

Aus der Abteilung Anaesthesiologie  
(Prof. Dr. med. M. Quintel)  
im Zentrum Anaesthesiologie, Rettungs- und  
Intensivmedizin  
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

---

Einfluss eines Beatmungshelmes auf die Leistung zweier  
verschiedener Intensivbeatmungsgeräte im Vergleich zu einer  
Gesichtsmaske und zur invasiven Beatmung

Eine experimentelle Lungenmodelluntersuchung

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades  
der Medizinischen Fakultät  
der Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von  
Sven Fischer  
aus  
Kassel

Göttingen 2012

Dekan:	Prof. Dr. med. M. P. Schön
I. Berichterstatter:	Prof. Dr. med. P. Neumann
II. Berichterstatter/in:	Prof. Dr. phil. nat. Burckhardt
III. Berichterstatter/in:	Prof. Dr. med., Dr. rer. nat. Crozier
Tag der mündlichen Prüfung:	10. Oktober 2012

---

<b><u>Inhaltsverzeichnis</u></b>	<b>Seite</b>
<b>1. Einleitung</b>	6
<b>2. Fragestellung</b>	12
<b>3. Material und Methoden</b>	14
<b>3.1. Interfaces der invasiven und der nichtinvasiven Beatmung</b>	14
<b>3.1.1. Beschreibung des Beatmungshelmes</b>	14
<b>3.1.2. Beschreibung der Gesichtsmaske</b>	15
<b>3.1.3. Beschreibung des endotrachealen Tubus</b>	16
<b>3.2. Verwendete Beatmungsgeräte</b>	17
<b>3.2.1. Beschreibung des Beatmungsgerätes Evita 4</b>	17
<b>3.2.2. Beschreibung des Beatmungsgerätes Centiva/5</b>	17
<b>3.3. Beschreibung der Versuchsanordnung</b>	18
<b>3.3.1. Beschreibung der Messgeräte</b>	19
<b>3.3.2. Beschreibung der dynamischen Eigenschaften des Beatmungshelmes</b>	24
<b>3.3.3. Messungen der Delay-Zeiten und des Pressure-Time-Products</b>	26
<b>3.3.3.1. Beschreibung des Lungenmodells LS1500</b>	26
<b>3.3.3.2. Beschreibung der Versuchsanordnung</b>	29
<b>3.3.3.3. Vorversuche</b>	31
<b>3.3.3.4. Hauptversuche</b>	31
<b>3.3.3.5. Auswertung der Messwerte und Statistik</b>	33
<b>3.3.4. Messungen der Desynchronisation</b>	34
<b>3.3.4.1. Beschreibung des Lungenmodells TTL 5600i</b>	34
<b>3.3.4.2. Beschreibung der Versuchsanordnung</b>	35
<b>3.3.4.3. Vorversuche</b>	37
<b>3.3.4.4. Hauptversuche</b>	37
<b>3.3.4.5. Auswertung der Messwerte und Statistik</b>	38

<b>4. Ergebnisse</b>	40
<b>4.1. Ergebnisse mit dem Lungenmodell LS1500</b>	40
<b>4.1.1. Vorversuch</b>	40
<b>4.1.2. Hauptversuche</b>	41
<b>4.1.2.1. Ergebnisse der Messungen mit Peep</b>	41
<b>4.1.2.2. Ergebnisse der Messungen mit Druckunterstützung (PS)</b>	52
<b>4.1.2.3. Ergebnisse der Messung mit Flowtrigger</b>	65
<b>4.1.2.4. Ergebnisse der Messung mit Flow-by-System (nur Centiva/5)</b>	75
<b>4.2. Ergebnisse mit dem Lungenmodell TTL 5600i</b>	78
<b>4.2.1. Desynchronisation mit dem Beatmungsgerät Evita 4</b>	78
<b>4.2.2. Desynchronisation mit dem Beatmungsgerät Centiva/5</b>	80
<b>5. Diskussion</b>	82
<b>6. Zusammenfassung</b>	92
<b>7. Anhang: Tabellen 4-17</b>	93
<b>8. Literaturverzeichnis</b>	99

**Abkürzungsverzeichnis**

ANOVA	Analysis of variance
APRV	Airway pressure release ventilation
ARDS	Acute respiratory distress syndrome
ARI	Acute respiratory insufficiency
ASB	Assisted spontaneous breathing
COPD	Chronic obstructive pulmonary disease
CPAP	Continuous positive airway pressure
CRI	Chronic respiratory insufficiency
IPPV	Intermittent positive pressure ventilation
IV	Invasive ventilation
NIPSV	Noninvasive pressure support ventilation
NIV	Noninvasive ventilation
OHS	Obesitas-Hypoventilationssyndrom
PEEP	Positive endexpiratory pressure
PS	Pressure support
PSV	Pressure support ventilation
PTP	Pressure-Time-Product

## 1. Einleitung

Der Ausfall der Spontanatmung (Apnoe) oder die Behandlung einer chronischen (CRI) bzw. akuten respiratorischen Insuffizienz (ARI) kann, abgesehen von der Therapie der Grunderkrankung, nur mit maschinell augmentierter Ventilation oder kontrollierter Beatmung behandelt werden (Criée und Laier-Groeneveld 1995). Diese kann über verschiedene Beatmungszugänge durchgeführt werden. Hierbei unterscheidet man zwischen invasiver Beatmung (IV) über einen oral, nasal oder einen via Tracheostoma platzierten endotrachealen Tubus und nichtinvasiver Beatmung (NIV) über eine dichtschießende Nasen- bzw. Gesichtsmaske oder einen Beatmungshelm (Mehta und Hill 2001; Schönhofer und Sortor-Leger 2002). Dabei werden sowohl bei nichtinvasiver als auch bei invasiver Beatmung positive Beatmungsdrücke an den Luftwegen angelegt (Überdruckbeatmung), wodurch ein Druckgefälle in Richtung der Alveolen entsteht. Bei der Spontanatmung hingegen kommt die Inspiration durch primäre Expansion von Thorax und Lunge zustande, dadurch entsteht ein Unterdruck in den Lungenalveolen gegenüber der Atmosphäre mit konsekutiver Luftströmung in Richtung der Alveolen. Die Expiration ist sowohl unter Spontanatmung als auch bei der maschinellen Beatmung ein passiver Vorgang, hervorgerufen durch die elastischen Retraktionskräfte von Lunge und Thorax.

Für die nichtinvasive Beatmung wird in der Intensivmedizin am häufigsten eine Gesichtsmaske verwendet, da schwer respiratorisch insuffiziente Patienten überwiegend Mundatmung durchführen (Leger SS und Leger P 1999). Die Probleme mit der Gesichtsmaske resultieren in Undichtigkeit (Leckage) (Navalesi et al. 2000; Conti et al. 2002), wenig Komfort für den Patienten (Kramer et al. 1995) und aufgrund des hohen Anpressdruckes im Gesicht auch in Ulzerationen auf dem Nasenrücken (Meduri et al. 1996; Gregoretta et al. 2002). Durch diese Probleme kann die Gesichtsmaske nur zeitlich begrenzt eingesetzt werden. Eine therapiegerechte nichtinvasive Beatmung ist somit bei vielen Patienten nur unzureichend durchführbar. In diesem Zusammenhang wurde ein Beatmungshelm entwickelt, um die Nachteile der Gesichtsmaske zu vermeiden und die nichtinvasive Beatmung zu verbessern. Dieser wurde bereits in klinischen Studien bei Patienten mit respiratorischer Insuffizienz verwendet.

Bei der chronischen respiratorischen Insuffizienz, wie z. B. bei der chronisch obstruktiven Lungenerkrankung (COPD), stehen zunächst die Symptome der zugrunde liegenden Erkrankung im Vordergrund. Die chronisch obstruktive Lungenerkrankung gilt als Indikation zur nichtinvasiven Beatmung (Shneerson 1996; Vanpee et al. 2002; Windisch et al. 2005). Bei akuter Exazerbation einer chronischen respiratorischen Insuffizienz kann eine stationäre und sogar eine intensivmedizinische Behandlung notwendig sein (Koehler et al. 2001; Kabitz und Windisch 2007). Auch Patienten mit neuromuskulären Erkrankungen und Kyphoskoliose als Ursache einer chronischen respiratorischen Insuffizienz können nichtinvasiv beatmet werden (Ellis et al. 1987; Ellis et al. 1988). Bei Patienten mit Obesitas-Hypoventilationssyndrom (OHS) wird auch nächtliche Beatmung erfolgreich eingesetzt. Hier wurde eine Verbesserung der Blutgase im beatmungsfreien Intervall nachgewiesen (Bott et al. 1991; Waldhorn 1992; Shivaram et al. 1993; Piper und Sullivan 1994; Perez de Llano et al. 2005).

