Conductance Regulator

CRF – Capacidade residual funcional

CV – Capacidade vital

CVF – Capacidade vital forçada

DBP – Displasia broncopulmonar

EROS – Espécies reativas de oxigênio

FAPESC – Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina

FEF25–75 – Fluxo expiratório forçado entre 25% e 75% da capacidade vital forçada

FEV₁ / VEF₁ – Volume expiratório forçado no primeiro segundo

ICC – Intraclass Correlation Coefficient (coeficiente de correlação intraclass)

IC95% – Intervalo de confiança de 95%

LAPREM – Ambulatório de Prematuridade

METeQ – Laboratório de Metrologia e Qualidade Industrial

PIG – Pequeno para idade gestacional

PPG-CR – Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação

RN – Recém-nascido

RNT – Recém-nascido a termo

RNPT – Recém-nascido prematuro

TC – Tomografia computadorizada

TRPV4 – Transient Receptor Potential Vanilloid 4

UTIN – Unidade de Terapia Intensiva Neonatal

VC – Volume corrente

VILI – Ventilator-Induced Lung Injury

VM – Ventilação mecânica

VMI – Ventilação mecânica invasiva

VNI – Ventilação mecânica não invasiva

VR – Volume residual

WHO – World Health Organization

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	13
2 HIPÓTESE	16
3 OBJETIVOS	17
3.1 Objetivo geral	17
3.2 Objetivos específicos	17
4 REFERENCIAL TEÓRICO	18
4.1 Desenvolvimento pulmonar	18
4.1.1 Estágio embrionário	18
4.1.2 Estágio Pseudoglandular	18
4.1.3 Estágio Canalicular	18
4.1.4 Estágio Sacular	19
4.1.5 Estágio Alveolar	19
4.1.6 Período pós-natal	19
4.2 Diferenças anatômicas da via aérea	20
4.3 Uso de suporte ventilatório e o desenvolvimento pulmonar	21
4.4 Mecânica pulmonar	23
4.5 Função pulmonar	24
4.6 Impacto da prematuridade e a função pulmonar	26
4.7 O baixo peso ao nascimento e a função pulmonar	28
4.8 Função pulmonar até os seis meses de idade corrigida	29
4.9 Doenças pulmonares na infância e a função pulmonar	30
4.9.1 Displasia Broncopulmonar	30
4.9.2 Bronquiolite viral aguda	32
4.9.3 Fibrose Cística	33
4.10 A função pulmonar e expansibilidade torácica	34
4.11 Cinemática	37
4.12 Metrologia	38
4.12.1 Precisão	38
4.12.2 Repetibilidade e reprodutibilidade	39
4.12.3 Erro sistemático de mensuração e viés instrumental	39
4.12.4 Sensibilidade do instrumento	39
4.12.5 Acurácia de medição	40

4.12.6 Seletividade	40
4.12.7 Resolução	40
4.12.8 Tempo de resposta ao degrau	40
5 MÉTODOS	41
5.1 Tipo de estudo	41
5.2 Local do estudo	41
5.3 Participantes da pesquisa	42
5.4 Variáveis	42
5.4.1 Variável desfecho	42
5.4.2 Variáveis independentes	42
5.4.2.1 Idade gestacional de nascimento	42
5.4.2.2 Peso ao nascimento	43
5.4.2.3 Percentil de crescimento intrauterino	43
5.4.2.4 Peso atual	43
5.4.2.5 Estatura atual	43
5.4.2.6 Perímetro torácico	43
5.5 Procedimentos	43
5.5.1 1ª Fase - construção da ferramenta	44
5.5.1.1 Divisão das equipes de trabalho	44
5.5.1.2 Reuniões científicas	45
5.5.1.3 Construção da ferramenta	45
5.5.2 2ª fase: treinamento e estudo piloto	46
5.5.2.1 Equipe de coleta e treinamento	46
5.5.2.2 Estudo piloto	47
5.5.2.3 Protótipo do dispositivo	47
5.5.2.4 Testes do protótipo	48
5.5.3 Fase 3: validação da ferramenta em bancada	52
5.5.3.1 Calibração	52
5.5.3.2 Exatidão	53
5.5.4 Fase 4- Aplicabilidade clínica	54
5.5.4.1 Protocolo de coleta de dados	54
5.5.4.1.1 Ficha de identificação	54
5.5.4.1.2 Dados antropométricos	54
5.5.4.2 Diâmetro torácico e expansibilidade torácica com o dispositivo	55

5.5.5 Análise Estatística	56
6 ARTIGOS CIENTÍFICOS	57
ARTIGO 1: CONSTRUÇÃO DE DISPOSITIVO TECNOLÓGICO PARA AVALIAÇÃO DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES	57
ARTIGO 2: AVALIAÇÃO TECNOLÓGICA DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES: ESTUDO DE VIABILIDADE	78
7 CONSIDERAÇÕES FINAIS	92
REFERÊNCIAS	93
APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO	113
APÊNDICE 2 - FICHA DE AVALIAÇÃO	116
AMBULATÓRIO FOLLOW-UP UFSC	116
ANEXO 1. PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA	120

1 INTRODUÇÃO

A Organização Mundial da Saúde define o recém-nascido prematuro como aquele que nasce antes de completar as 37 semanas de gestação (WHO, 2018). Nas últimas décadas, o nascimento prematuro tem sido amplamente estudado em relação a sua etiologia e suas consequências (Da Fonseca; Damião; Moreira, 2020; Stevenson *et al.*, 2024). Apesar dos avanços no cuidado materno-infantil, a prematuridade permanece um importante desafio para a saúde pública global. Estimativas recentes indicam que a taxa global de prematuridade manteve-se relativamente estável na última década, sendo que aproximadamente 1 em cada 10 bebês nasce antes das 37 semanas de gestação (Bradley *et al.*, 2025).

Embora o número de mortes tenha diminuído nos últimos anos, a morbidade entre os recém-nascidos aumentou devido aos avanços tecnológicos e à melhoria na assistência à saúde (Torchin *et al.*, 2015; Frey; Klebanoff, 2016). A prematuridade está atrelada a diversas morbidades como comprometimento neuromotor, complicações cognitivas e alterações musculoesqueléticas que podem surgir logo após o nascimento ou até a vida adulta (Kelly; Tobias; Griffith, 2021; Heikkilä *et al.*, 2023; Deprez *et al.*, 2024).

Entre as morbidades mais frequentes, destacam-se as alterações respiratórias como a broncodisplasia pulmonar, cuja associação com a prematuridade é bem estabelecida (Edwards *et al.*, 2016; Doyle *et al.*, 2019). Porém, mesmo recém-nascidos prematuros (RNPT) considerados moderados e tardios (idade gestacional de 32 semanas a 36 semanas e 6 dias) também apresentam um risco significativo de desenvolver doenças respiratórias na infância e na vida adulta (Pike; Lucas, 2015; Du Berry *et al.*, 2022; Hart *et al.*, 2021; WHO, 2024).

As crianças e adultos nascidos prematuros podem apresentar algum grau de alteração na função pulmonar, evidenciado pela redução do volume expiratório forçado no primeiro segundo (FEV₁) na espirometria, além de poder apresentar uma baixa capacidade ao exercício (Du Berry *et al.*, 2022; Simpson *et al.*, 2024; Deprez *et al.*, 2024). Essas alterações podem comprometer a capacidade respiratória ao longo do tempo (Doyle *et al.*, 2019; Heikkilä *et al.*, 2023). Ainda, RNPT apresentam um alto índice de reinternação hospitalar, muitas vezes em decorrência de disfunções respiratórias, o que destaca a necessidade de acompanhamento contínuo, identificação e intervenções precoces para minimizar complicações a longo prazo (Gunville *et al.*, 2010; Pike; Lucas, 2015).

Nesse contexto, torna-se fundamental o acompanhamento do desenvolvimento pulmonar para a detecção precoce de possíveis alterações no sistema respiratório. E uma forma simples de avaliar esse sistema é por meio da observação da expansibilidade torácica, a

qual pode indicar alterações no padrão ventilatório, hipoventilação, presença de restrições pulmonares, como atelectasia, ou ainda aprisionamento aéreo (Sheers *et al.*, 2023; Peroni; Boner, 2000; Cano *et al.*, 2017).

A avaliação da expansibilidade torácica é tradicionalmente realizada pela observação do movimento de elevação e descenso do tórax durante o ciclo respiratório. Em recém-nascidos e lactentes, considera-se como referência uma variação aproximada de 0,5 cm (Scavacini *et al.*, 2007; Medeiros Filho, 2008). Entretanto, essa avaliação costuma ser realizada de maneira predominantemente observacional, estando sujeita à experiência e à subjetividade do avaliador (Bogdan *et al.*, 2019; Pryhuber *et al.*, 2015).

Na literatura, ainda são escassas as informações sobre valores de referência para a expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes. Alguns autores descrevem que, nessa faixa etária, um deslocamento aproximado de 0,5 cm na região esternal durante o movimento respiratório pode ser considerado dentro de um padrão esperado (Scavacini *et al.*, 2007; Medeiros Filho, 2008).

Em mesmo em estudos que investigam os efeitos de intervenções terapêuticas, como a aplicação de técnicas fisioterapêuticas respiratórias, a expansibilidade torácica frequentemente é descrita de forma subjetiva, com base na percepção de melhora visual do movimento torácico após a intervenção, sem a apresentação de medidas objetivas ou quantitativas (Sarmiento *et al.*, 2017; Bennett *et al.*, 2021).

Na população adulta, a expansibilidade torácica pode ser mensurada solicitando-se ao indivíduo uma inspiração máxima e realizando a medida com fita métrica (Debouche *et al.*, 2016). Contudo, na população neonatal e pediátrica, esse nível de cooperação não é possível, o que limita a aplicação desse método. Diante dessa limitação, surge a necessidade do desenvolvimento de dispositivos tecnológicos capazes de avaliar a expansibilidade torácica de forma objetiva, precisa e adequada a essa população (Scavacini *et al.*, 2007; Stenson *et al.*, 1995; Aufricht *et al.*, 1993).

Estudos que empregam tecnologias computacionais e sistemas instrumentais para monitoramento e avaliação fisiológica em recém-nascidos demonstram que a utilização desses recursos pode ser segura e viável, mesmo em contextos clínicos sensíveis, como unidades neonatais (Chung *et al.*, 2020; Senechal *et al.*, 2023). Além disso, o avanço dessas tecnologias tem possibilitado a obtenção de medidas mais objetivas e contínuas de parâmetros fisiológicos, reduzindo a dependência de avaliações subjetivas e contribuindo para maior precisão na detecção de alterações clínicas (Senechal *et al.*, 2025; Yoo *et al.*, 2023).

Diante da relevância das alterações respiratórias associadas à prematuridade e das limitações dos métodos atualmente utilizados para avaliação da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes, torna-se necessária a utilização de ferramentas que permitam mensurações mais objetivas e precisas desse parâmetro.

Nesse sentido, o presente estudo tem como objetivo desenvolver e avaliar a aplicabilidade de um dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros, buscando contribuir para o monitoramento mais preciso da função respiratória nessa população.

2 HIPÓTESE

H0: O dispositivo tecnológico não é capaz de mensurar de forma objetiva a expansibilidade torácica de recém-nascidos e lactentes de forma segura e eficiente.

H1: O dispositivo tecnológico é capaz de mensurar de forma objetiva a expansibilidade torácica de recém-nascidos e lactentes de forma segura e eficiente.

3 OBJETIVOS

3.1 Objetivo geral

Construir e verificar a aplicabilidade do uso de dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros.

3.2 Objetivos específicos

- Verificar a calibração do dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros.
- Verificar a exatidão do dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros.
- Verificar a estabilidade de mensuração do dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros.
- Avaliar a viabilidade de aplicação do dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros no ambiente ambulatorial.
- Mensurar a expansibilidade torácica de recém-nascidos e lactentes prematuros por meio de dispositivo tecnológico.

4 REFERENCIAL TEÓRICO

4.1 Desenvolvimento pulmonar

O desenvolvimento pulmonar inicia-se na fase intrauterina e vai até a idade adulta (Quanjer *et al.*, 2012). Na fase intrauterina, esse processo é dividido em cinco estágios: 1) Estágio embrionário; 2) Estágio Pseudoglandular; 3) Estágio Canalicular; 4) Estágio Sacular e 5) Estágio Alveolar, sendo que o estágio alveolar inicia no período intrauterino e permanece até cerca de 2 anos de vida (Yadav, Lee, Kamity, 2020). Compreender cada estágio é necessário uma vez que, com o parto prematuro, o RNPT nasce com os estágios não completos. A seguir serão descritos em cada um desses estágios:

4.1.1 Estágio embrionário

O estágio embrionário acontece entre a fecundação e a sétima semana de gestação. Nesse período o broto pulmonar é formado pela protrusão ventral do esôfago cerca de 4 semanas após a fecundação. A partir deste broto, são formados os brônquios principais por volta de 28 a 37 dias, que após, se ramificam e formam as vias aéreas segmentares (Yadav, Lee, Kamity, 2020; Holme, Chetcuti, 2012).

4.1.2 Estágio Pseudoglandular

O estágio pseudoglandular ocorre entre a 7ª e 17ª semana gestacional. Neste estágio ocorre a formação de células no epitélio pulmonar como células caliciformes, células ciliadas, células basais, cartilagem e células neuroepiteliais (Yadav, Lee, Kamity, 2020). Ao final deste estágio, as células pré-acinares são formadas juntamente com o início do desenvolvimento dos pneumócitos do tipo II (Holme, Chetcuti, 2012).

4.1.3 Estágio Canalicular

O estágio canalicular inicia cerca da 17ª semana de gestação e encerra por volta da vigésima sétima semana (Holme, Chetcuti, 2012). Neste momento, ocorrem três marcos importantes: a barreira hematoaérea (membrana alvéolo capilar) se forma e tem um aspecto mais fino, o que proporciona a troca gasosa; os pneumócitos do tipo II iniciam a produção de

surfactante e o ácino pulmonar inicia sua formação (Yadav, Lee, Kamity, 2020; Holme, Chetcuti, 2012).

4.1.4 Estágio Sacular

O estágio sacular ocorre entre a vigésima oitava semana e a trigésima sexta semana de gestação (Holme, Chetcuti, 2012). Nesta fase, a barreira hematoaérea se torna ainda mais fina e permite o aumento da área de troca gasosa, aglomerados de sacos alveolares são formados nos bronquíolos terminais e ocorre a maturação dos pneumócitos do tipo II devido ao aumento dos corpos lamelares contendo surfactante (Holme, Chetcuti, 2012).

4.1.5 Estágio Alveolar

O estágio alveolar inicia ainda na trigésima sexta semana de gestação e se estende até os dois anos de idade. Esse período é caracterizado pelo objetivo de aumentar a superfície de troca gasosa, isso ocorre pela formação e maturação alveolar. O número de alvéolos ao nascimento é em torno de 30 milhões, enquanto na infância alcança o número de 300 milhões (Holme, Chetcuti, 2012).

4.1.6 Período pós-natal

O período pós-natal é marcado por intensa alveolização que ocorre desde o período fetal até a vida adulta (Schittny, 2017). Logo após o nascimento, o RN apresenta aproximadamente 30 milhões de alvéolos, chegando até 300 milhões com 8 anos de idade (Holme, Chetcuti, 2012).

O crescimento do parênquima pulmonar ocorre em um ritmo mais lento comparado ao aumento do volume pulmonar total, principalmente devido à diminuição proporcional do tecido intersticial e da geração de novos elementos vasculares (Burri, 2006; Robler *et al.*, 2024). Essa mudança estrutural reflete um processo de remodelação pulmonar, no qual os espaços aéreos se expandem, levando a um aumento significativo no volume alveolar (Burri, 2006). Paralelamente, o volume capilar também cresce, garantindo uma melhor perfusão sanguínea nas áreas de troca gasosa (Burri, 2006; Schmid, Hyde, Schittny, 2023). Essas adaptações são fundamentais para otimizar a função pulmonar (Schittny, 2017).

4.2 Diferenças anatômicas da via aérea

A via aérea e a estrutura pulmonar do RN e lactentes possuem algumas particularidades que serão descritas a seguir.

As vias aéreas de condução de RNs possuem uma predisposição ao colapso devido a menor quantidade de fibras elásticas e a redução do suporte cartilaginoso da traquéia (Sarmiento, 2011). Outros fatores que implicam no colapso pulmonar são: a complacência do parênquima pulmonar reduzida e o interstício pulmonar composto por menos elastina. Além disso, no nascimento, o RN apresenta apenas 30 milhões de alvéolos, sendo que na idade escolar esse valor chega a 300 milhões (Holme, Chetcuti, 2012). No RN e no lactente, não há ventilação colateral (Canais de Martin, Canais de Lambert e Poros de Kohn) (Sarmiento, 2011; Terry, Traystman, 2016). Ainda, o volume pulmonar ao final da expiração, no neonato, corresponde a 10-15% da capacidade pulmonar total, o que aumenta a chance de colapso pulmonar (Lo Mauro, Aliverti, 2016).

As costelas são mais cartilaginosas, elevadas e horizontalizadas e por isso a parede torácica é cerca de 3 vezes mais complacente do que o pulmão em RNs e lactentes (Sarmiento, 2011; Lo Mauro, Aliverti, 2016; Papastamleios *et al.*, 1985). O músculo diafragma também é mais horizontalizado, possui uma menor zona de aposição o que resulta em uma redução de amplitude de deslocamento e em uma contração efetiva (Devlieger *et al.*, 1991; Guslits *et al.*, 1987). Ainda, sua inserção é realizada na região posterior na 12ª costela e crista ilíaca, sua mecânica atua como um fole e a partir disso pode gerar sinais de retração subcostal em momentos de aumento de demanda ventilatória (Devlieger *et al.*, 1991; Guslits *et al.*, 1987; Dassios, Vervenioti, Dimitriou, 2022). Além disso, o RN é mais propenso a fadiga muscular por ter um menor número de fibras do tipo I, aquelas que são resistentes à fadiga, somado a isso, a capacidade oxidativa é reduzida (Fouzas *et al.*, 2023; Sieck, Fournier, Blanco, 1985; Keens *et al.*, 1978).

Em relação à frequência respiratória, quanto menor a idade, maior a sua taxa. Isso ocorre porque, em RNs e lactentes, o principal mecanismo de resposta ao aumento da demanda ventilatória é o incremento da frequência respiratória, e não do volume corrente (Koos, Rajaei, 2014; Lo Mauro, Aliverti, 2016). O padrão respiratório do RN é irregular e se deve algumas razões entre elas a imaturidade do sistema nervoso, com menor arborização dendrítica, regulação do tempo expiratório e a desvantagem mecânica pulmonar (Polgar, Weng, 1979; Al-Hathlol *et al.*, 2000; Bruce, 1981). Ainda, o tempo inspiratório é mais curto

e o tempo expiratório mais longo, isso ocorre por uma tentativa de manter o volume pulmonar (Al-Hathlol *et al.*, 2000; Koos, Rajae, 2014; Lo Mauro, Aliverti, 2016).

4.3 Suporte ventilatório e o desenvolvimento pulmonar

Os RNPT frequentemente necessitam de suplementação de oxigênio logo ao nascimento (Zhang *et al.*, 2023). Esse suporte pode ser oferecido por meio da oxigenoterapia ou combinado com suporte respiratório por meio de ventilação mecânica invasiva (VMI) ou ventilação mecânica não invasiva (VNI) (Di Fiore *et al.*, 2019; Bhattacharjee *et al.*, 2019). Tanto a oxigenoterapia quanto à ventilação mecânica (VM) desempenham um papel crucial no aumento da sobrevivência dos RNPT. No entanto, mesmo quando expostos por curtos períodos, esses métodos podem causar danos significativos à função pulmonar (Brew *et al.*, 2011; Hillman *et al.*, 2011).

As principais lesões diretamente associadas à ventilação mecânica (VM) são o barotrauma, volutrauma, atelectrauma e biotrauma, todos os quais podem levar ao desenvolvimento da lesão induzida pela ventilação mecânica (VILI) (Van Kaam, 2011), o qual é considerado um importante fator de risco para o desenvolvimento da DBP (Cannavo *et al.*, 2020; Van Kaam, 2011; Carvalho, Silveira, Procianoy, 2013).

No estudo de Hillman *et al.*, 2011, altos valores de volume corrente (~20 mL/Kg) geram lesões de estiramento que desencadeiam cascatas de citocinas e quimiocinas pró-inflamatórias no pulmão de cordeiros prematuros, o que causa o remodelamento epitelial das vias aéreas (Hillman *et al.*, 2011). Entre as diversas vias que levam a esse remodelamento, podemos citar o canal iônico receptor de potencial transitório vanilóide 4 (TRPV4) que possui papel importante em doenças pulmonares inflamatórias (Zhang *et al.*, 2023; Morgan *et al.*, 2018). O TRPV4 está presente nas células do músculo liso das vias aéreas (Jia *et al.*, 2004; Yang *et al.*, 2006) e é um canal mecanossensível, que pode ser ativado por estresse mecânico e tem papel regulatório de citocinas pró-inflamatórias e imunes, como macrófagos e neutrófilos (Rahaman *et al.*, 2014; Hamanaka *et al.*, 2010). Essas células sinalizadoras recrutam mais células inflamatórias para o local da inflamação, exacerbando a resposta inflamatória e promovendo a remodelação tecidual (Gombedza *et al.*, 2017; Scheraga *et al.*, 2017).

Além das pressões elevadas e, especialmente, dos altos volumes correntes, a suplementação de oxigênio também exerce um impacto significativo no desenvolvimento pulmonar (Zhang *et al.*, 2023; Cox *et al.*, 2017; Velten *et al.*, 2010). A exposição a altas

concentrações de oxigênio, hiperóxia, ainda que em um curto período de tempo, pode acarretar em alterações estruturais e funcionais no pulmão do RNPT (Yee *et al.*, 2009; Dylag *et al.*, 2020). O principal mecanismo de lesão pulmonar em condições de hiperóxia envolve a geração exacerbada de espécies reativas de oxigênio (EROS) (Choi *et al.*, 2021). A exposição a altos níveis de oxigênio leva ao aumento significativo da produção de EROS, o que resulta em estresse oxidativo e dano mitocondrial (Budinger *et al.* 2011; Choi *et al.*, 2021).

As EROS são moléculas altamente reativas que podem danificar uma variedade de componentes intracelulares, incluindo proteínas, lipídeos e ácidos nucleicos, comprometendo a função celular (Millan *et al.*, 2018; Tracootham *et al.*, 2006). Esse dano celular inicial ativa uma resposta inflamatória em cascata, caracterizada pela liberação de citocinas pró-inflamatórias, que amplificam o dano tecidual ao recrutar e ativar células inflamatórias, como neutrófilos e macrófagos (Dylag *et al.*, 2020; Ramani *et al.*, 2015). Esse recrutamento celular não apenas intensifica a inflamação, mas também leva à produção secundária de EROS, criando um ciclo vicioso de lesão celular e inflamação (Larosa, Remacle, 2018; Choi *et al.*, 2021). Como resultado desse processo contínuo, a integridade da barreira alvéolo-capilar é comprometida, contribuindo para a formação de edema intersticial e a progressão da lesão pulmonar (Bookatz *et al.*, 2007; Jakubczyk *et al.*, 2020; Wang *et al.*, 2014). Esse mecanismo é particularmente prejudicial em pulmões imaturos, onde a capacidade antioxidante endógena é limitada, exacerbando ainda mais a vulnerabilidade ao dano oxidativo (Dias-Freitas *et al.*, 2016; Torres-Cuevas *et al.*, 2017).

A hiperóxia desencadeia as alterações em genes responsáveis pelo desenvolvimento alveolar e em proteínas envolvidas na sinalização celular que também são responsáveis pelo crescimento e desenvolvimento pulmonar, essas alterações genéticas persistem mesmo após a exposição à hiperóxia (Chen *et al.*, 2017; Amarelle *et al.*, 2021; Choi *et al.*, 2021).

Entre os genes afetados, destacam-se aqueles relacionados à sinalização do fator de transformação do crescimento beta (TGF- β), que é essencial para o desenvolvimento adequado dos pulmões e para a resposta às lesões pulmonares (Amarelle *et al.*, 2021; Dylag *et al.*, 2020). O TGF- β desempenha um papel fundamental ao desencadear a resposta inflamatória, que, por sua vez, pode resultar em danos significativos ao endotélio e ao epitélio alveolar, podendo inclusive induzir a morte celular (Chakraborty, Mcgreal, Kotecha, 2010; Cantu *et al.*, 2023). Essa cascata inflamatória está ligada à maturação pulmonar anormal e à diminuição da septação alveolar, comprometendo a função pulmonar (Dasgupta *et al.*, 2009; Alejandro-Alcázar *et al.*, 2007).

Como resultado de todas essas lesões, a exposição à hiperóxia pode apresentar alterações na mecânica pulmonar, como aumento da resistência e hiperreatividade de vias aéreas (Dylag *et al.*, 2020; Regal *et al.*, 2014). Além de simplificação alveolar, remodelamento das paredes bronquiolares, perda das conexões bronquíolo-alveolares e, alterações na distribuição de elastina em ratos (Dylag *et al.*, 2020; O'reilly M, Harding R, Sozo, 2014; Wang *et al.*, 2014). A Figura 1 ilustra os mecanismos que influenciam no desenvolvimento de doenças pulmonares na infância.

Figura 1. Mecanismos que influenciam no desenvolvimento de doenças pulmonares na infância.



Fonte: Adaptado de Zhang *et al.*, 2023.

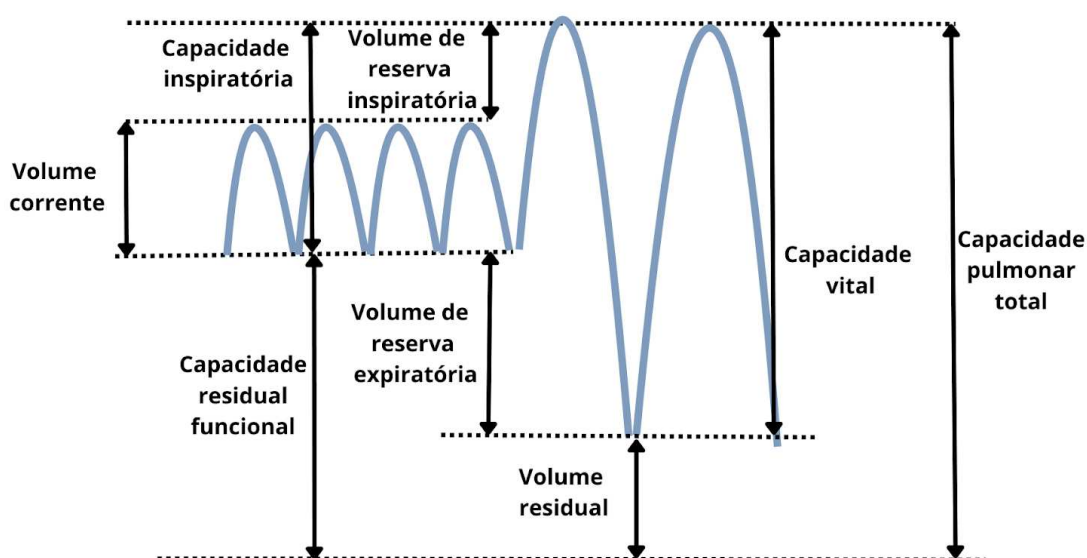
4.4 Mecânica pulmonar

O pulmão possui propriedades mecânicas específicas e complexas que são fundamentais para a fisiologia respiratória neonatal. O monitoramento da mecânica respiratória pode indicar alterações no sistema cardiorrespiratório, o que pode auxiliar na identificação de doenças, além de fornecer uma visão sobre a eficácia das intervenções terapêuticas (Sarmiento, 2011). O processo de ventilação é responsável pela troca de gases nos alvéolos, permitindo tanto a entrada quanto a saída desses gases (West, 2013). E diversos mecanismos estão envolvidos na mecânica respiratória como a complacência das vias aéreas,

complacência pulmonar e da caixa torácica, além dos mecanismos e propriedades resistivas do sistema respiratório (Sarmiento, 2011; Davis, Mychaliska, 2013).

Para uma compreensão da mecânica pulmonar, é essencial conhecer os volumes pulmonares estáticos, pois eles são fundamentais para avaliar a capacidade respiratória (West, 2013; Davis, Mychaliska, 2013). O primeiro conceito é do volume corrente (VC), este é gerado pela quantidade de ar que entra e sai dos pulmões durante a respiração normal. Quando o indivíduo realiza uma inspiração máxima e posteriormente uma expiração máxima, denominado capacidade vital (CV). A CV é a soma do volume corrente, da capacidade inspiratória e da capacidade expiratória total. E mesmo após a expiração forçada, ainda permanece algum ar dentro dos pulmões, sendo considerado como volume residual (VR). A capacidade residual funcional (CRF) é definida como o volume total de ar que permanece nos pulmões após uma expiração normal e é a soma do volume residual e do volume de reserva expiratório (West, 2013; Davis, Mychaliska, 2013). A Figura 2 mostra os volumes e capacidades pulmonares.

Figura 2. Volumes e capacidades pulmonares.



Fonte: West, 2013.

4.5 Função pulmonar

O pulmão possui propriedades físicas fundamentais para a respiração, entre as quais se destacam a complacência e a resistência (Sarmento, 2011). A complacência é uma medida que avalia a capacidade de expansão dos pulmões, calculada pela razão entre a variação do volume pulmonar e a variação da pressão aplicada, conforme a fórmula $C = \Delta V / \Delta P$.

A variação do volume pulmonar é influenciada tanto pela complacência dos pulmões quanto pela complacência da caixa torácica (Sarmento, 2011; Davis, Mychaliska, 2013). A complacência pulmonar juntamente com a complacência da caixa torácica compõem a complacência total do sistema respiratório (Davis, Mychaliska, 2013).

A caixa torácica tem a função de evitar o colapso pulmonar, mas em recém-nascidos e lactentes, essa estrutura é predominantemente composta de cartilagem, o que aumenta sua complacência e torna a pressão intrapleural menos negativa, favorecendo o colapso pulmonar (Davis, Mychaliska, 2013).

A resistência por sua vez, é definida como a variação de pressão (ΔP) necessária para gerar fluxo entre dois pontos (Sarmento, 2011). A resistência ocorre devido ao atrito do ar com a parede das vias aéreas (Davis, Mychaliska, 2013). Na população neonatal e pediátrica, a resistência ao fluxo de ar é ainda mais relevante, pois o diâmetro das vias aéreas pode ser até três vezes menor em comparação ao de um adulto (Sarmento, 2011). Além disso, como a resistência é inversamente proporcional à quarta potência do raio das vias aéreas, pequenas reduções no diâmetro resultam em um aumento expressivo da resistência (Sarmento, 2011; Davis, Mychaliska, 2013).

A função primária dos pulmões é garantir a troca gasosa que ocorre com a condução do oxigênio até a membrana alvéolo-capilar, acontecendo a difusão e eliminando o dióxido de carbono durante a expiração (Motley, 1952). A eficácia desse processo depende de fatores, como a força da musculatura respiratória, a integridade e a permeabilidade da membrana alvéolo-capilar, o calibre das vias aéreas, além da elasticidade e da resistência tanto do parênquima pulmonar quanto das vias aéreas (West, 2013; Pryor, Webber, 2010).

A avaliação da função pulmonar pode ser avaliada por um conjunto de testes organizados de acordo com o parâmetro fisiológico de interesse (Pryor, Webber, 2010). Esses testes se distribuem principalmente em dois: as provas de ventilação e de troca gasosa. Dentro das provas de ventilação, são relatados os testes de capacidade ventilatória e as medidas de ventilação desigual. Nos testes de troca gasosa, são avaliados os gases sanguíneos e a capacidade de difusão (West, 2014).

Os testes de capacidade ventilatória avaliam a permeabilidade da via aérea e analisam a função expiratória (Pryor, Webber, 2010). Entre as técnicas utilizadas, a espirometria

permite a mensuração dos volumes e fluxos expiratórios forçados, além da capacidade vital forçada. A análise da curva fluxo-volume também integra essa avaliação, fornecendo informações sobre o padrão de fluxo e volume durante a expiração forçada máxima. Outra medida importante é o pico de fluxo expiratório, obtido de forma prática com o uso de um fluxômetro portátil (Pryor, Webber, 2010; West, 2014).

Ainda no contexto da avaliação da ventilação, os testes de heterogeneidade ventilatória envolvem a medida de nitrogênio por respiração única ou por múltiplas respirações. Esses testes permitem analisar os efeitos da distribuição do ar e toxicidade nas vias aéreas de diferentes calibres (West, 2014; Schneider *et al.*, 2025; Chapman, King, 2018).

