

Strömungsdynamik und Druckstabilität neonataler CPAP-Geräte: Vergleich von Neopuff und Inspire rPAP

Elisa Leusmann, MCI - The Entrepreneurial School, Österreich

Manuel Berger, MCI - The Entrepreneurial School, Österreich

Thomas Senfter, MCI - The Entrepreneurial School, Österreich

Anna-Sophie Käferbock, Paracelsus Medical University Salzburg, Österreich

Martin Wald, Division of Neonatology, Department of Paediatrics and Adolescent Medicine, Paracelsus Medical University Salzburg, Österreich

Martin Pillei, MCI - The Entrepreneurial School, Österreich

Abstract:

T-Stück-Systeme werden in der klinischen Erstversorgung von Neugeborenen zur Atemunterstützung eingesetzt. Verglichen zu komplexeren Geometrien zeigten Studien jedoch, dass die Druckstabilität dieser Systeme nicht immer gewährleistet ist. Diese Arbeit untersucht mithilfe CFD Simulationen den Ursprung dieser Instabilitäten. Hierzu wurden CAD-Modelle zweier CPAP-Systeme (Neopuff T-Stück & Inspire rPAP) in anatomisch realistischen Atemwegsmodellen aus MRT-Daten in drei Atemphasen (Ruhe, Ein-, Ausatmung) stationär simuliert. Die Turbulenzmodellierung erfolgte durch das k-omega SST Model. Das Inspire rPAP zeigte deutlich geringere Druckschwankungen bei gleichzeitig höheren Strömungsgeschwindigkeiten und statischen Drücken. Beim Neopuff führten Wirbel zu Widerständen und zu erhöhter Atemarbeit. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass die interne Strömungsgeometrie entscheidend ist und zur Verbesserung der Druckstabilität und somit zur sichereren Erstbeatmung Neugeborener beitragen kann.

Keywords: Computational Fluid Dynamics (CFD), Neonatale CPAP Geräte imposed Work of Breathing (iWOB), Inspire rPAP, Neopuff, Pediatric Biomechanics

1. EINLEITUNG

Während der Einatmung strömt Luft durch die verzweigten Atemwege bis in die Alveolen, wo der Gasaustausch durch Diffusion erfolgt. Vor der Geburt sind die fetalen Lungen mit Flüssigkeit gefüllt, und der Gasaustausch findet ausschließlich über die Plazenta statt. Mit der Geburt führen hormonelle, mechanische und chemische Reize zur Resorption der Lungenflüssigkeit, zur Entfaltung der Alveolen sowie zu einer kardiovaskulären Umstellung, wodurch eine eigenständige Atmung ermöglicht wird (Hillman et al., 2012). Die meisten Neugeborenen bewältigen diesen Übergang spontan, jedoch benötigen etwa 10 % bei der Geburt eine Atemunterstützung mittels positiver Druckbeatmung (Resuscitation, 2006; Te Pas et al., 2009). Frühgeborene weisen häufig unreife Lungen mit unzureichender Surfactant-Produktion auf, was die Stabilität der Alveolen reduziert und den Übergang zur effektiven Luftatmung erschwert (Burri, 1984; Hillman et al.,

2012; Te Pas et al., 2009). In solchen Fällen werden neonatale Beatmungssysteme eingesetzt, die einen kontinuierlichen positiven Atemwegsdruck (CPAP) bereitstellen, um die Wiederöffnung kollabierter Alveolen aufrechtzuerhalten und Atelektasen zu vermeiden (Hillman et al., 2012; Potchileev et al., 2020). Auf dem Markt existiert eine Vielzahl neonataler Beatmungssysteme. Diese Arbeit konzentriert sich auf Geräte mit konstantem Luftstrom, insbesondere auf den konventionellen Neopuff-T-Stück-Resuscitator und das Inspire rPAP, die routinemäßig in der initialen neonatologischen Versorgung im Kreißsaal eingesetzt werden. Obwohl beide Systeme auf ähnlichen ventilatorischen Prinzipien basieren, unterscheiden sie sich deutlich in ihrer internen Geometrie, was zu unterschiedlichen klinischen Leistungsmerkmalen führt. Klinische Beobachtungen sowie frühere Studien zeigen, dass der Neopuff während der Spontanatmung ausgeprägte Druckschwankungen aufweist, während das Inspire rPAP stabilere Atemwegsdrücke liefert (Auer-Hackenberg et al., 2022; Donaldsson et al., 2017; Gruber et al., 2024; Sterzik et al., 2025).

Die numerische Strömungsmechanik (Computational Fluid Dynamics, CFD) ist ein etabliertes Werkzeug zur Analyse strömungsmechanischer Prozesse in den Atemwegen, insbesondere im Kontext der CPAP-Therapie. Frühere Studien nutzten CFD zur Untersuchung von Atemwegsstabilität, Druckverteilungen und Turbulenzeffekten bei obstruktiver Schlafapnoe sowie in neonatalen Anwendungen (Drevhammar et al., 2021; Saha et al., 2024; Wakayama et al., 2016). In-vitro-Untersuchungen mit mechanischen Lungenmodellen zeigen übereinstimmend, dass größere Druckschwankungen mit einer erhöhten auferlegten Atemarbeit (imposed Work of Breathing, iWOB) einhergehen (Auer-Hackenberg et al., 2022; Gruber et al., 2024). Die Atemarbeit wird dabei als der Aufwand definiert, der erforderlich ist, um die dem Atmungssystem auferlegte mechanische Last zu überwinden (Banner, 1995).