Neben der Behandlung von Patienten mit chronischer respiratorischer Insuffizienz wird die nichtinvasive Beatmung zunehmend in der Therapie der akuten respiratorischen Insuffizienz angewandt. Eine schwere akute respiratorische Insuffizienz erfordert die zügige Beatmung in der Regel unter intensivmedizinischen Bedingungen. Hier wird unterschieden zwischen einer Insuffizienz der Atemmuskelpumpe (hyperkapnische ARI) und einer Störung des pulmonalen Gasaustausches (hypoxische ARI), wobei häufig Mischformen vorkommen.

Ursache der hyperkapnischen ARI ist eine Störung des Atemantriebs oder eine Schwäche der Atemmuskulatur oder eine Kombination aus beiden. Dieses wird auch als Störung der „Atempumpe“ bezeichnet, die ein komplexes System darstellt (Criée und Laier-Groeneveld 1995; Kabitz und Windisch 2007). Die vermehrte Atemarbeit wird dabei überwiegend inspiratorisch geleistet und durch die Erschöpfung der Atempumpe kommt es infolge der ventilatorischen Insuffizienz zur Hyperkapnie, die der Leitwert der akuten respiratorischen Insuffizienz ist (Roessler und Kill 2010). Eine vollständige Entlastung der Atempumpe durch die nichtinvasive Beatmung zur muskulären Erholung und respiratorischen Rekompensation ist besonders wichtig (Elliott 1999). Dies führt zur suffizienten CO<sub>2</sub>-Eliminierung und Verminderung des Sauerstoffverbrauches bei gleichzeitiger Verbesserung der Oxygenierung des Gesamtorganismus (Welte und Hoffmann 1999a; b) und der Lebensqualität (Tsolaki et al. 2010).

Die hypoxische ARI ist durch eine Behinderung des Gasaustausches an den alveolären Kapillarendstrecken aufgrund pathologischer Veränderungen des Lungenparenchyms gekennzeichnet. Ursache eines Lungenparenchymversagens kann ein kardiales Lungenödem, eine schwere Pneumonie oder das „acute respiratory distress syndrome“ (ARDS) sein. Durch

die Erkrankung des Lungenparenchyms kann es zu einer akuten Hypoxie kommen, die der Leitwert der hypoxischen ARI ist (Roessler und Kill 2010).

Bei der akuten respiratorischen Insuffizienz kommt sowohl die invasive als auch die nichtinvasive Beatmung zum Einsatz, wobei die nichtinvasive Beatmung immer mehr an Bedeutung gewinnt (Schönhofer et al. 2008). So wurden positive Erfahrungen durch Meduri et al. (1989) berichtet, nach denen Patienten mit hyperkapnischer oder hypoxämischer ARI mittels nichtinvasiver Beatmung vor einer oralen Intubation bewahrt werden konnten. Sogar bei gemischt hypoxämisch-hyperkapnischer ARI (Wysocki et al. 1995) und bei Patienten mit ARI infolge einer Pneumonie (Domenighetti et al. 2002) wurde nichtinvasive Beatmung erfolgreich eingesetzt. Bei Patienten mit akuter exazerbierter COPD als häufigste Ursache der hyperkapnischen ARI konnte eine signifikante Senkung der Intubationsrate unter nichtinvasiver Beatmung im Vergleich zur konservativen Therapie nachgewiesen werden (Brochard et al. 1990; Bott et al. 1993). Durch nichtinvasive Beatmung mit dem Beatmungshelm oder der Gesichtsmaske kann bei Patienten mit COPD die Atemarbeit effektiv vom Beatmungsgerät übernommen werden (Navalesi et al. 2007), während gleichzeitig die Komplikationen einer invasiven Beatmung vermieden werden können.

Eine weitere Studie belegt, dass bei schwerer hypoxämischer ARI die nichtinvasive Beatmung gegenüber der Standardtherapie zu einer signifikanten Senkung des Intubationsrisikos, der Rate an septischem Schockgeschehen sowie der Letalität führt (Ferrer et al. 2003b). Jedoch sollte bei Patienten mit Pneumonie als Ursache der hypoxämischen ARI die Beatmung mit der Gesichtsmaske oder dem Tubus bevorzugt werden, der Beatmungshelm ist hier weniger effektiv (Carron et al. 2010). Weiterhin wird nichtinvasive Beatmung bei Patienten mit schwerem kardialen Lungenödem eingesetzt (Masip et al. 2003). Neben der medikamentösen Therapie hat die nichtinvasive Beatmung hier einen klaren Stellenwert (Winck et al. 2006; Moritz et al. 2007). Bei Patienten mit hypoxämischer ARI bei kardiogenem Lungenödem sollte eine CPAP-Therapie erfolgen. Kommt es zusätzlich zu einer Hyperkapnie, so sollte CPAP in Kombination mit inspiratorischer Druckunterstützung durchgeführt werden (Rusterholtz et al. 1999; Masip et al. 2000; Köhler et al. 2006). Dadurch kann die Rate der Intubation bei hyperkapnischen Patienten gesenkt werden (Nava et al. 2003). Bei nichtinvasiver Beatmung mit Druckunterstützung ist allerdings die Gesichtsmaske effektiver als der Beatmungshelm (Chiumello et al. 2003; Racca et al. 2005).



Auch während der Entwöhnung vom Beatmungsgerät (Weaning) wird nichtinvasive Beatmung erfolgreich eingesetzt (Ferrer et al. 2003a). Im Rahmen des Weanings besteht die Möglichkeit, die Intubationsdauer signifikant zu verkürzen (Köhler und Schönhofer 1994; Girault et al. 1999). Invasiv beatmete Patienten mit COPD sollten frühzeitig extubiert und auf nichtinvasive Beatmung umgestellt werden. Hierdurch wird die Erfolgsrate der Entwöhnung vom Beatmungsgerät signifikant gebessert. Des Weiteren ließen sich die Letalitäts-, Reintubations-, Tracheotomie- und die Komplikationsrate senken (Schönhofer et al. 2008). Vor allem bei Risikopatienten mit COPD, hohem Alter, Herzinsuffizienz und Hypersekretion, die nach der Extubation eine hyperkapnische ARI entwickeln, vermindert der frühzeitige Einsatz von nichtinvasiver Beatmung die Reintubations- und Letalitätsrate (Nava et al. 2005; Ferrer et al. 2006). Nichtinvasive Beatmung reduziert nicht nur die Intubationsfrequenz, sondern vermindert auch die Krankenhausaufenthaltsdauer und die Letalität (Peter et al. 2002; Keenan et al. 2003). Allerdings wurden auch unter nichtinvasiver Beatmung zusätzliche Komplikationen (z. B. Pneumonie) festgestellt und bei besonders schweren Krankheitsbildern der COPD (schwere Azidose oder Hyperkapnie) waren die Erfolgsaussichten eingeschränkt (Ambrosino et al. 1995). Als palliative Maßnahme bei sterbenden Menschen kann die nichtinvasive Beatmung die Dyspnoe lindern und die Lebensqualität verbessern (Shee und Green 2003; Nava et al. 2007), jedoch sollte es dabei nicht zur Verlängerung des Leidensweges kommen (Schönhofer et al. 2006).

Ein wesentlicher Vorteil der invasiven Beatmung ist die bessere Beatmungssteuerung, die Kontrolle der Luftwege und die bessere Druckkonstanz. Um diese ohne weitere Komplikationen durchführen zu können, muss der Patient ausreichend sediert, oftmals auch relaxiert werden. Die invasive Beatmung ist insbesondere beim Lungenversagen und beim „acute respiratory distress syndrome“ (ARDS) wichtig, da schon bei kurzer Unterbrechung des positiven Atemwegdruckes die Lunge kollabiert (Neumann et al. 1998; Antonelli et al. 2007). Bei spontaner Beatmung sollte dann die Beatmungsform APRV (airway pressure release ventilation) der PSV (pressure support ventilation) vorgezogen werden. Diese unterstützt primär die Expiration und ist somit bei Patienten mit ARDS effizienter, da sie die Bildung von Atelektasen vermindert (Yoshida et al. 2009).