No que diz respeito à troca gasosa, a avaliação é realizada principalmente por meio da gasometria arterial, que fornece os valores de pressão arterial de oxigênio, pressão arterial de dióxido de carbono e pH sanguíneo (West, 2014). Outra ferramenta importante é o teste de capacidade de difusão, que utiliza a inalação de monóxido de carbono e hélio para calcular o volume de monóxido de carbono absorvido por minuto, por milímetro de mercúrio da pressão alveolar de monóxido de carbono (West, 2014; Balasubramanian *et al.*, 2020; Roughton, Forster, 1957).

Outras medidas frequentemente utilizadas na avaliação da função pulmonar incluem os volumes pulmonares estáticos, com destaque para a capacidade residual funcional, e a resistência das vias aéreas, ambas obtidas por meio da pletismografia de corpo inteiro (Zysman-Colman, Lands, 2016; West, 2014). Além disso, a elasticidade pulmonar pode ser avaliada utilizando-se um cateter equipado com balonete para a medição da pressão esofágica (Zapletal, Paul, Samanek, 1976; West, 2014).

Determinados fatores podem interferir nos parâmetros avaliados nos testes de função pulmonar, resultando em valores fora da faixa de normalidade. Entre as principais condições associadas a alterações nesses parâmetros, destacam-se as doenças pulmonares crônicas (Shin *et al.*, 2024; Zhu *et al.*, 2024), além de condições perinatais como o baixo peso ao nascer e a prematuridade (Di Filippo *et al.*, 2021; Gonçalves *et al.*, 2018).

Aspectos relacionados à mecânica respiratória, como a fraqueza da musculatura respiratória e alterações estruturais da caixa torácica, também influenciam significativamente a função pulmonar, podendo reduzir volumes, comprometer a ventilação e alterar a eficiência das trocas gasosas (Woods *et al.*, 2023; Fabero-Garrido *et al.*, 2022; Kempen *et al.*, 2022; Kan *et al.*, 2023; Pryor, Webber, 2010).

4.6 Impacto da prematuridade e a função pulmonar

Os avanços no cuidado pré e pós natal, como surfactante exógeno, corticoterapia pré-natal e aperfeiçoamento da assistência no suporte ventilatório, possibilitaram um aumento na sobrevivência de RNPT e de muito baixo peso (Choukroun *et al.*, 2013; Di Filippo *et al.*, 2021). Apesar desses avanços, a exposição ao suporte ventilatório, a nutrição inadequada e as infecções respiratórias recorrentes continuam a expor essa população ao risco de desenvolver complicações respiratórias a curto e longo prazo (Kotecha *et al.*, 2013; Priante *et al.*, 2016; Bont, Blanken, 2013; Garioud *et al.*, 2020).

Assim, o nascimento precoce, resulta em uma estrutura pulmonar imatura que pode ser associada ao atraso da absorção do líquido intrapulmonar, troca gasosa ineficaz e surfactante deficiente (Mahoney, Jain, 2013). Alterações pulmonares estruturais, como opacidade subpleurais e triangulares, áreas de colapso e consolidação, são observadas em tomografia computadorizada (TC) principalmente naquelas que nascem antes de 32 semanas de gestação, sendo mais grave em pacientes com diagnóstico de displasia broncopulmonar (Simpson *et al.*, 2017; Shin *et al.*, 2024). Até os RNPT tardios saudáveis podem apresentar limitações na função pulmonar, como redução da complacência pulmonar e da razão do fluxo expiratório, quando comparados a RNT, logo após o nascimento (Mcevoy *et al.*, 2013).

O RNPT apresenta consequências respiratórias na infância e na vida adulta e mesmo após os avanços tecnológicos, principalmente com a terapia de surfactante exógeno, crianças em idade escolar ainda apresentam redução da função pulmonar quando comparadas a aquelas nascidas na idade termo ((Lillebøe *et al.*, 2024; Kotecha *et al.*, 2013; Ronkainen *et al.*, 2015; Gonzaga *et al.*, 2022). A principal alteração está na obstrução de fluxo aéreo, que pode ser avaliado no volume expiratório forçado no primeiro segundo (VEF₁) e na razão VEF₁/capacidade vital forçada (CVF) na espirometria (Lillebøe *et al.*, 2024; Hagman *et al.*, 2023). Cada semana adicional de gestação no RNPT resulta em uma melhoria no desempenho do z-score do VEF₁ (Simpson *et al.*, 2018). Essas alterações são mais evidentes nos RNPT com diagnóstico de displasia broncopulmonar (DBP) (Ronkainen *et al.*, 2015).

Além das alterações na função pulmonar, a prematuridade também causa mudanças na membrana alvéolo-capilar, evidenciadas pelo teste de capacidade de difusão pulmonar por monóxido de carbono (Di Filippo *et al.*, 2021). Essas mudanças resultam em um declínio funcional ao longo dos anos, tornando-se mais pronunciadas e evidentes em RNPT com DBP (Ronkainen *et al.*, 2015).

Ainda não está claro a causa dessas alterações, mas alguns autores consideram a fase de desenvolvimento pulmonar como o fator principal o prejuízo no sistema respiratório dos RNPT (Simpson *et al.*, 2017; Stocks, Hislop, Sonnappa, 2013), pois o número reduzido de alvéolos causa maior dificuldade de abertura, aumentando a resistência nas pequenas vias aéreas, o que, juntamente com uma menor pressão de condução (pressão alveolar) pode explicar parte do mecanismo de obstrução do fluxo aéreo nessa população (Kennedy, 1999; Hubbard *et al.*, 2023). Além disso, há uma relação entre os pacientes que apresentam espessamento da parede brônquica na TC e pior desempenho na espirometria (Simpson *et al.*, 2017).

4.7 O baixo peso ao nascimento e a função pulmonar

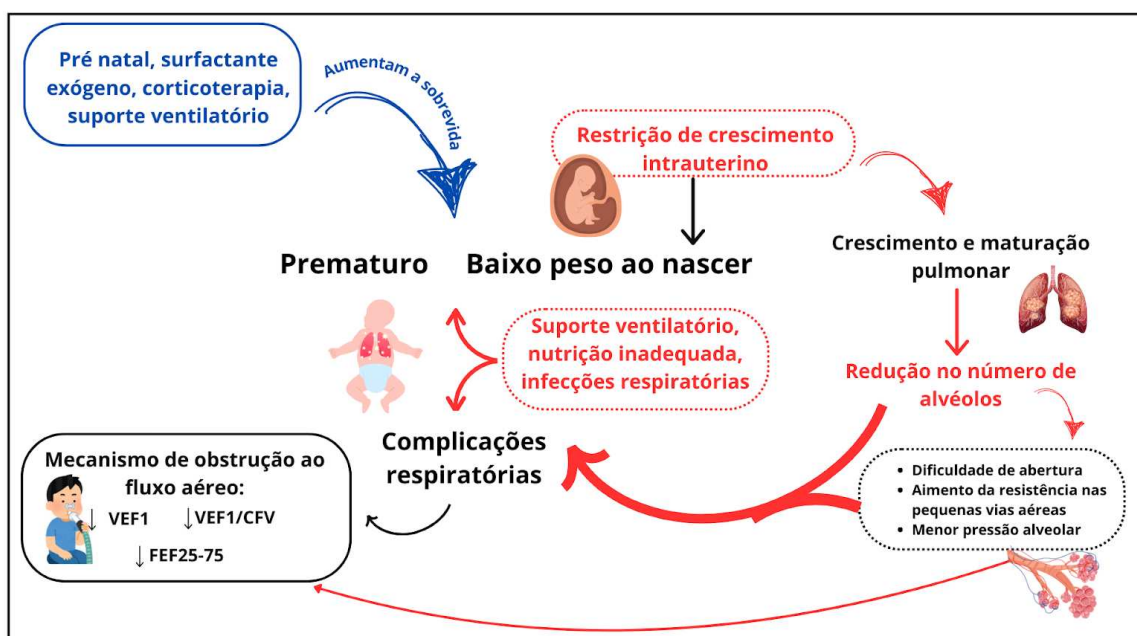
Além da própria prematuridade, os RNPTs que nasceram com baixo peso, ou seja, considerados pequenos para idade gestacional (PIG) possuem maiores riscos de desenvolver morbidades respiratórias tanto no período neonatal quanto no acompanhamento (Sharma *et al.*, 2004; Bernstein *et al.*, 2000; Peacock *et al.*, 2013; Sun *et al.*, 2022; Haksari, Hakimi, Ismail, 2023). O baixo peso ao nascer é resultado de uma restrição de crescimento intrauterino que afeta negativamente a maturação pulmonar, tendo como consequência a redução do número de alvéolos (Gibson *et al.*, 2014; Oreilly, Sozo, Harding, 2013; Beretta *et al.*, 2021).

A meta-análise conduzida por Doyle *et al.*, 2019, evidenciou que RNPT com baixo peso ao nascer apresentam um risco elevado de não atingirem o crescimento pulmonar pleno, o que aumenta a probabilidade de desenvolverem doença pulmonar crônica na vida adulta (Doyle *et al.*, 2019). Além disso, em estudos que avaliaram os efeitos da restrição de crescimento em pulmões de ovelhas e de ratos mostraram, além da redução do número de alvéolos, um aumento da espessura da parede brônquica e aumento do número de mastócitos, sugerindo que os pulmões com restrição de crescimento fetal estavam envelhecendo mais rapidamente (Maritz *et al.*, 2004; Zhao *et al.*, 2023).

Diante disso, os RNPT com baixo peso ao nascer apresentam uma maior taxa de reinternações hospitalares, com os distúrbios respiratórios sendo a principal causa dessas readmissões (Doyle, Ford, Davis, 2003). Na idade escolar e na vida adulta, os RNPT com baixo peso ao nascer apresentam uma redução significativa no fluxo aéreo, evidenciada pela diminuição do VEF₁ e fluxo expiratório forçado entre 25-75% da CVF (FEF₂₅₋₇₅), ainda apresentam redução da CVF, da razão CVF/FEV₁ (Vollsæter *et al.*, 2013; Gibson *et al.*, 2014; Gonçalves *et al.*, 2018). Esse desfecho permanece consistente, mesmo após considerar a

influência de outros fatores, como o nascimento antes ou depois da era do surfactante (Gibson *et al.*, 2014; Doyle *et al.*, 2006; Ronkainen *et al.*, 2016). A Figura 3 ilustra o impacto da prematuridade e o baixo peso ao nascer no desenvolvimento e na função pulmonar.

Figura 3. Descrição do impacto da prematuridade e o baixo peso ao nascer no desenvolvimento e na função pulmonar.



Fonte: Os autores PNO, CAM, 2024.

4.8 Função pulmonar até os seis meses de idade corrigida

Além da prematuridade, outros fatores podem influenciar na função pulmonar no terceiro mês de vida, como o aleitamento materno, peso ao nascimento, tempo de uso de ventilação mecânica (Higgins *et al.*, 2018; Beretta *et al.*, 2021; Gudmundsdóttir *et al.*, 2022; Wendel *et al.*, 2024). O aleitamento materno ainda na UTIN foi associado a melhores escores da razão $tPFE/t_E$ aos três meses (Wendel *et al.*, 2024; Beretta *et al.*, 2021). Ser considerado pequeno para idade gestacional resultou em uma razão entre o tempo para atingir o pico do fluxo expiratório e o tempo expiratório ($tPFE/t_E$) 5,75 menor aos três meses de idade corrigida quando comparado aos RNs com peso adequado ao nascimento, além disso, aqueles que permaneceram mais tempo na ventilação mecânica obtiveram piores scores (Lavizzari *et al.*, 2023; Beretta *et al.*, 2021).

Aos três meses de idade corrigida, um estudo que avaliou a função pulmonar registrou um VC de 25 ($\pm 8,9$) ml quando padronizado para o peso de cada paciente foi de 6,2 ($\pm 2,0$) ml/kg (Beretta *et al.*, 2021). A razão entre o tempo para atingir o pico do fluxo expiratório e o tempo expiratório (t_{PFE}/t_E) foi de - 0,8 ($\pm 2,0$) (Beretta *et al.*, 2021), sendo que a medida da razão t_{PFE}/t_E é considerada com uma boa correlação com o fluxo máximo na capacidade residual funcional (Hevroni *et al.*, 2018). Além disso, a razão $t_{PFE}/t_E < 0,20$ é considerada um preditor para doenças obstrutivas no futuro (Halang *et al.*, 2006; Lodrup *et al.*, 1999).

Na avaliação por pletismografia optoeletrônica realizada aos seis meses de idade, os valores médios de VC encontrados foram de 55,7 mL, correspondendo a 9,6 mL/kg. Na análise da contribuição dos diferentes compartimentos – caixa torácica pulmonar, caixa torácica abdominal e abdômen – a região abdominal foi a que mais contribuiu para o VC (Reinaux *et al.*, 2016). No entanto, se observou uma redução de 12% na contribuição abdominal em comparação com estudos em RNs (Reinaux *et al.*, 2016); Dellaca *et al.*, 2009). Além disso, a caixa torácica pulmonar apresentou maior contribuição para o volume corrente em relação aos RNs, o que os autores sugerem ser reflexo da maturação da caixa torácica e de uma maior atividade dos músculos inspiratórios aos seis meses de vida (Reinaux *et al.*, 2016).

4.9 Doenças pulmonares na infância e a função pulmonar

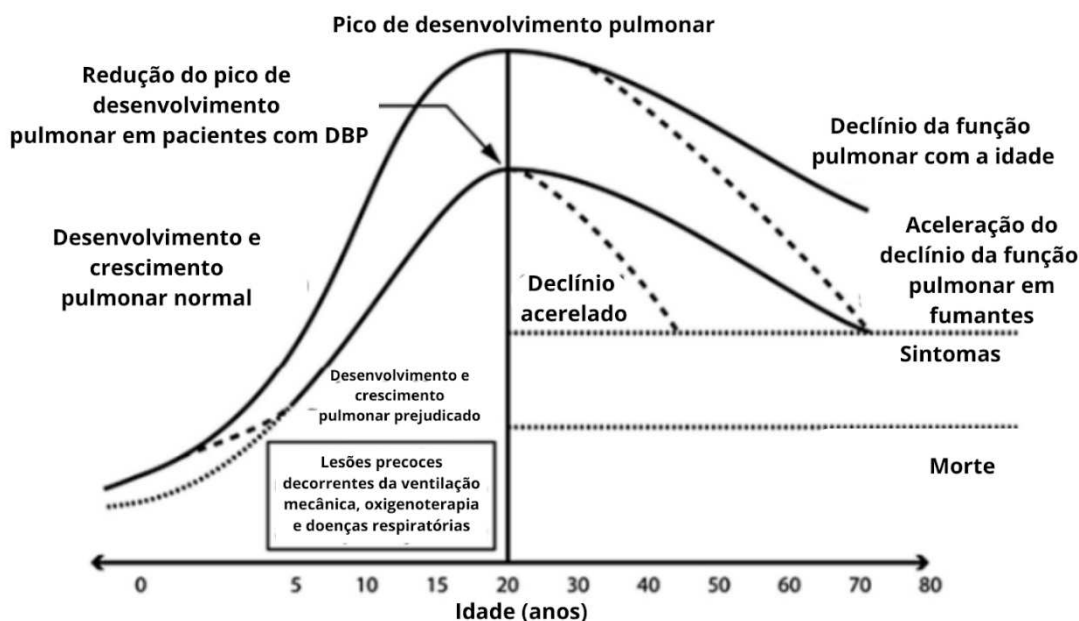
As morbidades respiratórias estão entre as complicações mais prevalentes em decorrência da prematuridade tanto logo após o nascimento, quanto no decorrer dos primeiros anos de vida (Stoll *et al.*, 2010; Gutvirth *et al.*, 2022). Crianças que nascem prematuras apresentam maior frequência de crises de sibilância pré-escolar quando comparadas a aquelas que nasceram na idade termo (Di Filippo *et al.*, 2021). Em uma meta-análise que avaliou 1,5 milhões de crianças revelou que prematuros apresentam um risco 1,7 vezes maior de desenvolver crises de sibilância durante a infância (Been *et al.*, 2014). Além da imaturidade pulmonar, a prematuridade resulta no sistema imunológico imaturo (Scheible *et al.*, 2018). O que impacta em um maior risco de infecções respiratórias com duas vezes mais chances de internação hospitalar e uma taxa de 50% mais prescrições de antibióticos em lactentes e crianças nascidas prematuras (Bont, Blanken, 2013; Garioud *et al.*, 2020).

4.9.1 Displasia Broncopulmonar

A DBP é uma doença pulmonar crônica que afeta principalmente recém-nascidos prematuros extremos (Jobe, Bancalari, 2001; Walsh *et al.*, 2003). A definição de DBP é constantemente debatida, pois o objetivo é torná-la cada vez mais sensível na previsão de futuras alterações pulmonares em RNPT (Jeon *et al.*, 2022; Jensen *et al.*, 2019; Higgins *et al.*, 2018). Uma das definições mais amplamente aceitas atualmente é a necessidade de suporte respiratório e/ou oxigenoterapia às 36 semanas de idade gestacional (Yan *et al.*, 2024; Moreira *et al.*, 2024; Higgins *et al.*, 2018). A etiologia está diretamente relacionada à exposição prolongada à ventilação mecânica e à oxigenoterapia, que levam a um processo inflamatório no tecido pulmonar (Islam *et al.*, 2015; Shennan *et al.*, 1988; Northway *et al.*, 1967). Como resultado, há comprometimento do desenvolvimento alveolar, como redução no número de alvéolos e dilatação dos alvéolos remanescentes, anomalias vasculares pulmonares e anomalias das vias aéreas, fatores que resultam na redução da área de superfície disponível para a troca gasosa, comprometendo a função pulmonar (Bush *et al.*, 2023; Islam *et al.*, 2015; Simpson *et al.*, 2017; Thebaud *et al.*, 2019).

Entre as alterações de função pulmonar observadas em crianças com histórico de DBP estão a menor CVF e VEF₁ (Thunqvist *et al.*, 2018; Von Move *et al.*, 2014; Shin *et al.*, 2024; Chang *et al.*, 2020; Simpson *et al.*, 2018; Lillebøe *et al.*, 2024; Gibbons *et al.*, 2023), redução do fluxo expiratório forçado no volume corrente de 50% da capacidade vital forçada (Shin *et al.*, 2024; Chang *et al.*, 2020; Thunqvist *et al.*, 2018; Simpson *et al.*, 2018) quando comparadas a crianças que nasceram prematuras que não tiveram o diagnóstico de DBP (Von Move *et al.*, 2014; Shin *et al.*, 2024; Chang *et al.*, 2020; Simpson *et al.*, 2018; Lillebøe *et al.*, 2024; Gibbons *et al.*, 2023). A Figura 4 ilustra o declínio da função pulmonar em indivíduos saudáveis comparado a indivíduos com DBP.

Figura 4. Desenvolvimento pulmonar e declínio da função pulmonar em indivíduos saudáveis comparado a indivíduos com DBP.



4.9.2 Bronquiolite viral aguda

A bronquiolite viral aguda (BVA) é uma infecção do trato respiratório inferior que se manifesta por broncoespasmo e desconforto respiratório em crianças menores de 2 anos (Morata-Alba *et al.*, 2019; Ralston *et al.*, 2015; Gil-Prieto *et al.*, 2015). É caracterizada por inflamação aguda, produção de muco e formação de edema nas vias aéreas (Ralston *et al.*, 2015). O vírus sincicial respiratório é o principal agente etiológico, responsável pela maioria dos casos, embora outros vírus também possam estar envolvidos (Ralston *et al.*, 2015; Torres *et al.*, 2024). A BVA é a principal causa de hospitalizações em crianças nessa faixa etária, sendo que os casos graves ocorrem em lactentes menores de 6 meses, principalmente os prematuros (Santos *et al.*, 2024; Perez-Yarza *et al.*, 2015; Ralston *et al.*, 2015; Ramos *et al.*, 2021).

No primeiro ano de vida, a BVA pode levar ao aumento da resistência das vias aéreas, mais dias de crises de sibilância e maior necessidade de uso de broncodilatadores (Drysdale *et al.*, 2014; Broughton *et al.*, 2007; Broughton *et al.*, 2006). Estudos mais antigos também relataram uma redução do fluxo máximo na CRF associada à BVA (Tepper, Rosenberg, 1992; Seidenberg *et al.*, 1989; Henry *et al.*, 1983; Turner *et al.*, 2002; Murray *et al.*, 2002). No entanto, essa associação não foi observada em pesquisas mais recentes (Drysdale *et al.*, 2014; Broughton *et al.*, 2007; Verwey *et al.*, 2023; Zar *et al.*, 2020).

As alterações pulmonares a longo prazo decorrentes da BVA ainda não estão totalmente esclarecidas (Stein, Martinez, 2010; Regnier, 2013; Shiroshita *et al.*, 2024). No entanto, alguns estudos indicam que crianças com histórico de internação por BVA apresentam, na idade escolar, redução da função pulmonar (medida pelo VEF₁), menor complacência, maior resistência, além de ser mais suscetível ao desenvolvimento de asma (Zomer-Kooijker *et al.*, 2014; Price, 1990; Fjaerli *et al.*, 2005; Munoz-Quiles *et al.*, 2023; Mccready *et al.*, 2024). Contudo, esses achados ainda não foram confirmados de forma consistente por meta-análises (Regnier, 2013; Shiroshita *et al.*, 2024; Brunwasser *et al.*, 2020). E um dos mecanismos propostos para esse fenômeno envolve uma resposta inflamatória exacerbada de neutrófilos, que eleva a produção de EROS e proteases. Esses, podem causar danos significativos aos pulmões, resultando em alterações morfológicas e comprometimento da função pulmonar (Price, 1990; Zomer-Kooijker *et al.*, 2014; Manti, Piedimonte, 2022; Kosanovich *et al.*, 2023).

4.9.3 Fibrose Cística

A fibrose cística (FC) é uma doença genética autossômica recessiva resultante de mutações no gene que codifica a proteína reguladora da condutância transmembrana da fibrose cística (CFTR), localizado no cromossomo 7 (Rommens *et al.*, 1989; Shteinberg *et al.*, 2021; Farell *et al.*, 2008; Elborn, 2016; Farell *et al.*, 2020). Essas mutações causam defeitos na proteína CFTR, que regula o canal de sódio epitelial e os canais de cloreto apical (Quinton, 2008; Elborn, 2016; Mall *et al.*, 2024; Pittman, Ferkol, 2015; Proesmans, Vermeulen, Boeck, 2008). Como resultado, ocorre uma hiperabsorção de sódio, levando à redução da hidratação do muco pulmonar (Mall *et al.*, 2024; Elborn, 2016). Isso torna o muco mais espesso e viscoso, prejudicando a depuração mucociliar e causando obstrução das vias aéreas, o que aumenta a suscetibilidade a infecções bacterianas (Mall *et al.*, 2024; Pittman, Ferkol, 2015; Emerson *et al.*, 2002; Graeber, Mall, 2023; Randell, Boucher, 2006). Essa sequência de eventos desencadeia uma resposta inflamatória crônica, resultando em alterações morfológicas progressivas, como o espessamento e a dilatação das paredes brônquicas (Mall *et al.*, 2024; Graeber, Mall, 2023; Pittman, Ferkol, 2015). Essas alterações podem ser observadas já nos primeiros meses de vida (Sly *et al.*, 2009; Pillarisetti *et al.*, 2011).

Na idade escolar, crianças com fibrose cística apresentam redução no FEV₁, na CRF e na relação VEF₁/CRF, sendo que a redução do VEF₁ pode chegar a 1,76% ao ano (Ramsey *et al.*, 2014; Barreda *et al.*, 2021). Fatores como infecções bacterianas recorrentes contribuem significativamente para o declínio da função pulmonar, especialmente no VEF₁, devido ao fato de essas infecções desencadearem respostas pró-inflamatórias nas vias aéreas inferiores (Ramsey *et al.*, 2014; Barreda *et al.*, 2021). Em lactentes, com 3 meses de idade observou-se a redução do FEV_{0,5}, da CVF e da capacidade residual funcional (Hoo *et al.*, 2012; Lum *et al.*, 2007; Turner *et al.*, 1994; Goetz *et al.*, 2001; Davies *et al.*, 2017; Nguyen *et al.*, 2014). Algumas dessas alterações já são apresentadas nas primeiras semanas de vida. O estudo de Kieninger *et al.*, 2017, demonstrou alterações na função pulmonar em 40% de RNs com FC em 8 semanas de vida. O principal desfecho do estudo foi a redução da relação entre o tempo até o pico do fluxo expiratório tidal e o tempo expiratório pelo teste de *multiple breath washout* (Kieninger *et al.*, 2017). Esses achados destacam as alterações no fluxo de ar que resultam em um padrão respiratório restritivo (Kieninger *et al.*, 2017).

4.10 A função pulmonar e expansibilidade torácica

O crescimento e a expansão do pulmão estão intimamente ligados ao desenvolvimento da caixa torácica (Trachsel *et al.*, 2022). O pulmão depende não apenas do espaço intratorácico disponível, mas também das forças mecânicas de distensão geradas pelo diafragma e pela parede torácica para sustentar o crescimento e a alveolarização (Troyer *et al.*, 1985; Hayward *et al.*, 2007; Antounians, Zani, 2023).

Os fatores congênitos, como malformações da caixa torácica e hérnia diafragmática, e fatores pós-natais, como hipotonia da musculatura respiratória ou alterações da complacência torácica, podem reduzir o espaço intratorácico e prejudicar a mecânica ventilatória, comprometendo o crescimento pulmonar (Zani *et al.*, 2022; Trachsel *et al.*, 2022; Hershenson *et al.*, 1990).

A ventilação pulmonar é gerada por variações de pressão geradas pela contração do diafragma e dos músculos intercostais externos. Esses movimentos promovem a expansão da parede torácica, aumentando o volume torácico. Como resultado, ocorre uma alteração nas pressões intratorácicas, criando um gradiente que favorece o fluxo de ar para o interior dos pulmões (Levitzky, 2015; West, 2014).

Além da contração do diafragma, a expansão pulmonar depende da ação dos músculos inspiratórios da parede torácica (Hall, 2011). Os músculos intercostais, além de realizar os movimentos durante a inspiração, possuem importante papel na sustentação da caixa torácica (Troyer, Kirkwood, Wilson, 2005).

Durante a inspiração, os intercostais externos contraem-se, elevam as costelas e projetam o esterno anteriormente, o chamado movimento em “braço de bomba”, cujo efeito principal é aumentar o diâmetro ântero posterior da caixa torácica. Esse afastamento entre esterno e coluna favorece a expansão dos pulmões. Em menor grau, ocorre também a elevação lateral dos arcos costais (“alça de balde”), que amplia o diâmetro transversal (Hall, 2011; Troyer *et al.*, 1985).

RNPT apresentam força diafragmática reduzida e menor capacidade de sustentar o esforço respiratório ao longo do tempo, o que os torna mais suscetíveis à fadiga (Fouzas *et al.*, 2023). Além disso, a musculatura intercostal é menos eficiente, e a menor proporção de fibras oxidativas do tipo I no diafragma, em relação a RNT, contribui para a baixa resistência à fadiga, resultando em comprometimento da eficiência ventilatória (Trachsel *et al.*, 2022; Fouzas *et al.*, 2023).

Diante do papel fundamental da caixa torácica na mecânica ventilatória, alterações nesse compartimento podem resultar em modificações no padrão respiratório e na eficiência da ventilação pulmonar, repercutindo em prejuízos da função pulmonar e no equilíbrio ventilação-perfusão (Romberg *et al.*, 2020; LoMauro *et al.*, 2022).

Na população com diagnóstico de escoliose idiopática, a capacidade de expansão torácica apresentou uma correlação moderada com a função pulmonar, evidenciada pelo CVF e FEV₁ (Romberg *et al.*, 2020). Além disso, uma revisão que analisou o impacto das anomalias torácicas sobre a função pulmonar concluiu que um fator determinante para as alterações funcionais parece ser o grau de expansibilidade torácica durante a inspiração (Koumbourlis, 2014).

Assim, a expansibilidade torácica constitui um parâmetro clínico fundamental na avaliação da função respiratória. A sua análise permite a identificação precoce de sinais de insuficiência respiratória, como a respiração superficial e hipoventilação, além de possibilitar a suspeita de atelectasias em casos mais graves (Panitch, 2009; Sheers *et al.*, 2023; Peroni, Boner, 2000).

Esse parâmetro também exerce papel essencial na condução de técnicas específicas da fisioterapia respiratória, como a manobra de recrutamento de volume pulmonar, nas quais a observação da excursão da parede torácica é indispensável para garantir a eficácia e a segurança do procedimento (Sheers *et al.*, 2023). Adicionalmente, a avaliação da expansibilidade torácica pode ser utilizada como indicador de resposta terapêutica, auxiliando no monitoramento da melhora clínica após intervenções respiratórias (Sarmiento *et al.*, 2017).

A medida da expansibilidade torácica apresenta aplicabilidade clínica relevante como parâmetro de monitoramento dos efeitos das técnicas fisioterapêuticas (Bennett *et al.*, 2021), como no estudo de Bennett *et al.*, 2021, que avaliou especificamente o impacto do alongamento diafragmático sobre a expansibilidade torácica de crianças e adolescentes, demonstrando sua utilidade na análise das respostas terapêuticas.

Em adultos, uma forma prática de avaliar a expansibilidade torácica é por meio de uma fita métrica posicionada ao redor do tórax em dois níveis: superior (na altura do terceiro espaço intercostal) e inferior (ao nível do processo xifóide). O paciente é orientado a realizar uma inspiração profunda pelo nariz e uma expiração completa pela boca. As medidas são registradas nos momentos de máxima inspiração e expiração, e a expansibilidade torácica é determinada pela diferença entre os diâmetros torácicos (Debouche *et al.*, 2016).

Essa medida tem demonstrado boa confiabilidade tanto inter quanto intra examinador na população adulta (Debouche *et al.*, 2016; Reddy *et al.*, 2019). Além disso, fornece

informações indiretas sobre a função pulmonar, com destaque para a correlação com parâmetros como a relação VEF_1/CVF (Reddy *et al.*, 2019).

Na população neonatal e em lactentes, a avaliação pelo método da fita métrica é uma limitação, uma vez que não é possível contar com a colaboração ativa da criança para a realização voluntária dos movimentos de inspiração e expiração. Nesses casos, a análise é frequentemente realizada de forma visual e subjetiva, dependendo da percepção clínica do avaliador (Aufrecht *et al.*, 1993). Estudos que investigaram a concordância entre profissionais na identificação visual de alterações na expansibilidade torácica demonstraram que a acurácia dessa avaliação está diretamente relacionada ao nível de treinamento e à experiência clínica do examinador (Scavacini *et al.*, 2007; Stenson *et al.*, 1995; Aufrecht *et al.*, 1993).

Os valores de referência para a expansibilidade torácica na população neonatal e em lactentes ainda não estão bem definidos. Algumas fontes consideram como adequada uma elevação aproximada de 0,5 cm na região esternal durante a respiração (Scavacini *et al.*, 2007; Medeiros Filho, 2008). Atualmente, na população pediátrica, há apenas valores normativos para crianças de 7 a 11 anos, avaliados pela cirtometria com valores de mobilidade axilar e xifoidiana média de $5,00 \pm 1,59$ cm e $4,75 \pm 1,56$ cm, respectivamente. (Silva *et al.*, 2011).

No entanto, um estudo de 2011 relatou um perímetro torácico médio de 33 cm ($\pm 2,3$) em recém-nascidos a termo, entretanto, esses dados não contemplam especificamente a mensuração da expansão torácica, pois descrevem apenas as variações no formato torácico nas posições supina e em decúbito lateral (Gelidi *et al.*, 2021). Já o estudo de Silva *et al.*, 2018, que utilizou acelerômetros, identificou uma variação de mobilidade torácica entre 6 ± 3 cm² e 7 ± 5 cm² em neonatos avaliados no primeiro dia de vida (Silva *et al.*, 2018). E outro estudo, de Azevedo *et al.*, 2021, que avaliou a mobilidade torácica nas primeiras 72 horas de vida, encontrou uma mobilidade torácica mediana de 6,4 (3,3:10,3) e 4,1 (3,0; 4,9) antes de 25 horas de vida e após, respectivamente (Azevedo *et al.*, 2021).

Dessa forma, evidencia-se uma lacuna científica quanto aos valores normativos de expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes. Embora existam tentativas pontuais de mensuração por meio de parâmetros como variação de área torácica e perímetro, os dados disponíveis são ainda escassos, heterogêneos e limitados a pequenos recortes temporais do período neonatal.

A ausência de padronização metodológica e a dificuldade em aplicar técnicas como a cirtometria em populações não colaborativas reforçam a necessidade de novos estudos que estabeleçam valores de referência confiáveis e aplicáveis à prática clínica. A normatização desses parâmetros é importante para embasar avaliações mais objetivas, além de orientar

condutas fisioterapêuticas e monitorar a evolução respiratória de forma mais precisa nessa população.