Ziel dieser Arbeit ist es, mithilfe von CFD-Simulationen die strömungsmechanischen Ursachen der beobachteten Druckinstabilitäten systematisch zu untersuchen. Es wird die Hypothese aufgestellt, dass die Druckschwankungen im Neopuff primär durch ungünstige Strömungsdynamiken innerhalb der T-Stück-Geometrie sowie durch Interaktionen von Ein- und Ausatemströmungen entstehen, während die optimierte interne Strömungsführung des Inspire rPAP eine stabilere Druckbereitstellung ermöglicht. Durch die Simulation beider Geräte in zwei anatomisch realistischen neonatalen Atemwegsmodellen sollen geometrische und strukturelle Einflussfaktoren auf Druckstabilität, geräteinduzierten Widerstand und auferlegte Atemarbeit identifiziert werden. auferlegte Atemarbeit identifiziert werden.

2. MATERIALIEN UND METHODEN

2.1. Segmentierung des Luftwegs

Es wurden zwei anonymisierte MRT-Datensätze von Frühgeborenen mit einem Körpergewicht von etwa 1 kg vom Universitätsklinikum Salzburg (SALK) zur Verfügung gestellt. Besonderer Wert wurde auf eine hohe räumliche Auflösung und eine klare Abgrenzung der Atemwegsstrukturen gelegt. Die Datensätze umfassten jeweils $528 \times 528 \times 200$ Voxel mit einer Voxelgröße von $0,4167 \text{ mm} \times 0,4167 \text{ mm} \times 0,6 \text{ mm}$. Alle durchgeführten Verfahren entsprachen den ethischen Standards der zuständigen institutionellen bzw. nationalen Ethikkommission sowie der Deklaration von Helsinki (1964) und deren späteren Ergänzungen. Auf Basis dieser MRT-Daten wurden zwei

anwendungsspezifische neonatale Atemwegsmodelle erstellt. Die Segmentierung der Atemwege erfolgte mit der Software *3D Slicer* (Version 5.6.2). Beim zweiten Atemwegsmodell (Airway 2) war der Patient während des Klinikaufenthalts vermutlich intubiert. Infolgedessen war eine Nasenpassage entsprechend dem Außendurchmesser eines Endotrachealtubus erweitert.

Die segmentierten Atemwege wurden als STL-Dateien exportiert und anschließend zur Verbesserung der Vernetzbarkeit geometrisch vereinfacht. Insbesondere wurden die paranasalen Sinus sowie die Mundhöhle reduziert. Die Überprüfung der Oberflächengeometrie auf Randkanten und fehlerhafte Flächen, Knoten erfolgte mit *MeshLab*. Digitalisierungsartefakte wie Oberflächenwelligkeiten wurden geglättet, um qualitativ hochwertige Oberflächen für die numerische Vernetzung zu erzeugen. Nach abschließender Validierung in *MeshLab* wurden die STL-Dateien für die weitere Verarbeitung in *ANSYS Meshing* und *ANSYS Fluent* vorbereitet.

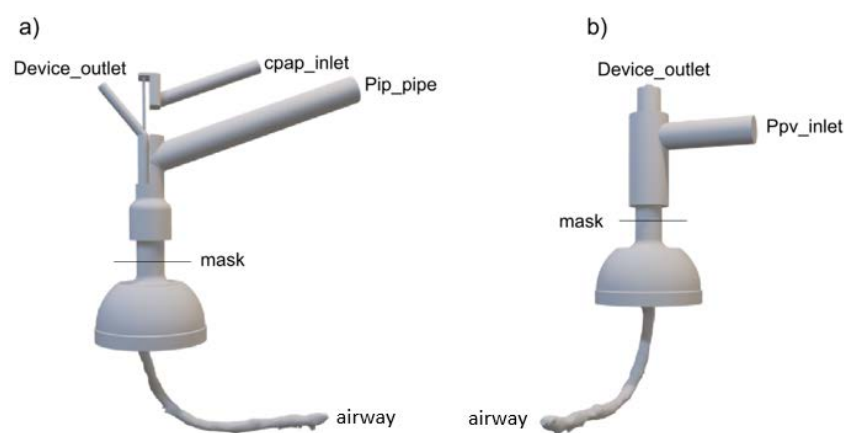


Abbildung 1 Konstruierte und zusammengefügte Modelle aus Segmentation (hier Luftweg 1), Maske und Geräten. a) Inspire rPAP b) Neopuff (Leusmann,2025)