Das Verfahren der invasiven Beatmung hat auch Nachteile, welche in Form von Strikturen der Trachea, Blutungsrisiko, Phonationsproblemen und Belastung aufgrund der Pflege des Tracheostomas auftreten (Stauffer et al. 1981). Während der Platzierung des endotrachealen Tubus können Schäden an den Zähnen, dem Hypopharynx, dem Ösophagus, dem Larynx und der Trachea auftreten. Arrhythmien, Hypotension und Barotrauma sind weitere mögliche

Komplikationen (Zwillich et al. 1974; Stauffer et al. 1981; Colice et al. 1989). Bei der Tracheotomie kann es zu Blutungen, Infektionen, Mediastinitis und zur akuten Verletzung der Trachea und der umliegenden Strukturen kommen (Colice et al. 1989). Zudem besteht durch die invasive Beatmung mittels Tubus ein erhöhtes Risiko der Tubus- oder Ventilator-assoziierten Pneumonie, was bei mehr als 21 % der beatmeten Patienten auf Intensivstationen beobachtet werden konnte (Craven et al. 1986). Hieraus resultieren eine höhere Sterblichkeit sowie deutliche Mehrkosten (Rello et al. 2002). Durch Maßnahmen wie z. B. Absaugen, die während einer invasiven Beatmung notwendig sind, sowie den Tubus selbst wird die Ansiedlung von Krankheitserregern begünstigt (Elwany und Mekhamer 1987). Nach der Extubation können noch Komplikationen wie Husten, Heiserkeit, Halsschmerzen, Obstruktion der oberen Atemwege als Folge von Stimmbandysfunktionen oder Schwellungen im Larynxbereich auftreten (Stauffer et al. 1981).

Einige Vorteile der nichtinvasiven gegenüber der invasiven Beatmung leiten sich aus der Vigilanz des Patienten während der Beatmung ab. Bei der nichtinvasiven Beatmung kann auf eine tiefe Sedierung verzichtet werden, so dass eine relativ gute Kooperation des Patienten besteht. Die Möglichkeit zur oralen Nahrungsaufnahme, Mobilisation und Kommunikation kann so aufrecht erhalten werden. Auch ein effektives Husten des Patienten ist möglich. Nur selten kommt es zu einer Ventilator-assoziierten Pneumonie. Eine zusätzliche Atemarbeit, wie sie z. B. durch einen Tubus hervorgerufen werden kann, entfällt. Die Nachteile der nichtinvasiven Beatmung liegen in der Aspirationsgefahr auch als Folge der Aerophagie, im unsicheren Beatmungszugang, in der schwierigeren Beatmungseinstellung und in den häufigeren Hautläsionen im Gesichtsbereich. Auch Leckage stellt häufig ein Problem bei der nichtinvasiven Beatmung dar. Daher bedarf es einer Anpassung der Beatmungsgeräte, u. a. durch eine entsprechende Software, und einer qualitativ hochwertigen technischen Ausstattung. Selten kann es unter nichtinvasiver Beatmung auch zu CO<sub>2</sub>-Rückatmung kommen, was gerade bei der hyperkapnischen respiratorischen Insuffizienz von Nachteil wäre. Das Problem der begrenzten CO<sub>2</sub>-Elimination bei der Beatmung mit dem Beatmungshelm wurde bereits bei Patienten mit COPD beschrieben (Antonelli et al. 2004).

Aus den oben genannten Vor- und Nachteilen ergeben sich die absoluten und relativen Kontraindikationen für eine nichtinvasive Beatmung (Schönhofer et al. 2008):

Absolute Kontraindikation:

- fehlende Spontanatmung, Schnappatmung
- fixierte oder funktionelle Verlegung der Atemwege
- gastrointestinale Blutung oder Ileus.

Relative Kontraindikationen:

- Koma
- massive Agitation
- massiver Sekretverhalt trotz Bronchoskopie
- schwergradige Hypoxämie oder Azidose ( $\text{pH} < 7,1$ )
- hämodynamische Instabilität (kardiogener Schock, Myokardinfarkt)
- anatomische und/oder subjektive Schwierigkeiten hinsichtlich des Beatmungszugangs
- Zustand nach oberer gastrointestinaler Operation.

Bei Vorliegen einer relativen Kontraindikation kann im Einzelfall ein NIV-Versuch unter Intubationsbereitschaft bei engmaschiger Beobachtung erwogen werden.

## 2. Fragestellung

Sowohl für die nichtinvasive als auch invasive Beatmung gibt es heute sehr differenzierte Beatmungsformen, die je nach pathophysiologischer Notwendigkeit und Fähigkeit der Patienten zur Eigenatmung entweder den Patienten kontrolliert beatmen oder in sehr fein abgestimmten Nuancierungen ihm die Möglichkeit zur Eigenatmung lassen. Bei kontrollierten Beatmungsmodi wird die Atemarbeit vollständig von dem Beatmungsgerät übernommen. Bei Verbesserung der pulmonalen Situation wird dem Patienten die Atemarbeit in einem kontinuierlichen Weaningverfahren zunehmend selbst überlassen, bis er sie schließlich vollkommen selbständig übernimmt (Mehta und Hill 2001). Falls der Patient ein definiertes Atemzugvolumen nicht aus eigener Kraft erreichen kann, liefert das Beatmungsgerät je nach Einstellung Atemgas.

Grundsätzlich kann man zur Durchführung einer nichtinvasiven Beatmung konventionelle Beatmungsgeräte verwenden. Es ergeben sich jedoch im klinischen Alltag hierbei vielfach Probleme. Zum einen ist das großlumige Schlauchsystem mit in- und expiratorischem Schenkel unzuweckmäßig (eingeschränkte Beweglichkeit des Patienten, hohes Gewicht an der Gesichtsmaske/Beatmungshelm, großes Totraumvolumen), zum anderen sind die Triggereinrichtungen zu träge, so dass es häufig zu Fehlalarmen und zur Desynchronisation der Beatmung kommt. Damit das Beatmungsgerät einen Gasfluss auslösen kann, muss es bei spontan atmenden Patienten die Inspiration erkennen. Für die Atemarbeit des Patienten ist daher die Sensitivität des Triggers für das gesamte System von großer Bedeutung (Mancebo et al. 1995; Aslanian et al. 1998; Stell et al. 2001). Insbesondere wird eine Fehlbeatmung häufig durch eine schlechte Triggersensitivität des Beatmungsgerätes in Kombination mit einer Atemmuskelschwäche des Patienten verursacht (Sassoon 2011). Die Einstellungen und die Technik des Beatmungsgerätes spielen daher eine überaus wichtige Rolle, da z. B. bei Leckage aufgrund einer nicht dicht sitzenden Gesichtsmaske Fehlbeatmungen auftreten können (Mehta et al. 2001; Cao und Wang 2008). Die Interaktion des Beatmungsgerätes mit dem Patienten ist ohne Zweifel ein komplexer Vorgang. Es bedarf daher einer feinen Einstellung und einer durchdachten Strategie, um eine gute Synchronisation bei Patienten mit akuter respiratorischer Insuffizienz zu erreichen und das Ergebnis der nichtinvasiven Beatmung zu verbessern (Hess 2011).

Die zunehmende Wichtigkeit der nichtinvasiven Beatmung in der Intensivmedizin und neuen Interfaces führten zur Entwicklung neuer spezieller Intensivbeatmungsgeräte, welche die Probleme der nichtinvasiven Beatmung, wie z. B. Leckage und Totraum, minimieren sollen.

Auch das Umstellen der Software auf einen NIV-Modus soll die Leistung der Intensivbeatmungsgeräte für die nichtinvasive Beatmung verbessern und die Probleme reduzieren (Vignaux et al. 2007). Die richtige Einstellung des Beatmungsgerätes durch den Kliniker ist jedoch obligat. So sind bestimmte Algorithmen sinnvoll, um u. a. die Druckunterstützung, den Inspirationsflow und den Peep an den jeweiligen Patienten anzupassen und eine Fehlbeatmung zu reduzieren (Sassoon 2011).

Der Beatmungshelm für nichtinvasive Beatmung kann wegen seines großen kompressiblen Volumens einen Einfluss auf die Triggersensitivität haben. Weiterhin können neben den spezifischen Einstellungen am Beatmungsgerät auch individuelle Charakteristiken des Patienten, wie Compliance und Resistance des respiratorischen Systems als auch die Atemfrequenz, einen Einfluss auf die Leistung des gesamten Systems haben und im schlimmsten Fall zu einer Desynchronisation zwischen Beatmungsgerät und Patient führen (Costa et al. 2010).

Die Ziele der vorliegenden Arbeit sind folgende:

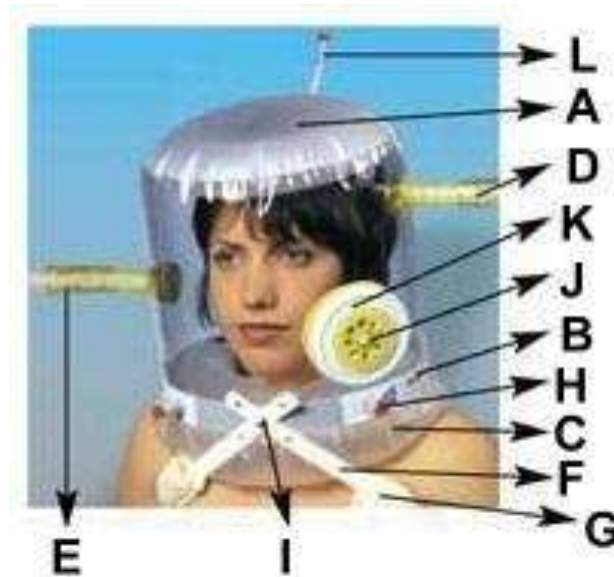
- Bestehen Unterschiede in der nichtinvasiven Beatmung zwischen Beatmungshelm und Gesichtsmaske im Vergleich zur invasiven Beatmung mit dem endotrachealen Tubus?
  