4.11 Cinemática

Na Física, a cinemática é o ramo da mecânica que analisa o movimento dos corpos, sem inicialmente se preocupar com as forças envolvidas; para isso, analisa grandezas como deslocamento, velocidade e aceleração (Resnick, Halliday, 1970). Esses mesmos conceitos são aplicados na biomecânica e o foco passa a ser o corpo humano e seus segmentos.

Nesse contexto, a cinemática permite examinar como a amplitude de um gesto se distribui no espaço, em que ordem temporal as articulações entram em ação e quanto tempo cada fase do movimento ocorre, estabelecendo relações entre coordenação e eficiência (Hall, 2016).

A análise do movimento por meio da cinemática pode ser conduzida de forma qualitativa e/ou quantitativa. A abordagem qualitativa envolve a observação subjetiva do desempenho do movimento. Por outro lado, a análise quantitativa tem como base medições objetivas e precisas, por meio da quantificação numérica de variáveis específicas, como ângulos, deslocamentos e velocidades (Hamill, Knutzen, 2008).

No campo da fisioterapia respiratória, a análise cinemática é comumente empregada na avaliação dos movimentos dos compartimentos torácico e abdominal (Cavassini *et al.*, 2022; Lorenzetti Branco *et al.*, 2021; Azevedo *et al.*, 2021). Na população neonatal e em lactentes, essa abordagem é importante para investigar a presença de assincronia toracoabdominal (Silva *et al.*, 2018; Azevedo *et al.*, 2021).

A assincronia toracoabdominal refere-se ao atraso entre as excursões torácica e abdominal e reflete alterações na mecânica pulmonar, estando associado a mudanças na resistência e na complacência do sistema respiratório (Mayer *et al.*, 2003; Gappa *et al.*, 2006; Allen *et al.*, 1990). Por esse motivo, a assincronia toracoabdominal é utilizada como parâmetro clínico para monitorar a evolução da insuficiência respiratória na população neonatal (Locke *et al.*, 1991; De Jongh *et al.*, 2014; Kovatis *et al.*, 2021).

A mensuração da assincronia toracoabdominal é realizada por meio do ângulo de fase (Phase Angle – Φ), que representa a defasagem angular entre os movimentos dos compartimentos torácico e abdominal, variando de 0° a 180° (Parreira *et al.*, 2012; Agostoni & Mognoni, 1966). Valores mais próximos de 0° indicam maior sincronia respiratória,

enquanto ângulos mais elevados refletem maior grau de assincronia (Mayer *et al.*, 2003; Allen *et al.*, 1990).

Diante deste cenário, destaca-se a importância de quantificar objetivamente o perímetro e a expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes, bem como de estabelecer valores normativos para esses parâmetros. Inicialmente, essa abordagem pode assumir um caráter didático, especialmente considerando que evidências apontam que a precisão na análise da expansibilidade torácica está diretamente relacionada ao tempo de experiência clínica do profissional (Scavacini *et al.*, 2007; Stenson *et al.*, 1995; Aufricht *et al.*, 1993).

4.12 Metrologia

A metrologia é a ciência que estuda as medições e que tem como objetivo garantir a qualidade dos sistemas de medição, assegurando resultados confiáveis e comparáveis em qualquer lugar do mundo (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021). A metrologia traz definições e terminologias padronizadas, de modo que todos os profissionais, independentemente da área de atuação, possam compreender e aplicar corretamente os conceitos envolvidos (Squara *et al.*, 2021).

O primeiro aspecto a ser definido consiste na grandeza a ser mensurada. Medidas como diâmetro e circunferência são classificadas dentro da espécie de grandeza denominada comprimento (Howarth *et al.*, 2008). Em seguida, torna-se necessário estabelecer a unidade de medida correspondente. Como o diâmetro pertence à grandeza comprimento, a unidade adotada é o metro, bem como suas derivações (Squara *et al.*, 2021).

4.12.1 Precisão

A precisão representa o grau de concordância entre valores obtidos em medições repetidas sob as mesmas condições. Assim, indica a dispersão dos resultados e reflete o quanto as medidas variam entre si (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021). Está associada ao erro de mensuração aleatório, quantificado pelo desvio-padrão ou pela variância das medições, sendo expresso em percentual (Squara *et al.*, 2021).

Precisão instrumental

Na avaliação da precisão do instrumento, descreve o quão similares são os valores obtidos por um mesmo instrumento quando se realizam medições repetidas. Esse parâmetro, reflete a capacidade do instrumento em produzir resultados consistentes e repetíveis, sendo, portanto, um parâmetro fundamental para avaliar a confiabilidade das medições (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021).

4.12.2 Repetibilidade e reprodutibilidade

Dentro do conceito de precisão, encontra-se a repetibilidade, que corresponde à avaliação realizada com o mesmo procedimento, pelo mesmo avaliador e em um curto período de tempo. Já a reprodutibilidade também é uma forma de avaliar a precisão, porém envolve condições mais amplas, podendo incluir diferentes avaliadores, locais distintos ou até mesmo diferentes sistemas de medição (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021; Barlett *et al.*, 2008; Al-Shaari *et al.*, 2023).

4.12.3 Erro sistemático de mensuração e viés instrumental

O erro sistemático de mensuração está diretamente relacionado à capacidade do aparelho em fornecer medidas exatas. A exatidão é definida pela proximidade entre o valor médio das medições repetidas e o valor verdadeiro ou de referência. Esse tipo de erro é expresso em forma de taxa (Squara *et al.*, 2021).

Quando presente, o erro sistemático pode gerar resultados sistematicamente superestimados ou subestimados. O dispositivo tende a repetir sempre o mesmo desvio, por exemplo, registrar consistentemente 0,5 cm a mais em relação ao valor real (Squara *et al.*, 2021; Dragiev, Nadron, Makarenkov, 2011). Essa diferença constante entre o valor medido pelo aparelho e o valor verdadeiro é denominada viés instrumental. A capacidade de o aparelho manter esse desvio constante é denominada linearidade (Squara *et al.*, 2021).

4.12.4 Sensibilidade do instrumento

A sensibilidade de um instrumento de medição, definida pela metrologia, é a capacidade do instrumento em detectar as pequenas variações do que está sendo medido. Quanto mais próxima de 1 for essa relação, mais fielmente o dispositivo acompanha a variação do mensurando (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021).

4.12.5 Acurácia de medição

A acurácia de medição é definida pela metrologia como o nível de concordância entre o valor obtido em uma única medição realizada por um instrumento e o valor de referência. Assim como a exatidão, ela não é expressa numericamente, mas sim como uma característica qualitativa do desempenho do dispositivo. Para determinar a acurácia de um instrumento, é necessário analisar os erros de medição envolvidos, que podem ser sistemáticos, aleatórios ou a combinação de ambos (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021).

4.12.6 Seletividade

A seletividade do instrumento de medição é a sua capacidade de medir exclusivamente o mensurando de interesse, sem apresentar resposta de outras variáveis ou sofrer interferências do ambiente (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021; Andreasson *et al.*, 2015).

4.12.7 Resolução

Resolução é a capacidade do instrumento de medição de captar pequenas variações no valor que está sendo medido (Howarth *et al.*, 2008). Ela depende da precisão do instrumento e da quantidade de medições realizadas. Quanto menor o erro e maior o número de medições, melhor será a resolução. Um dispositivo com alta resolução é mais sensível e capaz de identificar mudanças sutis no parâmetro avaliado (Squara *et al.*, 2021).

4.12.8 Tempo de resposta ao degrau

O tempo de resposta ao degrau é um parâmetro fundamental na avaliação do desempenho de dispositivos de medição. Ele representa o tempo mínimo necessário para que o instrumento mostre uma mudança no mensurando, ou seja, o tempo que o aparelho leva

para detectar e indicar uma variação após uma alteração no valor medido (Howarth *et al.*, 2008; Squara *et al.*, 2021; Hughes-Riley *et al.*, 2017).

5 MÉTODOS

5.1 Tipo de estudo

Trata-se de um estudo transversal experimental. O desenho do estudo foi baseado em outros trabalhos que também tiveram como objetivo a criação de novas ferramentas (Maciel *et al.*, 2024).

5.2 Local do estudo

O presente estudo foi realizado no município de Araranguá, localizado na região do extremo sul do estado de Santa Catarina. O município faz parte da microrregião de Araranguá, juntamente com outros 14 municípios: Balneário Arroio do Silva, Balneário Gaivota, Ermo, Jacinto Machado, Maracajá, Meleiro, Morro Grande, Passo de Torres, Praia Grande, Santa Rosa do Sul, São João do Sul, Sombrio, Timbé do Sul e Turvo. A microrregião de Araranguá possui o menor Índice de Desenvolvimento Humano (IDH) do estado de Santa Catarina (Baldança, 2008). O município de Araranguá é composto por cerca de 71 mil habitantes (IBGE, 2022). No ano de 2022, o município registrou o nascimento de 1789 nascidos vivos, destes 186 nasceram antes de 37 semanas de gestação (Datasus, 2024).

O município possui um único hospital público, o Hospital Regional Deputado Affonso Guizzo (HRA), com leitos 100% do Sistema Único de Saúde (SUS) e é referência para atenção ao parto de alto risco na região do Extremo Sul Catarinense. (Santa Catarina, 2022). Atualmente, o hospital possui 23 leitos de obstetrícia clínica e cirúrgica e conta com duas UTIN com capacidade total de 18 leitos. (Datasus, 2024; Datasus 2024).

No momento da alta hospitalar, as famílias dos recém-nascidos que internaram nas UTIN foram convidadas a participar do ambulatório de acompanhamento de recém-nascidos de alto risco da Universidade Federal de Santa Catarina, coordenado pela Professora Dr^a Cristiane Aparecida Moran. Além dos recém-nascidos provenientes do HRA, o ambulatório também recebe e acompanha recém-nascidos e lactentes encaminhados pela rede de saúde dos municípios da região do Extremo Sul Catarinense e por procura direta das famílias. O ambulatório executa a avaliação e triagem do desenvolvimento neuropsicomotor, com especificações sobre o sistema visual, além de avaliações sobre o sistema respiratório dos recém-nascidos de alto risco e realiza orientações aos familiares para intervenções no ambiente domiciliar e encaminhamentos para centros de reabilitação neuropediátrica. As

consultas ocorrem após a alta hospitalar e a cada 3 meses durante o primeiro ano de vida e a cada 6 meses após os 12 meses de idade corrigida até completarem 7 anos de idade.

5.3 Participantes da pesquisa

A população do estudo foi composta por recém-nascidos e lactentes prematuros com idade gestacional de nascimento de 22 semanas a 36 semanas e 6 dias, com idade corrigida de até 6 meses de vida.

Foram excluídos RNs e lactentes que apresentaram diagnósticos que possam influenciar na avaliação biomecânica, além das repercussões da prematuridade, como: presença de doença neurológica diagnosticada (Knight Lozano *et al.*, 2024), presença de suspeita ou confirmação de síndrome genética (Lomauro *et al.*, 2016) e diagnóstico de malformação congênita (Wild *et al.*, 2023), presença de alergias ou ferida na região torácica.

Todos os participantes do presente estudo assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1). O presente projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) (ANEXO 1).

5.4 Variáveis

5.4.1 Variável desfecho

A variável desfecho do presente trabalho foi a expansibilidade torácica total descrita em centímetros (cm). A variável foi coletada por meio do instrumento de mensuração de expansibilidade torácica desenvolvido no estudo.

5.4.2 Variáveis independentes

5.4.2.1 Idade gestacional de nascimento

A partir da carteira de vacinação e/ou relatório de alta foi coletada a idade gestacional (IG) de nascimento do paciente, para classificar a prematuridade do paciente. Os que nascem com $IG < 28$ semanas são classificados como recém-nascidos pré-termo extremos, de 28 a 32 semanas de IG são RNPT moderado, enquanto >32 semanas são RNPT tardios (WHO,2024).

5.4.2.2 Peso ao nascimento

O registro do peso de nascimento foi obtido através da carteira de vacinação do paciente e/ou do relatório de alta.

5.4.2.3 Percentil de crescimento intrauterino

O percentil de crescimento intrauterino foi dado por meio da idade gestacional de nascimento do recém-nascido de acordo com o peso do nascimento conforme estipulado pelo *INTERGROWTH-21st* (Villar *et al.*, 2014). O percentil de crescimento intrauterino pode ser caracterizado em três diferentes categorias: pequeno para idade gestacional (PIG), adequado para idade gestacional (AIG) e grande para a idade gestacional (GIG) (Tenório, 2020).

5.4.2.4 Peso atual

O peso foi registrado por aferição no momento da avaliação com a balança modelo Mobile Baby[®].

5.4.2.5 Estatura atual

A estatura foi mensurada durante a avaliação inicial e foi utilizado o estadiômetro portátil pediátrico Welmy[®].

5.4.2.6 Perímetro torácico

O perímetro torácico foi mensurado em dois momentos: com uma fita métrica retrátil marca Macrolife[®] e com o dispositivo tecnológico desenvolvido pelo estudo.

5.5 Procedimentos

O presente estudo foi dividido em quatro fases: 1^a - Construção da ferramenta; 2^a - treinamento e estudo piloto; 3^a – validação da ferramenta em bancada; 4^a - viabilidade clínica.

5.5.1 1ª Fase - construção da ferramenta

5.5.1.1 Divisão das equipes de trabalho

Para a construção da ferramenta a equipe de trabalho foi dividida em duas: equipe de especialistas em pediatria e neonatologia e equipe de especialistas em tecnologia.

A equipe de especialistas em pediatria e neonatologia é formada pela aluna do programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFSC (PNO), que possui o título de especialista em Fisioterapia Intensiva Pediátrica e Neonatal pelo Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO), é especializada em Atenção à Saúde da Criança e do Adolescente pelo Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, além de possuir outras formações complementares na área de pediatria e neonatologia. A coordenadora da equipe foi a professora Dr^a Cristiane Aparecida Moran, Doutora e Mestre em Ciências pelo programa de Medicina Interna e Terapêutica - Universidade Federal de São Paulo, Especialista em Pediatria pelo Instituto da Criança - ICr-HC/USP e em Fisioterapia Respiratória pela Irmandade Santa Casa de Misericórdia de São Paulo. Possui ampla experiência na área de terapia intensiva neonatal e pediátrica. Professora adjunta A da Universidade Federal de Santa Catarina, coordenadora do ambulatório de acompanhamento de recém-nascidos de alto risco e orientadora do Programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFSC.

A equipe de especialistas em pediatria e neonatologia é responsável pelas questões fisiológicas da ferramenta: revisão de literatura, definição das variáveis a serem medidas, explicação e resolução de dúvidas sobre fisiologia respiratória neonatal e pediátrica para a equipe de especialista em tecnologia, entre outros pontos como sugestões de tamanho e peso da ferramenta.

A equipe de especialistas em tecnologia foi responsável pelo desenvolvimento tecnológico da ferramenta, sendo composta pelos integrantes do Laboratório de Eletrônica e Telecomunicações do Instituto Mauá de Tecnologia (IMT), Marcus Massayuki Quintino Miyamoto, coordenado pelo professor Fernando de Almeida Martins, co-orientador do trabalho, Mestre em Engenharia de Controle Espacial pelo Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais - INPE e possui especialização em Engenharia Automotiva pelo Instituto Mauá de Tecnologia. Professor no Instituto Mauá de Tecnologia.

5.5.1.2 Reuniões científicas

Foram realizadas reuniões científicas entre as duas equipes para discussão sobre os aspectos fisiológicos e tecnológicos da ferramenta. Durante as reuniões foram esclarecidas as dúvidas como as variáveis a serem captadas pela ferramenta, qual método de captação e processamento da ferramenta, avaliação da ferramenta no contexto prático, entre outros pontos com o objetivo de identificar possíveis ajustes no projeto.

5.5.1.3 Construção da ferramenta

A construção do dispositivo foi realizada no Laboratório de Eletrônica e Telecomunicações do Instituto Mauá de Tecnologia em São Paulo. As especificações técnicas e computacionais foram definidas pela equipe de tecnologia, com contribuições da equipe de pediatria e neonatologia voltadas à aplicabilidade prática no contexto clínico.

Inicialmente, foi realizada uma consulta exploratória na literatura para identificar valores de referência de circunferência torácica e amplitude de expansibilidade em RNs e lactentes. Além disso, foi realizada uma busca manual nos dados do Ambulatório Prematuridade (LAPREM), visando obter um referencial específico dos nossos pacientes para a construção do dispositivo, sendo descritos na Tabela 1 e Tabela 2.

Tabela 1. Descrição dos valores de circunferência torácica e expansibilidade em neonatos e lactentes.

Comprimento do dispositivo	IG de nascimento	Idade da avaliação	Variáveis analisadas	Varição do diâmetro do tórax	Autores
Tamanho médio do tórax dos pacientes avaliados: 33 ($\pm 2,3$)cm.	IG média de 38,4 ($\pm 2,8$) sem	6,2 semanas	O desempenho do cinto foi analisado calculando sua acurácia e repetibilidade no RN.	Variou de 0,2 mm até 6,6mm	Gleidi <i>et al.</i> , 2021
Cinto de 33 cm para cobrir tórax com circunferência de até 36 cm. Média do perímetro do tórax 26	Neonatos com idade média de nascimento de 30 ($\pm 3,9$) semanas	13, 8 ($\pm 28,2$) dias após o nascimento	Foi avaliado a impedância de contato	Não traz essas variações, somente a impedância em <i>Ohm</i> .	Sophocleous <i>et al.</i> , 2018

($\pm 3,8$)cm.

O comprimento do sensor é de 114 mm.	Não traz IG somente descreve os sensores	-	Avaliou a o número mínimo de sensores para medir as mudanças em circunferência do tórax	Variou de 3 a 11 mm.	Khor <i>et al.</i> , 2014
Sensores alocados na região torácica e abdominal	39 sem	29 hrs após o nascimento	Variação da mobilidade torácica e mobilidade abdominal	Variação de $6 \pm 3 \text{ cm}^2$ 7 $\pm 5 \text{ cm}^2$	Silva <i>et al.</i> , 2018

Fonte: Autores PNO, FAM, CAM, 2024

Tabela 2. Valores de referência encontrados no banco de dados do LAPREM.

Idade	Mediana do perímetro torácico (cm)
de 36 semanas até 6 meses	40 (30,0-50,0)

Fonte: Autores PNO, FAM, CAM, 2024

5.5.2 2ª fase: treinamento e estudo piloto

5.5.2.1 Equipe de coleta e treinamento

A equipe de coleta é formada pela autora principal do trabalho, aluna do programa de Pós-Graduação em Ciências da Reabilitação da UFSC, por alunos da graduação do curso de fisioterapia da UFSC que participam do Laboratório Prematuridade e supervisionado pela professora Dr^a Cristiane Aparecida Moran.

Todos os membros da equipe de coleta foram treinados para o manuseio e utilização da ferramenta pela professora Dr^a Cristiane Aparecida Moran e pelo professor Mestre Fernando de Almeida Martins - professor no Instituto Mauá de Tecnologia. Os membros da equipe também serão treinados para identificar sinais de desconforto do paciente durante a avaliação.

5.5.2.2 Estudo piloto

O estudo piloto foi conduzido com 11 indivíduos para avaliar a viabilidade da utilização da ferramenta, identificar falhas metodológicas e problemas em seu funcionamento.

5.5.2.3 Protótipo do dispositivo

O protótipo do dispositivo foi finalizado pelo grupo de trabalho do IMT em julho de 2024. O protótipo do dispositivo possui o peso de 36 gramas, altura de 5 cm, largura de 4 cm e diâmetro total de 13,5 cm. Ele possui uma fita métrica com um encaixe para o posicionamento ao redor do tórax do paciente, possui também um display que mostra a medida torácica e as suas variações de medidas, essas variações são observadas em formato de ondas. Internamente, o dispositivo contém uma placa de circuito que integra componentes eletrônicos. Essa placa incluiu um microcontrolador que gerencia as operações do dispositivo, além de circuitos de interface para os sensores que monitoram as variações nas medições torácicas. O circuito também é projetado para otimizar a alimentação elétrica, garantindo eficiência na utilização da entrada USB-C. O protótipo do dispositivo está na Figura 5.

Figura 5. Protótipo do dispositivo.



Fonte: Autores PNO, FAM, CAM

5.5.2.4 Testes do protótipo

O primeiro teste foi realizado em agosto de 2024 em um paciente de 1 mês de idade corrigida. Durante o teste, o paciente foi posicionado em decúbito dorsal na maca de avaliação, a medida foi coletada com o paciente vestindo uma peça fina de roupa. Durante a avaliação, o paciente não demonstrou sinais de irritabilidade ou desconforto. O dispositivo apresentou medições com números negativos e não foi sensível para captar as alterações da medida torácica. Foram realizados testes na região torácica e na região abdominal. Em ambas, não foi possível realizar a medida.

Após o primeiro teste, avaliamos que o dispositivo não estava sensível para pequenas alterações de medidas e que a fixação do dispositivo não estava correta. Foi realizada uma discussão sobre quais os fatores que influenciaram no erro de medição. A partir desta análise, percebemos que o fato de o dispositivo não permanecer firme ao tórax do paciente estava dificultando a medida, não fornecendo margem para as alterações de medida.

Então, foi realizado teste com fita de cetim unida a fita métrica do dispositivo. Com o uso da fita foi possível fixar melhor o dispositivo no tórax do paciente e foi possível realizar algumas medidas. A partir do paciente nº 4, iniciou-se a mensuração também da região torácica baixa devido a ser um ponto trazido na literatura como influente nas alterações de volume corrente (Reinaux *et al.*, 2016). Foram 11 pacientes de teste com idade corrigida mínima de 38 semanas e máxima de 2 meses. Em seguida são relatadas as avaliações de cada paciente. A Tabela 4 descreve os pacientes durante o estudo piloto.

1. Paciente nº 1: na primeira tentativa de mensuração na região torácica o dispositivo mediu novamente com números negativos, não realizando a mensuração. Foi realizado novamente o ajuste da fita de cetim para 20 cm, assim sendo possível permanecer mais fixa ao tórax. Após o ajuste da fita, o dispositivo conseguiu mensurar as alterações de tórax de até 0,3 cm, porém não foi sensível em todas as incursões respiratórias, não captando as diferenças entre a inspiração e a expiração. Também foi realizada a medida abdominal, porém o dispositivo captou as alterações somente em algumas respirações, sendo de 0,3 cm.
2. Paciente nº 2: neste paciente na primeira tentativa de mensuração a fita também não ficou justa o suficiente do tórax, então foi realizado o ajuste, mas como no paciente nº1, as alterações foram captadas em algumas respirações de 0,1-0,2 cm. Nesta

- paciente, quando a medida foi realizada na região abdominal, foram captadas alterações mais frequentes de 0,2 cm, mas ainda não em todos os ciclos respiratórios.
3. Paciente nº 3: na avaliação da região torácica foi possível captar as diferenças em cada respiração de forma mais contínua, com variação de até 0,4 cm. Na medida da região abdominal com alteração de 0,3 cm, foi possível captar as alterações mas não de forma constante.
 4. Paciente nº 4: foi possível captar alterações na expansibilidade torácica em algumas respirações, variando 0,3 cm. Porém, como relatado em outros pacientes, essas alterações não foram mensuradas em todas as respirações. Na região torácica baixa, foi mensurada em poucas respirações com uma variação de 0,1 cm. Já na região abdominal as variações chegaram a 0,6 cm.
 5. Paciente nº 5: neste paciente não foi possível mensurar as alterações de expansibilidade da caixa torácica, era observado a expansibilidade torácica, porém o dispositivo não foi capaz de captar os pequenos movimentos. Na região torácica baixa as alterações foram de 0,1 cm, mas também foi possível captar em poucas respirações. Na região abdominal, as alterações foram mensuradas de forma mais constante variando de 0,1 a 0,2 cm.
 6. Paciente nº 6: o dispositivo não conseguiu captar os pequenos movimentos envolvidos na região torácica. Na região torácica baixa, os movimentos também foram sutis e não foi possível mensurar sua variação. Já na região abdominal a variação captada foi de 0,1 cm, porém mantendo o padrão de medir em poucas respirações.
 7. Paciente nº 7: na região torácica a expansibilidade torácica variou 0,2 cm, porém foi mensurado em algumas respirações. Na região torácica baixa, mas as medições foram um pouco mais constantes e variou 0,2 cm também. Ao contrário da maioria dos pacientes, os movimentos da região abdominal foram mais sutis e foi possível captar o movimento em poucas respirações com variação de 0,1 cm.
 8. Paciente nº 8: na avaliação torácica mensurou uma variação de 0,3 cm. Na avaliação torácica baixa a variação de foi de 0,2 cm, porém foram captadas em poucas respirações. Na avaliação abdominal foi de 0,3 cm, sendo capaz de captar de forma mais frequente as alterações.
 9. Paciente nº 9: Variação de 0,1 cm na região torácica, de 0,3 na torácica baixa e 0,3 na região abdominal.
 10. Paciente nº 10: Variação de 0,2 cm da região torácica, de 0,1 cm na região torácica baixa, mas com grande dificuldade de captar as alterações e variação de 0,2 cm na

região abdominal, mas também com dificuldade de mensurar devido ao movimento sutil.

11. Paciente nº 11: variação de 0,1 cm na região torácica, mas com dificuldade de mensuração devido ao movimento sutil. Na torácica baixa não foi possível captar as alterações e na região abdominal a variação foi de 0,2 cm.

Tabela 3. Descrição dos pacientes avaliados no teste piloto.

Pacient e	Idade corrigid a	Peso (kg)	Altura (cm)	Perímetro torácico (cm)	Variação torácica (cm)	Variação torácica baixa (cm)	Variação abdominal (cm)
1	1 mês	6,19 0	61	40	0,3	-	0,3
2	1 mês	4,30 0	52	38	0,2	-	0,2
3	1 mês	4,23 0	49	37,5	0,4	-	0,3
4	38 sem	2,50 0	47	30	0,3	0,1	0,6
5	40 sem	2,60 0	48,5	30	-	0,1	0,2
6	40 sem	5,30 3	53	41	-	-	0,1
7	40 sem	5,21 2	52,5	41	0,2	0,2	0,1
8	1 mês	5,40 0	55	40	0,3	0,2	0,3
9	2 meses	5,60 0	56	39	0,1	0,3	0,3
10	2 meses	6,00 0	57,5	42	0,2	0,1	0,2
11	40 sem	3,83 4	49,5	35	0,1	-	0,2

AIG= adequado para idade gestacional, GIG= grande para a idade gestacional

Fonte: Autores PNO, CAM, 2024.

Os testes realizados mostraram que o dispositivo apresentou sensibilidade insuficiente para captar todas as variações de excursão respiratória, especialmente na região torácica, com leituras inconsistentes. Um dos principais problemas identificados foi a dificuldade de fixação

adequada ao tórax, o que comprometeu as medições. Ajustes manuais, como o uso de fita de cetim, melhoraram parcialmente o desempenho, permitindo a captação de algumas variações respiratórias, mas de forma limitada e não constante. As medições abdominais mostraram-se mais consistentes do que as torácicas, mas ainda assim não foram captadas em todos os ciclos respiratórios, indicando a necessidade de aperfeiçoamentos no dispositivo quanto à sensibilidade e fixação.

Após a realização dos testes do estudo piloto, da definição dos ajustes necessários e da elaboração de novas especificações pela equipe de especialistas em pediatria e neonatologia, o dispositivo foi encaminhado novamente ao Laboratório da equipe de tecnologia, em janeiro de 2025, em que passou por modificações estruturais e computacionais com o objetivo de aprimorar seu desempenho com atualizações no aumento da sensibilidade do sistema de detecção, possibilitando a identificação mais precisa de pequenas variações na excursão torácica associadas ao ciclo respiratório.

Em julho de 2025, o dispositivo retornou para a continuidade do processo de avaliação em ambiente clínico. No mês seguinte, foram realizados novos testes em pacientes com o objetivo de verificar a aplicabilidade prática e a precisão das medições, após as modificações estruturais e computacionais realizadas na etapa anterior. Durante essa fase, no entanto, foram identificadas novas limitações relacionadas tanto ao design físico do equipamento quanto ao seu desempenho funcional.

Do ponto de vista ergonômico, o dispositivo apresentou dimensões grandes em relação ao tamanho do tórax infantil e com peso excessivo (aproximadamente 170 g), o que dificultou seu posicionamento e estabilidade durante as medições. Além disso, foram observadas dificuldades no sistema de fixação, uma vez que o equipamento não possuía um mecanismo apropriado para prender a fita ao corpo do paciente. A fita, com comprimento reduzido de cerca de 30 cm, também se mostrou insuficiente para circundar completamente o tórax, comprometendo a coleta adequada dos dados. A Figura 6 ilustra a proporção do dispositivo em relação ao tórax do paciente.

Figura 6. Proporção do dispositivo em comparação ao diâmetro torácico do paciente.



Fonte: Autores, PNO, CAM, 2025.

5.5.3 Fase 3: validação da ferramenta em bancada

5.5.3.1 Calibração

A calibração do dispositivo foi realizada pelo Laboratório de Metrologia e Qualidade Industrial da UFSC (METeQ).

Para a etapa de referência metrológica, a máquina de medição por coordenadas (CMM) Mitutoyo Crysta-Plus M574[®] foi utilizada, ilustrada na Figura 7. A máquina possui configuração do tipo ponte, com deslocamento tridimensional nos eixos X (500 mm), Y (700 mm) e Z (400 mm), permitindo medições em um volume controlado e rigidamente estabilizado por mesa de granito e guias de ar. Segundo especificações do fabricante Mitutoyo[®], o sistema apresenta resolução de 0,5 μm e erro máximo permissível na faixa de poucos micrômetros. Essas características tornam a Crysta-Plus M574[®] adequada para servir como padrão de referência na verificação da exatidão do dispositivo de mensuração da expansibilidade torácica, assegurando que os valores obtidos durante a calibração sejam comparados a medidas reconhecidamente precisas.

Para o procedimento de calibração, a fita do dispositivo foi cuidadosamente alinhada ao sensor de deslocamento linear da CMM, garantindo que ambos registrassem simultaneamente o mesmo movimento. Em seguida, aplicaram-se deslocamentos controlados ao longo da fita, utilizando como referência os incrementos definidos pelos pesquisadores presente no estudo: 20, 25, 30, 32,5, 35, 37,5 e 40 cm. Esses pontos foram selecionados por representarem a faixa média do perímetro torácico da amostra avaliada no estudo.

Para cada distância, a medição foi repetida 10 vezes, retornando-se ao ponto zero antes de cada nova leitura e posicionando a fita até o deslocamento pré-estabelecido. Os valores fornecidos pela CMM foram utilizados como referência metrológica para cada ponto e posteriormente comparados às leituras correspondentes do dispositivo, permitindo avaliar sua exatidão e repetibilidade de medição.

Figura 7. Máquina de medição por coordenadas Mitutoyo Crysta-Plus M574®.



Fonte: Manual Mitutoyo Crysta-Plus M574®.

5.5.3.2 Exatidão

A exatidão foi determinada por meio da comparação direta entre os valores indicados pelo dispositivo e os valores de referência fornecidos pela CMM Mitutoyo Crysta-Plus M574®. A análise de Bland-Altman foi utilizada para avaliar a exatidão das medidas obtidas pelo dispositivo, por meio da comparação entre os valores mensurados e o método de referência.

Estabilidade

A estabilidade, por sua vez, foi analisada a partir das 10 repetições realizadas em cada distância, utilizando-se o desvio-padrão, o coeficiente de variação e a amplitude entre valores máximos e mínimos.

5.5.4 Fase 4- Aplicabilidade clínica

5.5.4.1 Protocolo de coleta de dados

5.5.4.1.1 Ficha de identificação

A ficha de avaliação da amostra, foi aplicada a que já estava na rotina do ambulatório de acompanhamento de recém-nascidos de alto risco. A ficha contém os seguintes itens: dados maternos (idade, número de consultas pré-natal, tipo de parto, gestações e sorologias positivas), dados do recém-nascido ao nascimento (idade gestacional, peso, índice de apgar, gênero, estatura, perímetro cefálico e perímetro torácico), diagnósticos e sorologias do recém-nascido ou lactente, informações sobre internações hospitalares, informações sobre acompanhamento multiprofissional, além de questionário de classificação socioeconômica da família pelo Critério Brasil 2022 da Associação Brasileira de Empresa de Pesquisas (ABEP) (Associação brasileira de empresas de pesquisa, [s.d.]) (APÊNDICE 2).

5.5.4.1.2 Dados antropométricos

Os procedimentos de aferição de peso e estatura seguiram as recomendações da Norma Técnica do Sistema de Vigilância Alimentar e Nutricional do Ministério da Saúde (Brasil, 2011).