2.2. Modellierung Inspire rPAP und Neopuff

Das Inspire rPAP-Gerät (Inspiration Healthcare Group) und der Neopuff T-Stück-Ventilator (Fisher & Paykel), zusammen mit einer Anästhesie-Gesichtsmaske der Größe 0 (INTERSURGICAL Ltd; REF 1120000, LOT 332592), wurden in Autodesk Inventor 2025.2 modelliert. Da keine technischen Zeichnungen der Hersteller vorlagen, wurden die Gerätemaße mit einem elektronischen Messschieber ermittelt. Für die Definition der Simulationsrandbedingungen wurden die Längen der externen Schläuche idealisiert, wobei angenommen wurde, dass sich ein vollständig entwickeltes Strömungsprofil einstellt, wenn die Schlauchlänge etwa dem Achtfachen des Durchmessers entspricht.

Die in Autodesk Inventor entworfenen Komponenten wurden als STEP-Dateien exportiert und in ANSYS Design Modeler importiert, um die Fluidbereiche entsprechend den internen Luftvolumina zu definieren. Durch Boolesche Subtraktionsoperationen wurden die Fluidräume erzeugt, gefolgt von der Zusammenführung der einzelnen Komponenten. Zuerst wurden die Atemwegsmodelle jeweils mit der Gesichtsmaske kombiniert, um Vergleichbarkeit zwischen den Simulationsfällen zu gewährleisten. Dieser Zusammenführungsprozess wurde in Blender 4.2 durchgeführt. Anschließend wurden die Luftweg-Maske-Modelle mit dem Inspire rPAP bzw. dem Neopuff kombiniert und als STL-Dateien exportiert (Abbildung 1). Dadurch sind 4 unterschiedliche

Modelle entstanden: Atemweg 1 mit Neopuff, Atemweg 2 mit Neopuff, Atemweg 1 mit Inspire rPAP und Atemweg 2 mit Inspire rPAP. In Abbildung 1 werden nur die beiden Modelle von Atemweg 1 gezeigt, da zwischen ihnen keine Unterschiede mit dem bloßen Auge sichtbar sind.

2.3. CFD Simulation

Die beiden Geräte, Inspire rPAP und Neopuff T-Stück-Ventilator, wurden unter drei Atembedingungen untersucht: Ruhezustand, Einatmung und Ausatmung, was insgesamt zwölf Simulationsfälle ergab. Die Geometrien wurden in ANSYS Fluent Meshing importiert; die Randbedingungen wurden zuvor in ANSYS SpaceClaim definiert. Es wurden nur Fluidbereiche modelliert, mit fünf prismatischen Randzonen zur Auflösung der Wandgradienten. Ein hybrides Netz kombinierte strukturierte Randzonen entlang der Wände mit unstrukturierten polyedrischen Zellen im Inneren, während die Atemwege mit höherer Auflösung vernetzt wurden, um kritische Strömungsmerkmale zu erfassen. Abbildung 2 zeigt repräsentativ ein Teil des CFD Netzes des Inspire rPAPs.