- Bestehen Unterschiede in der Leistung zwischen den Intensivbeatmungsgeräten Centiva/5 und Evita 4?
  
- Welchen Einfluss haben die individuellen atemmechanischen Charakteristika des Patienten (Compliance, Resistance und Atemfrequenz) in Abhängigkeit der Triggersensitivität und der Druckunterstützung auf das gesamte System?

### **3. Material und Methoden**

#### **3.1. Interfaces der invasiven und der nichtinvasiven Beatmung**

##### **3.1.1. Beschreibung des Beatmungshelmes**

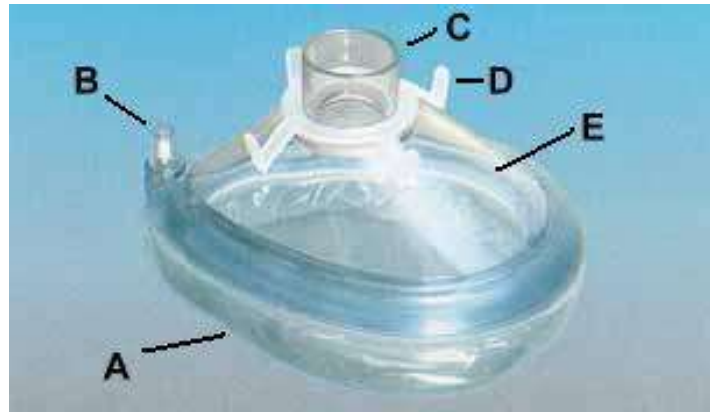
Beatmungshelme zur nichtinvasiven Beatmung werden von verschiedenen Herstellern angeboten. In dieser Arbeit wurde der Beatmungshelm Castar R (Firma Starmed, Mirandola, Italien, siehe Abb. 1) in der Größe M (Halsumfang 34 bis 41 cm, Gewicht 400 g) verwendet. Der Beatmungshelm besteht aus einem Kunststoffkragen (Abb. 1, B, Polyvinylchloridmantel, S. 15) mit einem flexiblen durchsichtigen, latexfreien Plastikkopf. Zum Anschluss an den inspiratorischen und expiratorischen Schlauch eines Beatmungsgerätes bietet dieser Beatmungshelm zwei genormte Anschlüsse an (Abb. 1, D und E, S. 15). Des Weiteren besitzt der Beatmungshelm zwei kleine, im Kragen eingeschweißte Löcher, die jeweils mit einem Deckel luftdicht verschlossen werden oder bei Bedarf als Schleuse für Sonden oder Katheter von 4 bis 6,5 mm Außendurchmesser zur Verabreichung von Medikamenten und zur Absaugung des Patienten genutzt werden können (Abb. 1, H, S. 15). Ebenso bietet der Beatmungshelm an der Seite einen abnehmbaren Deckel, wodurch therapeutische und pflegerische Maßnahmen ermöglicht werden, ohne dass der Beatmungshelm abgenommen werden muss (Abb. 1, K, S. 15). Dieser Deckel ist mit einem Notluftventil ausgestattet (Abb. 1, J, S. 15), das sich bei geringem Druck im Beatmungshelm ( $< 2$  mbar) öffnet. Am Kunststoffkragen befindet sich vorne und hinten jeweils ein Verankerungsknopf (Abb. 1, I, S. 15) zum Befestigen der Haltebänder (Abb. 1, F, S. 15). Die Haltebänder besitzen einen Schaumstoffüberzug (Abb. 1, G, S. 15) zum Schutz vor Verletzungen und können individuell an den Patienten angepasst werden. Durch das Anlegen der Haltebänder um die Achselhöhlen des Patienten wird ein Anheben des Beatmungshelmes bei der Überdruckbeatmung verhindert und somit das Risiko einer möglichen Leckage auf ein Minimum reduziert. Alternativ können die Haltebänder auch an einem um den Bauch gelegten Gurt fixiert werden. Im Inneren des Beatmungshelmes befindet sich ein von außen aufblasbares Luftkissen (Abb. 1, L, S. 15), das den Totraum um bis zu 3 Liter verkleinert und den Bereich am Hals dicht abschließt (Abb. 1, C, S. 15), um Leckage zu verringern. Der Beatmungshelm hat ein internes Volumen von 7,5 l und je nach Kopfgröße verringert sich dieses Volumen auf 2 bis 3 l, sofern das innen liegende Luftkissen aufgeblasen wurde.



**Abb. 1:** Beatmungshelm Castar für nichtinvasive Beatmung, Starmed, Italien (A = zylinderförmiger Helm, B = starrer Ring, C = Halskrause, D = Inspiration, E = Expiration, F = Haltebänder, G = Schutz für Achselhöhlen, H = dichter Zugang, I = Verankerungsknopf, J = Notluftventil, K = Manipulationsport, L = aufblasbares Luftkissen, Abdruck modifiziert, mit freundlicher Genehmigung der Firma Starmed aus: <http://www.starmed.it>)

### 3.1.2. Beschreibung der Gesichtsmaske

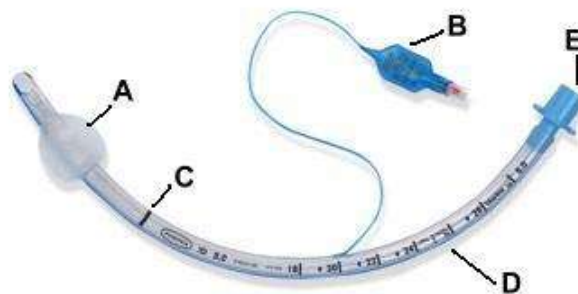
Bei der Gesichtsmaske (King Systems Corporation, Noblesville, IN 46060 USA) der Größe 5 (Medium) handelt es sich um eine latexfreie Maske in einer Tropfenform (Abb. 2, S. 16). Durch diese Formgebung wird ein anatomischer Sitz über Mund und Nase ermöglicht. Weiterhin besitzt die Gesichtsmaske ein aufblasbares Luftpolster aus Silikon (Abb. 2, A, S. 16), das über ein kleines Ventil (Abb. 2, B, S. 16) mit Hilfe einer 20-ml-Spritze mit Luft gefüllt werden kann. Hierdurch ist sie leicht anzupassen und erzeugt schon bei niedrigem Anpressdruck eine gute Abdichtung auf dem Gesicht des Patienten. Die Transparenz (Abb. 2, E, S. 16) ermöglicht eine Beobachtung des Patienten. An der Front bietet die Gesichtsmaske einen genormten Anschluss (Abb. 2, C, S. 16) zum Befestigen eines Beatmungsschlauches, über den die Verbindung mit einem Beatmungsgerät hergestellt wird. An diesem Anschluss befinden sich ebenfalls vier Verankerungsknöpfe (Abb. 2, D, S. 16), an denen ein Gummiband befestigt wird, das um den Hinterkopf gelegt werden kann und so ein Verrutschen der Gesichtsmaske verhindert, wodurch gleichzeitig eine sichere Abdichtung gewährleistet wird. Das Volumen der in dieser Arbeit verwendeten Gesichtsmaske beträgt 125 ml.



**Abb. 2:** Gesichtsmaske Größe 5, King Systems Corporation, Noblesville, USA (A = Luftpolster aufblasbar, B = Ventil, C = genormter Anschluss, D = Verankerungsknöpfe, E = Transparenter Kunststoff, Abdruck modifiziert, mit freundlicher Genehmigung der Firma King Systems Corporation aus: <http://www.kingsystems.com>)

### 3.1.3. Beschreibung des endotrachealen Tubus

Der in dieser Arbeit verwendete endotracheale Tubus (Smiths Medical, London, England, Magill-Tubus, Größe 7,5 mm Innendurchmesser, Abb. 3, S. 16) zur invasiven Beatmungskontrolle ist aus medizinischem PVC. Der Tubus ist distal mit einem über ein Ventil aufblasbaren Cuff versehen (Abb. 3, A, B S. 16), um Trachea und Tubus effizient abzudichten. Mit Hilfe eines Kontrollballons kann der Cuffdruck manuell überprüft werden (Abb. 3, B, S. 16). Distal der Manschette befindet sich das Murphy-Auge, das auch bei einer Verlegung des Tubus noch eine Ventilation gewährleisten soll. Markierungen auf dem Tubus, der Zahlenskala und den Röntgenkontraststreifen erleichtern die akkurate Platzierung der Tubusspitze in der Trachea und die Überprüfung der korrekten Lage im Röntgenbild (Abb. 3, C, D S. 16). Am proximalen Ende befindet sich ein genormter Konnektor zum Anbringen eines Filters oder Beatmungsschlauches (Abb. 3, E, S. 16).