A estatura foi mensurada pelo estadiômetro portátil pediátrico Welmy® e para mensuração da estatura o paciente foi posicionado em decúbito dorsal na maca com os pés descalços, o rosto para cima no Plano de Frankfurt (margem inferior da abertura do orbital e a margem superior do meatus auditivo externo deve ficar em uma mesma linha horizontal). O joelho do paciente foi levemente direcionado para baixo para que se posicione em extensão. A parte fixa do estadiômetro foi posicionada na cabeça do paciente e a parte móvel foi apoiada na planta dos pés (Brasil, 2011).

Para aferir o peso, a criança foi despida e posicionada no centro da balança, deitada ou sentada, deve-se manter a criança na posição até que o número do peso seja fixado. O avaliador manteve-se próximo a criança, mas sem tocá-la (Brasil, 2011). O peso foi registrado por aferição no momento da avaliação com a balança modelo Mobile Baby®.

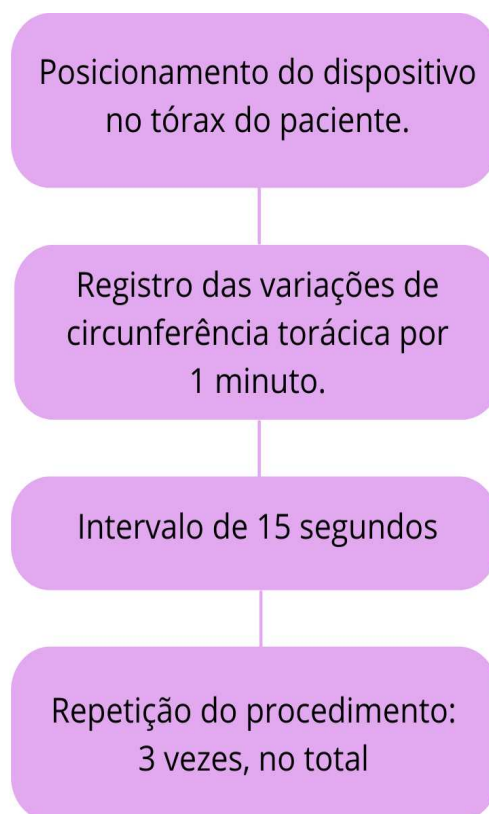
A medida de perímetro torácico foi realizada com a criança em decúbito dorsal na maca. A mensuração foi realizada com a fita posicionada na linha intermamária (Cavalcante *et al.*, 2019).

5.5.4.2 Diâmetro torácico e expansibilidade torácica com o dispositivo

A coleta do perímetro torácico e da expansibilidade foi realizada com o paciente em decúbito dorsal sobre a maca de avaliação. Inicialmente o instrumento foi posicionado ao redor do tórax do paciente na região de 3° e 4° espaço intercostal, correspondente a linha intermamária, a localização foi baseada no posicionamento utilizado em estudos com instrumentos de tomografia por bioimpedância elétrica (Frerichs *et al.*, 2017).

Após o correto posicionamento do dispositivo, registrou-se o valor do diâmetro torácico. Em seguida, para a mensuração da expansibilidade torácica, as variações da circunferência torácica foram registradas continuamente durante um período de 1 minuto. Após um intervalo de 15 segundos, o procedimento foi repetido nas mesmas condições, mantendo-se a posição do paciente e do dispositivo. O Fluxograma 1 ilustra o processo de coleta da expansibilidade.

Fluxograma 1. Processo de coleta da expansibilidade.



Fonte: Autores, PNO, CAM, 2025.

5.5.5 Análise Estatística

A caracterização da amostra foi descrita em média e desvio padrão ou em mediana e intervalo interquartil, para as variáveis contínuas de acordo com a avaliação da normalidade dos dados e as variáveis categóricas foram descritas em frequência simples e porcentagem.

A análise de Bland-Altman foi utilizada para avaliar a exatidão das medidas obtidas pelo dispositivo, por meio da comparação entre os valores mensurados e o método de referência.

A estabilidade foi analisada a partir das 10 repetições realizadas em cada distância, utilizando-se o desvio-padrão, o coeficiente de variação e a amplitude entre valores máximos e mínimos.

A avaliação da consistência do dispositivo foi realizada por meio da comparação entre três mensurações repetidas da expansibilidade torácica. Para essa análise, adotou-se o critério de que a ausência de diferença estatisticamente significativa entre as repetições ($p \geq 0,05$) indica estabilidade do instrumento, refletindo variação mínima entre as medidas realizadas em sequência.

Para dados com distribuição normal, a comparação entre as três medidas foi realizada por meio de ANOVA de medidas repetidas, com verificação da esfericidade pelo teste de

Mauchly e aplicação das correções de Greenhouse–Geisser quando necessário. Para dados que não atenderam aos pressupostos de normalidade, utilizou-se o teste de Friedman, seguido de comparações post-hoc entre os pares de avaliações utilizando testes pareados adequados, com ajuste de Bonferroni para controle do erro tipo I. O nível de significância adotado em todas as análises foi de 5%.

A confiabilidade das medidas foi analisada utilizando o coeficiente de correlação intraclass (ICC), adotando-se modelo bidirecional de efeitos mistos com avaliação de consistência. O ICC foi calculado adotando o modelo bidirecional de efeitos mistos, com concordância absoluta e medida única, apropriado para situações em que as mesmas avaliações são realizadas pelo mesmo avaliador (Koo, Li, 2016). A interpretação dos valores de ICC seguiu critérios convencionais da literatura, sendo valores superiores a 0,90 considerados indicativos de excelente confiabilidade (Koo, Li, 2016).

Além disso, foi realizada análise de correlação para investigar a relação entre variáveis contínuas. O coeficiente de correlação de Pearson foi aplicado às variáveis com distribuição normal, enquanto o coeficiente de correlação de Spearman foi aplicado às variáveis com distribuição não normal. O nível de significância adotado foi de 5%.

6 ARTIGOS CIENTÍFICOS

ARTIGO 1: CONSTRUÇÃO DE DISPOSITIVO TECNOLÓGICO PARA AVALIAÇÃO DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES

Revista para submissão: ACS Sensor. Classificação Qualis Periódico 2021-2024: A1. Fator de impacto: 9.1.

RESUMO

Objetivo: Desenvolver e verificar metrologicamente um dispositivo tecnológico para mensuração quantitativa da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes. **Métodos:** Estudo experimental realizado em duas etapas: construção do dispositivo e testes de bancada para avaliação de suas propriedades metrológicas. Inicialmente foi desenvolvido um protótipo portátil e não invasivo semelhante a uma fita métrica torácica. Após limitações identificadas na primeira versão, foi criada uma segunda versão composta por microcontrolador ESP32, sensor magnético AS5600, display OLED e transmissão de dados via Bluetooth para aplicativo móvel. A calibração foi realizada utilizando a máquina de medição por coordenadas Mitutoyo Crysta-Plus M574®, empregada como padrão de referência. Foram aplicados deslocamentos entre 20 e 40 cm, com dez repetições em cada ponto. A exatidão foi analisada pelo método de Bland-Altman e a estabilidade foi avaliada por desvio-padrão e coeficiente de variação. **Resultados:** A segunda versão apresentou resolução de 0,01 cm, baixo ruído ($0,021^\circ$) e tempo de resposta aproximado de 1,1 ms. A análise de Bland-Altman demonstrou viés médio de 0,0886 (IC95%: -0,247 a 0,424), indicando adequada concordância com o método de referência. Os coeficientes de variação variaram entre 0,026% e 0,083%, evidenciando elevada estabilidade e repetibilidade das medidas.

Conclusão: O dispositivo apresentou desempenho metrológico satisfatório e potencial para mensuração objetiva da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes, podendo contribuir para maior padronização e monitoramento funcional respiratório nessa população.

Palavras-chaves: Caixa-torácica; Recém-nascido prematuro; Dispositivos Eletrônicos Vestíveis.

INTRODUÇÃO

O desenvolvimento e a incorporação de instrumentos tecnológicos têm se consolidado como estratégias fundamentais para qualificar a assistência em saúde, contribuindo tanto para o aprimoramento do diagnóstico precoce quanto para o monitoramento contínuo e a reabilitação de diferentes condições clínicas (Heesen *et al.*, 2024; Ruyobeza, Grobbelaar, Botha, 2025).

A integração entre inovação tecnológica e práticas clínicas abrange desde modelos preditivos baseados em inteligência artificial até dispositivos médicos destinados a ampliar a funcionalidade, autonomia e qualidade de vida de indivíduos com diferentes necessidades (Huang *et al.*, 2023; Schweizer, Gilgen-Ammann, 2025; Vasudevan *et al.*, 2024).

Na área da pediatria e da neonatologia, esse avanço reflete a crescente necessidade de métodos avaliativos mais precisos, minimamente invasivos e adaptados às particularidades fisiológicas dessa população (Senechal *et al.*, 2023; Scholten *et al.*, 2022; McElwain *et al.*, 2024). Nesse contexto, têm sido desenvolvidos e testados dispositivos capazes de monitorar múltiplos parâmetros fisiológicos, como frequência cardíaca, saturação periférica de oxigênio e frequência respiratória, por meio de tecnologias integradas, reduzindo a necessidade de múltiplos cabos, sensores e eletrodos, o que contribui para maior conforto do paciente e otimização do ambiente assistencial (McElwain *et al.*, 2024; Senechal *et al.*, 2023; Senechal *et al.*, 2025).

A avaliação da expansibilidade torácica representa um componente relevante na análise respiratória, uma vez que fornece informações sobre a mobilidade da caixa torácica e o padrão respiratório do indivíduo (Sheers *et al.*, 2023; Peroni; Boner, 2000). Alterações na amplitude dos movimentos da caixa torácica podem refletir disfunções ventilatórias, incluindo restrição pulmonar, ventilação superficial ou aprisionamento aéreo (Sheers *et al.*, 2023; Cano *et al.*, 2017).

No entanto, apesar dos avanços nas pesquisas relacionadas à monitorização de parâmetros vitais, a avaliação de aspectos funcionais respiratórios ainda apresenta limitações, seja da necessidade de dispositivos de alto custo, como a pletismografia optoeletrônica, ou pela avaliação ainda ser subjetiva, sendo realizada por meio observacional do avaliador (Bogdan *et al.*, 2019; Pryhuber *et al.*, 2015).

Ainda, na população neonatal e em lactentes, essa avaliação apresenta desafios adicionais decorrentes das particularidades anatômicas e fisiológicas dessa faixa etária, da variabilidade nas dimensões torácicas e no tamanho corporal, bem como da impossibilidade de colaboração ativa do paciente para a realização de manobras respiratórias específicas (Azevedo *et al.*, 2019; Diedericks *et al.*, 2025; Peterson-Carmichael *et al.*, 2016).

Apesar de sua relevância clínica, a avaliação da expansibilidade torácica ainda é predominantemente qualitativa, baseada na observação e interpretação individual do avaliador, o que pode gerar variabilidade entre examinadores e limitar a confiabilidade dos resultados. Além disso, a ausência de instrumentos específicos com validação metrológica

dificulta a comparação longitudinal e a reprodutibilidade das medidas em diferentes contextos clínicos e de pesquisa (Scavacini *et al.*, 2007; Stenson *et al.*, 1995; Aufricht *et al.*, 1993).

Diante dessas limitações, é necessário a construção de um dispositivo tecnológico capaz de mensurar a expansibilidade torácica de forma quantitativa, padronizada e adaptada à população neonatal e de lactentes. O objetivo do presente estudo foi a construção de dispositivo para mensurar de forma quantitativa a expansibilidade torácica de recém-nascidos (RNs) e lactentes.

MÉTODOS

Trata-se de um estudo experimental, baseado no estudo de Maciel *et al.*, 2024, conduzido com RNs e lactentes atendidos em um ambulatório de seguimento de alto risco. O estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CAAE:82365624.6.0000.0121) e todos os responsáveis assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido antes da participação.

Foram incluídos RNs e lactentes prematuros com idade gestacional de nascimento de 22 semanas a 36 semanas e 6 dias, com idade corrigida de até 6 meses de vida.

Foram excluídos RNs e lactentes que apresentarem diagnósticos que possam influenciar na avaliação biomecânica, além das repercussões da prematuridade, como: presença de doença neurológica diagnosticada (Knight Lozano *et al.*, 2024), presença de suspeita ou confirmação de síndrome genética (Lomauro *et al.*, 2016) e diagnóstico de malformação congênita (Wild *et al.*, 2023), presença de alergias ou ferida na região torácica.

O estudo foi realizado em duas fases: construção da ferramenta e teste de bancada para verificação das propriedades metrológicas.

Construção da ferramenta

A construção do dispositivo foi realizada no Laboratório de Eletrônica e Telecomunicações do Instituto Mauá de Tecnologia (IMT). As definições técnicas, eletrônicas e computacionais foram estabelecidas pela equipe de especialistas em tecnologia, enquanto profissionais das áreas de pediatria e neonatologia do Laboratório Prematuridade da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) forneceram suporte teórico para a construção, aplicabilidade clínica e adequações necessárias ao uso em RNs e lactentes.

Fundamentação para a especificação técnica do dispositivo

Inicialmente, foi realizada uma consulta exploratória na literatura para identificar valores de referência de circunferência torácica e amplitude de expansibilidade em RNs e lactentes. Paralelamente, foi conduzida uma busca manual no banco de dados dos prematuros acompanhados no LAPREM-UFSC com o objetivo de obter informações específicas da população atendida no serviço.

1ª versão do dispositivo

O dispositivo foi projetado para ser não invasivo, leve e similar ao uso de uma fita métrica tradicional. Todas as superfícies em contato com o participante foram planejadas para evitar desconforto ou risco de lesão cutânea. As suas características técnicas eram: peso: 36 g, altura: 5 cm, largura: 4 cm, diâmetro total: 13,5 cm, componente de medição: fita métrica acoplada a um sistema de encaixe para posicionamento torácico, interface: display frontal com leitura numérica da medida torácica e variações apresentadas em forma de ondas. A Figura 1 mostra a 1ª versão do dispositivo.

Figura 1. Protótipo do dispositivo.



Fonte: Autores PNO, CAM, 2024

Para verificação do uso do protótipo foi realizado testes em paciente seguindo o seguinte protocolo:

A coleta dos dados foi realizada com o paciente em decúbito dorsal sobre a maca de avaliação. O instrumento foi posicionado ao redor do tórax do paciente na região de 3° e 4° espaço intercostal - correspondente a linha intermamária, a localização foi baseada no posicionamento utilizado em estudo com instrumento de tomografia por bioimpedância elétrica (Frerichs *et al.*, 2017). Para a mensuração da expansibilidade torácica foram registradas as alterações da caixa torácica por 1 minuto.

Durante o procedimento, avaliou-se o perímetro torácico e suas variações, com observação direta das flutuações exibidas no display do dispositivo. Adicionalmente, identificaram-se eventuais dificuldades relacionadas à aplicabilidade e ao posicionamento do protótipo, incluindo a estabilidade da fixação ao tórax, a capacidade do sensor em captar os movimentos respiratórios e a responsividade do mecanismo de leitura. Esses aspectos foram destinados à análise inicial de viabilidade e usabilidade do dispositivo.

2° versão do dispositivo

Após os testes com a 1ª do protótipo, foi desenvolvido uma nova versão do dispositivo em decorrência de limitações identificadas durante sua aplicação prática. As avaliações evidenciaram desafios relacionados à aplicabilidade clínica e ao posicionamento adequado do dispositivo no tórax dos sujeitos do estudo, especialmente no que se refere à estabilidade da fixação durante os ciclos respiratórios.

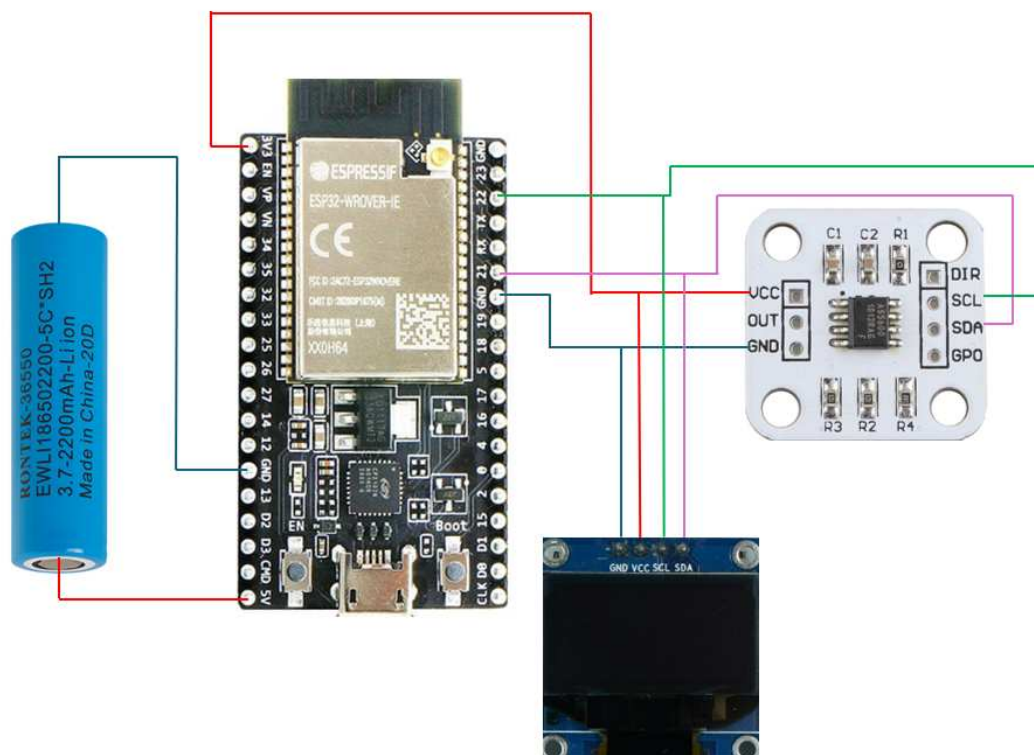
Além disso, foram observadas limitações na captação precisa das variações respiratórias pelo sensor, bem como na responsividade do mecanismo de leitura. Verificou-se que o sistema não registrava de forma consistente as alterações de circunferência torácica ao longo de todos os ciclos respiratórios, especialmente durante movimentos de menor amplitude, os quais eram identificados pelo avaliador, mas não detectados pelo dispositivo.

Na segunda versão, o dispositivo foi adaptado para operar a partir de uma placa microcontroladora modelo ESP32, responsável pelo processamento e controle do sistema. A alimentação energética é fornecida por uma bateria recarregável do tipo 18650 (3,7 V).

O sensor utilizado para as medições consiste no módulo AS5600, que se comunica com o ESP32 por meio do protocolo I2C, permitindo a aquisição contínua dos dados. As informações captadas são apresentadas em um display OLED, também integrado ao

microcontrolador via protocolo I2C, possibilitando a visualização em tempo real das medidas obtidas. As conexões entre esses componentes estão no diagrama abaixo na Figura 2.

Figura 2. Circuito dispositivo torácico.



Fonte: Autores, 2025.

Além desses componentes, o ímã, representado na Figura 3, constitui um elemento fundamental para o funcionamento do sistema de medição, uma vez que o sensor AS5600 opera com base na detecção do campo magnético gerado por ele. As variações de posição e deslocamento mecânico associadas à expansão e retração torácica promovem alterações no alinhamento do campo magnético em relação ao sensor, permitindo a conversão dessas mudanças em sinais digitais mensuráveis.

Dessa forma, o ímã atua como o elemento ativo responsável por viabilizar a leitura indireta das variações de circunferência torácica, influenciando diretamente a sensibilidade, a precisão e a estabilidade das medições.

Figura 3. Ímã utilizado com o sensor AS5600.

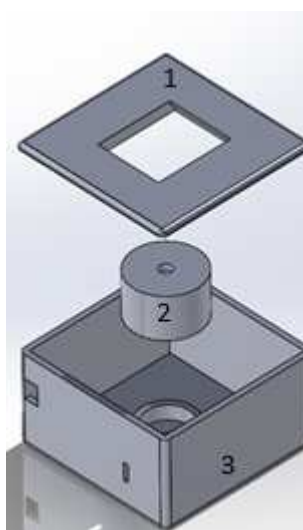


Fonte: Autores, 2025.

Todos os componentes físicos encontram-se integrados em uma estrutura confeccionada em PLA por meio de impressão 3D, peça 3 ilustrada na Figura 4, responsável pelo suporte mecânico e pelo alinhamento dos elementos do sistema. Na cavidade inferior desta peça foi incorporado um rolamento, mecanicamente acoplado à peça 2 por meio de um aço-mola, formando um mecanismo retrátil responsável pelo recolhimento automático da fita de cetim após sua extensão.

A peça 2 atua como um eixo rotacional, permitindo o enrolamento controlado da fita e servindo como base para a fixação do ímã, cuja rotação é detectada pelo sensor AS5600 para a aquisição das medidas. A peça 1, por sua vez, corresponde ao suporte estrutural do display OLED, assegurando estabilidade mecânica e adequada orientação para a visualização das informações em tempo real durante a utilização do dispositivo.

Figura 4. Desenho 3D do projeto da caixa do dispositivo.



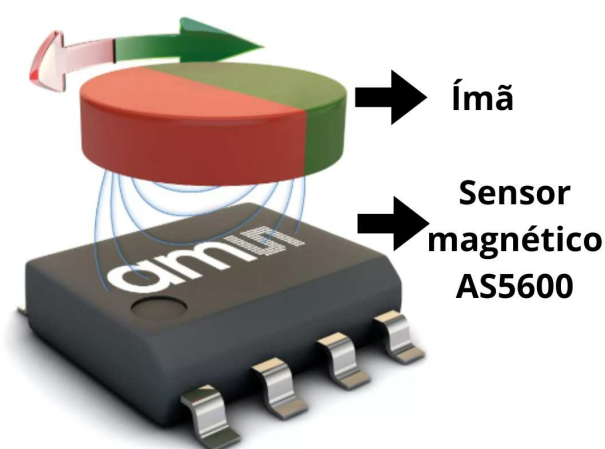
Fonte: Autores, 2025.

O sensor magnético AS5600 é posicionado axialmente acima do ímã, conforme ilustrado na Figura 5, permitindo a detecção da posição angular absoluta por meio da variação do campo magnético gerado durante a rotação do conjunto. Cada rotação completa do ímã

corresponde a um deslocamento linear aproximado de 11,4 cm da fita, estabelecendo a relação entre movimento rotacional e variação de circunferência torácica.

O sensor AS5600 realiza a leitura angular com resolução de 12 bits, convertendo a posição do campo magnético em dados digitais transmitidos ao microcontrolador ESP32 via protocolo I2C. A partir da leitura contínua das frações angulares, o sistema calcula o deslocamento linear equivalente, permitindo a estimativa da medida e sua exibição em tempo real no display OLED.

Figura 5. Posicionamento do ímã e o sensor magnético AS5600.



Fonte: Autores, 2025.

O microcontrolador ESP32 possui módulo Bluetooth integrado, responsável pela transmissão sem fio dos dados coletados para um aplicativo móvel. Com o objetivo de ampliar a acessibilidade e facilitar o desenvolvimento da interface, o aplicativo Android denominado Cinta Torácica UFSC foi desenvolvido utilizando a plataforma MIT App Inventor[®], que permite programação baseada em blocos visuais.

A partir dessa arquitetura, o aplicativo recebe dados em tempo real enviados pelo ESP32 via *Bluetooth*, apresentando as informações diretamente na interface do usuário e, simultaneamente, registrando as medições em um arquivo no formato *.txt* para posterior análise e armazenamento.

Resolução

Na 2ª versão, o display fornece as medidas do perímetro torácico com duas casas decimais, resultando em uma resolução de 0,01 cm. Essa granularidade deriva da conversão

do sinal angular captado pelo sensor magnético em deslocamento linear da fita, permitindo identificar pequenas alterações no diâmetro torácico ao longo do ciclo respiratório.

Step response delay

O desempenho dinâmico do sensor magnético utilizado no dispositivo inclui um *step response delay*, especificado pelo fabricante do sensor magnético AS5600, de 1,1 ms. Esse parâmetro indica o tempo necessário para que o sensor responda a uma mudança brusca de posição, refletindo sua capacidade intrínseca de acompanhar variações rápidas no ângulo relativo entre o ímã e o elemento sensor. Adicionalmente, o componente apresenta um *output noise* de $0,021^\circ$, também informado no manual técnico, garantindo baixa interferência de ruído nas medições e maior estabilidade do sinal convertido em deslocamento linear (Mitutoyo America Corporation, 2013).

Calibração

A calibração do dispositivo foi realizada pelo Laboratório de Metrologia e Qualidade Industrial da UFSC (METeQ).

Para a etapa de referência metrológica, a máquina de medição por coordenadas (CMM) Mitutoyo Crysta-Plus M574[®] foi utilizada, ilustrada na Figura 6. A máquina possui configuração do tipo ponte, com deslocamento tridimensional nos eixos X (500 mm), Y (700 mm) e Z (400 mm), permitindo medições em um volume controlado e rigidamente estabilizado por mesa de granito e guias de ar. Segundo especificações do fabricante Mitutoyo[®], o sistema apresenta resolução de $0,5\ \mu\text{m}$ e erro máximo permissível na faixa de poucos micrômetros. Essas características tornam a Crysta-Plus M574[®] adequada para servir como padrão de referência na verificação da exatidão do dispositivo de mensuração da expansibilidade torácica, assegurando que os valores obtidos durante a calibração sejam comparados a medidas reconhecidamente precisas.

Para o procedimento de calibração, a fita do dispositivo foi cuidadosamente alinhada ao sensor de deslocamento linear da CMM, garantindo que ambos registrassem simultaneamente o mesmo movimento. Em seguida, aplicaram-se deslocamentos controlados ao longo da fita, utilizando como referência os incrementos definidos pelos pesquisadores presente no estudo: 20, 25, 30, 32,5, 35, 37,5 e 40 cm. Esses pontos foram selecionados por representarem a faixa média do perímetro torácico da amostra avaliada no estudo.

Para cada distância, a medição foi repetida 10 vezes, retornando-se ao ponto zero antes de cada nova leitura e posicionando a fita até o deslocamento pré-estabelecido. Os valores fornecidos pela CMM foram utilizados como referência metrológica para cada ponto e posteriormente comparados às leituras correspondentes do dispositivo, permitindo avaliar sua exatidão e repetibilidade de medição.

Figura 6. Máquina de medição por coordenadas Mitutoyo Crysta-Plus M574®.



Fonte: Manual Mitutoyo Crysta-Plus M574®.

Exatidão

A exatidão foi determinada por meio da comparação direta entre os valores indicados pelo dispositivo e os valores de referência fornecidos pela CMM Mitutoyo Crysta-Plus M574®. A análise de Bland-Altman foi utilizada para avaliar a exatidão das medidas obtidas pelo dispositivo, por meio da comparação entre os valores mensurados e o método de referência.

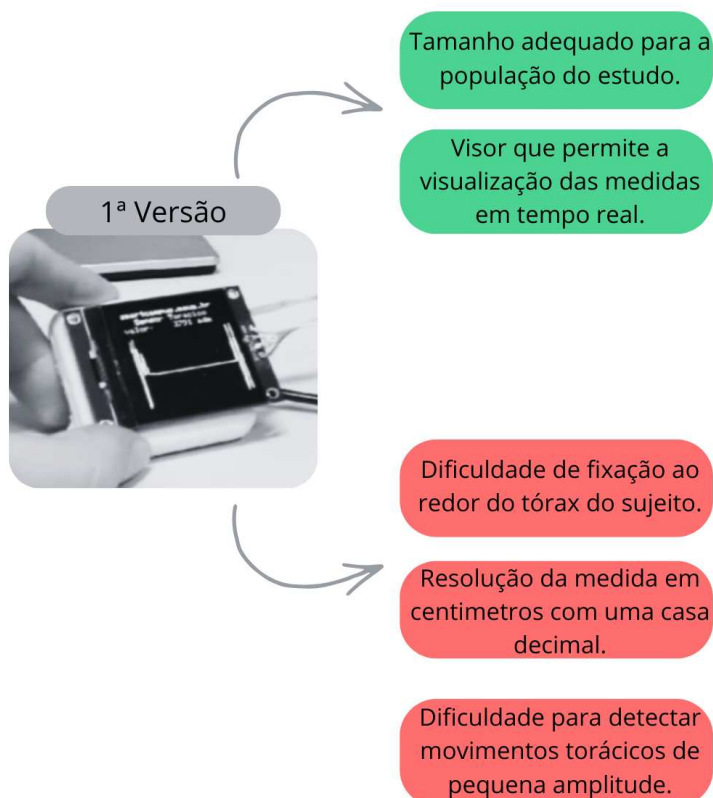
Estabilidade

A estabilidade, por sua vez, foi analisada a partir das 10 repetições realizadas em cada distância, utilizando-se o desvio-padrão, o coeficiente de variação e a amplitude entre valores máximos e mínimos.

RESULTADOS

A primeira versão do dispositivo permitiu a realização das medições iniciais, porém apresentou limitações relacionadas à estabilidade de fixação torácica e à sensibilidade na detecção de variações respiratórias de menor amplitude. Essas observações, obtidas durante os testes preliminares, motivaram o desenvolvimento da 2ª versão. A Figura 7 ilustra a 1ª versão do dispositivo e seus pontos positivos e negativos.

Figura 7. Primeira versão do dispositivo e seus principais pontos positivos e limitações.

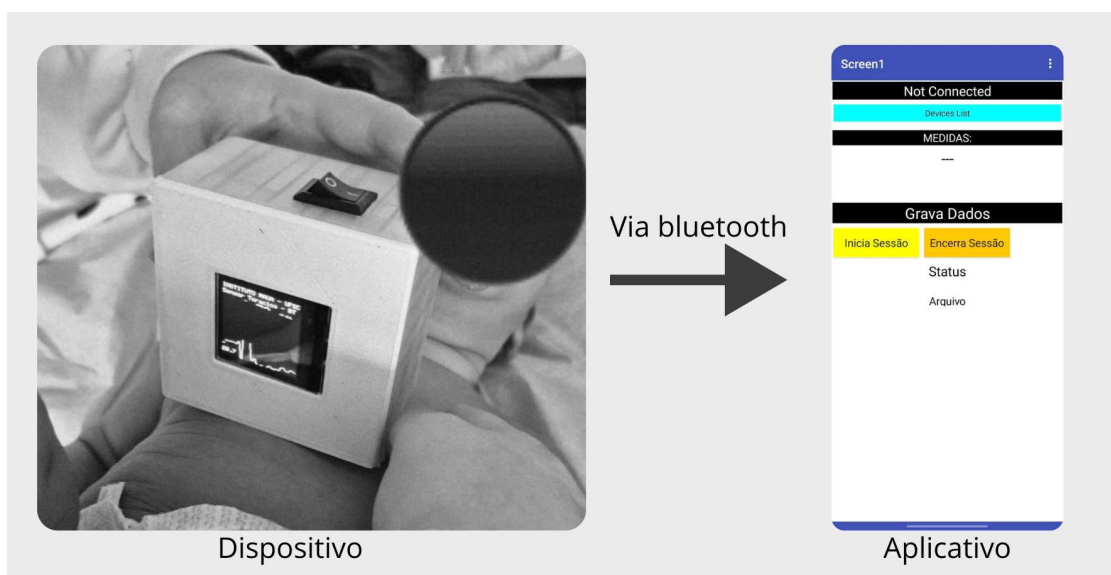


Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Na figura acima os pontos positivos estão destacados na cor verde e as limitações estão destacadas na cor vermelha.

A 2ª versão do dispositivo as medidas do perímetro torácico foram exibidas com duas casas decimais, resultando em resolução de 0,01 cm. O sensor magnético AS5600 apresentou *step response delay* de aproximadamente 1,1 ms e baixo nível de ruído (output noise de 0,021°), indicando elevada capacidade de acompanhar variações rápidas associadas à dinâmica respiratória. A Figura 8 ilustra a 2ª versão do dispositivo com a interface do aplicativo.

Figura 8. 2ª versão do dispositivo com a interface do aplicativo.