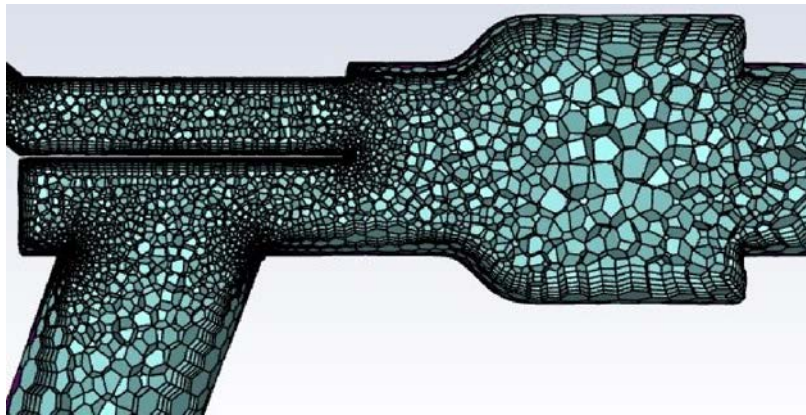


Abbildung 2 Polyedrisches CFD Netz mit 5 Grenzschichten vom Inspire rPAP

Eine Netzunabhängigkeitsstudie mit drei Auflösungen (grob, mittel, fein) zeigte nur minimale Unterschiede in mittleren Drücken ($<0,7\%$), sodass das grobe Netz für alle Simulationen ausreichend war. Netzqualität und Randbedingungen waren konsistent, um Vergleichbarkeit zwischen Szenarien sicherzustellen. Die Randbedingungen variierten je nach Gerät und Atemphase: Beim Neopuff diente der PPV-Eingang als Luftquelle, beim Inspire rPAP der CPAP-Schlauch, während der PIP-Schlauch als Wand definiert wurde. Der Geräteaustritt wurde als Druckausgang modelliert, und die Atemwege des Patienten wechselten zwischen Einlass-, Auslass- oder Wandbedingungen. Für Inspiration und Ausatmung wurden Atemvolumen und Atemfrequenz entsprechend Neugeborenen (ca. 1 kg, 5 mL/Atemzug, 40 Atemzüge/min) festgelegt. Alle Simulationen liefen in ANSYS Fluent mit einem druckbasierten, stationären Solver und dem $k-\omega$ -SST-Turbulenzmodell. Luft wurde als Fluid mit $\rho = 1,225 \text{ kg/m}^3$ und $\mu = 1,7894 \times 10^{-5} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ modelliert. Die Konvergenzkriterien für Residuen lagen bei 1×10^{-6} ; die Lösung wurde mit Hybrid Initialization gestartet und iteriert, bis alle Residuen und überwachten Größen stabil waren. In den CFD-Simulationen wurden Randbedingungen entsprechend den verschiedenen Simulationsszenarien und den beiden Gerätekonfigurationen angewendet. Beim Neopuff-Setup diente der PPV-Einlass als Luftstromquelle, während der Geräteauslass als kleine

Öffnung zur Umgebung modelliert wurde. Die Randbedingung für die Atemwege des Patienten variierte je nach Simulationsszenario. Im CPAP-Modus lieferte das Inspire rPAP einen vorgegebenen Volumenstrom durch den CPAP-Schlauch, während der Pip-Schlauch keinen Luftstrom lieferte und daher als Wandrandbedingung definiert wurde, was bedeutete, dass kein Luftaustausch durch die Schlauchwände stattfand. Der Geräteauslass wurde als Druckauslass modelliert, und die Atemwege des Patienten wechselten je nach Szenario zwischen Einlass-, Auslass- oder Wandrandbedingungen. Eine Übersicht der für jeden Fall angewendeten Randbedingungen findet sich in Tab. 1.

Table 1 Randbedingungen für die verschiedenen Simulationsszenarien: Einatmung, Ausatmung und Ruhezustand (Leusmann, 2025)

	<i>Einatmung [kg/s]</i>	<i>Ausatmung [kg/s]</i>	<i>Ruhezustand [kg/s]</i>
Inspire rPAP			
Massenstrom CPAP	$+1,02 \times 10^{-4}$	$+1,02 \times 10^{-4}$	$+1,02 \times 10^{-4}$
Massenstrom Atmung	$-8,166 \times 10^{-6}$	$+8,166 \times 10^{-6}$	wall
Neopuff			
Massenstrom CPAP	$+1,02 \times 10^{-4}$	$+1,02 \times 10^{-4}$	$+1,02 \times 10^{-4}$
Massenstrom Atmung	$-8,166 \times 10^{-6}$	$+8,166 \times 10^{-6}$	wall

3. ERGEBNISSE

3.1. Druckverteilung

Der zentrale Fokus dieser Studie liegt auf der Druckverteilung innerhalb der beiden Geräte und dem Vergleich ihrer Stabilität. Table 2 zeigt die flächengewichteten mittleren Drücke für Neopuff und Inspire rPAP. Die Mittelwerte wurden über beide Atemweg-Modelle berechnet; die Standardabweichungen sind ebenfalls angegeben. Da nur zwei Datensätze verwendet wurden (aufgrund begrenzter Verfügbarkeit anonymisierter neonataler MRI-Daten des Universitätsklinikums Salzburg), sollten die Werte mit Vorsicht interpretiert werden. Alle Drücke beziehen sich auf den Messdruck am Geräteaustritt (Outlet: 0 Pa). Bei gleichem Einlassstrom von 5 L/min im Ruhezustand erzeugt das Inspire rPAP einen Druck von ca. 327 Pa, während der Neopuff nur ~189 Pa erreicht. Beide Geräte halten dabei weitgehend stabile Drücke, abgesehen vom Einlassbereich. Während Inspiration sinken die Drücke im Inspire rPAP, während Ausatmung sie wieder erhöhen (Table 2). Die höchsten Drücke treten am Einlass des Inspire rPAP auf (4815-4823 Pa relativ zu Umgebung). Die Variation während des Atemzyklus beträgt nur 0,16 %, was eine sehr stabile Druckversorgung zeigt (Table 3). In den Atemwegen und der Maske treten dagegen stärkere Schwankungen auf (max. 6,28 % bzw. 4,05 %).

Table 2 Flächengewichtete statische Druckwerte definierter Bereiche in den drei Simulationen (Einatmung, Ausatmung, Ruhezustand) des Inspire rPAP und Neopuff. Die Maske bezieht sich auf eine definierte Ebene innerhalb des Fluidbereichs (Abbildung 1). Entnommen aus (Leusmann, 2025)

Gerät	Bereich	Einatmung [Pa]	Ausatmung [Pa]	Ruhezustand [Pa]
Inspire rPAP	Inlet	4823,47 ± 32,36	4815,76 ± 10,29	4816,49 ± 1318
	Atemweg	314,77 ± 3,72	335,19 ± 1,84	327,41 ± 0,44
	Maske	320,50 ± 0,65	333,74 ± 0,55	327,41 ± 0,43
Neopuff	Inlet	160,36 ± 4,02	222,35 ± 5,89	198,47 ± 5,20
	Atemweg	140,03 ± 13,05	223,61 ± 4,98	188,95 ± 5,22
	Maske	159,81 ± 4,05	221,82 ± 5,92	188,95 ± 5,22