**Abb. 3:** Portex Endotrachealtubus Größe 7,5 mm, Smiths Medical, London, England (A = Manschette, B = Ventil, C = Markierung, D = Skala, E = Anschluss, Abdruck modifiziert, mit freundlicher Genehmigung der Firma Smiths Medical aus: <http://www.smiths-medical.com>)



## 3.2. Verwendete Beatmungsgeräte

### 3.2.1. Beschreibung des Beatmungsgerätes Evita 4

Das Langzeitbeatmungsgerät Evita 4 (Firma Dräger, Lübeck, Deutschland, Abb. 4, S. 17) erfüllt alle für eine moderne Beatmungstherapie erforderlichen Funktionen. Es ist sowohl für die invasive als auch für die nichtinvasive Beatmung (Maskenbeatmung) ausgelegt. Technisch handelt es sich bei diesem Gerät um ein „Demand-Flow-System“, der benötigte Flow wird bei einer Inspiration automatisch zur Verfügung gestellt. Es liefert einen Spitzenfluss von ca. 160 l/min. Auf dem für diese Arbeit verwendeten Evita 4-Gerät war die Software in der Version 04.10 vom 15.02.2002 installiert.



**Abb. 4:** Evita 4, Firma Dräger, Lübeck, Deutschland (mit freundlicher Genehmigung der Firma Dräger aus: <http://www.draeger.com>)

### 3.2.2. Beschreibung des Beatmungsgerätes Centiva/5

Das Beatmungsgerät Centiva/5 (Datex-Ohmeda, Freiburg, Deutschland, Abb. 5, S. 18) ist ein kompaktes Beatmungsgerät zur Langzeitbeatmung für invasive und nichtinvasive Beatmung. Im Gegensatz zum Beatmungsgerät Evita 4 handelt es sich bei diesem Gerät um ein Flow-by-System, ein modifiziertes Flow-Demand-System, bei dem im Patientensystem ein kontinuierlicher einstellbarer Basisflow (von 3 bis 30 l/min) während des gesamten Atemzyklus fließt. Eine weitere Besonderheit ist die automatische Patientenerkennung, die das Gerät vom Betriebs-Modus in den Standby-Modus schaltet, wenn der Beatmungsschlauch diskonnektiert und das System geöffnet wird. Das Beatmungsgerät Centiva/5 liefert einen Spitzenfluss von ca. 120 l/min. Auf dem für diese Arbeit verwendeten Centiva/5-Gerät war die Software in der Version 2.21 vom 01.08.2003 installiert.



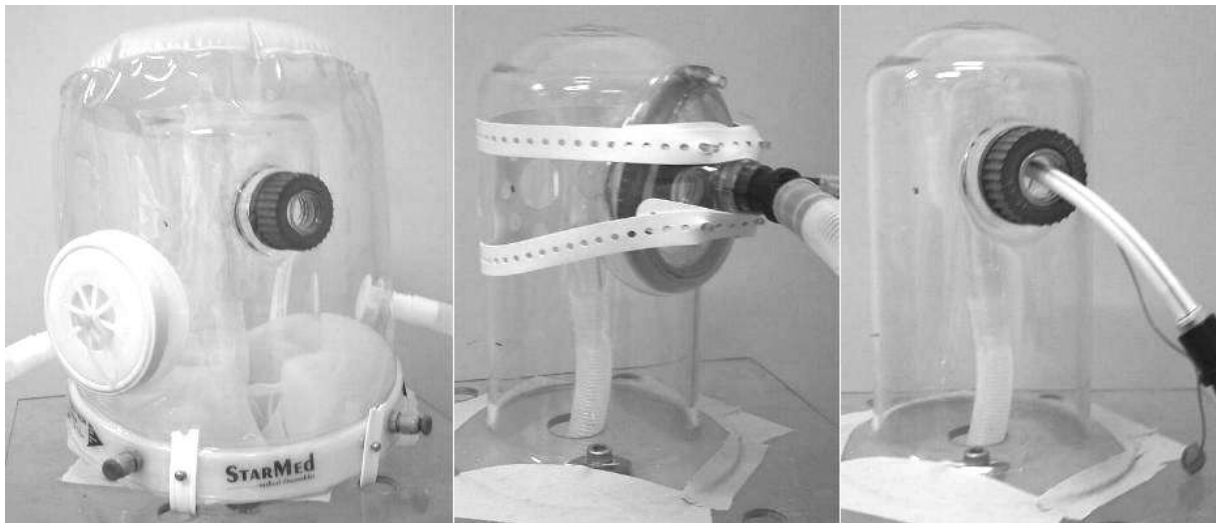
**Abb. 5:** Centiva/5, Firma Datex-Ohmeda, Freiburg, Deutschland (mit freundlicher Genehmigung der Firma Datex-Ohmeda aus: <http://www.datex-ohmeda.com>)

### 3.3. Beschreibung der Versuchsanordnung

In der Simulation von Patienten wird zwischen den Lungenmodellen unterschieden, die sich rein passiv verhalten und denen, die sich sowohl passiv als auch aktiv verhalten. Das in dieser Arbeit verwendete erste Lungenmodell (LS1500, Firma Dräger, Lübeck, Deutschland, Abb. 14, S. 28) zur Messung der Druckkurven und Zeitintervalle ist ein aktives/passives Lungenmodell. Das zweite Lungenmodell (TTL 5600i, Training-Test-Lunge, Michigan Instruments, Inc. Grand Rapids, MI, USA, Abb. 19, S. 35) zur Messung der Desynchronisation verhält sich passiv, wurde aber so modifiziert, dass wir ein aktives Modell erhielten. Weiterhin wurde für die Messungen ein spezieller Glaskopf angefertigt, der den Kopf eines Patienten darstellt. Dieser wurde mit Hilfe einer Glasröhre (Trachea) mit dem Lungenmodell LS1500 bzw. TTL 5600i über einen Beatmungsschlauch verbunden (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland, Länge: 1110 mm, Durchmesser: 22 mm). Für die nichtinvasiven Messungen wurde entweder der Beatmungshelm oder die Gesichtsmaske möglichst dicht am Glaskopf fixiert; dabei wurde das innen liegende Luftkissen des Beatmungshelmes bis auf einen Druck von 40 mmHg aufgeblasen bzw. das Luftkissen der Gesichtsmaske mit 20 bis 25 ml Luft gefüllt. Für die invasiven Messungen wurde der Tubus in die Glasröhre (Trachea) bis zur 22-cm-Markierung gelegt und anschließend mit 10 ml Luft geblockt (Abb. 6, S. 19). Durch den Glaskopf verringert sich das interne Volumen des Beatmungshelmes auf 2,35 l. Bei der Gesichtsmaske reduziert sich das interne Volumen nach dem Aufsetzen auf den Glaskopf auf 100 ml. Bei dem Tubus hingegen

verändert sich das interne Volumen nicht. Das Volumen wurde in einem Wasserbecken über die Bestimmung der verdrängten Wassermenge ermittelt.

Für die Verbindung von Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus mit dem Beatmungsgerät Evita 4 bzw. Centiva/5 wurden Beatmungsschläuche (B&P Beatmungsprodukte GmbH, Neunkirchen, Deutschland) mit einer Länge von 1850 mm und einem Durchmesser von 22 mm verwendet. Dabei wurden die Beatmungsschläuche mit dem inspiratorischen und expiratorischen Anschluss des Beatmungshelms verbunden. Bei der Gesichtsmaske und dem Tubus hingegen erfolgte der Anschluss der Beatmungsschläuche über ein T-Stück.