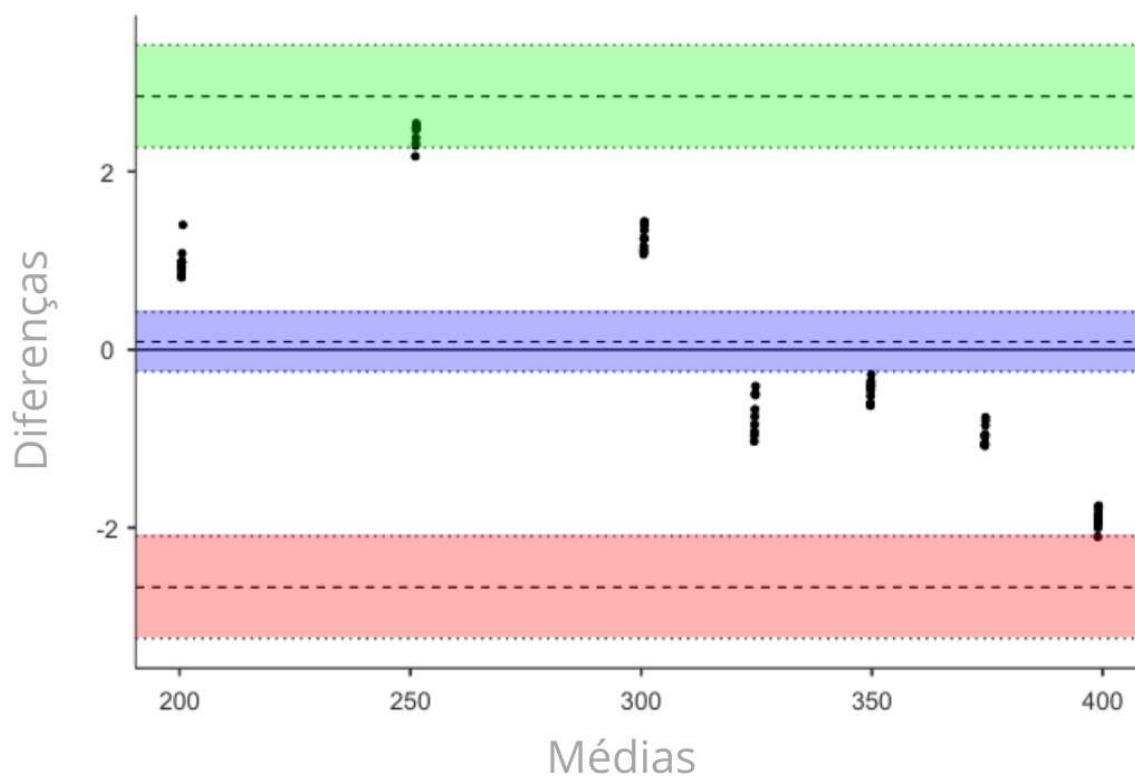


Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

Exatidão

A análise de concordância pelo método de Bland–Altman demonstrou viés médio de 0,0886 (IC95%: -0,247 a 0,424). Foi observada uma distribuição homogênea das diferenças em torno da média ao longo da faixa de valores analisada, conforme ilustrada pela Figura 9 que traz a análise gráfica de Bland–Altman. A maioria das observações permaneceu dentro dos limites de concordância, demonstrando boa concordância entre as medidas do dispositivo e fornecidos pela CMM Mitutoyo Crysta-Plus M574[®], resultando em adequada exatidão do dispositivo para mensuração da expansibilidade torácica, com medidas consistentes entre as avaliações.

Figura 9. Análise de Bland-Altman sobre a distribuição das médias.



Fonte: Elaborado pelos autores PNO, CAM (2026).

Estabilidade

A análise da estabilidade do sistema de medição demonstrou variabilidade mínima entre as repetições realizadas em cada ponto de calibração, evidenciada por coeficientes de variação (CV%) de 0,026 a 0,083%. A Tabela 1 descreve cada ponto de calibração com o valor médio, desvio-padrão e coeficiente de variação.

Tabela 1. Indicadores de estabilidade e repetibilidade do sistema de medição nos diferentes pontos de calibração.

Ponto de calibração (mm)	Média (mm)	Desvio-padrão (mm)	Coefficiente de variação (%)
200	201	0,166	0,083

250	252	0,120	0,048
300	301	0,127	0,042
325	324	0,224	0,069
350	350	0,110	0,031
375	374	0,117	0,031
400	398	0,104	0,026

Fonte: Elaborado pelos autores PNO, CAM (2026).

DISCUSSÃO

O presente estudo descreveu o processo de desenvolvimento, aprimoramento técnico e verificação metrológica de um dispositivo tecnológico destinado à mensuração quantitativa da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes. Os achados demonstram que a 2ª versão do dispositivo apresentou desempenho metrológico satisfatório, com adequada exatidão de 0,0886 (IC95%: -0,247 a 0,424) em comparação ao padrão de referência e elevada estabilidade (CV%= 0,026 a 0,083%) nas repetições.

No que diz respeito à resolução, ela é definida como a menor variação do mensurando capaz de gerar uma modificação detectável pelo dispositivo de medida (Squara *et al.*, 2021). Portanto, a resolução de 0,01 cm alcançada pela segunda versão do dispositivo representa um diferencial técnico importante para a avaliação da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes.

Considerando que, nessa população, a amplitude dos movimentos respiratórios pode ser reduzida, aproximadamente 0,5 cm, e variável em função da elevada complacência da caixa torácica e da imaturidade do controle neuromuscular respiratório, a capacidade de detectar variações milimétricas é importante (Scavacini *et al.*, 2007; Ottaviani *et al.*, 2022; Trachsel *et al.*, 2022).

Nesse contexto, a resolução de 0,01 cm permite identificar oscilações discretas da circunferência torácica ao longo do ciclo respiratório de forma objetiva, contribuindo para uma análise funcional respiratória, uma vez que alterações na expansibilidade torácica podem refletir alterações de ventilação pulmonar (Koumbourlis, 2014; Sheers *et al.*, 2023).

A análise de Bland–Altman evidenciou viés médio de 0,0886 (IC95%: –0,247 a 0,424), com distribuição homogênea das diferenças e a maioria das medidas dentro dos limites de concordância (Bland, Altman, 1999; Gerke, 2020; Dogan, 2018).

Esses resultados indicam boa concordância com o método de referência (CMM Mitutoyo Crysta-Plus M574[®]), sugerindo adequada exatidão do dispositivo para mensurações lineares dentro da faixa testada (Bland, Altman, 1999). Considerando que a CMM apresenta resolução micrométrica, sua utilização como padrão fortalece a validação metrológica realizada (Mitutoyo America Corporation, 2013).

Além disso, os coeficientes de variação entre 0,026% e 0,083% observados nos diferentes pontos de calibração indicam elevada repetibilidade e estabilidade do sistema. O coeficiente de variação reflete a dispersão dos dados e por isso é utilizado como parâmetro de precisão e repetibilidade de mensurações (Arachchige, Prendergast, Staudte, 2020). Não há um valor padrão de classificação do coeficiente de variação, quanto mais próximo de 0%, maior a estabilidade da medida (Hopkins, 2000).

O coeficiente de variação foi utilizado para avaliação da repetibilidade das medidas, uma vez que o objetivo desta etapa foi analisar a estabilidade instrumental em pontos fixos de calibração (Hopkins, 2000). Diferentemente do coeficiente de correlação intraclasse (ICC), que depende da variabilidade entre sujeitos e é indicado para estudos de confiabilidade interavaliadores ou entre métodos, o coeficiente de variação expressa a variabilidade relativa das medidas em relação à média, sendo mais apropriado para a calibração de instrumentos (Koo, Li, 2017; Fornasier-Santos *et al.*, 2022; Hopkins, 2000).

A resolução de 0,01 cm, em conjunto com o baixo ruído (0,021°) e o *step response delay* de aproximadamente 1,1 ms, sugere um bom desempenho tanto em termos de sensibilidade quanto de capacidade de rastreamento temporal do dispositivo (Goodwin *et al.*, 2022). De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia, a resolução efetiva pode ser afetada pelo ruído do sistema, portanto, os baixos níveis de ruído aumentam a capacidade de discriminar pequenas variações do mensurando (JCGM *et al.*, 2012; Squara *et al.*, 2021).

Considerando que a frequência respiratória típica em RNs e lactentes varia em torno de 40 incursões respiratórias por minuto (irpm), porém podendo apresentar valores de 20 a 60 irpm, o *step response delay* de cerca de 1,1 ms observado no dispositivo representa apenas uma pequena fração do período respiratório. Dessa forma, esse tempo de resposta sugere que o sistema possui capacidade técnica para acompanhar variações rápidas e de pequena magnitude associadas ao ciclo ventilatório (Hakimi *et al.*, 2023; Goodwin *et al.*, 2022; Katoh *et al.*, 2023).

Quando comparado aos métodos tradicionalmente utilizados para avaliação da expansibilidade torácica, predominantemente qualitativos e observacionais, o dispositivo do presente estudo apresenta pontos inovadores no contexto da tecnologia e saúde (Bennett *et al.*, 2021; Sarmiento *et al.*, 2017), por ser uma ferramenta portátil, não invasiva, com transmissão sem fio de dados (via Bluetooth) e possibilidade de registro digital para análise posterior. Esta característica pode contribuir para maior padronização das medidas, redução da variabilidade interavaliador e viabilização de acompanhamento longitudinal.

Outro ponto forte da ferramenta é a realização de sua validação metrológica, como exatidão, resolução e estabilidade das medidas, permitindo verificar se o dispositivo é capaz de produzir resultados confiáveis e compatíveis com o mensurando avaliado. Esse processo contribui para garantir a qualidade das medições, além de assegurar que os valores obtidos apresentem consistência quando comparados ao padrão de referência.

Algumas limitações devem ser consideradas no estudo como a validação ter se concentrado na etapa de calibração em bancada, utilizando padrão metrológico, não incluindo ainda análise de desempenho em condições clínicas. Outra limitação é a ausência, nesta etapa, de análise formal de confiabilidade intra e interavaliador em ambiente clínico, o que é fundamental para consolidar o uso do dispositivo como ferramenta padronizada de avaliação respiratória.

A partir disso, o dispositivo desenvolvido demonstrou adequada exatidão, elevada estabilidade e resolução compatível com as demandas da avaliação respiratória neonatal e em lactentes. A incorporação de tecnologia acessível e adaptada às especificidades fisiológicas dessa população pode representar avanço na avaliação da expansibilidade torácica de forma objetiva contribuindo para maior precisão diagnóstica e monitoramento funcional nessa faixa etária.

CONCLUSÃO

Por meio do presente estudo, podemos concluir que a 2ª versão do dispositivo apresentou adequada exatidão, elevada estabilidade e resolução compatível com as pequenas amplitudes respiratórias de recém-nascidos e lactentes. Seus parâmetros metrológicos indicam potencial para mensuração objetiva da expansibilidade torácica, configurando-se como ferramenta promissora para aprimorar a padronização e o monitoramento funcional respiratório nessa população.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC) pela concessão da bolsa de mestrado que possibilitou a realização deste estudo. À Prof^a Dr^a Sueli Fischer Beckert, coordenadora do Laboratório de Metrologia e Qualidade Industrial da UFSC (METeQ) que permitiu a calibração do meu dispositivo em seu laboratório. Aos bebês e aos seus familiares pela confiança e pela participação neste estudo, tornando possível a realização desta pesquisa.

CONFLITO DE INTERESSE

Os autores declaram que não há conflito de interesse.

REFERÊNCIAS

- ARACHCHIGE, C. N. P. G.; PRENDERGAST, L. A.; STAUDTE, R. G. **Robust analogs to the coefficient of variation**. Journal of Applied Statistics, v. 49, n. 2, p. 268-290, 2020. DOI: 10.1080/02664763.2020.1808599.
- AUFRICHT, C.; HUEMER, C.; FRENZEL, C.; SIMBRUNER, G. **Respiratory compliance assessed from chest expansion and inflation pressure in ventilated neonates**. American Journal of Perinatology, v. 10, n. 2, p. 139-142, mar. 1993. DOI: 10.1055/s-2007-994646.
- AZEVEDO, I. G.; HOLANDA, N. S. O.; ARRAIS, N. M. R.; SANTOS, R. T. G.; ARAUJO, A. G. F.; PEREIRA, S. A. **Chest circumference in full-term newborns: how can it be predicted?** BMC Pediatrics, v. 19, n. 1, p. 341, 26 set. 2019. DOI: 10.1186/s12887-019-1712-3.
- BENNETT, S.; SIRITARATIWAT, W.; TANRANGKA, N.; BENNETT, M. J.; KANPITTAYA, J. **Effectiveness of the manual diaphragmatic stretching technique on respiratory function in cerebral palsy: a randomised controlled trial**. Respiratory Medicine, v. 184, p. 106443, ago. 2021. DOI: 10.1016/j.rmed.2021.106443.
- BLAND, J. M.; ALTMAN, D. G. **Measuring agreement in method comparison studies**. Statistical Methods in Medical Research, v. 8, n. 2, p. 135-160, 1999.
- BOGDAN, R. D.; BOHILTEA, R. E.; TOMA, A. I. **Respiratory follow up of the premature neonates: rationale and practical issues**. Journal of Clinical Medicine, v. 11, n. 6, p. 1746, 2022. DOI: 10.3390/jcm11061746.
- CANO PORRAS, D.; LUNARDI, A. C.; MARQUES DA SILVA, C. C. B.; PAISANI, D. M.; STELMACH, R.; MORIYA, H. T.; CARVALHO, C. R. F. **Comparison between the phase angle and phase shift parameters to assess thoracoabdominal asynchrony in COPD patients**. Journal of Applied Physiology, v. 122, n. 5, p. 1106-1113, 1 maio 2017. DOI: 10.1152/jappphysiol.00508.2016.
- DIEDERICKS, C.; CROSSLEY, K. J.; DAVIES, I. M.; BLANK, D. A.; CRAMER, S. J. E.; WALLACE, M. J.; TE PAS, A. B.; KITCHEN, M. J.; HOOPER, S. B. **Role of the chest wall in newborn respiratory function at birth**. FASEB Journal, v. 39, n. 19, p. e71064, 15 out. 2025. DOI: 10.1096/fj.202502372R.
- DOĞAN, N. Ö. **Bland-Altman analysis: a paradigm to understand correlation and agreement**. Turkish Journal of Emergency Medicine, v. 18, n. 4, p. 139-141, 2018. DOI: 10.1016/j.tjem.2018.09.001.

FORNASIER-SANTOS, C.; ARNOULD, A.; JUSSEAUME, J.; MILLOT, B.; GUILHEM, G.; COUTURIER, A.; SAMOZINO, P.; SLAWINSKI, J.; MORIN, J. B. **Sprint acceleration mechanical outputs derived from position- or velocity-time data: a multi-system comparison study.** *Sensors (Basel)*, v. 22, n. 22, p. 8610, 8 nov. 2022. DOI: 10.3390/s22228610.

FRERICHS, I. *et al.* **Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations:** consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. *Thorax*, v. 72, n. 1, p. 83-93, 2017.

GERKE, O. **Reporting standards for a Bland-Altman agreement analysis:** a review of methodological reviews. *Diagnostics (Basel)*, v. 10, n. 5, p. 334, 22 maio 2020. DOI: 10.3390/diagnostics10050334.

GOODWIN, A. J.; EYTAN, D.; DIXON, W.; GOODFELLOW, S. D.; DOHERTY, Z.; GREER, R. W.; MCEWAN, A.; TRACY, M.; LAUSSEN, P. C.; ASSADI, A.; MAZWI, M. **Timing errors and temporal uncertainty in clinical databases:** a narrative review. *Frontiers in Digital Health*, v. 4, p. 932599, 18 ago. 2022. DOI: 10.3389/fdgth.2022.932599.

HAKIMI, N.; SHAHBAKHTI, M.; HORSCHIG, J. M.; ALDERLIESTEN, T.; VAN BEL, F.; COLIER, W. N. J. M.; DUDINK, J. **Respiratory rate extraction from neonatal near-infrared spectroscopy signals.** *Sensors (Basel)*, v. 23, n. 9, p. 4487, 5 maio 2023. DOI: 10.3390/s23094487.

HEESEN, P.; SCHELLING, G.; BIRBAUMER, M.; JÄGER, R.; BODE, B.; STUDER, G.; FUCHS, B. **Real-world-time data and RCT synergy:** advancing personalized medicine and sarcoma care through digital innovation. *Cancers (Basel)*, Basel, v. 16, n. 14, p. 2516, 11 jul. 2024. DOI: 10.3390/cancers16142516.

HOPKINS, W. G. **Measures of reliability in sports medicine and science.** *Sports Medicine*, v. 30, n. 1, p. 1-15, jul. 2000. DOI: 10.2165/00007256-200030010-00001.

HUANG, S.; YANG, J.; SHEN, N.; XU, Q.; ZHAO, Q. **Artificial intelligence in lung cancer diagnosis and prognosis:** current application and future perspective. *Seminars in Cancer Biology*, v. 89, p. 30-37, fev. 2023. DOI: 10.1016/j.semcancer.2023.01.006.

JCGM; BIPM *et al.* **International vocabulary of metrology:** basic and general concepts and associated terms (VIM). JCGM 200, 2012.

KATOH, M.; KANAZAWA, T.; ABE, Y.; SUN, G.; MATSUI, T. **Development of a non-contact 15-second pediatric respiratory rate monitor using microwave radar and its clinical application.** *Acta Paediatrica*, v. 112, n. 3, p. 493-495, 2023.

KNIGHT LOZANO, R. *et al.* **Community-based respiratory health measures in children and young people with cerebral palsy:** a scoping review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 66, n. 7, p. 849-862, 2024.

KOO, T. K.; LI, M. Y. **A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research.** Journal of Chiropractic Medicine, v. 15, n. 2, p. 155-163, jun. 2016. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.

KOUMBOURLIS, A. C. **Chest wall abnormalities and their clinical significance in childhood.** Paediatric Respiratory Reviews, v. 15, n. 3, p. 246-254, set. 2014. DOI: 10.1016/j.prrv.2013.12.003.

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.

MACIEL, R. P. *et al.* **Computational methodology to support functional vision assessment in premature infants: a viability study.** NeuroRehabilitation, v. 54, n. 2, p. 227-235, 2024.

MCELWAIN, N. L.; FISHER, M. C.; NEBEKER, C.; BODWAY, J. M.; ISLAM, B.; HASEGAWA-JOHNSON, M. **Evaluating users' experiences of a child multimodal wearable device:** mixed methods approach. JMIR Human Factors, v. 11, p. e49316, 8 fev. 2024. DOI: 10.2196/49316.

MITUTOYO AMERICA CORPORATION. **Crysta-Plus M:** coordinate measuring machines – bulletin n. 2107. Aurora, IL: Mitutoyo America Corporation, 2013.

OTTAVIANI, V.; VENERONI, C.; DELLACA', R. L.; LAVIZZARI, A.; MOSCA, F.; ZANNIN, E. **Contactless monitoring of breathing pattern and thoracoabdominal asynchronies in preterm infants using depth cameras:** a feasibility study. IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine, v. 10, p. 4900708, 21 mar. 2022. DOI: 10.1109/JTEHM.2022.3159997.

PERONI, D. G.; BONER, A. L. **Atelectasis:** mechanisms, diagnosis and management. Paediatric Respiratory Reviews, v. 1, n. 3, p. 274-278, set. 2000. DOI: 10.1053/prrv.2000.0059.

PETERSON-CARMICHAEL, S.; SEDDON, P. C.; CHEIFETZ, I. M.; FRERICH, I.; HALL, G. L.; HAMMER, J.; HANTOS, Z.; VAN KAAM, A. H.; MCEVOY, C. T.; NEWTH, C. J.; PILLOW, J. J.; RAFFERTY, G. F.; ROSENFELD, M.; STOCKS, J.; RANGANATHAN, S. C. **An official American Thoracic Society/European Respiratory Society workshop report:** evaluation of respiratory mechanics and function in the pediatric and neonatal intensive care units. Annals of the American Thoracic Society, v. 13, n. 2, p. S1-S11, fev. 2016. DOI: 10.1513/AnnalsATS.201511-730ST.

PRYHUBER, G. S.; MAITRE, N. L.; BALLARD, R. A.; CIFELLI, D.; DAVIS, S. D.; ELLENBERG, J. H.; GREENBERG, J. M.; KEMP, J.; MARIANI, T. J.; PANITCH, H.; REN, C.; SHAW, P.; TAUSSIG, L. M.; HAMVAS, A. **Prematurity and respiratory outcomes program (PROP):** study protocol of a prospective multicenter study of respiratory outcomes

of preterm infants in the United States. *BMC Pediatrics*, v. 15, p. 37, 10 abr. 2015. DOI: 10.1186/s12887-015-0346-3.

RUYOBEZA, B. B.; GROBBELAAR, S. S. S.; BOTHA, A. **Health technology adoption framework's evaluation**. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, v. 196, pt. B, p. 110793, set. 2025. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2025.110793.

SARMENTO, A.; RESQUETI, V.; DOURADO-JÚNIOR, M.; SATURNINO, L.; ALIVERTI, A.; FREGONEZI, G.; DE ANDRADE, A. D. **Effects of air stacking maneuver on cough peak flow and chest wall compartmental volumes of subjects with amyotrophic lateral sclerosis**. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, v. 98, n. 11, p. 2237-2246.e1, nov. 2017. DOI: 10.1016/j.apmr.2017.04.015.

SCAVACINI, A. S.; MIYOSHI, M. H.; KOPELMAN, B. I.; PERES, C. D. A. **Expansibilidade torácica na avaliação do volume corrente em recém-nascidos prematuros ventilados**. *Jornal de Pediatria*, v. 83, n. 4, p. 329-334, 2007.

SCHOLTEN, A. W. J.; VAN LEUTEREN, R. W.; DE WAAL, C. G.; DE JONGH, F. H.; VAN KAAM, A. H.; HUTTEN, G. J. **Feasibility of wireless cardiorespiratory monitoring with dry electrodes incorporated in a belt in preterm infants**. *Physiological Measurement*, v. 43, n. 5, 25 maio 2022. DOI: 10.1088/1361-6579/ac69a9.

SCHWEIZER, T.; GILGEN-AMMANN, R. **Wrist-worn and arm-worn wearables for monitoring heart rate during sedentary and light-to-vigorous physical activities: device validation study**. *JMIR Cardio*, v. 9, p. e67110, 21 mar. 2025. DOI: 10.2196/67110.

SENECHAL, E.; RADESCHI, D.; LV, S.; JEANNE, E.; RUIZ, A. S.; TAO, L.; DULMAGE, B.; SHALISH, W.; KEARNEY, R. E.; SANT'ANNA, G. **Wireless skin sensors for electrocardiogram and heart rate monitoring in the neonatal intensive care unit: a prospective feasibility, safety, and accuracy study**. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, v. 13, p. 1555882, 29 abr. 2025. DOI: 10.3389/fbioe.2025.1555882.

SENECHAL, E.; RADESCHI, D.; TAO, L.; LV, S.; JEANNE, E.; KEARNEY, R.; SHALISH, W.; SANT'ANNA, G. **The use of wireless sensors in the neonatal intensive care unit: a study protocol**. *PeerJ*, v. 11, p. e15578, 27 jun. 2023. DOI: 10.7717/peerj.15578.

SHEERS, N. L.; O'SULLIVAN, R.; HOWARD, M. E.; BERLOWITZ, D. J. **The role of lung volume recruitment therapy in neuromuscular disease: a narrative review**. *Frontiers in Rehabilitation Sciences*, v. 4, p. 1164628, 26 jul. 2023. DOI: 10.3389/fresc.2023.1164628.

SQUARA, P. *et al.* **Metrology part 1: definition of quality criteria**. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, v. 35, n. 1, p. 17-25, 2021.

STENSON, B. J.; WILKIE, R. A.; LAING, I. A.; TARNOW-MORDI, W. O. **Reliability of clinical assessments of respiratory system compliance (Crs) made by junior doctors**. *Intensive Care Medicine*, v. 21, n. 3, p. 257-260, mar. 1995. DOI: 10.1007/BF01701484.

TRACHSEL, D.; ERB, T. O.; HAMMER, J.; VON UNGERN-STERMBERG, B. S.
Developmental respiratory physiology. Paediatric Anaesthesia, v. 32, n. 2, p. 108-117, fev. 2022. DOI: 10.1111/pan.14362.

VASUDEVAN, A.; PLOMBON, S.; PINIELLA, N.; GARBER, A.; MALIK, M.; O'FALLON, E.; GOYAL, A.; GERSHANIK, E.; KUMAR, V.; FISKIO, J.; YOON, C.; LIPSITZ, S. R.; SCHNIPPER, J. L.; DALAL, A. K. **Effect of digital tools to promote hospital quality and safety on adverse events after discharge.** Journal of the American Medical Informatics Association, v. 31, n. 10, p. 2304-2314, 1 out. 2024. DOI: 10.1093/jamia/ocae176.

WILD, K. T. *et al.* **Respiratory function after birth in infants with congenital diaphragmatic hernia.** Archives of Disease in Childhood: Fetal and Neonatal Edition, v. 108, n. 5, p. 535-539, 2023.

ARTIGO 2: AVALIAÇÃO TECNOLÓGICA DA EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES: ESTUDO DE VIABILIDADE

Revista para submissão: Journal of Clinical Monitoring and Computing. Classificação Qualis Periódico 2021-2024: A3. Fator de impacto: 2.2

RESUMO

Objetivo: Investigar a viabilidade de aplicação de um dispositivo tecnológico para mensuração quantitativa da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros. **Métodos:** Trata-se de um estudo de viabilidade com amostra composta por oito participantes, totalizando 24 avaliações. As medidas de expansibilidade torácica foram obtidas por meio de um dispositivo torácico capaz de registrar, em tempo real, as variações do perímetro torácico durante o ciclo respiratório. Cada participante foi avaliado três vezes consecutivas para análise da estabilidade das medidas. **Resultados:** A mediana da expansibilidade torácica observada foi de 0,35 cm (0,16–1,54). A comparação entre as três mensurações não evidenciou diferença estatisticamente significativa ($\chi^2 = 3,25$; $p = 0,19$), indicando estabilidade das medidas. A análise de confiabilidade demonstrou excelente consistência entre as avaliações (ICC = 0,988; IC95%: 0,95–0,998). O dispositivo apresentou boa aplicabilidade no contexto ambulatorial.

Conclusão: O dispositivo possui potencial para fornecer medidas objetivas da expansibilidade torácica nessa população, contribuindo para precisão na avaliação respiratória e para o monitoramento clínico.

Palavras-chaves: Caixa-torácica; Recém-nascido prematuro; Dispositivos Eletrônicos Vestíveis.

INTRODUÇÃO

A avaliação clínica respiratória de recém-nascidos e lactentes representa um desafio na prática clínica, decorrente das particularidades anatômicas, fisiológicas e comportamentais inerentes a essa fase do desenvolvimento (Jat, Argarwal, 2023; Trachsel *et al.*, 2022). Nessa população, a elevada complacência da caixa torácica, associada à imaturidade estrutural pulmonar e ao controle neuromuscular respiratório ainda em maturação, resulta em padrões ventilatórios altamente variáveis e suscetíveis a alterações frente a mínimos estímulos internos ou externos (Trachsel *et al.*, 2022; Fouzas *et al.*, 2023; Diedericks *et al.*, 2025).

Entretanto, apesar da importância, geralmente grande parte das avaliações respiratórias utilizadas na rotina assistencial ainda é baseada em métodos subjetivos, como a inspeção do padrão ventilatório, ou depende de equipamentos de alto custo e acesso restrito, como a pletismografia de corpo inteiro (Bogdan *et al.*, 2019; Pryhuber *et al.*, 2015).

A expansibilidade torácica, parâmetro de fácil observação, embora simples, fornece informações importantes sobre a saúde respiratória, incluindo indícios de ventilação superficial e hipoventilação (Sheers *et al.*, 2023; Peroni; Boner, 2000). Além disso, sua mensuração pode atuar como um indicador de resposta terapêutica, contribuindo para o monitoramento da evolução clínica após intervenções respiratórias (Sarmiento *et al.*, 2017).

No entanto, sua avaliação ainda é predominantemente subjetiva, baseada na percepção individual do profissional, e sua acurácia depende da experiência clínica envolvida, o que limita a precisão e a reprodutibilidade dos resultados. Essa ausência de padronização dificulta a comparação entre avaliações (Scavacini *et al.*, 2007; Stenson *et al.*, 1995; Aufrecht *et al.*, 1993).

Nesse contexto, a incorporação de métodos objetivos e quantitativos para mensurar a expansibilidade torácica é o aspecto inovador da presente pesquisa, surge como uma necessidade, permitindo maior confiabilidade e potencial de aplicação em lactantes no âmbito ambulatorial, tanto em ambientes clínicos quanto em pesquisas.

Assim, o objetivo do estudo deste trabalho foi avaliar a viabilidade de aplicação de um dispositivo para mensurar de forma quantitativa a expansibilidade torácica de recém-nascidos (RNs) e lactentes.

MÉTODOS

Trata-se de um estudo de viabilidade (Bowen *et al.*, 2009), aprovado pelo comitê de ética institucional (CAAE:82365624.6.0000.0121). A amostra foi composta por RNs e lactentes prematuros sendo consideráveis elegíveis indivíduos nascidos com idade gestacional entre 22 semanas e 36 semanas e 6 dias. No momento da avaliação, estabeleceu-se como critério idade corrigida máxima de até seis meses de vida.

A exclusão ocorreu na presença de condições clínicas com potencial de influenciar a avaliação biomecânica, além das repercussões esperadas da prematuridade, incluindo doença neurológica diagnosticada (Knight Lozano *et al.*, 2024), suspeita ou confirmação de síndrome genética (Lomauro *et al.*, 2016), diagnóstico de malformação congênita (Wild *et al.*, 2023), bem como alergias, lesões cutâneas ou feridas na região torácica capazes de interferir no posicionamento do dispositivo ou na realização das medidas.

Após a identificação, os recém-nascidos e lactentes foram submetidos à inspeção do tórax para detecção de deformidades. As mensurações antropométricas seguiram as normas do Brasil (2011). O peso foi registrado em balança Mobile Baby[®], com a criança despida e

posicionada no centro do equipamento. O perímetro torácico foi mensurado com fita métrica posicionada na linha intermamária, em decúbito dorsal.

Coleta da expansibilidade torácica

A expansibilidade torácica foi avaliada com o sujeito da pesquisa em decúbito dorsal. O dispositivo foi posicionado ao redor do tórax na região do 3º e 4º espaços intercostais, seguindo referências de estudo com tomografia por bioimpedância elétrica (Frerichs *et al.*, 2017). As variações do perímetro torácico foram registradas por 1 minuto. Após o intervalo de 15 segundos, a mensuração foi repetida. O procedimento completo foi realizado três vezes, totalizando 3 coletas. A coleta foi interrompida caso o participante apresentasse sinais de desconforto, realizando-se medidas de consolo como colo do avaliador ou dos pais e sucção não nutritiva.

O dispositivo desenvolvido foi projetado para captar, em tempo real, as variações de expansibilidade torácica durante os ciclos respiratórios, por meio de sensores integrados responsáveis pela detecção dos deslocamentos mecânicos da caixa torácica. Os sinais obtidos foram processados eletronicamente e transmitidos sem fio para um aplicativo, no qual os valores mensurados eram visualizados e automaticamente registrados. A aquisição dos dados ocorreu com resolução temporal em milissegundos, permitindo o acompanhamento contínuo das variações respiratórias, enquanto a mensuração da expansibilidade torácica foi expressa em centímetros, com precisão de duas casas decimais. O dispositivo utilizado está ilustrado na Figura 1.

Figura 1. Dispositivo para avaliação da expansibilidade torácica.



Fonte: Elaborado pelos autores, PNO, CAM (2026).

Análise estatística

A caracterização da amostra foi descrita em média e desvio padrão ou em mediana e intervalo interquartil, para as variáveis contínuas de acordo com a avaliação da normalidade dos dados e as variáveis categóricas foram descritas em frequência simples e porcentagem.

A avaliação da consistência do dispositivo foi realizada por meio da comparação entre três mensurações repetidas da expansibilidade torácica. Para dados com distribuição normal, a comparação entre as três medidas foi realizada por meio de ANOVA de medidas repetidas. Para dados que não atenderam aos pressupostos de normalidade, utilizou-se o teste de Friedman. O nível de significância adotado em todas as análises foi de 5%.

A confiabilidade das medidas foi analisada utilizando o coeficiente de correlação intraclass (ICC), adotando-se modelo bidirecional de efeitos mistos com avaliação de consistência. O ICC foi calculado adotando o modelo bidirecional de efeitos mistos, com concordância absoluta e medida única, apropriado para situações em que as mesmas avaliações são realizadas pelo mesmo avaliador (Koo, Li, 2016). A interpretação dos valores de ICC seguiu critérios convencionais da literatura, sendo valores superiores a 0,90 considerados indicativos de excelente confiabilidade (Koo, Li, 2016).

Além disso, foi realizada análise de correlação para investigar a relação entre variáveis contínuas. O coeficiente de correlação de Pearson foi aplicado às variáveis com distribuição normal, enquanto o coeficiente de correlação de Spearman foi aplicado às variáveis com distribuição não normal. O nível de significância adotado foi de 5%.

RESULTADOS

Durante o período do estudo, 11 pacientes foram triados para elegibilidade. Após exclusões decorrentes de recusa do responsável (n=1) e alteração comportamental significativa durante a avaliação (n=2), a amostra final incluiu 8 RNs e lactentes, correspondendo a 24 avaliações. Os dados de caracterização dos sujeitos e das medidas realizadas pela fita métrica e pelo dispositivo estão descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Caracterização da amostra e medidas de perímetro torácico obtidas por fita métrica e dispositivo tecnológico.