Beim Neopuff ist der stabile Einlassdruck deutlich niedriger (~190 Pa), jedoch treten während der Atemzyklen größere Schwankungen auf. Die Differenz zwischen Inspiration und Ausatmung beträgt am Einlass 61,99 Pa (32,4 %), in der Maske 32,5 % und in den Atemwegen 83,58 Pa (46,12 %), was die größten Druckschwankungen der Studie darstellt. Fig. 5 zeigt eine globale Ansicht der Druckverteilung unter Ruhezustand. In beiden Geräten ist der höchste Druck am Einlass, abnehmend zum Outlet. Der Inspire rPAP erzeugt am Einlass einen hohen Druck, der sich bis zur Hauptkammer verringert; das interne Design leitet den Luftstrom effizient zum Auslass. In den patientenseitigen Komponenten (Maske ~333 Pa, Atemwege ~335 Pa) bleibt der Druck relativ konstant, sodass während der Ausatmung nur minimaler Luftfluss zum Auslass erfolgt. Der Neopuff zeigt eine engere Druckspanne (Einlass ~218 Pa, Auslass ~210 Pa) und eine gleichmäßigere Verteilung. Ein lokaler Druckpeak tritt an der T-Stück-Wand nahe dem Auslass auf, während Maske und Atemwege (~221 Pa) nahezu konstant bleiben. Auch hier entsteht zwischen Atemwegen und Auslass nur ein geringer Druckgradient, was einen minimalen expiratorischen Luftstrom zur Folge hat.

Table 3 Prozentuale Abweichung zwischen Einatmung und Ausatmung an definierten Ebenen (Einlass, Atemweg und Maske; Δp ist die Abweichung des statischen Druckes zwischen Ein- und Ausatmung, $\bar{p}$ ist der Mittelwert zwischen Ein- und Ausatmung. Die Werte wurden über beide Atemwege gemittelt.

Gerät	Kenngroße	Gerät Einlass	Atemweg	Maske
Inspire rPAP	Δp [Pa]	7,71	20,40	13,24
	$\bar{p}$ [Pa]	4819,62	324,98	327,12
	Δ [%]	0,16	6,28	4,05
Neopuff	Δp [Pa]	61,99	83,58	62,01
	$\bar{p}$ [Pa]	191,36	181,82	190,82
	Δ [%]	32,40	46,12	32,5

3.2. Strömungscharakteristik

Die Ausatemungsphase weist eine erhöhte Strömungskomplexität auf und wird daher als repräsentativer Fall zur Analyse der internen Strömungsdynamik unter Atemarbeit betrachtet. Erste Ergebnisse zeigen, dass diese Phase durch erhöhte Druckinstabilität gekennzeichnet ist, was die Bedeutung der Wechselwirkung entgegenwirkender Strömungen innerhalb des Geräts unterstreicht.

Abbildung 3 zeigt Geschwindigkeits-Stromlinien im Inspire rPAP während der Ausatmung. In der oberen Darstellung ist ausschließlich der vom Patienten ausgehende Ausatemstrom dargestellt: Die Strömung tritt aus den Atemwegen aus, durchläuft die Maske und bildet zunächst kleine Rezirkulationszonen, bevor sie sich im Hauptkanal beschleunigt und vergleichsweise laminar zum Auslassventil strömt. Trotz isolierter Darstellung bleibt der Einfluss des kontinuierlichen Einlassstroms erkennbar, der das Strömungsfeld mitprägt. Die Farbcodierung (0–2 m/s) verdeutlicht die Beschleunigung in Richtung Auslass.

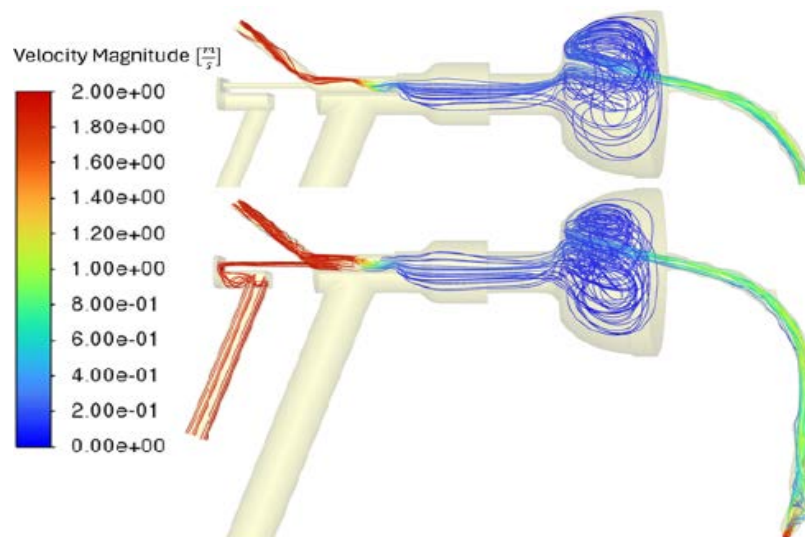


Abbildung 3 Geschwindigkeitsprofil des Inspire rPAP in Strömungslinien dargestellt; das obere Modell zeigt den Luftstrom der Ausatmung; das untere Modell kombiniert die Ausatmung und den Gerät Einlass-Strom (Leusmann,2025)