**Abb. 6:** Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus mit Glaskopf

### 3.3.1. Beschreibung der Messgeräte

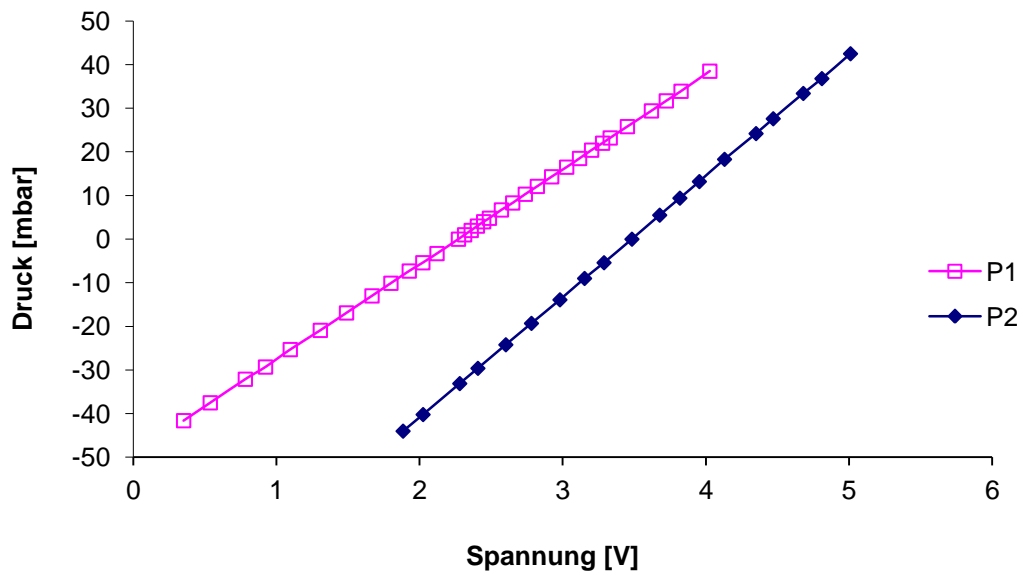
#### - Drucktransducer zur Messung des Druckes

Der Druck wurde mit zwei verschiedenen Drucktransducern (P1 [ $\pm 45$  mbar] und P2 [ $\pm 69$  mbar], beide Firma Sensortech, Puchheim, Deutschland) bestimmt, die den angelegten Druck in ein elektrisches Spannungssignal umwandeln. Die Beziehung zwischen Druck und Spannung wurde mit einem kalibrierten Druckmessgerät (Kal81, Halstrup-Walcher GmbH Kirchzarten, Deutschland) und einem Multimeter (Fluke 85, John Fluke MFG. CO., Inc. Everett Washington) gemessen (Abb. 7, S. 20). Die Umrechnung der gemessenen Spannung  $X$  von Volt in mbar für beide Drucktransducer (P1 und P2) ergab folgende Formeln:

$$P1 \text{ [mbar]} = 21,742 \times [V] - 4,9251$$

$$P2 \text{ [mbar]} = 27,694 \times [V] - 9,6047$$

Die Formeln für beide Drucktransducer wurden im Auswertprogramm Rita (Programm: Version 1.1, T.Schulze, Anästhesie-Technik, Universität Göttingen, Deutschland) hinterlegt und in die Datenakquisition eingebunden.



**Abb. 7:** Kalibration der Drucktransducer P1 und P2

#### - Flowsensoren zur Messung des Gasflusses

Die Messung des Gasflusses erfolgte mit dem Verfahren der Pneumotachographie. Verwendet wurden zwei beheizbare Flowsensoren (Pneumotachographen, F1 und F2, beide Fleisch Nr. 2, Firma Fleisch, Lausanne, Schweiz, Abb. 8, S. 21), die im Inneren eine wabenartige Struktur aus engen, parallel angeordneten Röhren enthalten, um das System zu linearisieren und auch bei einem hohen Gasfluss eine laminare Strömung zu erzeugen (Abb. 9, S. 22). Entlang dieser Röhren kommt es zum Druckabfall, der nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz (Formel 1, S. 21) bei laminarer Strömung linear proportional zum Flow ist. Der gemessene Differenzdruck wird mit Hilfe eines Differenzdrucktransducers (Firma Sensortechnics, Puchheim, Deutschland) in ein elektrisches Signal verwandelt. Da Flowsensoren symmetrisch aufgebaut sind, messen sie bei Verwendung geeigneter Differenzdrucktransducer auch bidirektional.

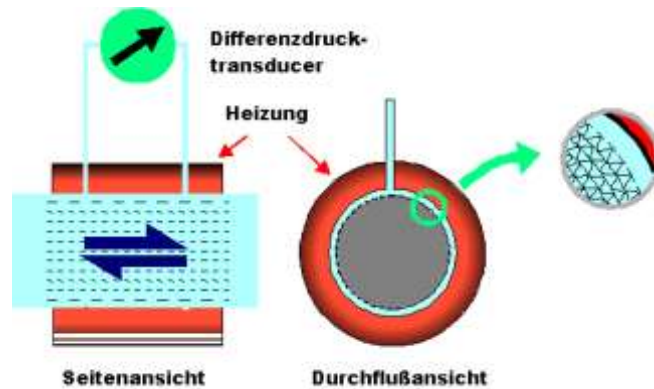
$$\Delta P = \frac{8 \cdot V \cdot \mu \cdot l}{\pi \cdot r^4}$$

**Formel 1:** Gesetz von Hagen-Poiseuille. Berechnung des Gasflusses aus dem Druckabfall über einer Kapillare,  $\Delta P$  = Druckdifferenz über der Kapillare,  $V$  = Gasfluss durch die Kapillare,  $\mu$  = Viskosität des Gasgemisches,  $r$  und  $l$  = Radius und Länge der Kapillare

Wie aus dem Hagen-Poiseuille-Gesetz hervorgeht, wird das Messergebnis nicht nur von der Geometrie der Messanordnung, sondern auch von der Viskosität der Gase beeinflusst. Sie ist temperaturabhängig und kann bei der Verwendung verschiedener Gase variieren. Da die dynamische Viskosität von Wasserdampf geringer ist als die von Luft, tragen Änderungen des Wassergehaltes ebenfalls zur Erhöhung von Messfehlern bei. Aus diesem Grund kann man die Messgenauigkeit verbessern, wenn die Gaszusammensetzung berücksichtigt und während der Messungen konstant gehalten wird. Zur Vermeidung von Kondensation muss das Messsystem bei Langzeitmessung beheizt werden, deshalb wurden die verwendeten Flowsensoren beheizt. Die Messgenauigkeit wird für den Gasfluss im Messbereich von 0 bis 2,5 l/s mit  $\pm 1$  % angegeben.



**Abb. 8:** Flowsensor Fleisch Nr. 2, Firma Fleisch, Lausanne, Schweiz



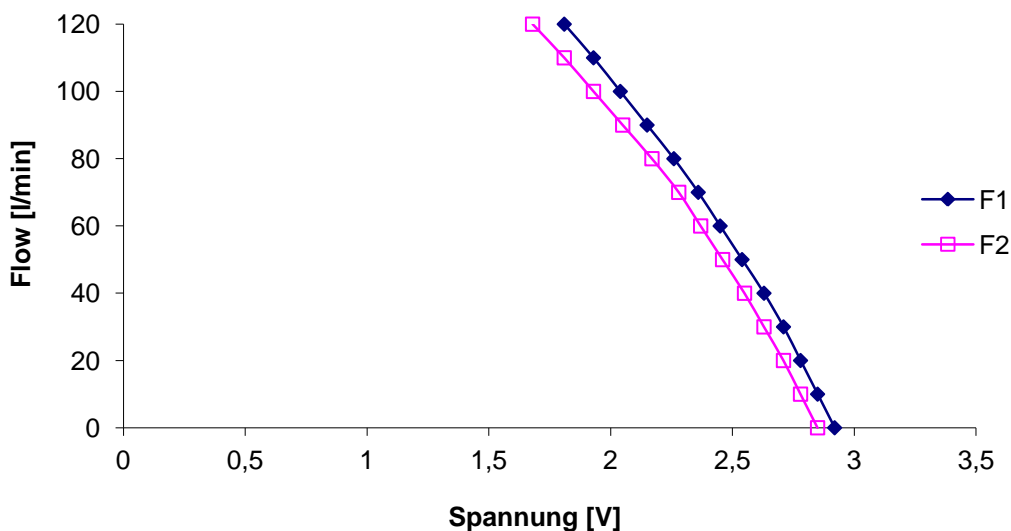
**Abb. 9:** Aufbau des Flowsensors (mit freundlicher Genehmigung aus: Rathgeber 1999, S. 406)

Um die Flowsensoren zu kalibrieren, wurde ein digitaler TSI-Flowmesser (TSI INC, Shoreview MN, USA, Modell 4040 D) benutzt (Abb. 10, S. 22). Dieser beinhaltet zwei Sensoren, einen Platinsensor und einen Thermosensor. Beide befinden sich hintereinander im Gasfluss. Der Platinsensor wird auf eine bestimmte konstante Temperatur erhitzt, die vorbeiströmende Luft wird dadurch erwärmt und die Temperatur wird mit einem Thermosensor gemessen. Aus der Differenz der gemessenen Temperatur am Thermosensor und der konstanten Temperatur am Platinsensor wird nun der Gasfluss ermittelt und auf der digitalen Anzeige mit einer Genauigkeit von  $\pm 2\%$  angezeigt. Um die Messgenauigkeit möglichst hoch zu halten, muss am Gerät selbst über eine Software die Zusammensetzung des verwendeten Gasgemisches hinterlegt werden. Aufgrund der Anordnung der Sensoren kann dieser Flowmesser nur unidirektional genutzt werden. Der Messbereich liegt bei 0 bis 300 l/min.