Variável	Mediana	Mínimo – Máximo
Idade na avaliação (dias)	35,50	2,00 – 182,00
Idade gestacional ao nascimento (semanas)	31,00	25,00 – 36,00
Peso ao nascimento (gramas)	1510,00	720,00 – 2472,00
Peso durante a avaliação (gramas)	4374,00	2910,00 – 8030,00
Estatura (cm)	53,50	42,00 – 65,50
Perímetro torácico mensurado pela fita métrica (cm)	37,00	34,00 – 46,00
Perímetro torácico mensurado pelo dispositivo (cm)	39,91	32,96 – 51,53
Expansibilidade torácica (cm)	0,35	0,16 – 1,54

Fonte: Elaborado pelos autores PNO, CAM (2026).

Tabela 2. Medidas de expansibilidade torácica obtidas nas três avaliações por participante.

Sujeito	IG corrigida (dias)	Peso atual (gramas)	Avaliação	Expansibilidade (cm)
1	36	3624	Primeira	0,34
			Segunda	1,54
			Terceira	0,45
2	34	4248	Primeira	0,42
			Segunda	0,42
			Terceira	0,27
3	182	8030	Primeira	0,36
			Segunda	0,22
			Terceira	0,48
4	68	5100	Primeira	0,52
			Segunda	0,16

			Terceira	0,31
5	35	4630	Primeira	0,27
			Segunda	0,23
			Terceira	0,54
6	4	3000	Primeira	0,23
			Segunda	0,53
			Terceira	0,27
7	63	4500	Primeira	0,27
			Segunda	0,24
			Terceira	0,36
8	2	2910	Primeira	0,38
			Segunda	0,41
			Terceira	0,18

Fonte: Elaborado pelos autores PNO, CAM (2026).

Tabela 3. Descrição do perímetro torácico de cada sujeito durante as avaliações.

Sujeito	1ª avaliação	2ª avaliação	3ª avaliação
1	32,96	33,22	33,43
2	41,12	39,95	40,20
3	50,27	47,50	51,53
4	43,35	43,07	42,37
5	43,10	42,34	41,26
6	37,47	36,86	36,45
7	39,86	39,96	37,96

8	36,47	36,05	35,14
---	-------	-------	-------

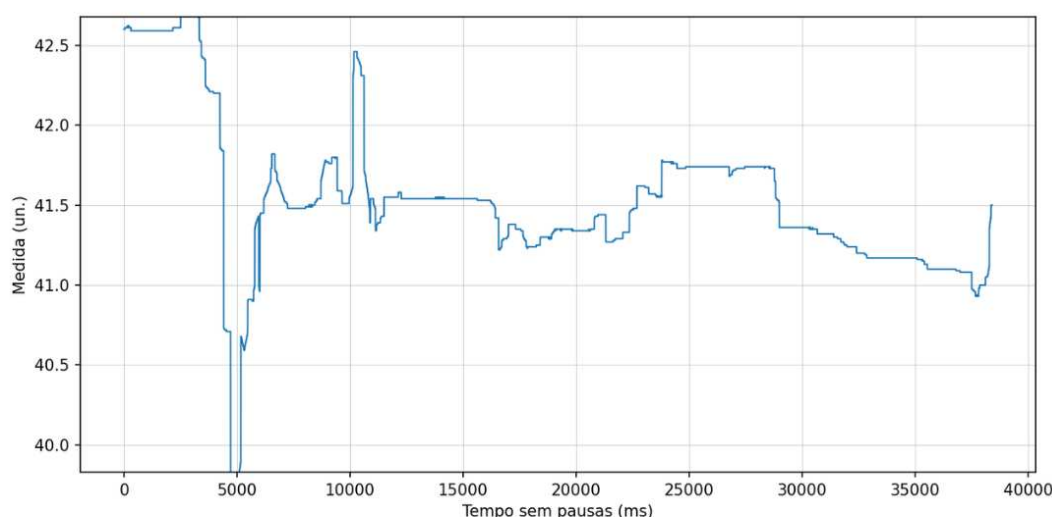
Fonte: Elaborado pelos autores (2026).

A mediana do perímetro torácica mensurado pelo dispositivo foi de 39,91 (32,96 – 51,53) cm. A mediana da expansibilidade torácica foi de 0,35 (0,16 – 1,54) cm. A descrição das medidas de expansibilidade torácica obtidas nas três avaliações por participante e das medidas de perímetro torácico por paciente em cada avaliação estão descritas nas Tabelas 2 e 3, respectivamente. A Figura 2 ilustra as variações nos valores de expansibilidade torácica em um dos pacientes durante uma avaliação. As três mensurações da expansibilidade torácica foram comparadas utilizando o teste de Friedman. Não houve diferença estatisticamente significativa entre as avaliações ($\chi^2 = 3,25$; $p = 0,19$), indicando estabilidade das medidas entre os três momentos. A análise de confiabilidade evidenciou excelente consistência entre as medidas (ICC = 0,988; IC95%: 0,95–0,998).

As análises de correlação de Spearman entre variáveis clínicas e o desfecho de expansibilidade torácica não evidenciaram associações significativas. Peso ao nascimento e idade gestacional apresentaram coeficientes próximos de zero, sendo $\rho = -0,02$ e $\rho = -0,03$, respectivamente. Assim como a idade ($\rho = -0,01$) e o peso ($\rho = -0,07$) no momento da avaliação, indicando ausência de correlação significativa entre essas variáveis e a variação torácica mensurada.

Quanto a avaliação da viabilidade clínica demonstrou que o dispositivo apresentou fácil aplicabilidade no contexto assistencial ambulatorial, com boa adaptação à rotina de avaliação. Observou-se boa aceitação por parte dos pais e dos sujeitos da pesquisa, sem ocorrência de intercorrências relevantes durante as mensurações. Em alguns momentos, foram necessárias medidas de conforto para favorecer a permanência do lactente em estado comportamental adequado, como posicionamento no colo do avaliador ou dos pais e utilização de sucção não nutritiva. Entretanto, tais intervenções não comprometeram a continuidade do protocolo, permitindo retorno rápido à coleta.

Figura 2. Curva representativa das variações de expansibilidade torácica em centímetros registradas em tempo real, com resolução temporal em milissegundos, durante a avaliação de um paciente



Fonte: Elaborado pelos autores PNO, CAM (2026).

DISCUSSÃO

O presente estudo investigou a viabilidade de aplicação de um dispositivo tecnológico para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros. Os achados demonstraram estabilidade e confiabilidade das medidas ao longo de avaliações consecutivas evidenciando aplicabilidade inicial consistente do dispositivo.

No que se refere à análise do sistema respiratório, a maioria dos estudos avaliam parâmetros como a frequência respiratória ou na cinemática da parede torácica, sem quantificar diretamente a expansibilidade torácica (Silva *et al.*, 2018; Azevedo *et al.*, 2021; Senechal *et al.*, 2023; Yoo *et al.*, 2023). Um estudo recente de Gleidi *et al.* (2021) avaliou mudanças morfológicas do tórax neonatal em diferentes decúbitos utilizando um dispositivo tecnológico capaz de medir perímetro, área e formato torácico, demonstrando a alta complacência da parede torácica neonatal (Gelidi *et al.*, 2021).

Ainda, a avaliação da expansibilidade torácica é realizada predominantemente de forma observacional, sem valores padronizados ou referências individualizadas para cada sujeito, especialmente em uma população heterogênea como a neonatal e pediátrica (Scavacini *et al.*, 2007). Estudos que utilizam a expansibilidade torácica como parâmetro para avaliação pós-intervenção fisioterapêutica frequentemente limitam-se a descrever aumento ou normalização desse parâmetro, sem apresentar medidas quantitativas ou valores objetivos (Bennett *et al.*, 2021; Sarmiento *et al.*, 2017).

Os valores encontrados no presente estudo para expansibilidade torácica [0,35 cm (0,16–1,54)] mostram-se inferiores à elevação esternal aproximada de 0,5 cm descrita na

literatura como referência clínica para neonatos e lactentes (Scavacini *et al.*, 2007), embora permaneçam dentro de uma faixa plausível considerando a elevada variabilidade fisiológica dessa população. Quando comparados aos estudos que utilizaram metodologias distintas, como acelerômetros ou análise de área torácica (Silva Gomes *et al.*, 2018; Azevedo *et al.*, 2021), pode haver dificuldade direta de comparação devido às diferenças nas unidades de medida e nos métodos de avaliação, que frequentemente analisam mobilidade ou variação de área em vez da expansibilidade.

Com relação a amostra utilizada neste estudo, evidenciou perfil compatível com populações de seguimento neonatal, com ampla variabilidade nas idades corrigidas e variáveis antropométricas (Greene, Patra, 2016; Beleza *et al.*, 2019). A heterogeneidade observada, inerente à população neonatal e pediátrica, evidencia a necessidade de instrumentos capazes de produzir medidas reprodutíveis mesmo em um contexto clínico dinâmico (Wang *et al.*, 2023; Jat, Agarwal, 2023). O dispositivo proposto foi concebido justamente para responder a essa demanda, permitindo a detecção das alterações de expansibilidade torácica em crianças com diferentes dimensões corporais e perfis antropométricos.

O uso de sensores vestíveis sem fio tem sido explorado para o monitoramento fisiológico em RNs. O estudo de Senechal *et al.*, 2025 demonstrou que sensores cutâneos sem fio apresentam adequada qualidade de sinal e boa acurácia na mensuração do eletrocardiograma e da frequência cardíaca, sem ocorrência de eventos adversos (Senechal *et al.*, 2025). Outro estudo de Yoo *et al.*, 2023, avaliou o uso de sensores capazes de captar sinais acusto-mecânicos gerados pelos sujeitos, os quais contêm informações sobre a função cardiorrespiratória e mobilidade intestinal (Yoo *et al.*, 2023). Esses estudos reforçam o potencial de tecnologias portáteis e menos invasivas, como o dispositivo proposto neste estudo, para ampliar a objetividade da avaliação fisiológica nessa população.

Na análise de confiabilidade das medidas do dispositivo, foi aplicado o ICC, em que o desempenho foi de 0,988, indicando excelente confiabilidade entre as medidas (Koo, Li, 2016). O ICC pode ser influenciado por variações aleatórias intra sujeito e por erros sistemáticos do método de medição, porém quando ICC é mais próximo de 1 indicam que a maior parte da variabilidade observada decorre de diferenças reais entre as mensurações, e não de erro instrumental, refletindo elevada confiabilidade e consistência da medida (Liljequist, Elfving, Roaldsen, 2019).

O presente estudo destaca-se por propor a mensuração objetiva da expansibilidade torácica em uma população na qual essa avaliação ainda é predominantemente subjetiva e com uma lacuna de valores normativos bem definidos. Ao fornecer valores mensuráveis em

centímetros, o estudo acrescenta um parâmetro potencialmente útil para o monitoramento clínico e para a comparação longitudinal entre avaliações.

Por se tratar de um estudo de viabilidade, o presente trabalho apresenta limitações inerentes, como tamanho amostral reduzido, ausência de poder estatístico para generalizações e heterogeneidade da população avaliada. Além disso, a inexistência de valores normativos consolidados para expansibilidade torácica em neonatos dificulta comparações diretas com a literatura.

Apesar dessas limitações, o estudo apresenta contribuições inovadoras relevantes, ao propor um dispositivo tecnológico portátil capaz de mensurar quantitativamente a expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes, parâmetro que, na prática clínica, ainda é predominantemente avaliado de forma observacional e subjetiva. Além disso, o dispositivo permite aquisição contínua de dados e transmissão para aplicativo móvel, o que favorece o registro das medidas, facilitando a análise posterior dos dados e possibilitando o acompanhamento longitudinal do sujeito.

CONCLUSÃO

Em conclusão, o dispositivo demonstrou viabilidade para mensuração objetiva do perímetro e da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros, apresentando elevada confiabilidade e estabilidade das medidas. A quantificação em centímetros representa um avanço em relação à avaliação tradicionalmente observacional, contribuindo para maior objetividade na análise da mecânica respiratória nessa população.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem à Fundação de Amparo à Pesquisa e Inovação do Estado de Santa Catarina (FAPESC) pela concessão da bolsa de mestrado que possibilitou a realização deste estudo. Aos bebês e aos seus familiares pela confiança e pela participação neste estudo, tornando possível a realização desta pesquisa.

CONFLITO DE INTERESSE

Os autores declaram que não há conflito de interesse.

REFERÊNCIAS

AUFRICT, C.; HUEMER, C.; FRENZEL, C.; SIMBRUNER, G. **Respiratory compliance assessed from chest expansion and inflation pressure in ventilated neonates**. American Journal of Perinatology, v. 10, n. 2, p. 139-142, mar. 1993. DOI: <https://doi.org/10.1055/s-2007-994646>.

AZEVEDO, I. G.; PERES, A. L.; MORAN, C. A.; DE OLIVEIRA HOLANDA, N. S.; GOMES, D. C.; PEREIRA, S. A. **Relationship between thoracoabdominal mobility and hours of life in infants: a cross-sectional study**. Respiratory Physiology & Neurobiology, v. 290, p. 103676, ago. 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.resp.2021.103676>.

BELEZA, L. O.; RIBEIRO, L. M.; PAULA, R. A. P.; GUARDA, L. E. D. A.; VIEIRA, G. B.; COSTA, K. S. F. **Profile of at-risk newborns attended by nurses in outpatient follow-up clinic: a retrospective cohort study**. Revista Latino-Americana de Enfermagem, v. 27, e3113, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1590/1518-8345.2301.3113>.

BENNETT, S.; SIRITARATIWAT, W.; TANRANGKA, N.; BENNETT, M. J.; KANPITTAYA, J. **Effectiveness of the manual diaphragmatic stretching technique on respiratory function in cerebral palsy: a randomised controlled trial**. Respiratory Medicine, v. 184, p. 106443, ago. 2021. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rmed.2021.106443>.

BOGDAN, R. D.; BOHILTEA, R. E.; TOMA, A. I. **Respiratory Follow Up of the Premature Neonates—Rationale and Practical Issues**. Journal of Clinical Medicine, v. 11, n. 6, p. 1746, 2022. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm11061746>.

BOWEN, D. J.; KREUTER, M.; SPRING, B.; COFTA-WOERPEL, L.; LINNAN, L.; WEINER, D.; BAKKEN, S.; KAPLAN, C. P.; SQUIERS, L.; FABRIZIO, C.; FERNANDEZ, M. **How we design feasibility studies**. American Journal of Preventive Medicine, v. 36, n. 5, p. 452-457, maio 2009. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2009.02.002>.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. **Orientações para a coleta e análise de dados antropométricos em serviços de saúde: norma técnica do Sistema de Vigilância Alimentar e Nutricional – SISVAN**. Brasília: Ministério da Saúde, 2011. 76 p. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/orientacoes_coleta_analise_dados_antropometrico_s.pdf. Acesso em: 04 abr. 2024.

DIEDERICKS, C.; CROSSLEY, K. J.; DAVIES, I. M.; BLANK, D. A.; CRAMER, S. J. E.; WALLACE, M. J.; TE PAS, A. B.; KITCHEN, M. J.; HOOPER, S. B. **Role of the Chest Wall in Newborn Respiratory Function at Birth**. FASEB Journal, v. 39, n. 19, e71064, 2025. DOI: <https://doi.org/10.1096/fj.202502372R>.

FOUZAS, S.; VERVENIOTI, A.; TSINTONI, A.; DASSIOS, T.; KARATZA, A. A.; DIMITRIOU, G. **Diaphragmatic muscle function in term and preterm infants**. European Journal of Pediatrics, v. 182, n. 12, p. 5693-5699, dez. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00431-023-05247-y>.

FRERICHS, I. *et al.* **Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations**: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. *Thorax*, v. 72, n. 1, p. 83–93, 2017.

GELIDI, S.; BARDILL, A.; SEIFNARAGHI, N.; WU, Y.; DEMOSTHENOUS, A.; RAHTU, M.; KALLIO, M.; BAYFORD, R. **Thoracic shape changes in newborns due to their position**. *Scientific Reports*, v. 11, p. 4446, 2021. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-83869-8>.

GREENE, M.; PATRA, K. **Part C early intervention utilization in preterm infants**: opportunity for referral from a NICU follow-up clinic. *Research in Developmental Disabilities*, v. 53–54, p. 287–295, jun./jul. 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.ridd.2016.02.016>.

JAT, K. R.; AGARWAL, S. **Lung Function Tests in Infants and Children**. *Indian Journal of Pediatrics*, v. 90, n. 8, p. 790–797, ago. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1007/s12098-023-04588-8>.

KNIGHT LOZANO, R. *et al.* **Community-based respiratory health measures in children and young people with cerebral palsy**: a scoping review. *Developmental Medicine and Child Neurology*, v. 66, n. 7, p. 849–862, 2024.

KOO, T. K.; LI, M. Y. **A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research**. *Journal of Chiropractic Medicine*, v. 15, n. 2, p. 155–163, 2016. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2016.02.012>.

LILJEQUIST, D.; ELFVING, B.; SKAVBERG ROALDSEN, K. **Intraclass correlation – A discussion and demonstration of basic features**. *PLOS One*, v. 14, n. 7, e0219854, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0219854>.

LOMAURO, A. *et al.* **Spontaneous breathing pattern as respiratory functional outcome in children with spinal muscular atrophy (SMA)**. *PLOS One*, v. 11, n. 11, e0165818, 2016.

PERONI, D. G.; BONER, A. L. **Atelectasis**: mechanisms, diagnosis and management. *Paediatric Respiratory Reviews*, v. 1, n. 3, p. 274–278, set. 2000. DOI: <https://doi.org/10.1053/prrv.2000.0059>.

PRYHUBER, G. S.; MAITRE, N. L.; BALLARD, R. A.; CIFELLI, D.; DAVIS, S. D.; ELLENBERG, J. H.; GREENBERG, J. M.; KEMP, J.; MARIANI, T. J.; PANITCH, H.; REN, C.; SHAW, P.; TAUSSIG, L. M.; HAMVAS, A. **Prematurity and respiratory outcomes program (PROP)**: study protocol of a prospective multicenter study of respiratory outcomes of preterm infants in the United States. *BMC Pediatrics*, v. 15, p. 37, 2015. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12887-015-0346-3>.

SARMENTO, A.; RESQUETI, V.; DOURADO-JÚNIOR, M.; SATURNINO, L.; ALIVERTI, A.; FREGONEZI, G.; DE ANDRADE, A. D. **Effects of Air Stacking Maneuver on Cough Peak Flow and Chest Wall Compartmental Volumes of Subjects With Amyotrophic**

Lateral Sclerosis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 98, n. 11, p. 2237-2246.e1, nov. 2017. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2017.04.015>.

SCAVACINI, A. S.; MIYOSHI, M. H.; KOPELMAN, B. I.; PERES, C. D. A. **Expansibilidade torácica na avaliação do volume corrente em recém-nascidos prematuros ventilados.** Jornal de Pediatria, v. 83, n. 4, p. 329-334, 2007.

SENECHAL, E.; JEANNE, E.; TAO, L.; KEARNEY, R.; SHALISH, W.; SANT'ANNA, G. **Wireless monitoring devices in hospitalized children: a scoping review.** European Journal of Pediatrics, v. 182, n. 5, p. 1991-2003, maio 2023. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00431-023-04881-w>.

SENECHAL, E.; RADESCHI, D.; LV, S.; JEANNE, E.; RUIZ, A. S.; TAO, L.; DULMAGE, B.; SHALISH, W.; KEARNEY, R. E.; SANT'ANNA, G. **Wireless skin sensors for electrocardiogram and heart rate monitoring in the neonatal intensive care unit: a prospective feasibility, safety, and accuracy study.** Frontiers in Bioengineering and Biotechnology, v. 13, 2025. DOI: <https://doi.org/10.3389/fbioe.2025.1555882>.

SHEERS, N. L.; O'SULLIVAN, R.; HOWARD, M. E.; BERLOWITZ, D. J. **The role of lung volume recruitment therapy in neuromuscular disease: a narrative review.** Frontiers in Rehabilitation Sciences, v. 4, 2023. DOI: <https://doi.org/10.3389/fresc.2023.1164628>.

SILVA GOMES, V. L. *et al.* **Impact of type of delivery on thoracoabdominal mobility of newborns.** Revista Brasileira de Crescimento e Desenvolvimento Humano, v. 28, n. 2, 2018.

SILVA, R. O. E.; CAMPOS, T. F.; BORJA, R. O.; MACÊDO, T. M. F.; OLIVEIRA, J. S.; DE MENDONÇA, K. M. P. **Valores de referência e fatores relacionados à mobilidade torácica em crianças brasileiras.** Revista Paulista de Pediatria, v. 30, n. 4, p. 570-575, 2012.

STENSON, B. J.; WILKIE, R. A.; LAING, I. A.; TARNOW-MORDI, W. O. **Reliability of clinical assessments of respiratory system compliance (Crs) made by junior doctors.** Intensive Care Medicine, v. 21, n. 3, p. 257-260, mar. 1995. DOI: <https://doi.org/10.1007/BF01701484>.

TRACHSEL, D.; ERB, T. O.; HAMMER, J.; VON UNGERN-STERMBERG, B. S. **Developmental respiratory physiology.** Paediatric Anaesthesia, v. 32, n. 2, p. 108-117, fev. 2022. DOI: <https://doi.org/10.1111/pan.14362>.

WANG, G. *et al.* **Plasticity of Individual Lung Function States from Childhood to Adulthood.** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 207, n. 4, p. 406-415, fev. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1164/rccm.202203-0444OC>.

WILD, K. T. *et al.* **Respiratory function after birth in infants with congenital diaphragmatic hernia.** Archives of Disease in Childhood: Fetal and Neonatal Edition, v. 108, n. 5, p. 535-539, 2023.

YOO, J. Y. *et al.* **Wireless broadband acousto-mechanical sensing system for continuous physiological monitoring.** Nature Medicine, v. 29, n. 12, p. 3137-3148, dez. 2023. DOI: <https://doi.org/10.1038/s41591-023-02637-5>.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O presente estudo teve como objetivo desenvolver, verificar metrologicamente e avaliar a viabilidade de aplicação de um dispositivo tecnológico para mensuração quantitativa da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros. Os resultados obtidos demonstraram que o dispositivo apresentou desempenho metrológico satisfatório, com adequada exatidão, elevada estabilidade das medidas e resolução suficiente para detectar pequenas variações da circunferência torácica associadas ao ciclo respiratório.

A análise de confiabilidade evidenciou elevada consistência entre as mensurações, indicando que o sistema é capaz de produzir medidas estáveis e reprodutíveis. Além disso, a aplicação do dispositivo no ambiente ambulatorial mostrou-se viável, com facilidade de posicionamento e rápida execução da coleta de dados, mesmo considerando as particularidades comportamentais da população neonatal.

Do ponto de vista clínico e científico, os achados deste estudo contribuem para o avanço das ferramentas instrumentais destinadas à avaliação respiratória em recém-nascidos e lactentes. A possibilidade de mensuração objetiva da expansibilidade torácica representa um avanço em relação às avaliações tradicionalmente observacionais, reduzindo a subjetividade da análise e ampliando o potencial de monitoramento funcional respiratório nessa população.

Em síntese, o dispositivo desenvolvido demonstrou potencial técnico e aplicabilidade clínica inicial para mensuração da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros, constituindo uma ferramenta promissora para apoiar a avaliação fisioterapêutica e a investigação da função respiratória nessa população.

REFERÊNCIAS

ABEP. **Associação Brasileira de Empresas de Pesquisa**. Disponível em: <https://www.abep.org>. Acesso em: 18 maio 2024.

AGOSTONI, E.; MOGNONI, P. **Deformation of the chest wall during breathing efforts**. *Journal of Applied Physiology*, v. 21, n. 6, p. 1827-1832, nov. 1966.

ALEJANDRE-ALCÁZAR, M. A. *et al.* **Hyperoxia modulates TGF-beta/BMP signaling in a mouse model of bronchopulmonary dysplasia**. *American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology*, v. 292, p. L537-L549, 2007. DOI: 10.1152/ajplung.00050.2006.

AL-HATHLOL, K. *et al.* **A study of breathing pattern and ventilation in newborn infants and adult subjects**. *Acta Paediatrica*, v. 89, n. 12, p. 1420-1425, 2000.

ALLEN, J. L. *et al.* **Thoracoabdominal asynchrony in infants with airflow obstruction**. *American Review of Respiratory Disease*, v. 141, n. 2, p. 337-342, fev. 1990.

AL-SHAARI, H. *et al.* **A systematic review of repeatability and reproducibility studies of diffusion tensor imaging of cervical spinal cord**. *The British Journal of Radiology*, v. 96, n. 1151, p. 20221019, nov. 2023. DOI: 10.1259/bjr.20221019.

AMARELLE, L. *et al.* **Hyperoxia and lungs: what we have learned from animal models**. *Frontiers in Medicine*, v. 8, 2021. DOI: 10.3389/fmed.2021.606678.

ANDREASSON, U. *et al.* **A practical guide to immunoassay method validation**. *Frontiers in Neurology*, v. 6, p. 179, ago. 2015. DOI: 10.3389/fneur.2015.00179.

ANTOUNIANS, L.; ZANI, A. **Beyond the diaphragm and the lung: a multisystem approach to understanding congenital diaphragmatic hernia**. *Pediatric Surgery International*, v. 39, n. 1, p. 194, maio 2023. DOI: 10.1007/s00383-023-05471-5.

AUFRICHT, C. *et al.* **Respiratory compliance assessed from chest expansion and inflation pressure in ventilated neonates**. *American Journal of Perinatology*, v. 10, n. 2, p. 139-142, mar. 1993. DOI: 10.1055/s-2007-994646.

AZEVEDO, I. G. *et al.* **Relationship between thoracoabdominal mobility and hours of life in infants: a cross-sectional study**. *Respiratory Physiology & Neurobiology*, v. 290, p. 103676, ago. 2021. DOI: 10.1016/j.resp.2021.103676.

BALASUBRAMANIAN, A. *et al.* **Diffusing capacity is an independent predictor of outcomes in pulmonary hypertension associated with COPD**. *Chest*, v. 158, n. 2, p. 722-734, ago. 2020. DOI: 10.1016/j.chest.2020.02.047.

BALDANÇA-UFSC, K. B.; WESTPHAL-UFSC, L. R.; BAYER-UFSC, F. F. **Paralelo do desenvolvimento sócio-econômico das microrregiões de Araranguá, Chapecó, Florianópolis e Tijucas**. 2008.

BARREDA, C. B. *et al.* **Newborn screening alone insufficient to improve pulmonary outcomes for cystic fibrosis**. *Journal of Cystic Fibrosis*, v. 20, n. 3, p. 492-498, maio 2021. DOI: 10.1016/j.jcf.2020.06.002.

BARTLETT, J. W.; FROST, C. **Reliability, repeatability and reproducibility**: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics & Gynecology*, v. 31, p. 466-475, 2008. DOI: 10.1002/uog.5256.

BEEN, J. V. *et al.* **Preterm birth and childhood wheezing disorders**: a systematic review and meta-analysis. *PLOS Medicine*, v. 11, p. e1001596, 2014. DOI: 10.1371/journal.pmed.1001596.

BENNETT, S. *et al.* **Effectiveness of the manual diaphragmatic stretching technique on respiratory function in cerebral palsy**: a randomised controlled trial. *Respiratory Medicine*, v. 184, p. 106443, ago. 2021. DOI: 10.1016/j.rmed.2021.106443.

BERETTA, F. *et al.* **Effect of human milk and other neonatal variables on lung function at three months corrected age**. *Pediatric Pulmonology*, 2021. DOI: 10.1002/ppul.25625.

BERNSTEIN, I. M. *et al.* **Morbidity and mortality among very-low-birth-weight neonates with intrauterine growth restriction**. *American Journal of Obstetrics and Gynecology*, v. 182, n. 1, pt. 1, p. 198-206, 2000.

BHATTACHARJEE, I. *et al.* **Predicting outcomes of mechanically ventilated premature infants using respiratory severity score**. *Journal of Maternal-Fetal & Neonatal Medicine*, v. 35, n. 23, p. 4620-4627, dez. 2022. DOI: 10.1080/14767058.2020.1858277.

BONT, L.; BLANKEN, M. **Viral respiratory burden in moderate-to-late preterm infants**. *Early Human Development*, v. 89, supl. 1, p. S37-S39, jun. 2013. DOI: 10.1016/S0378-3782(13)70012-4.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Atenção à Saúde. Departamento de Atenção Básica. **Orientações para a coleta e análise de dados antropométricos em serviços de saúde**: norma técnica do Sistema de Vigilância Alimentar e Nutricional – SISVAN. Brasília: Ministério da Saúde, 2011. 76 p. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/publicacoes/orientacoes_coleta_analise_dados_antropometrico_s.pdf. Acesso em: 4 abr. 2024.

BRADLEY, Ellen *et al.* **Born too soon: global epidemiology of preterm birth and drivers for change**. *Reproductive health*, v. 22, n. Suppl 2, p. 105, 2025.

BREW, N. *et al.* **Injury and repair in the very immature lung following brief mechanical ventilation.** American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 301, p. L917-L926, 2011. DOI: 10.1152/ajplung.00207.2011.

BROUGHTON, S. *et al.* **Diminished lung function, RSV infection, and respiratory morbidity in prematurely born infants.** Archives of Disease in Childhood, v. 91, n. 1, p. 26-30, jan. 2006. DOI: 10.1136/adc.2005.087270.

BROUGHTON, S. *et al.* **Lung function in prematurely born infants after viral lower respiratory tract infections.** The Pediatric Infectious Disease Journal, v. 26, n. 11, p. 1019-1024, nov. 2007. DOI: 10.1097/INF.0b013e318126bbb9.

BRUCE, E. N. **Control of breathing in the newborn.** Annals of Biomedical Engineering, v. 9, n. 5-6, p. 425-437, 1981. DOI: 10.1007/bf02364761.

BRUNWASSER, S. M. *et al.* **Assessing the strength of evidence for a causal effect of respiratory syncytial virus lower respiratory tract infections on subsequent wheezing illness: a systematic review and meta-analysis.** The Lancet Respiratory Medicine, v. 8, n. 8, p. 795-806, ago. 2020. DOI: 10.1016/S2213-2600(20)30109-0.

BUDINGER, G. R. S. *et al.* **Epithelial cell death is an important contributor to oxidant-mediated acute lung injury.** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 183, p. 1043-1054, 2011. DOI: 10.1164/rccm.201002-0181OC.

BURRI, P. H. **Structural aspects of postnatal lung development: alveolar formation and growth.** Biology of the Neonate, v. 89, n. 4, p. 313-322, 2006. DOI: 10.1159/000092868.

CANNAVÒ, L. *et al.* **Ventilation, oxidative stress and risk of brain injury in preterm newborn.** Italian Journal of Pediatrics, v. 46, n. 1, p. 100, 2020. DOI: 10.1186/s13052-020-00852-1.

CANTU, A. *et al.* **Endothelial to mesenchymal transition in neonatal hyperoxic lung injury: role of sex as a biological variable.** Physiological Genomics, v. 55, n. 8, p. 345-354, ago. 2023. DOI: 10.1152/physiolgenomics.00037.2023.

CAVALCANTE *et al.* **Manual de habilidades profissionais: atenção à saúde do recém-nascido.** Belém: EDUEPA, 2019.

CAVASSINI, C. L. F. *et al.* **Respiratory and thoracoabdominal motion pattern at rest and after sub-maximum effort in children with asthma.** Current Research in Physiology, v. 5, p. 287-291, jun. 2022. DOI: 10.1016/j.crphys.2022.06.005.

CHAKRABORTY, M.; MCGREAL, E. P.; KOTTECHA, S. **Acute lung injury in preterm newborn infants: mechanisms and management.** Paediatric Respiratory Reviews, v. 11, n. 3, p. 162-170, set. 2010. DOI: 10.1016/j.prrv.2010.03.002.

CHANG, H. Y. *et al.* **Reduced Lung Function at Preschool Age in Survivors of Very Low Birth Weight Preterm Infants.** *Frontiers in Pediatrics*, v. 8, p. 577673, 2020. DOI: 10.3389/fped.2020.577673.

CHAPMAN, D. G.; KING, G. G. **Potential clinical utility for the multiple breath nitrogen washout.** *Respirology*, v. 23, n. 8, p. 729-730, ago. 2018. DOI: 10.1111/resp.13326.

CHEN, C.-M. *et al.* **Genome-wide analysis of DNA methylation in hyperoxia-exposed newborn rat lung.** *Lung*, v. 195, p. 661-669, 2017. DOI: 10.1007/s00408-017-0036-z.

CHOI, Y. *et al.* **Oxygen toxicity to the immature lung – part I: pathomechanistic understanding and preclinical perspectives.** *International Journal of Molecular Sciences*, v. 22, n. 20, p. 11006, 2021. DOI: 10.3390/ijms222011006.