Die untere Darstellung in Abbildung 3 berücksichtigt zusätzlich den kontinuierlichen Einlassstrom über den seitlichen Zuleitungsschlauch. Dieser wird durch eine kleine Kammer und einen 1 mm breiten Kanal in die Hauptkammer geleitet und erreicht dort Spitzengeschwindigkeiten von bis zu etwa 80 m/s. Da Auslassventil und -schlauch deutlich größere Querschnitte aufweisen, wird ein Großteil des Überdruckstroms direkt abgeführt, ohne den Patientenbereich zu durchströmen. Der Anteil, der in den schmalen Kanal eintritt, trifft frontal auf den entgegen gerichteten Ausatemungsstrom. In diesem Interaktionsbereich entstehen Wirbel und Turbulenz, deren Ausdehnung jedoch durch die enge Geometrie begrenzt ist. Beide Strömungen vermischen sich anschließend und verlassen das Gerät gemeinsam über das Auslassventil.

Abbildung 4 zeigt die Ausatemungsströmung im Neopuff anhand dreier Darstellungen. Abbildung 4a stellt den seitlichen Einlassstrom dar, der direkt in die Hauptkammer eintritt und zum Auslass geführt wird. Die Geschwindigkeiten liegen überwiegend im Bereich von 0–1 m/s. Bereits hier ist

eine Wechselwirkung mit Restströmungen aus den Atemwegen erkennbar, was die Bedeutung des T-Stück-Bereichs hervorhebt. Abbildung 4b zeigt den reinen Ausatemungsstrom aus den Atemwegen mit insgesamt niedrigen Geschwindigkeiten ($\leq 0,4$ m/s). Ohne Einlassstrom würde dieser direkt zum Auslass geführt; durch die gleichzeitige Zuströmung wird der Strömungspfad jedoch verändert und turbulenter. Abbildung 4c zeigt die kombinierte Strömung: Der hochimpulsive Einlassstrom trifft nahezu rechtwinklig auf den schwächeren Ausatemungsstrom, wodurch Wirbelstrukturen im T-Stück entstehen und die Durchmischung vor dem Auslass verstärkt wird.

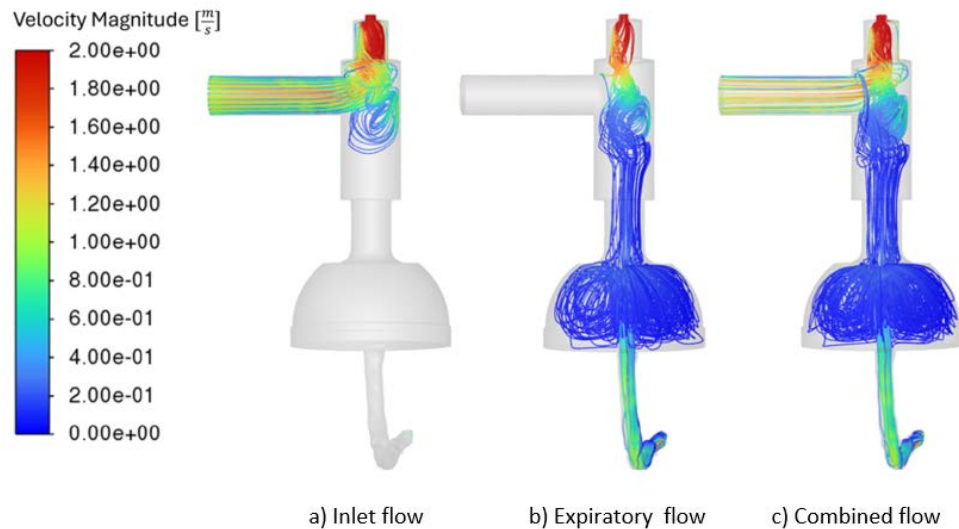


Abbildung 4 Strömungsverhalten im Neopuff durch Strömungslinien dargestellt. a) Nur Einlass-Strom b) Ausatemung c) Kombination aus Ausatemung und CPAP Flow