**Abb. 10:** TSI digital Flowmesser (TSI INC, Shoreview MN, USA, model 4040 , mit freundlicher Genehmigung der Firma TSI INC aus: <http://www.tsi.com>)

Zur Kalibrierung des Flowsensors wurde dieser nun mit dem TSI-Flowmesser in Reihe geschaltet und mit einem Gasgemisch durchströmt, das mit Hilfe des Beatmungsgerätes Centiva/5 im Service-Modus erzeugt wurde (hier besteht die Möglichkeit, mit dem Gerät einen konstanten Gasfluss in einem stufenlosen Bereich von 0 bis 120 l/min mit einer Genauigkeit von  $\pm 5\%$  zu erzeugen und die Konzentration von Sauerstoff mit einer Genauigkeit von  $\pm 4\%$  festzulegen. Dabei wird auch die Resistance des angeschlossenen Systems in einem Toleranzbereich von  $\pm 6\%$  angezeigt). Für die Kalibrierung wurde ein Gasgemisch mit einem Sauerstoffanteil von 30 % gewählt, da dieser Wert auch bei den nachfolgenden Versuchen verwendet werden sollte. Das TSI wurde mit Hilfe der Software ebenfalls auf ein Gasgemisch mit 30 % Sauerstoffanteil eingestellt. Es wurde in einem Flowbereich von 0 bis 120 l/min bei einem Abstand von 10 l/min die Spannung [V] gemessen. Die Beziehung zwischen den Werten der TSI-Messung und der am Flowsensor gemessenen Spannung [V] zeigt Abb. 11 (S. 23).



**Abb. 11:** Kalibrierung der Flowsensoren mit dem TSI-Flowmesser und einem Multimeter (F1 = Flowsensor 1, F2 = Flowsensor 2)

Die Formel für diesen Zusammenhang ergab für Flowsensor 1 (F1):

$$F1 \text{ [l/min]} = -4,378x4 \text{ [V]} + 22,917x3 \text{ [V]} - 44,643x2 \text{ [V]} - 44,359x \text{ [V]} + 257,7$$

sowie für Flowsensor 2 (F2):

$$F2 \text{ [l/min]} = 11,23x4 \text{ [V]} - 117,03x3 \text{ [V]} + 414,18x2 \text{ [V]} - 694,35x \text{ [V]} + 583,05$$

Beide Formeln wurden im Auswertprogramm „Maske“ (Programm: Version 1.2, T.Schulze, Anästhesie-Technik, Universität Göttingen, Deutschland) hinterlegt. Auf diese Weise wurden die durch die Kalibrierung ermittelten Werte der Flowsensoren direkt in die Datenakquisition eingebunden. Anschließend wurde das Programm „Maske 1.2“ zusammen mit den beiden Flowsensoren und mit Hilfe des TSI überprüft, indem bei einem konstanten Flow in einem Bereich von 10 bis 120 l/min in 10 l/min-Schritten die Messwerte über zehn Sekunden aufgezeichnet und deren Mittelwerte mit der Abweichung [%] in Tabelle 1 (S.24) eingetragen wurden.

F1 [l/min]	F2 [l/min]
10,38 ± 3,83 %	10,23 ± 1,51 %
20,97 ± 4,85 %	20,23 ± 3,51 %
30,67 ± 2,22 %	30,12 ± 1,78 %
40,59 ± 1,46 %	39,97 ± 1,51 %
50,38 ± 0,76 %	50,18 ± 0,39 %
61,07 ± 1,79 %	60,54 ± 0,87 %
69,57 ± 0,62 %	69,19 ± 0,53 %
79,33 ± 0,84 %	79,60 ± 0,34 %
89,56 ± 0,49 %	89,25 ± 0,35 %
99,75 ± 0,25 %	98,67 ± 1,08 %
108,92 ± 0,99 %	109,44 ± 0,48 %
119,23 ± 0,64 %	119,72 ± 0,41 %

**Tabelle 1:** Überprüfung der Kalibrierung der Flowsensoren und deren Messgenauigkeit [%] (F1 = Flowsensor 1, F2 = Flowsensor 2)

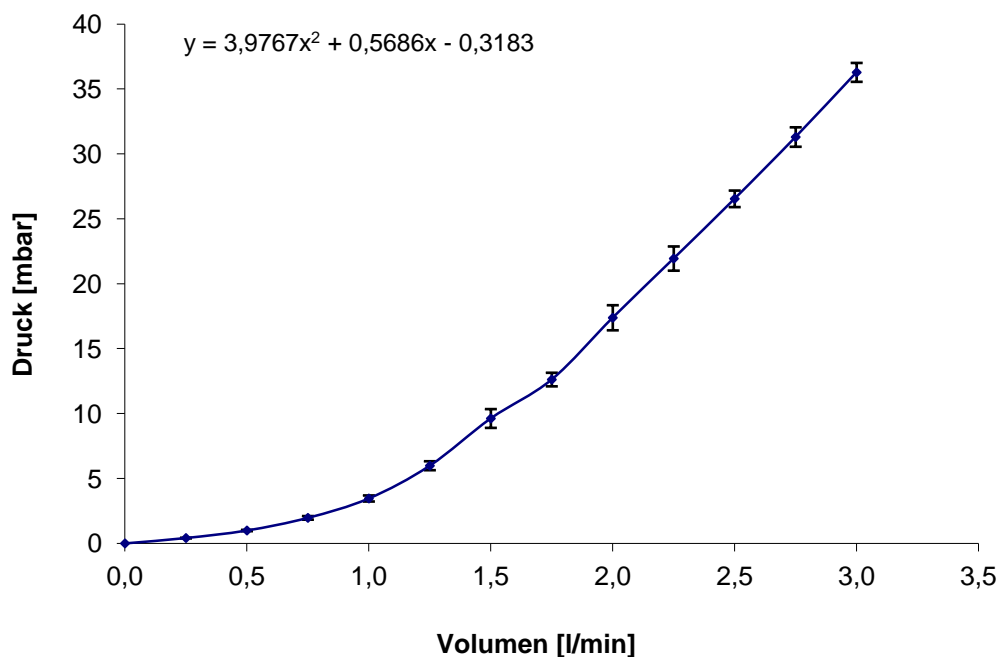
### 3.3.2. Beschreibung der dynamischen Eigenschaften des Beatmungshelms

#### - Bestimmung der Compliance und der Dichtigkeit des Beatmungshelms

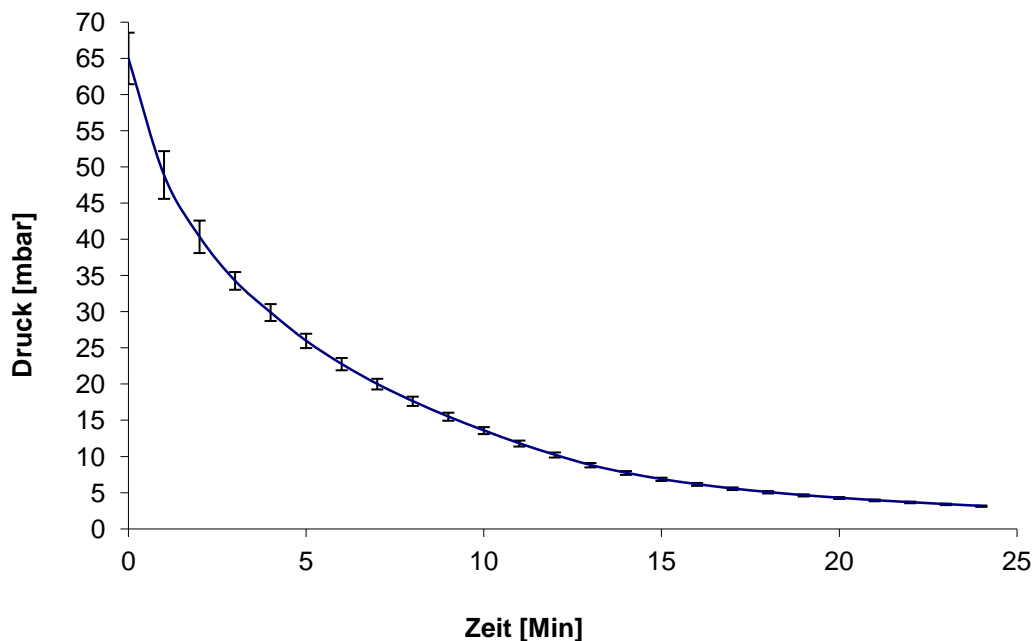
Aufgrund der Elastizität des Beatmungshelms wurde die Compliance ( $C = \Delta V / \Delta P$  [ml/mbar]) bestimmt, die die Volumendehnbarkeit beschreibt. Der Beatmungshelm wurde dabei wie im Versuchsaufbau über den Glaskopf gesetzt und das Luftkissen wurde bis zu einem Druck von 40 mmHg mit Luft gefüllt. Der expiratorische Anschluss wurde anschließend mit einem Stopfen versehen, so dass keine Luft entweichen konnte. Am inspiratorischen Anschluss wurde mit Hilfe einer kalibrierten, mit Silikonfett gedichteten Glasspritze (Fortuna Optima 1000 ml, Poulten & Graf GmbH, Wertheim,