CHOUKROUN, M. L. *et al.* **Pulmonary outcome and its correlates in school-aged children born with a gestational age ≤ 32 weeks.** *Respiratory Medicine*, v. 107, n. 12, p. 1966-1976, dez. 2013. DOI: 10.1016/j.rmed.2013.06.020.

COX, A. M. *et al.* **Cumulative effects of neonatal hyperoxia on murine alveolar structure and function.** *Pediatric Pulmonology*, v. 52, n. 5, p. 616-624, maio 2017. DOI: 10.1002/ppul.23654.

DA FONSECA, E. B.; DAMIÃO, R.; MOREIRA, D. A. **Preterm birth prevention.** *Best Practice & Research. Clinical Obstetrics & Gynaecology*, v. 69, p. 40–49, 2020.

DASGUPTA, C. *et al.* **Hyperoxia-induced neonatal rat lung injury involves activation of TGF- β and Wnt signaling and is protected by rosiglitazone.** *American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology*, v. 296, p. L1031-L1041, 2009.

DASSIOS, T.; VERVENIOTI, A.; DIMITRIOU, G. **Respiratory muscle function in the newborn: a narrative review.** *Pediatric Research*, v. 91, n. 4, p. 795-803, mar. 2022. DOI: 10.1038/s41390-021-01529-z.

DATASUS. **CnesWeb:** Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde. Disponível em: https://cnes2.datasus.gov.br/Mod_Ind_Tipo_Leito.asp?VEstado=42&VMun=420140. Acesso em: 24 maio 2024.

DATASUS. **Indicadores:** Leitos - Cnes. Disponível em: https://cnes2.datasus.gov.br/Mod_Ind_Leitos_Listar.asp?VCod_Leito=81&VTipo_Leito=3&VListar=1&VEstado=42&VMun=&VComp=. Acesso em: 24 maio 2024.

DATASUS. **TabNet Win32 3.2:** nascidos vivos - Santa Catarina. Disponível em: <http://tabnet.datasus.gov.br/cgi/tabcgi.exe?sinasc/cnv/nvsc.def>. Acesso em: 24 maio 2024.

DAVIES, G. *et al.* **Pulmonary function deficits in newborn screened infants with cystic fibrosis managed with standard UK care are mild and transient.** *European Respiratory Journal*, v. 50, n. 5, p. 1700326, nov. 2017. DOI: 10.1183/13993003.00326-2017.

DAVIS, R. P.; MYCHALISKA, G. B. **Neonatal pulmonary physiology**. Seminars in Pediatric Surgery, v. 22, n. 4, p. 179-184, nov. 2013. DOI: 10.1053/j.sempedsurg.2013.10.005.

DE GELIDI, S. *et al.* **Thoracic shape changes in newborns due to their position**. Scientific Reports, v. 11, n. 1, p. 4446, fev. 2021. DOI: 10.1038/s41598-021-83869-8.

DE JONGH, B. E. *et al.* **Work of breathing indices in infants with respiratory insufficiency receiving high-flow nasal cannula and nasal continuous positive airway pressure**. Journal of Perinatology, v. 34, n. 1, p. 27-32, jan. 2014.

DE TROYER, A. *et al.* **Mechanics of intercostal space and actions of external and internal intercostal muscles**. The Journal of Clinical Investigation, v. 75, n. 3, p. 850-857, mar. 1985. DOI: 10.1172/JCI111782.

DE TROYER, A.; KIRKWOOD, P. A.; WILSON, T. A. **Respiratory action of the intercostal muscles**. Physiological Reviews, v. 85, n. 2, p. 717-756, 2005.

DEBOUCHE, S. *et al.* **Reliability and Reproducibility of Chest Wall Expansion Measurement in Young Healthy Adults**. Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics, v. 39, n. 6, p. 443-449, jul./ago. 2016. DOI: 10.1016/j.jmpt.2016.05.004.

DELLACA, R. L. *et al.* **Measurement of total and compartmental lung volume changes in newborns by optoelectronic plethysmography**. Pediatric Research, v. 67, p. 11-16, 2010.

DEPREZ, A. *et al.* **Impact of preterm birth on muscle mass and function: a systematic review and meta-analysis**. European Journal of Pediatrics, v. 183, n. 5, p. 1989–2002, 2024.

DEVLIEGER, H. *et al.* **The diaphragm of the newborn infant: anatomical and ultrasonographic studies**. Journal of Developmental Physiology, v. 16, n. 6, p. 321-329, dez. 1991.

DI FILIPPO, P. *et al.* **Pulmonary outcomes in children born extremely and very preterm at 11 years of age**. Frontiers in Pediatrics, v. 9, 2021. DOI: 10.3389/fped.2021.635503.

DI FIORE, J. M. *et al.* **Early inspired oxygen and intermittent hypoxemic events in extremely premature infants are associated with asthma medication use at 2 years of age**. Journal of Perinatology, v. 39, n. 2, p. 203-211, fev. 2019. DOI: 10.1038/s41372-018-0264-y.

DIAS-FREITAS, F.; METELO-COIMBRA, C.; RONCON-ALBUQUERQUE, R. **Molecular mechanisms underlying hyperoxia acute lung injury**. Respiratory Medicine, v. 119, p. 23-28, 2016. DOI: 10.1016/j.rmed.2016.08.010.

DOYLE, L. W.; FORD, G.; DAVIS, N. **Health and hospitalizations after discharge in extremely low birth weight infants**. Seminars in Neonatology, v. 8, n. 2, p. 137-145, abr. 2003. DOI: 10.1016/S1084-2756(02)00221-X.

DRAGIEV, P.; NADON, R.; MAKARENKOV, V. **Systematic error detection in experimental high-throughput screening**. BMC Bioinformatics, v. 12, p. 25, jan. 2011. DOI: 10.1186/1471-2105-12-25.

DRYSDALE, S. B. *et al.* **Lung function of preterm infants before and after viral infections**. European Journal of Pediatrics, v. 173, n. 11, p. 1497-1504, nov. 2014. DOI: 10.1007/s00431-014-2343-1.

DU BERRY, C. *et al.* **Long-term expiratory airflow of infants born moderate-late preterm: a systematic review and meta-analysis**. EClinicalMedicine, v. 52, p. 101597, 2022.

DYLAG, A. M. *et al.* **Pulmonary mechanics and structural lung development after neonatal hyperoxia in mice**. Pediatric Research, v. 87, n. 7, p. 1201-1210, jun. 2020. DOI: 10.1038/s41390-019-0723-y.

EDWARDS, M. O. *et al.* **Management of prematurity-associated wheeze and its association with atopy**. PLOS One, v. 11, n. 5, p. e0155695, 2016.

ELBORN, J. S. **Cystic fibrosis**. The Lancet, v. 388, n. 10059, p. 2519-2531, nov. 2016. DOI: 10.1016/S0140-6736(16)00576-6.

EMERSON, J. *et al.* **Pseudomonas aeruginosa and other predictors of mortality and morbidity in young children with cystic fibrosis**. Pediatric Pulmonology, v. 34, n. 2, p. 91-100, 2002.

FABERO-GARRIDO, R. *et al.* **Respiratory muscle training improves exercise tolerance and respiratory muscle function/structure post-stroke at short term: a systematic review and meta-analysis**. Annals of Physical and Rehabilitation Medicine, v. 65, n. 5, p. 101596, set. 2022. DOI: 10.1016/j.rehab.2021.101596.

FARRELL, P. M. *et al.* **Guidelines for diagnosis of cystic fibrosis in newborns through older adults: Cystic Fibrosis Foundation consensus report**. The Journal of Pediatrics, v. 153, n. 2, p. S4-S14, 2008.

FARRELL, P. M.; ROCK, M. J.; BAKER, M. W. **The Impact of the CFTR Gene Discovery on Cystic Fibrosis Diagnosis, Counseling, and Preventive Therapy**. Genes, v. 11, n. 4, p. 401, abr. 2020. DOI: 10.3390/genes11040401.

FJAERLI, H. O. *et al.* **Acute bronchiolitis in infancy as risk factor for wheezing and reduced pulmonary function by seven years in Akershus County, Norway**. BMC Pediatrics, v. 5, p. 31, ago. 2005. DOI: 10.1186/1471-2431-5-31.

FOUZAS, S. *et al.* **Diaphragmatic muscle function in term and preterm infants**. European Journal of Pediatrics, v. 182, n. 12, p. 5693-5699, dez. 2023. DOI: 10.1007/s00431-023-05247-y.

FRERICHS, I. *et al.* **Chest electrical impedance tomography examination, data analysis, terminology, clinical use and recommendations**: consensus statement of the TRanslational EIT developmeNt stuDy group. *Thorax*, v. 72, n. 1, p. 83-93, 2017.

FREY, H. A.; KLEBANOFF, M. A. **The epidemiology, etiology, and costs of preterm birth**. *Seminars in Fetal & Neonatal Medicine*, v. 21, n. 2, p. 68–73, 2016.

GAPPA, M. *et al.* **Lung function tests in neonates and infants with chronic lung disease: lung and chest-wall mechanics**. *Pediatric Pulmonology*, v. 41, n. 4, p. 291-317, abr. 2006.

GARIOUD, A. L. B. *et al.* **The increased susceptibility to airway infections after preterm birth does not persist into adolescence**. *PLOS One*, v. 15, n. 9, p. e0238382, set. 2020. DOI: 10.1371/journal.pone.0238382.

GIBSON, A. M.; DOYLE, L. W. **Respiratory outcomes for the tiniest or most immature infants**. *Seminars in Fetal and Neonatal Medicine*, v. 19, n. 2, p. 105-111, abr. 2014. DOI: 10.1016/j.siny.2013.10.006.

GIL-PRIETO, R. *et al.* **Respiratory Syncytial Virus Bronchiolitis in Children up to 5 Years of Age in Spain: epidemiology and comorbidities: an observational study**. *Medicine*, v. 94, p. e831, 2015. DOI: 10.1097/MD.0000000000000831.

GOETZ, I. *et al.* **Assessment of passive respiratory mechanics in infants: double versus single occlusion?** *European Respiratory Journal*, v. 17, p. 449-455, 2001.

GOMBEDZA, F. *et al.* **Mechanosensitive transient receptor potential vanilloid 4 regulates Dermatophagoides farinae-induced airway remodeling via two distinct pathways modulating matrix synthesis and degradation**. *FASEB Journal*, v. 31, n. 4, p. 1556-1570, 2017. DOI: 10.1096/fj.201601045R.

GONÇALVES, D. DE M. M. *et al.* **Pulmonary function in former very low birth weight preterm infants in the first year of life**. *Respiratory Medicine*, v. 136, p. 83-87, mar. 2018.

GONZAGA, A. D. *et al.* **Comparative analysis of pulmonary function in children born preterm and full-term at 6-9 years of age**. *Revista Paulista de Pediatria*, v. 41, p. e2021294, 2023. DOI: 10.1590/1984-0462/2023/41/2021294.

GRAEBER, S. Y.; MALL, M. A. **The future of cystic fibrosis treatment: from disease mechanisms to novel therapeutic approaches**. *The Lancet*, v. 402, p. 1185-1198, 2023.

GUDMUNDSDÓTTIR, H. K. *et al.* **Infant lung function and maternal physical activity in the first half of pregnancy**. *ERJ Open Research*, v. 8, n. 4, p. 00172-2022, out. 2022. DOI: 10.1183/23120541.00172-2022.

GUNVILLE, C. F. *et al.* **Scope and impact of early and late preterm infants admitted to the PICU with respiratory illness**. *The Journal of Pediatrics*, v. 157, n. 2, p. 209-214.e1, 2010.

GUSLITS, B. G. *et al.* **Diaphragmatic work of breathing in premature human infants.** Journal of Applied Physiology, v. 62, n. 4, p. 1410-1415, 1987. DOI: 10.1152/jappl.1987.62.4.1410.

GUTVIRTZ, G. *et al.* **Prematurity and Long-Term Respiratory Morbidity-What Is the Critical Gestational Age Threshold?** Journal of Clinical Medicine, v. 11, n. 3, p. 751, 2022. DOI: 10.3390/jcm11030751.

HAGMAN, C. *et al.* **Lung function deficits and bronchodilator responsiveness at 12 years of age in children born very preterm compared with controls born at term.** Pediatric Pulmonology, v. 58, n. 11, p. 3156-3170, nov. 2023. DOI: 10.1002/ppul.26636.

HAKSARI, E. L.; HAKIMI, M.; ISMAIL, D. **Neonatal mortality in small for gestational age infants based on reference local newborn curve at secondary and tertiary hospitals in Indonesia.** BMC Pediatrics, v. 23, n. 1, p. 214, maio 2023. DOI: 10.1186/s12887-023-04023-z.

HÅLAND, G. *et al.* **Reduced lung function at birth and the risk of asthma at 10 years of age.** New England Journal of Medicine, v. 355, p. 1682-1689, 2006. DOI: 10.1056/NEJMoa052885.

HALL, J. E. **Guyton y Hall: tratado de fisiología médica.** [S. l.]: Elsevier Health Sciences, 2011.

HALL, S. J. **Biomecânica básica.** 7. ed. 2016.

HAMANAKA, K. *et al.* **TRPV4 channels augment macrophage activation and ventilator-induced lung injury.** American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 299, n. 3, p. L353-L362, 2010. DOI: 10.1152/ajplung.00315.2009.

HAMILL, J.; KNUTZEN, K. M. **Bases biomecânicas do movimento humano.** São Paulo: Manole, 2008.

HAYWARD, M. J. *et al.* **Predicting inadequate long-term lung development in children with congenital diaphragmatic hernia: an analysis of longitudinal changes in ventilation and perfusion.** Journal of Pediatric Surgery, v. 42, p. 112-116, 2007.

HEIKKILÄ, K. *et al.* **Preterm birth and the risk of multimorbidity in adolescence: a multiregister-based cohort study.** The Lancet Public Health, v. 8, n. 9, p. e680–e690, 2023.

HENRY, R. L. *et al.* **Lung function after acute bronchiolitis.** Archives of Disease in Childhood, v. 58, p. 60-63, 1983.

HERSHENSON, M. B. *et al.* **Changes in the contribution of the rib cage to tidal breathing during infancy.** American Review of Respiratory Disease, v. 141, n. 4, pt. 1, p. 922-925, abr. 1990. DOI: 10.1164/ajrccm/141.4_Pt_1.922.

HEVRONI, A. *et al.* **Use of tidal breathing curves for evaluating expiratory airway obstruction in infants.** Journal of Asthma, v. 55, n. 12, p. 1331-1337, 2018.

HIGGINS, R. D. *et al.* **Bronchopulmonary dysplasia: executive summary of a workshop.** The Journal of Pediatrics, v. 197, p. 300-308, 2018.

HILLMAN, N. H. *et al.* **Inflammation and lung maturation from stretch injury in preterm fetal sheep.** American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 300, p. L232-L241, 2011. DOI: 10.1152/ajplung.00294.2010.

HOLME, N.; CHETCUTI, P. **The pathophysiology of respiratory distress syndrome in neonates.** Paediatrics and Child Health, v. 22, n. 12, p. 507-512, 2012.

HOO, A. F. *et al.* **Lung function is abnormal in 3-month-old infants with cystic fibrosis diagnosed by newborn screening.** Thorax, v. 67, n. 10, p. 874-881, out. 2012. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2012-201747.

HOWARTH, P. *et al.* **Metrology-in short.** 3. ed. [S. l.]: EURAMET Project, 2008.

HUBBARD, C. D. *et al.* **Consequences of Preterm Birth: knowns, unknowns, and barriers to advancing cardiopulmonary health.** Integrative and Comparative Biology, v. 63, n. 3, p. 693-704, set. 2023. DOI: 10.1093/icb/icad045.

HUGHES-RILEY, T. *et al.* **A study of thermistor performance within a textile structure.** Sensors, v. 17, n. 8, p. 1804, ago. 2017. DOI: 10.3390/s17081804.

ISLAM, J. Y. *et al.* **Understanding the Short- and Long-Term Respiratory Outcomes of Prematurity and Bronchopulmonary Dysplasia.** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 192, n. 2, p. 134-156, jul. 2015. DOI: 10.1164/rccm.201412-2142PP.

JAKUBCZYK, K. *et al.* **Reactive oxygen species – sources, functions, oxidative damage.** Pol Merkur Lekarski, v. 48, n. 284, p. 124-127, abr. 2020.

JENSEN, E. A. *et al.* **Te diagnosis of bronchopulmonary dysplasia in very preterm infants.** An evidence-based approach. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 200, p. 751-759, 2019. DOI: 10.1164/rccm.201812-2348OC.

JEON, G. W. *et al.* **Comparison of definitions of bronchopulmonary dysplasia to reflect the long-term outcomes of extremely preterm infants.** Scientific Reports, v. 12, n. 1, p. 18095, out. 2022. DOI: 10.1038/s41598-022-22920-8.

JIA, Y. *et al.* **Functional TRPV4 channels are expressed in human airway smooth muscle cells.** American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 287, n. 2, p. L272-L278, ago. 2004. DOI: 10.1152/ajplung.00393.2003.

JOBE, A. H.; BANCALARI, E. **Bronchopulmonary dysplasia**. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 163, p. 1723-1729, 2001.

KAN, M. M. P. *et al.* **Is impaired lung function related to spinal deformities in patients with adolescent idiopathic scoliosis?** A systematic review and meta-analysis-SOSORT 2019 award paper. European Spine Journal, v. 32, n. 1, p. 118-139, jan. 2023. DOI: 10.1007/s00586-022-07371-z.

KEENS, T. G. *et al.* **Developmental pattern of muscle fiber types in human ventilatory muscles**. Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology, v. 44, n. 6, p. 909-913, jun. 1978. DOI: 10.1152/jappl.1978.44.6.909.

KELLY, M. M.; TOBIAS, J.; GRIFFITH, P. B. **Addressing preterm birth history with clinical practice recommendations across the life course**. Journal of Pediatric Health Care, v. 35, n. 3, p. e5–e20, 2021.

KEMPEN, D. H. R. *et al.* **Pulmonary function in children and adolescents with untreated idiopathic scoliosis:** a systematic review with meta-regression analysis. The Spine Journal, v. 22, n. 7, p. 1178-1190, jul. 2022. DOI: 10.1016/j.spinee.2021.12.011.

KENNEDY, J. D. **Lung function outcome in children of premature birth**. Journal of Paediatrics and Child Health, v. 35, p. 516-521, 1999. DOI: 10.1046/j.1440-1754.1999.00422.x.

KIENINGER, E. *et al.* **Elevated lung clearance index in infants with cystic fibrosis shortly after birth**. European Respiratory Journal, v. 50, n. 5, p. 1700580, nov. 2017. DOI: 10.1183/13993003.00580-2017.

KNIGHT LOZANO, R. *et al.* **Community-based respiratory health measures in children and young people with cerebral palsy:** a scoping review. Developmental Medicine and Child Neurology, v. 66, n. 7, p. 849-862, 2024.

KOO, T. K.; LI, M. Y. **A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research**. Journal of Chiropractic Medicine, v. 15, n. 2, p. 155-163, 2016. DOI: 10.1016/j.jcm.2016.02.012.

KOOS, B. J.; RAJAEE, A. **Fetal breathing movements and changes at birth**. In: Advances in Experimental Medicine and Biology. p. 89-101, 2014. DOI: 10.1007/978-1-4939-1031-1_8.

KOSANOVICH, J. L. *et al.* **Exacerbated lung inflammation following secondary RSV exposure is CD4⁺ T cell-dependent and is not mitigated in infant BALB/c mice born to PreF-vaccinated dams**. Frontiers in Immunology, v. 14, p. 1206026, ago. 2023. DOI: 10.3389/fimmu.2023.1206026.

KOTECHA, S. J. *et al.* **Effect of preterm birth on later FEV1:** a systematic review and meta-analysis. Thorax, v. 68, p. 760-766, 2013. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2012-203079.

KOUMBOURLIS, A. C. **Chest wall abnormalities and their clinical significance in childhood.** Paediatric Respiratory Reviews, v. 15, n. 3, p. 246-254, set. 2014. DOI: 10.1016/j.prrv.2013.12.003.

KOVATIS, K. Z. *et al.* **Adjustment of high flow nasal cannula rates using real-time work of breathing indices in premature infants with respiratory insufficiency.** Journal of Perinatology, v. 41, n. 7, p. 1711-1717, jul. 2021.

LAROSA, V.; REMACLE, C. **Insights into the respiratory chain and oxidative stress.** Bioscience Reports, v. 38, p. BSR20171492, 2018. DOI: 10.1042/BSR20171492.

LAVIZZARI, A. *et al.* **Dose-dependent impact of human milk feeding on tidal breathing flow-volume loop parameters across the first 2 years of life in extremely low-birth-weight infants: a cohort study.** European Journal of Pediatrics, v. 182, n. 11, p. 4969-4976, nov. 2023. DOI: 10.1007/s00431-023-05163-1.

LEVITZKY, M. G. **Fisiologia Pulmonar.** 8. ed. Barueri, SP: Manole, 2015.

LOCKE, R. *et al.* **Effect of nasal CPAP on thoracoabdominal motion in neonates with respiratory insufficiency.** Pediatric Pulmonology, v. 11, n. 3, p. 259-264, jan. 1991.

LØDRUP CARLSEN, K. C. *et al.* **Perinatal risk factors for recurrent wheeze in early life.** Pediatric Allergy and Immunology, v. 10, p. 89-95, 1999. DOI: 10.1034/j.1399-3038.1999.00028.x.

LOMAURO, A. *et al.* **Lung and chest wall volume during vital capacity manoeuvre in Osteogenesis Imperfecta.** Orphanet Journal of Rare Diseases, v. 17, n. 1, p. 397, out. 2022. DOI: 10.1186/s13023-022-02535-y.

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.; ALIVERTI, A. **Physiology masterclass: extremes of age: newborn and infancy.** Breathe, v. 12, n. 1, p. 65-68, mar. 2016. DOI: 10.1183/20734735.013315.

LORENZETTI BRANCO, J. H. *et al.* **Can optoelectronic plethysmography be used to evaluate the thoracoabdominal kinematics of people with morbidly obesity? A systematic review.** Heart & Lung, v. 50, n. 6, p. 838-844, nov./dez. 2021. DOI: 10.1016/j.hrtlng.2021.07.003.

LUM, S. *et al.* **Early detection of cystic fibrosis lung disease: multiple-breath washout versus raised volume tests.** Thorax, v. 62, n. 4, p. 341-347, abr. 2007. DOI: 10.1136/thx.2006.068262.

MAHONEY, A. D.; JAIN, L. **Respiratory disorders in moderately preterm, late preterm, and early term infants.** Clinics in Perinatology, v. 40, n. 4, p. 665-678, 2013.

MALL, M. A. *et al.* **Cystic fibrosis**. Nature Reviews Disease Primers, v. 10, n. 1, p. 53, ago. 2024. DOI: 10.1038/s41572-024-00538-6.

MANTI, S.; PIEDIMONTE, G. **An overview on the RSV-mediated mechanisms in the onset of non-allergic asthma**. Frontiers in Pediatrics, v. 10, p. 998296, set. 2022. DOI: 10.3389/fped.2022.998296.

MARITZ, G. S. *et al.* **Fetal growth restriction has long-term effects on postnatal lung structure in sheep**. Pediatric Research, v. 55, n. 2, p. 287-295, fev. 2004. DOI: 10.1203/01.PDR.0000106314.99930.65.

MAYER, O. H. *et al.* **Respiratory inductance plethysmography in healthy 3- to 5-year-old children**. Chest, v. 124, n. 5, p. 1812-1819, nov. 2003.

MCCREADY, C. *et al.* **Determinants of lung function development from birth to age 5 years: an interrupted time series analysis of a South African birth cohort**. The Lancet Child & Adolescent Health, v. 8, n. 6, p. 400-412, jun. 2024. DOI: 10.1016/S2352-4642(24)00072-5.

MCEVOY, C. *et al.* **Respiratory function in healthy late preterm infants delivered at 33-36 weeks of gestation**. The Journal of Pediatrics, v. 162, n. 3, p. 464-469, mar. 2013. DOI: 10.1016/j.jpeds.2012.09.042.

MEDEIROS FILHO, J. G. D. **Neonatologia: guia prático**. [S. l.]: [s. n.], 2008. p. 326-326.

MILLÁN, I. *et al.* **Oxidative stress in the newborn period: useful biomarkers in the clinical setting**. Antioxidants, v. 7, n. 12, p. 193, 2018. DOI: 10.3390/antiox7120193.

MORATA-ALBA, J. *et al.* **Respiratory morbidity, atopy and asthma at school age in preterm infants aged 32-35 weeks**. European Journal of Pediatrics, v. 178, n. 7, p. 973-982, jul. 2019. DOI: 10.1007/s00431-019-03372-1.

MOREIRA, A. *et al.* **Rates of bronchopulmonary dysplasia in very low birth weight neonates: a systematic review and meta-analysis**. Respiratory Research, v. 25, n. 1, p. 219, maio 2024. DOI: 10.1186/s12931-024-02850-x.

MORGAN, J. T. *et al.* **The mechanosensitive ion channel TRPV4 is a regulator of lung development and pulmonary vasculature stabilization**. Cellular and Molecular Bioengineering, v. 11, p. 309-320, 2018. DOI: 10.1007/s12195-018-0538-7.

MOTLEY, H. L. **Cardiorespiratory function**. California Medicine, v. 77, n. 4, p. 220-228, out. 1952.

MUÑOZ-QUILES, C. *et al.* **Bronchiolitis, regardless of its etiology and severity, is associated with increased risk of asthma: a population-based study**. The Journal of Infectious Diseases, v. 228, n. 7, p. 840-850, out. 2023. DOI: 10.1093/infdis/jiad093.

MURRAY, C. S. *et al.* **Lung function at one month of age as a risk factor for infant respiratory symptoms in a high risk population.** *Thorax*, v. 57, n. 5, p. 388-392, maio 2002. DOI: 10.1136/thorax.57.5.388.

NGUYEN, T. T. *et al.* **Evolution of lung function during the first year of life in newborn screened cystic fibrosis infants.** *Thorax*, v. 69, n. 10, p. 910-917, out. 2014. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2013-204023.

O'REILLY, M.; HARDING, R.; SOZO, F. **Altered small airways in aged mice following neonatal exposure to hyperoxic gas.** *Neonatology*, v. 105, n. 1, p. 39-45, 2014. DOI: 10.1159/000355641.

PANITCH, H. B. **The pathophysiology of respiratory impairment in pediatric neuromuscular diseases.** *Pediatrics*, v. 123, supl. 4, p. S215-S218, maio 2009. DOI: 10.1542/peds.2008-2952C.

PAPASTAMELOS, C. *et al.* **Developmental changes in chest wall compliance in infancy and early childhood.** *Journal of Applied Physiology*, v. 78, n. 1, p. 179-184, jan. 1995. DOI: 10.1152/jappl.1995.78.1.179.

PARREIRA, V. F. *et al.* **Pletismografia optoeletrônica: uma revisão da literatura.** *Brazilian Journal of Physical Therapy*, v. 16, n. 6, p. 439-453, dez. 2012.

PEACOCK, J. L. *et al.* **Respiratory morbidity at follow-up of small-for-gestational-age infants born very prematurely.** *Pediatric Research*, v. 73, n. 4, pt. 1, p. 457-463, abr. 2013. DOI: 10.1038/pr.2012.201.

PÉREZ-YARZA, E. G. *et al.* **Risk factors for bronchiolitis, recurrent wheezing, and related hospitalization in preterm infants during the first year of life.** *Pediatric Allergy and Immunology*, v. 26, n. 8, p. 797-804, dez. 2015. DOI: 10.1111/pai.12414.

PIKE, K. C.; LUCAS, J. S. A. **Respiratory consequences of late preterm birth.** *Paediatric Respiratory Reviews*, v. 16, n. 3, p. 182-188, 2015.

PILLARISETTI, N. *et al.* **Infection, inflammation, and lung function decline in infants with cystic fibrosis.** *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, v. 184, n. 1, p. 75-81, jul. 2011. DOI: 10.1164/rccm.201011-1892OC.

PITTMAN, J. E.; FERKOL, T. W. **The Evolution of Cystic Fibrosis Care.** *Chest*, v. 148, n. 2, p. 533-542, ago. 2015. DOI: 10.1378/chest.14-1997.

POLGAR, G.; WENG, T. R. **The functional development of the respiratory system from the period of gestation to adulthood.** *American Review of Respiratory Disease*, v. 120, n. 3, p. 625-695, set. 1979. DOI: 10.1164/arrd.1979.120.3.625.

PRIANTE, E. *et al.* **Respiratory Outcome after Preterm Birth**: a long and difficult journey. American Journal of Perinatology, v. 33, n. 11, p. 1040-1042, set. 2016. DOI: 10.1055/s-0036-1586172.

PRICE, J. F. **Acute and long-term effects of viral bronchiolitis in infancy**. Lung, v. 168, supl., p. 414-421, 1990. DOI: 10.1007/BF02718159.

PROESMANS, M.; VERMEULEN, F.; DE BOECK, K. **What's new in cystic fibrosis?** From treating symptoms to correction of the basic defect. European Journal of Pediatrics, v. 167, n. 8, p. 839-849, ago. 2008. DOI: 10.1007/s00431-008-0693-2.

PRYOR, J. A.; WEBBER, B. A. **Fisioterapia para problemas respiratórios e cardíacos**. São Paulo: Elsevier, 2010.

QUANJER, P. H. *et al.* **Multi-ethnic reference values for spirometry for the 3-95-yr age range**: the global lung function 2012 equations. European Respiratory Journal, v. 40, n. 6, p. 1324-1343, dez. 2012. DOI: 10.1183/09031936.00080312.

QUINTON, P. M. **Cystic fibrosis**: impaired bicarbonate secretion and mucoviscidosis. The Lancet, v. 372, n. 9636, p. 415-417, 2008.

RAHAMAN, S. O. *et al.* **TRPV4 mediates myofibroblast differentiation and pulmonary fibrosis in mice**. Journal of Clinical Investigation, v. 124, n. 12, p. 5225-5238, 2014. DOI: 10.1172/JCI75331.

RALSTON, S. L. *et al.* **Clinical practice guideline**: the diagnosis, management, and prevention of bronchiolitis. Pediatrics, v. 134, n. 5, p. e1474-e1502, 2014. DOI: 10.1542/peds.2014-2742.

RAMANI, M. *et al.* **Early exposure to hyperoxia or hypoxia adversely impacts cardiopulmonary development**. American Journal of Respiratory Cell and Molecular Biology, v. 52, n. 5, p. 594-602, maio 2015. DOI: 10.1165/rcmb.2013-0491OC.

RAMOS, A. C. R. *et al.* **Factors associated with recurrent wheezing in the first year of life among premature newborns from Neonatal Intensive Care Units**. Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil, v. 21, p. 905-914, 2021.

RAMSEY, K. A. *et al.* **Early respiratory infection is associated with reduced spirometry in children with cystic fibrosis**. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 190, n. 10, p. 1111-1116, nov. 2014. DOI: 10.1164/rccm.201407-1277OC.

RANDELL, S. H.; BOUCHER, R. C. **Effective mucus clearance is essential for respiratory health**. American Journal of Respiratory Cell and Molecular Biology, v. 35, p. 20-28, 2006.

REDDY, R. S. *et al.* **Reliability of Chest Wall Mobility and Its Correlation with Lung Functions in Healthy Nonsmokers, Healthy Smokers, and Patients with COPD.** Canadian Respiratory Journal, v. 2019, p. 5175949, 2019. DOI: 10.1155/2019/5175949.

REGAL, J. F. *et al.* **Neonatal oxygen exposure alters airway hyper-responsiveness but not the response to allergen challenge in adult mice.** Pediatric Allergy and Immunology, v. 25, n. 2, p. 180-186, mar. 2014. DOI: 10.1111/pai.12206.

RÉGNIER, S.; HUELS, J. **Association between Respiratory Syncytial Virus Hospitalizations in Infants and Respiratory Sequelae: systematic review and meta-analysis.** The Pediatric Infectious Disease Journal, p. 3-37, 2013.

REINAUX, C. M. A. *et al.* **Tidal volume measurements in infants: opto-electronic plethysmography versus pneumotachograph.** Pediatric Pulmonology, v. 51, n. 8, p. 850-857, 2016. DOI: 10.1002/ppul.23394.

RESNICK, R.; HALLIDAY, D. **Física: parte 1.** 1970.

ROMBERG, K. *et al.* **Thoracic mobility and its relation to pulmonary function and rib-cage deformity in patients with early onset idiopathic scoliosis: a long-term follow-up.** Spine Deformity, v. 8, n. 2, p. 257-268, abr. 2020. DOI: 10.1007/s43390-019-00018-y.

ROMMENS, J. M. *et al.* **Identification of the cystic fibrosis gene: chromosome walking and jumping.** Science, v. 245, n. 4922, p. 1059-1065, 1989.