4. DISCUSSION

Eine vollständig stabile Druckverteilung ist bei der CPAP-Ventilation grundsätzlich nicht erreichbar, da ein kontinuierlicher Luftstrom stets einen Druckgradienten erfordert. Dennoch ist Druckstabilität klinisch hochrelevant, da sie eng mit der inspiratorischen Atemarbeit (iWOB) korreliert. Druckschwankungen entstehen durch viskose Reibung, wandnahe Schubspannungen sowie geometrisch bedingte Strömungseffekte; können diese nicht ausreichend dissipiert werden, entwickelt sich Turbulenz. In Übereinstimmung mit den grundlegenden Strömungsgleichungen zeigen beide untersuchten Geräte höhere Drücke während der Expiration und niedrigere während der Inspiration. Trotz geringerer Strömungsgeschwindigkeiten und niedrigerer statischer Drücke weist der Neopuff deutlich stärkere Druckschwankungen in den Atemwegen auf (46,12 %) als das Inspire rPAP (6,28 %). Zwar erzeugt das Inspire rPAP höhere Drücke und Strömungsgeschwindigkeiten, zeigt jedoch eine signifikant bessere Druckstabilität während der Spontanatmung. Diese Beobachtung unterstreicht, dass nicht die absolute Höhe der Strömungsgeschwindigkeit oder der turbulenten kinetischen Energie entscheidend ist, sondern primär die interne Gerätegeometrie. Die CFD-Ergebnisse legen nahe, dass das Inspire rPAP turbulente Strömungsanteile kontrolliert in Richtung Auslass ableitet und somit vom Patienteninterface fernhält. Im Gegensatz dazu begünstigt die breite T-Stück-Geometrie des Neopuff räumlich verteilte Turbulenzen und

Rezirkulationszonen, insbesondere im Bereich des T-Stücks, was zu unkontrollierter Wirbelbildung und ausgeprägteren Druckschwankungen führt. Diese geometriebedingten Effekte erhöhen den effektiven Strömungswiderstand und können die iWOB des Patienten steigern.

Die Interpretation der Ergebnisse muss jedoch im Kontext der Modellannahmen erfolgen. Die vorliegenden Simulationen basieren auf stationären CFD-Ansätzen und erfassen daher keine zeitabhängigen Atemdynamiken oder instationären Turbulenzstrukturen, wie sie während realer Spontanatmung auftreten können. Dennoch erlaubt der stationäre Ansatz eine robuste vergleichende Analyse der mittleren Druckverhältnisse und geometriebedingten Strömungseffekte zwischen den Geräten. Darüber hinaus wurden vereinfachte neonatale Atemwegsmodelle verwendet, bei denen anatomische Strukturen wie Weichgaumen oder Epiglottis aufgrund begrenzter Bildauflösung nicht abgebildet werden konnten. Auch die Maskengeometrie wurde manuell an die Atemwege angepasst, wodurch geringfügige Orientierungsungenauigkeiten nicht ausgeschlossen werden können. Um Maskenleckagen als Störfaktor auszuschließen, wurde die Masken-Atemwegs-Schnittstelle in allen Simulationen als vollständig dicht modelliert. Diese Vereinfachungen betreffen jedoch beide Geräte gleichermaßen und beeinflussen daher den relativen Vergleich nur in geringem Maße. Obwohl feinere Netze kleinskalige Turbulenzphänomene möglicherweise präziser erfassen könnten, wurde die Netzunabhängigkeit überprüft und als ausreichend beurteilt. Die untersuchten Atemwegsgeometrien repräsentieren Neugeborene mit einem Körpergewicht von etwa 1 kg, was einer klinisch relevanten Zielpopulation entspricht, auch wenn individuelle Variabilität der realen Patienten nicht vollständig abgebildet werden kann. Insgesamt zeigen die CFD-Simulationen konsistente und robuste Unterschiede in Druckstabilität, Strömungstrennung und Turbulenzentwicklung zwischen den untersuchten CPAP-Systemen. Trotz der genannten Limitationen spricht die Evidenz für eine überlegene Druckstabilität des Inspire rPAP, die potenziell mit einer reduzierten inspiratorischen Atemarbeit einhergeht. Zukünftige Arbeiten sollten zeitabhängige Simulationen (z. B. LES oder Lattice-Boltzmann-Modelle), variable Atemwegsgeometrien sowie experimentelle Validierungen einbeziehen, um die klinische Aussagekraft weiter zu stärken.

5. ZUSAMMENFASSUNG

Diese Studie untersuchte die Mechanismen, die Druckinstabilitäten in zwei neonatalen CPAP-Systemen, dem Neopuff T-Stück und dem Inspire rPAP, während der Beatmung von Neugeborenen verursachen. Obwohl beide Geräte mit Konstantfluss arbeiten, zeigten klinische und numerische Ergebnisse deutliche Unterschiede in der Atemwegsdruckstabilität, die sich direkt auf die inspiratorische Atemarbeit (iWOB) und die Erholung der Patienten auswirken. CFD-Simulationen mit anatomisch realistischen neonatalen Atemwegen zeigten, dass der Neopuff während Inspiration und Ausatmung große Druckschwankungen von bis zu 46,12 % aufweist, während das Inspire rPAP trotz höherer statischer Drücke, Strömungsgeschwindigkeiten und TKE eine deutlich stabilere Druckverteilung (6,28 %) beibehält. Dies zeigt, dass Druckinstabilitäten nicht allein durch Volumenstrom oder Fluideigenschaften bestimmt werden, sondern maßgeblich von der internen Gerätegeometrie abhängen. Insbesondere fördert die T-Stück-Geometrie des Neopuff Wirbelbildung, Rezirkulation und Rückströmung, wie sie für 90°-Verzweigungen bekannt sind, was zu einer erhöhten iWOB führt. Im Gegensatz dazu lenkt das Inspire rPAP mit seiner schmalen, mehrkanaligen Geometrie den Luftstrom effizient und hält hochenergetische Strömungsbereiche vom Patienteninterface fern, wodurch eine stabile