RONKAINEN, E. *et al.* **New BPD predicts lung function at school age: follow-up study and meta-analysis.** Pediatric Pulmonology, v. 50, n. 11, p. 1090-1098, nov. 2015. DOI: 10.1002/ppul.23153.

RÖBLER, G. *et al.* **Three-dimensional characteristics of the alveolar capillary network in infant and adult human lungs.** Pediatric Research, 2024. DOI: 10.1038/s41390-024-03572-y.

ROUGHTON, F. J. W.; FORSTER, R. E. **Relative importance of diffusion and chemical reaction rates in determining rate of exchange of gases in the human lung.** Journal of Applied Physiology, v. 11, n. 2, p. 290-302, 1957.

SANTOS, A. C. E. Z. *et al.* **Comparison between high-flow nasal cannula (HFNC) therapy and noninvasive ventilation (NIV) in children with acute respiratory failure by bronchiolitis: a randomized controlled trial.** BMC Pediatrics, v. 24, n. 1, p. 595, set. 2024. DOI: 10.1186/s12887-024-05058-6.

SARMENTO, A. *et al.* **Effects of Air Stacking Maneuver on Cough Peak Flow and Chest Wall Compartmental Volumes of Subjects With Amyotrophic Lateral Sclerosis.** Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, v. 98, n. 11, p. 2237-2246.e1, nov. 2017. DOI: 10.1016/j.apmr.2017.04.015.

SARMENTO, G. J. V. **Princípios e práticas de ventilação mecânica em pediatria e neonatologia**. 1. ed. Barueri: Manole, 2011.

SCAVACINI, A. S. *et al.* **Expansibilidade torácica na avaliação do volume corrente em recém-nascidos prematuros ventilados**. *Jornal de Pediatria*, v. 83, p. 329-334, 2007.

SCHEIBLE, K. M. *et al.* **T cell developmental arrest in former premature infants increases risk of respiratory morbidity later in infancy**. *JCI Insight*, v. 3, n. 4, p. e96724, fev. 2018. DOI: 10.1172/jci.insight.96724.

SCHITTNY, J. C. **Development of the lung**. *Cell and Tissue Research*, v. 367, n. 3, p. 427-444, mar. 2017. DOI: 10.1007/s00441-016-2545-0.

SCHMID, L.; HYDE, D. M.; SCHITTNY, J. C. **Microvascular maturation of the septal capillary layers takes place in parallel to alveolarization in human lungs**. *American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology*, v. 325, n. 5, p. L537-L541, nov. 2023. DOI: 10.1152/ajplung.00425.2022.

SCHNEIDER, C. *et al.* **Nitrogen single and multiple breath washout test and lung imaging to detect treatment-related pulmonary toxicity in paediatric cancer patients and survivors: a systematic review**. *European Respiratory Review*, v. 34, n. 175, p. 240178, 2025. DOI: 10.1183/16000617.0178-2024.

SEIDENBERG, J. *et al.* **Disturbance in respiratory mechanics in infants with bronchiolitis**. *Thorax*, v. 44, p. 660-667, 1989.

SHARMA, P. *et al.* **Comparisons of mortality and pre-discharge respiratory outcomes in small-for-gestational-age and appropriate-for-gestational-age premature infants**. *BMC Pediatrics*, v. 4, p. 9, 2004.

SHENNAN, A. T. *et al.* **Abnormal pulmonary outcomes in premature infants: prediction from oxygen requirement in the neonatal period**. *Pediatrics*, v. 82, p. 527-532, 1988.

SHIN, J. E. *et al.* **Oligohydramnios affects pulmonary functional and structural abnormalities in school-aged children with bronchopulmonary dysplasia**. *Clinical and Experimental Pediatrics*, v. 67, n. 5, p. 257-266, maio 2024.

SHIROSHITA, A. *et al.* **Association between age of respiratory syncytial virus infection hospitalization and childhood asthma: a systematic review**. *PLOS One*, v. 19, n. 2, p. e0296685, fev. 2024. DOI: 10.1371/journal.pone.0296685.

SHTENBERG, M.; HAQ, I. J.; POLINENI, D.; DAVIES, J. C. **Cystic fibrosis**. *The Lancet*, v. 397, n. 10290, p. 2195-2211, jun. 2021. DOI: 10.1016/S0140-6736(20)32542-3.

SIECK, G. C.; FOURNIER, M.; BLANCO, C. E. **Diaphragm muscle fatigue resistance during postnatal development**. *Journal of Applied Physiology*, v. 71, n. 2, p. 458-464, ago. 1991. DOI: 10.1152/jappl.1991.71.2.458.

SILVA GOMES, V. L. *et al.* **Impact of type of delivery on thoracoabdominal mobility of newborns.** Revista Brasileira de Crescimento e Desenvolvimento Humano, v. 28, n. 2, 2018.

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

SIMPSON, S. J. *et al.* **Altered lung structure and function in mid-childhood survivors of very preterm birth.** Thorax, v. 72, n. 8, p. 702-711, ago. 2017. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2016-208985.

SIMPSON, S. J. *et al.* **Lung function trajectories throughout childhood in survivors of very preterm birth: a longitudinal cohort study.** The Lancet Child & Adolescent Health, v. 2, n. 5, p. 350-359, maio 2018. DOI: 10.1016/S2352-4642(18)30064-6.

SIMPSON, S. J. *et al.* **Unravelling the respiratory health path across the lifespan for survivors of preterm birth.** The Lancet Respiratory Medicine, v. 12, n. 2, p. 167–180, 2024.

SLY, P. D. *et al.* **Lung disease at diagnosis in infants with cystic fibrosis detected by newborn screening.** American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine, v. 180, n. 2, p. 146-152, jul. 2009. DOI: 10.1164/rccm.200901-0069OC.

SQUARA, P. *et al.* **Metrology part 1: definition of quality criteria.** Journal of Clinical Monitoring and Computing, v. 35, n. 1, p. 17-25, 2021.

STEIN, R. T.; MARTINEZ, F. D. **Respiratory syncytial virus and asthma: still no final answer.** Thorax, v. 65, p. 1033-1034, 2010.

STENSON, B. J. *et al.* **Reliability of clinical assessments of respiratory system compliance (Crs) made by junior doctors.** Intensive Care Medicine, v. 21, n. 3, p. 257-260, mar. 1995. DOI: 10.1007/BF01701484.

STEVENSON, D. K. *et al.* **Solving the puzzle of preterm birth.** Clinics in Perinatology, v. 51, n. 2, p. 291–300, 2024.

STOCKS, J.; HISLOP, A.; SONNAPPA, S. **Early lung development: lifelong effect on respiratory health and disease.** The Lancet Respiratory Medicine, v. 1, n. 9, p. 728-742, nov. 2013. DOI: 10.1016/S2213-2600(13)70118-8.

STOLL, B. J. *et al.* **Neonatal Outcomes of Extremely Preterm Infants from the NICHD Neonatal Research Network.** Pediatrics, v. 126, p. 443-456, 2010.

SUN, L. *et al.* **Identification of Premature Infants at High Risk of Late Respiratory Diseases: a retrospective cohort study.** Frontiers in Pediatrics, v. 10, p. 869963, 2022. DOI: 10.3389/fped.2022.869963.

TENÓRIO, M. **Comparação da adequação do peso ao nascer para idade gestacional segundo diferentes curvas de crescimento intrauterino.** Revista Brasileira de Saúde Materno Infantil, v. 19, p. 935-940, 2020.

TEPPER, R. S.; ROSENBERG, D. E. H. **Airway responsiveness in infants following bronchiolitis.** Pediatric Pulmonology, v. 13, p. 6-10, 1992.

TERRY, P. B.; TRAYSTMAN, R. J. **The clinical significance of collateral ventilation.** Annals of the American Thoracic Society, v. 13, n. 12, p. 2251-2257, dez. 2016. DOI: 10.1513/AnnalsATS.201606-448FR.

THUNQVIST, P. *et al.* **Lung function after extremely preterm birth-A population-based cohort study (EXPRESS).** Pediatric Pulmonology, v. 53, n. 1, p. 64-72, jan. 2018. DOI: 10.1002/ppul.23919.

TORCHIN, H. *et al.* **Épidémiologie de la prématurité: prévalence, évolution, devenir des enfants.** Journal de Gynécologie, Obstétrique et Biologie de la Reproduction, v. 44, n. 8, p. 723-731, 2015.

TORRES, D. *et al.* **Epidemiology, outcomes, and trend analysis of hospitalized infants with respiratory syncytial virus (RSV) bronchiolitis from 1997 to 2019.** Cureus, v. 16, n. 7, p. e64229, jul. 2024. DOI: 10.7759/cureus.64229.

TORRES-CUEVAS, I. *et al.* **Oxygen and oxidative stress in the perinatal period.** Redox Biology, v. 12, p. 674-681, 2017. DOI: 10.1016/j.redox.2017.03.011.

TRACHOOTHAM, D. *et al.* **Selective killing of oncogenically transformed cells through a ROS-mediated mechanism by beta-phenylethyl isothiocyanate.** Cancer Cell, v. 10, p. 241-252, 2006. DOI: 10.1016/j.ccr.2006.08.009.

TRACHSEL, D. *et al.* **Developmental respiratory physiology.** Paediatric Anaesthesia, v. 32, n. 2, p. 108-117, fev. 2022. DOI: 10.1111/pan.14362.

TURNER, D. J. *et al.* **Improved detection of abnormal respiratory function using forced expiration from raised lung volume in infants with cystic fibrosis.** European Respiratory Journal, v. 7, n. 11, p. 1995-1999, nov. 1994.

TURNER, S. W. *et al.* **Reduced lung function both before bronchiolitis and at 11 years.** Archives of Disease in Childhood, v. 87, n. 5, p. 417-420, nov. 2002. DOI: 10.1136/adc.87.5.417.

VAN KAAM, A. **Lung-protective ventilation in neonatology.** Neonatology, v. 99, n. 4, p. 338-341, 2011. DOI: 10.1159/000326843.

VELTEN, M. *et al.* **Deficits in lung alveolarization and function after systemic maternal inflammation and neonatal hyperoxia exposure.** Journal of Applied Physiology, v. 108, n. 5, p. 1347-1356, maio 2010. DOI: 10.1152/jappphysiol.01392.2009.

VERWEY, C. *et al.* **Pulmonary sequelae in 2-year-old children after hospitalisation for respiratory syncytial virus lower respiratory tract infection during infancy: an observational study.** *BMJ Open Respiratory Research*, v. 10, n. 1, p. e001618, maio 2023. DOI: 10.1136/bmjresp-2023-001618.

VILLAR, J. *et al.* **International standards for newborn weight, length, and head circumference by gestational age and sex: the Newborn Cross-Sectional Study of the INTERGROWTH-21st Project.** *Lancet*, v. 384, n. 9946, p. 857-868, 2014.

VOLLSÆTER, M. *et al.* **Lung function after preterm birth: development from mid-childhood to adulthood.** *Thorax*, v. 68, n. 8, p. 767-776, ago. 2013. DOI: 10.1136/thoraxjnl-2012-202980.

VOM HOVE, M. *et al.* **Pulmonary outcome in former preterm, very low birth weight children with bronchopulmonary dysplasia: a case-control follow-up at school age.** *The Journal of Pediatrics*, v. 164, n. 1, p. 40-45.e4, jan. 2014. DOI: 10.1016/j.jpeds.2013.07.045.

WALSH, M. C. *et al.* **Safety, reliability, and validity of a physiologic definition of bronchopulmonary dysplasia.** *Journal of Perinatology*, v. 23, p. 451-456, 2003.

WANG, H. *et al.* **Severity of neonatal hyperoxia determines structural and functional changes in developing mouse airway.** *American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology*, v. 307, n. 4, p. L295-L301, ago. 2014. DOI: 10.1152/ajplung.00208.2013.

WENDEL, K. *et al.* **Lung function in preterm infants at 3 months corrected age after neonatal LC-PUFA supplementation.** *Pediatric Pulmonology*, v. 59, n. 2, p. 389-398, fev. 2024. DOI: 10.1002/ppul.26760.

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

WEST, J. B. **Fisiopatologia pulmonar: princípios básicos.** Porto Alegre: Artmed, 2014.

WILD, K. T. *et al.* **Respiratory function after birth in infants with congenital diaphragmatic hernia.** *Archives of Disease in Childhood. Fetal and Neonatal Edition*, v. 108, n. 5, p. 535-539, 2023.

WOODS, A. *et al.* **The effects of inspiratory muscle training on inspiratory muscle strength, lung function and quality of life in adults with spinal cord injuries: a systematic review and meta-analysis.** *Disability and Rehabilitation*, v. 45, n. 17, p. 2703-2714, ago. 2023. DOI: 10.1080/09638288.2022.2107085.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Preterm birth.** Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>. Acesso em: 10 abr. 2024.

WORLD HEALTH ORGANIZATION. **Preterm birth.** Disponível em: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth>. Acesso em: 10 abr. 2024.

YADAV, S.; LEE, B.; KAMITY, R. **Neonatal respiratory distress syndrome**. 2020.

YAN, C. *et al.* **Impact of implementation of 2019 European respiratory distress syndrome guidelines on bronchopulmonary dysplasia in very preterm infants**. Italian Journal of Pediatrics, v. 50, n. 1, p. 178, set. 2024. DOI: 10.1186/s13052-024-01752-4.

YANG, X. R. *et al.* **Functional expression of transient receptor potential melastatin- and vanilloid-related channels in pulmonary arterial and aortic smooth muscle**. American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 290, n. 6, p. L1267, 2006. DOI: 10.1152/ajplung.00515.2005.

YEE, M. *et al.* **Neonatal oxygen adversely affects lung function in adult mice without altering surfactant composition or activity**. American Journal of Physiology: Lung Cellular and Molecular Physiology, v. 297, n. 4, p. L641-L649, out. 2009. DOI: 10.1152/ajplung.00023.2009.

ZANI, A. *et al.* **Congenital diaphragmatic hernia**. Nature Reviews Disease Primers, v. 8, n. 1, p. 37, jun. 2022. DOI: 10.1038/s41572-022-00362-w.

ZAPLETAL, A.; PAUL, T.; SAMANEK, M. **Pulmonary elasticity in children and adolescents**. Journal of Applied Physiology, v. 40, n. 6, p. 953-961, jun. 1976.

ZAR, H. J. *et al.* **Early-life respiratory syncytial virus lower respiratory tract infection in a South African birth cohort: epidemiology and effect on lung health**. The Lancet Global Health, v. 8, n. 10, p. e1316-e1325, out. 2020. DOI: 10.1016/S2214-109X(20)30251-5.

ZHANG, E. Y. *et al.* **Oxygen and mechanical stretch in the developing lung: risk factors for neonatal and pediatric lung disease**. Frontiers in Medicine, v. 10, 2023. DOI: 10.3389/fmed.2023.1214108.

ZHAO, J. *et al.* **Postnatal growth restriction impairs rat lung structure and function**. The Anatomical Record, 2023. DOI: 10.1002/ar.25297.

ZHU, Y. *et al.* **Mind-body exercise for patients with stable COPD on lung function and exercise capacity: a systematic review and meta-analysis of RCTs**. Scientific Reports, v. 14, n. 1, p. 18300, 2024.

ZOMER-KOOIJKER, K. *et al.* **Increased risk of wheeze and decreased lung function after respiratory syncytial virus infection**. PLOS One, v. 9, n. 1, p. e87162, jan. 2014. DOI: 10.1371/journal.pone.0087162.

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO****Termo de consentimento livre e esclarecido****UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA****CAMPUS ARARANGUÁ****DEPARTAMENTO DE CIÊNCIAS DA SAÚDE****PROGRAMA PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA REABILITAÇÃO**

Com sua autorização, o (s) seu(s) filho(a/as/os) pode(m) participar do projeto de pesquisa com título "CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DE EXPANSIBILIDADE TORÁCICA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES PREMATUROS".

O presente projeto é coordenado pela professora Doutora Cristiane Aparecida Moran, Professora adjunta A da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) com a co-orientação do professor Mestre Fernando de Almeida Martins, Professor no Instituto Mauá de Tecnologia (IMT) e pela fisioterapeuta especialista em terapia intensiva neonatal e pediátrica Patricia do Nascimento Oliveira, que atualmente é mestranda em Ciências da Reabilitação na Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC).

OBJETIVO DA PESQUISA: O objetivo principal do presente estudo é desenvolver uma ferramenta para avaliação da expansibilidade torácica de recém-nascidos prematuros.

PROCEDIMENTO METODOLÓGICO: Seu(s) filho(a/as/os) passará(ão) por uma avaliação da medida de expansibilidade torácica, no qual, será mensurado o quanto o tórax do(a/as/os) seu(s) filho(a/as/os) movimentará durante cada respiração. Para realizar a avaliação, a fisioterapeuta P.N.O. posicionará seu(s) filho(a/as/os) deitado de barriga para cima em uma maca e vestirá o dispositivo, que é similar a um cinto, na região do tórax de seu(s) filho(a/as/os). Durante a avaliação, serão monitorados os sinais vitais de frequência cardíaca, frequência respiratória e saturação periférica de oxigênio. A avaliação total durará em torno

de 30 minutos, sendo realizado duas avaliações de cerca de 10 minutos cada, com intervalo entre elas.

RISCOS E/OU DESCONFORTOS: O dispositivo será projetado para não gerar dor ou desconforto ao participante, porém, durante o manuseio da avaliação os participantes poderão apresentar sinais de inquietação e incômodo como choro e irritabilidade. Para os participantes que apresentarem sinais de desconforto serão realizados métodos de consolo como a sucção não nutritiva e oferta de colo de colo e conversa com o bebê. Caso os sinais permaneçam, a avaliação será interrompida e remarcada.

BENEFÍCIOS: Avaliação precoce e compreensão da biomecânica respiratória de recém-nascidos e lactentes. Promover a criação de uma ferramenta de avaliação da biomecânica respiratória.

INFORMAÇÕES: O responsável pelo participante tem a garantia de que receberá a resposta a qualquer pergunta ou esclarecimento de qualquer dúvida quanto aos procedimentos, riscos, benefícios e outros assuntos relacionados à pesquisa por parte da pesquisadora referida. Será ofertado suporte terapêutico e acompanhamento durante o decorrer da pesquisa. O suporte terapêutico compreende orientações e cartilhas sobre cuidados respiratórios e estimulação precoce e caso necessário, será realizado o encaminhamento para profissional especializado. As orientações e cartilhas foram elaboradas pelo Grupo de Pesquisa Prematuridade da Universidade Federal de Santa Catarina (UFSC) e serão enviadas após a avaliação no ambulatório.

DESCRIÇÃO DO DOCUMENTO: este termo de consentimento é elaborado em duas vias, que devem ser rubricadas em todas as páginas e assinadas ao seu término, pelo responsável voluntário da pesquisa, assim como pelo pesquisador responsável, ou pela (s) pessoa (s) por ele delegada (s). Uma das vias será entregue para o responsável pelo paciente.

RETIRADA DO CONSENTIMENTO: o responsável participante tem a liberdade de recusar-se e ou retirar seu consentimento a qualquer momento e deixar de participar do estudo sem qualquer penalização.

ASPECTO LEGAL: a pesquisadora responsável, que também assina esse documento, compromete-se a conduzir a pesquisa de acordo com o que preconiza a Resolução CNS 466/12 de 12/12/2012, que trata dos preceitos éticos e da proteção aos participantes da pesquisa e a cumprir todos os seus termos. Qualquer dúvida, poderá entrar em contato com a pesquisadora Patricia do Nascimento Oliveira pelo telefone (48) 991269788 ou e-mail: patricia.nascimento.fisio@gmail.com, pelo e-mail da coordenadora do projeto Profª Drª Cristiane Aparecida Moran via email cristianemoran@gmail.com ou presencialmente na

Rodovia Governador Jorge Lacerda, nº 3201 - Km 35,4 - Bairro: Jardim das Avenidas Cep: 88906-072 – Araranguá – SC. Se sentir necessidade, o participante também poderá entrar em contato com o Comitê de Ética em Seres Humanos da Universidade Federal de Santa Catarina, por meio do telefone (48) 3721-6094 ou do e-mail cep.propesq@contato.ufsc.br, situado à Rua Desembargador Vitor Lima, 222, sala 701, 7º andar, Prédio Reitoria II, Trindade, Florianópolis/SC.

GARANTIA DO SIGILO: Os pesquisadores serão únicos a terem acesso aos dados dos participantes e asseguram a privacidade dos participantes quanto aos dados confidenciais envolvidos na pesquisa.

DIVULGAÇÃO DE RESULTADOS: Nos casos de divulgação dos dados do presente trabalho, serão utilizados os resultados obtidos como um todo, sem revelar nome, instituição ou qualquer informação relacionada à privacidade. Você poderá ter acesso aos resultados por meio de apresentações em eventos e publicações em revistas científicas.

DANOS AO PARTICIPANTE: caso os participantes sintam-se lesados pela pesquisa têm a garantia de indenização assegurada pela Resolução 466/2012 do CNS.

PAGAMENTO: A participação das crianças e família é *voluntária*, não sendo ofertado ônus ou benefício financeiro pela participação. Assim como todos os gastos relacionados à pesquisa são de responsabilidade dos pesquisadores, não sendo responsabilidade do participante as despesas ou gastos.

LOCAL DO ESTUDO: Este estudo será realizado no Ambulatório de *follow-up* de recém-nascidos de alto risco localizado no prédio Mato Alto do campus Araranguá da Universidade Federal de Santa Catarina, Rua Pedro João Pereira, no 150, Mato Alto – Araranguá – SC, CEP: 88.905-120.

Gostaríamos de solicitar sua autorização para utilizar as informações contidas no prontuário médico ou nos exames de seu(s) filho(a/as/os) para os fins específicos desta pesquisa. Todas as informações serão tratadas sempre garantindo a confidencialidade e o anonimato dos dados. Caso concorde, por favor, indique sua aceitação abaixo.

Se o Sr (a) está de acordo com a pesquisa, solicitamos que assine o documento mencionando o nome de seu filho na sequência.

Eu, _____, responsável pela
criança _____.

Assinatura do responsável pelo estudo

Assinatura do responsável legal

APÊNDICE 2 - FICHA DE AVALIAÇÃO**AMBULATÓRIO FOLLOW-UP UFSC****Data da avaliação****Dados maternos**

Nome: _____

Data de nascimento da mãe: _____ cidade que residem: _____

Número de consultas pré-natal: _____ Gestação: _____ Parto: _____ :

Tipo de parto: () Cesárea () Normal () Fórceps () Ventosa

Antecedentes maternos: _____

Sorologias maternas negativas () ou positivas: () sífilis () toxoplasmose () rubéola ()

citomegalovírus () herpes () HIV () COVID- teve sífilis tratada antes da gestação

_____ Período: _____ (dias)

- Dados da criança

Nome do Pediatra: _____ Nome do Oftalmo: _____

Nome: _____ Data de nascimento: _____ Idade Gestacional: _____

PN: _____ Estatura ao Nascimento: _____ PC: _____ PT: _____ Gênero: () F () M

Qual o local do nascimento? _____ Apgar: 1' _____ 5' _____

Sorologias do RN negativas () ou positivas: () sífilis () toxoplasmose () rubéola ()

citomegalovírus () herpes () HIV () COVID-19

Diagnóstico atual:

Medicamentos que recebe atualmente:

Aleitamento materno: () exclusivo () misto () não realiza

Foi para a UTIN após o nascimento? () não ()

Teve algum diagnóstico de doença respiratória após a alta hospitalar? () não () sim, qual?

Como foi diagnosticada a doença respiratória?

() diagnóstico clínico pelo médico () exame de imagem, qual? _____

() exame laboratorial, qual? _____ () sorologia, qual?

Necessitou de (re)internação após a alta hospitalar ? () não () sim, qual unidade? _____

Qual o motivo da (re)internação?

Acompanhamento multiprofissional: não () fono () TO () oftalmo () psico ()

outro: _____ nome do profissional: _____

ABEP

Preencher em destaque a alternativa que melhor descreve a situação da família

Considerando o trecho da rua onde fica a sua casa, você diria que a rua é....?	
1	Asfaltada/Pavimentada
2	Terra/Cascalho

A água utilizada em sua casa é proveniente de...? Ponteira	
1	Rede geral de distribuição
2	Poço ou nascente
3	Outro meio

Agora vamos fazer algumas perguntas sobre sua casa para classificação econômica de sua família. Vamos perguntar sobre vários itens e serviços de uso doméstico, mas nem todas as famílias possuem estes itens e serviços. Todos os eletroeletrônicos devem estar funcionando.

		Quantidade que possui			
ITENS DE CONFORTO	NÃO POSSUI	1	2	3	4+
Banheiros					
Geladeiras					
Freezers independentes ou parte da geladeira duplex					
Fornos de micro-ondas					
Lavadora de louças					
Máquinas de lavar roupa, excluindo tanquinho					
Máquinas secadoras de roupas, considerando lava e seca					
DVD (se a resposta for sim, pergunte: incluindo qualquer dispositivo que leia DVD e desconsiderando DVD de automóvel)					
Microcomputadores, considerando computadores de mesa, laptops, notebook e desconsiderando tablets, palms ou smartphones					

Motocicletas, desconsiderando as usadas exclusivamente para uso profissional					
Automóveis de passeio, exclusivamente para o uso particular					
Empregadas mensalistas, considerando apenas as que trabalham pelo menos cinco dias por semana					

Nesta pesquisa, consideramos que o chefe da família é a pessoa que contribui com a maior parte da renda do domicílio. Quem é o Chefe da sua Família (nome/parentesco):

Até que série o chefe da família frequentou a escola com aprovação? _____ série/ano do ensino _____

Nomenclatura Atual	Nomenclatura Anterior
Analfabeto / Fundamental 1 incompleto	Analfabeto / Primário Incompleto
Fundamental 1 completo / Fundamental 2 incompleto	Primário completo / Ginásio incompleto
Fundamental 2 completo / Médio incompleto	Ginásio completo / Colegial incompleto
Médio completo / Superior incompleto x	Colegial completo / Superior incompleto
Superior completo	Superior completo

ANEXO 1. PARECER DE APROVAÇÃO DO COMITÊ DE ÉTICA

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA - UFSC 		
PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP		
DADOS DO PROJETO DE PESQUISA Título da Pesquisa: DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DA BIOMECÂNICA RESPIRATÓRIA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES PREMATUROS Pesquisador: Cristiane Aparecida Moran Área Temática: Versão: 2 CAAE: 82365624.6.0000.0121 Instituição Proponente: Universidade Federal de Santa Catarina Patrocinador Principal: Financiamento Próprio DADOS DO PARECER Número do Parecer: 7.087.007 Apresentação do Projeto: CONSTRUÇÃO E VALIDAÇÃO DE UM DISPOSITIVO PARA AVALIAÇÃO DA BIOMECÂNICA RESPIRATÓRIA EM RECÉM-NASCIDOS E LACTENTES PREMATUROS Resumo: Os recém-nascidos (RN) prematuros podem apresentar comprometimentos respiratórios que levam a um alto índice de reinternação hospitalar e complicações até a vida adulta, o que destaca a necessidade de acompanhamento contínuo, identificação e intervenções precoces para minimizar complicações a longo prazo. Apesar das evidências existentes sobre as alterações pulmonares, ainda há uma lacuna sobre a forma de avaliação precisa e de conhecimento sobre o comportamento da função respiratória nos primeiros meses de vida no ambiente ambulatorial. Diante disso, é importante avaliar de forma mais precisa a função respiratória de recém-nascidos e lactentes prematuros. Sendo assim, o objetivo é construir, verificar a segurança e validar o uso de dispositivo para avaliação da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes prematuros. Trata-se de um estudo experimental, serão avaliados recém-nascidos e lactentes de até 3 meses de idade corrigida. A avaliação da expansibilidade torácica será realizada por meio do dispositivo de cinto torácico, os sinais de frequência cardíaca, frequência respiratória e saturação periférica serão aferidas em três momentos diferentes: 1 minuto antes de iniciar o procedimento de colocação do dispositivo de mensuração de expansibilidade torácica no paciente; no minuto durante a avaliação da		
<table border="0" style="width: 100%;"> <tr> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Pólo Reitoria I, R. Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 701 Bairro: Trindade UF: SC Telefone: (48)3721-6094 </td> <td style="width: 50%; vertical-align: top;"> CEP: 88.040-460 Município: FLORIANÓPOLIS E-mail: cep.propens@contato.ufsc.br </td> </tr> </table>	Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Pólo Reitoria I, R. Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 701 Bairro: Trindade UF: SC Telefone: (48)3721-6094	CEP: 88.040-460 Município: FLORIANÓPOLIS E-mail: cep.propens@contato.ufsc.br
Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Pólo Reitoria I, R. Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 701 Bairro: Trindade UF: SC Telefone: (48)3721-6094	CEP: 88.040-460 Município: FLORIANÓPOLIS E-mail: cep.propens@contato.ufsc.br	

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Formulário 1.087.001

expansibilidade torácica; 1 minuto após a retirada do dispositivo. Para comparação das variáveis FC, FR e SpO2 pré e pós a mensuração com o dispositivo será utilizado o teste ANOVA de medidas repetidas. Para verificação da confiabilidade entre as medições será realizado o teste Alpha de Cronbach. Espera-se que o dispositivo de mensuração seja seguro e confiável para avaliação da expansibilidade torácica em recém-nascidos e lactentes.

Objetivo da Pesquisa:

3.1. OBJETIVO GERAL: Construir, verificar a segurança e validar o uso do dispositivo para avaliação da biomecânica respiratória em recém-nascidos e lactentes prematuros.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS:

Descrever as características sociodemográficas e clínicas dos recém-nascidos e lactentes

Avaliar a expansibilidade torácica de recém-nascidos e lactentes prematuros utilizando o dispositivo.

Avaliar a segurança da avaliação da biomecânica respiratória de recém-nascidos e lactentes prematuros utilizando um dispositivo computacional.

Verificar a eficiência da avaliação da biomecânica respiratória de recém-nascidos e lactentes prematuros por meio do dispositivo.

Analisar a efetividade avaliação da biomecânica respiratória por meio de um dispositivo computacional.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos: O dispositivo será projetado para não gerar dor ou desconforto ao participante, porém, durante o manuseio da avaliação os participantes poderão apresentar sinais de inquietação e incômodo como choro e irritabilidade. Para os participantes que apresentarem sinais de desconforto serão realizados métodos de consolo como a sucção não nutritiva e oferta de colo de colo e conversa com o bebê. Caso os sinais permaneçam, a avaliação será interrompida e remarcada.

Benefícios: Avaliação precoce e compreensão da biomecânica respiratória de recém-nascidos e lactentes. Promover a criação de uma ferramenta de avaliação da biomecânica respiratória.

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Palácio Retorta II, R: Desembargador Vitor Lima, nº 322, sala 701
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANÓPOLIS
Telefone: (48)3721-6094 **E-mail:** cep_pesquisa@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Formulário T.007.007

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

A pesquisa apresenta pertinência, fundamentação bibliográfica e uma vez obtido os dados conclusivos proporcionará uma visão mais abrangente sobre o tema proposto.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Documentos de acordo com a legislação vigente.

Recomendações:

Não se aplica.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

O CEP/SH-UFSC dá ciência da apresentação da Declaração de Anuência Institucional e das alterações no TCLE, não havendo óbices a realização da pesquisa.

6. Incluir local e espaço para data ao final do TCLE.

Considerações Finais a critério do CEP:

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB INFORMACOES BASICAS DO PROJETO 2381878.pdf	03/09/2024 15:09:48		Aceito
Outros	Carta_resposta_pendenciasassinado.pdf	03/09/2024 15:09:25	PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Anuência	TCLE_correcao.pdf	03/09/2024 15:07:12	PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Intencionalidade	Dederaçao_anuencia_institucional.pdf	03/09/2024 15:06:41	PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	projeto_cop.pdf	15/08/2024 15:31:45	PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA	Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto.pdf	07/08/2024 16:15:31	PATRICIA DO NASCIMENTO OLIVEIRA	Aceito

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Prédio Reitoria II, R. Desembargador Vitor Lima, nº 222, sala 701
 Bairro: Trindade CEP: 88.040-400
 UF: SC Município: FLORIANÓPOLIS
 Telefone: (48)3721-0004 E-mail: cep.projeto@contato.ufsc.br

UNIVERSIDADE FEDERAL DE
SANTA CATARINA - UFSC



Continuação do Processo: 1.087.061

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

FLORIANÓPOLIS, 19 de Setembro de 2024

Assinado por:
Sharbel Weidner Maluf
(Coordenador(a))

Endereço: Universidade Federal de Santa Catarina, Palácio Reitoria II, R. Desembargador Vítor Lima, nº 222, sala 701
Bairro: Trindade **CEP:** 88.040-400
UF: SC **Município:** FLORIANÓPOLIS
Telefone: (48)3721-6004 **E-mail:** cnp.propos@contato.ufsc.br