Druckversorgung gewährleistet wird. Diese Ergebnisse bestätigen die Hypothese, dass die Geometrie des Neopuff die Hauptursache der beobachteten Druckinstabilitäten ist und nicht Maskenleckagen oder Ventileinstellungen.

Darüber hinaus demonstriert die Studie den Nutzen von CFD zur Bewertung neonataler CPAP-Systeme, da zentrale Strömungsphänomene wie Strömungsablösung, Wirbelbildung und Druckrückgewinnung zuverlässig erfasst werden. Zukünftige Arbeiten könnten feinere Netze oder zeitabhängige Simulationen einsetzen, um Turbulenzeffekte weiter aufzulösen. Insgesamt unterstreicht diese Arbeit die entscheidende Bedeutung einer gezielten Strömungsführung im Gerätedesign zur Minimierung der iWOB und zur Verbesserung der neonatalen Atemunterstützung und liefert wertvolle Ansätze für die Entwicklung zukünftiger CPAP-Systeme.

Literaturverzeichnis

- Auer-Hackenberg, L., Stroicz, P., Hofstätter, E., Brandner, J., Haselmann, C., Wald, M., 2022. Breath-dependent pressure fluctuations in various constant-and variable-flow neonatal CPAP devices. *Pediatr. Pulmonol.* 57, 2411–2419.
- Banner, M.J., 1995. Respiratory muscle loading and the work of breathing. *J. Cardiothorac. Vasc. Anesth.* 9, 192–204. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S1053-0770\(05\)80195-8](https://doi.org/10.1016/S1053-0770(05)80195-8)
- Burri, P.H., 1984. Fetal and postnatal development of the lung. *Annu. Rev. Physiol.* 46, 617–628.
- Donaldsson, S., Drevhammar, T., Taittonen, L., Klemming, S., Jonsson, B., 2017. Initial stabilisation of preterm infants: a new resuscitation system with low imposed work of breathing for use with face mask or nasal prongs. *Arch. Dis. Childhood-Fetal Neonatal Ed.* 102, F203–F207.
- Drevhammar, T., Berg, N., Nilsson, K., Jonsson, B., Prahl Wittberg, L., 2021. Flows and function of the infant flow neonatal continuous positive airway pressure device investigated with computational fluid dynamics. *Acta Paediatr.* 110, 811–817.
- Gruber, V., Tracy, M.B., Hinder, M.K., Morakeas, S., Dronavalli, M., Drevhammar, T., 2024. What CPAP to use in the delivery room? Bench comparison of two methods to provide continuous positive airways pressure in neonates. *BMJ Paediatr. Open* 8, e002948.
- Hillman, N.H., Kallapur, S.G., Jobe, A.H., 2012. Physiology of transition from intrauterine to extrauterine life. *Clin. Perinatol.* 39, 769–783.
- Leusmann, E., 2025. CFD Simulations of the CPAP Devices Neopuff and Inspire rPAP in Neonatology. Master Thesis, MCI Innsbruck.
- Potchileev, I., Doroshenko, M., Mohammed, A.N., 2020. Positive pressure ventilation.
- Resuscitation, I.L.C. on, 2006. The International Liaison Committee on Resuscitation (ILCOR) consensus on science with treatment recommendations for pediatric and neonatal patients: neonatal resuscitation. *Pediatrics* 117, e978–e988.
- Saha, S.C., Huang, X., Francis, I., Saha, G., 2024. Airway stability in sleep apnea: Assessing continuous positive airway pressure efficiency. *Respir. Physiol. Neurobiol.* 325, 104265.
- Sterzik, H., Arand, J., Schwarz, C.E., Kumpf, M., Wald, M., Kribs, A., Lauth, W., Gross, M., Poets, C.F., Haase, B., 2025. Imposed work of breathing of 16 neonatal CPAP-devices using different

mechanisms of CPAP generation. *Pediatr. Res.* <https://doi.org/10.1038/s41390-025-04265-w>

Te Pas, A.B., Siew, M., Wallace, M.J., Kitchen, M.J., Fouras, A., Lewis, R.A., Yagi, N., Uesugi, K., Donath, S., Davis, P.G., 2009. Establishing functional residual capacity at birth: the effect of sustained inflation and positive end-expiratory pressure in a preterm rabbit model. *Pediatr. Res.* 65, 537–541.

Wakayama, T., Suzuki, M., Tanuma, T., 2016. Effect of nasal obstruction on continuous positive airway pressure treatment: Computational fluid dynamics analyses. *PLoS One* 11, 1–13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0150951>