Deutschland) Luft in den Beatmungshelm gegeben. Über die dichte Schleuse wurde mit einem Schlauch und einem daran angeschlossenen Drucktransducer (Sensortechnics, Puchheim, Deutschland) der Druck im Beatmungshelm gemessen. Bei jedem Volumenanstieg um 250 ml wurde der gemessene Druck in einer Tabelle eingetragen. Um die Streubreite von fünf Beatmungshelmen des gleichen Typs (NIV-Castar M, Firma Starmed, Mirandola, Italien) zu zeigen, wird die Standardabweichung vom Mittelwert angegeben, in der sich alle Beatmungshelme befanden. Abb. 12 (S. 25) zeigt die Compliancekurve der Beatmungshelme. Die gemessene Compliance der Beatmungshelme lag zwischen 88 ml/mbar und 510 ml/mbar. Um die Dichtigkeit des Systems zu prüfen, wurde anschließend ein Beatmungshelm bis zu einem Druck von 65 mbar mit Luft gefüllt und an den Anschlüssen luftdicht verschlossen. Den Druckverlust in Abhängigkeit von der Zeit gibt Abb. 13 (S. 26) wieder.



**Abb. 12:** Compliancekurve Beatmungshelm (n = 5)



**Abb. 13:** Druckverlust beim luftdicht verschlossenen Beatmungshelm über die Zeit (n = 5)

### 3.3.3. Messungen der Delay-Zeiten und des Pressure-Time-Products

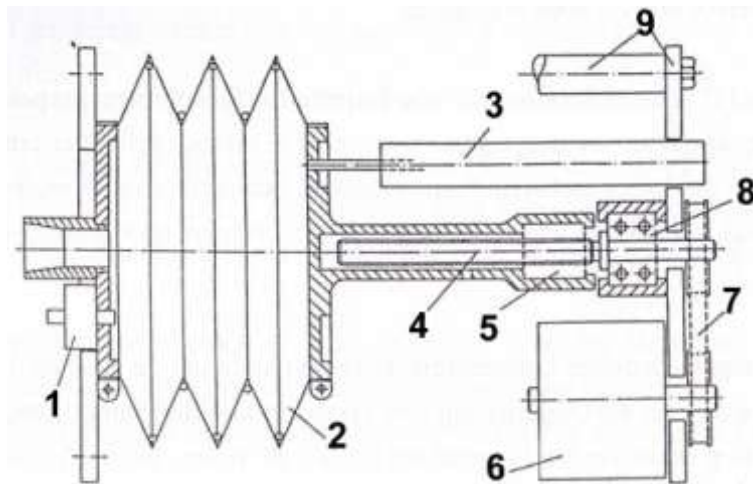
#### 3.3.3.1. Beschreibung des Lungenmodells LS1500

Zur Simulation von spontaner Atmung sowie zur Messung der Druckkurven und Zeitintervalle wurde das passive/aktive Lungenmodell LS1500 verwendet (Abb. 14, S. 28). Hierbei handelt es sich um ein pneumatisches Lungenmodell, das über einen elektrischen Scheibenläufermotor einen Gummifaltenbalg mit geringer Eigenelastizität zur Entfaltung und Kompression bringen kann. Die Falten dieses Balges sind zusätzlich durch eingelegte Drahringe versteift, so dass ein linearer Zusammenhang zwischen Auslenkung des Balges aus seiner Ruhelage und dem Verschiebevolumen besteht. Der Antrieb erfolgt über eine mehrgängige Feingewindespindel, die die Vorteile eines geringen Spiels mit geringer Reibung bietet. Der Motor ist über einen Zahnriemen an die Antriebsspindel gekoppelt und kann aufgrund seiner geringen trägen Masse und elektrischen Ansteuerung sehr schnell auf eine hohe Drehzahl gebracht und entsprechend schnell abgebremst werden. Gemessen werden die Auslenkung des Balges mit einem linearen Wegaufnehmer (und damit gleichzeitig das Volumen) sowie der Druck im Balg mit einem direkt angeschlossenen Druckaufnehmer, der gleichbedeutend dem Atemwegsdruck ist. Zudem wird die Drehzahl des Motors mit einem auf der Motorachse sitzenden Tachogenerator gemessen, der wegen der linearen Beziehung zwischen Auslenkung und Volumen gleichbedeutend mit dem Flow ist (Abb. 15, S. 28). Im

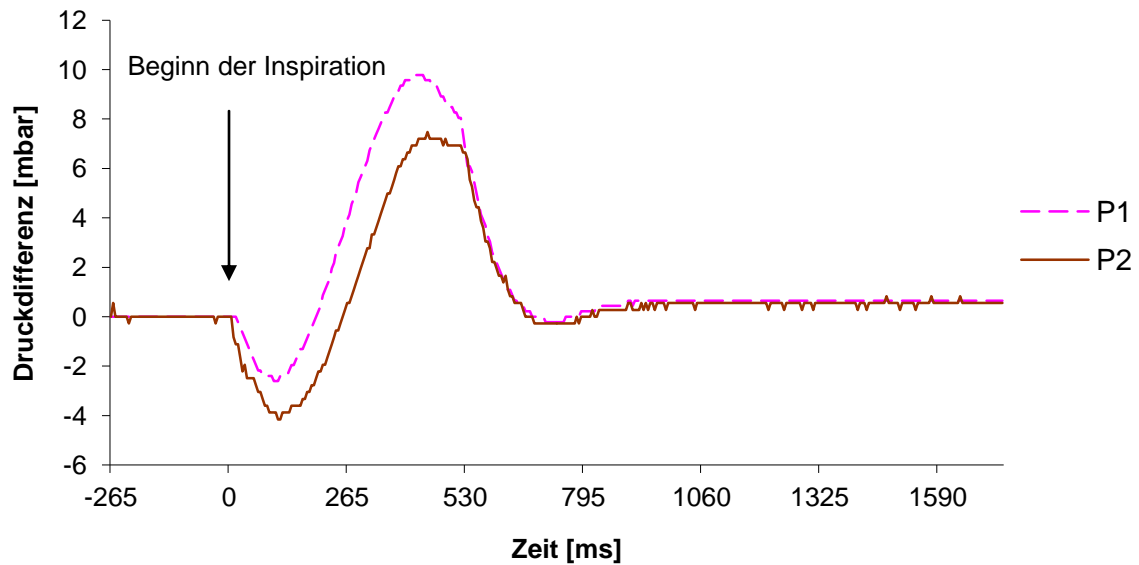
Gegensatz zu einem Lungensimulator mit Federsystem können bei dem aktiven Lungenmodell LS1500 die Compliance [ml/mbar] (Volumendehnbarkeit) und Resistance [mbar/l/s] (Atemwegswiderstand) im physiologisch relevanten Bereich jederzeit stufenlos elektronisch verändert werden. Dementsprechend können beliebige Spontanatemmuster realisiert werden, angefangen von Hustenstößen bis zur Hechelatmung. Über eine digitale RS232-Schnittstelle ist die Lunge mit Hilfe eines Standard-PCs steuerbar und alle Messwerte sind zur weiteren Verarbeitung auslesbar. Das Atemzugvolumen ist einstellbar von 0 bis 2500 ml (Toleranz  $\pm 10\%$ ), die Atemfrequenz von 0 bis 40 Atemzüge/min (Toleranz  $\pm 10\%$ ), die Compliance von 3 bis 100 ml/mbar (Toleranz  $\pm 10\%$ ) und die Resistance von 0 bis 100 mbar/l/s (Toleranz  $\pm 10\%$ ). Speziell für diese Messungen der Druckkurven und Zeitintervalle wurde die Software Rita (Programm: Version 1.1, T. Schulze, Anästhesie-Technik, Universität Göttingen, Deutschland) entwickelt, mit der sowohl die Lunge angesteuert als auch die Messwerte mit einer Rate von 200 Hz aufgezeichnet wurden. Der Vorteil bestand darin, dass mit dieser Software sowohl der Start der Inspiration der Lunge vorgegeben wurde als auch die Messwerte der Lunge und die zusätzlich angebrachten Drucktransducer (P1 und P2, beide Firma Sensortechnics, Puchheim, Deutschland) über ein A/D-Wandlersystem (Serimax, Firma ZSK-Systemtechnik Katlenburg, Deutschland) aufgezeichnet werden konnten. Dadurch ließ sich ein zeitlicher Zusammenhang zwischen den Messwerten und der Ansteuerung der Lunge herstellen. Aufgezeichnet wurde die Spannung [V] der Drucktransducer (P1 und P2) über die Zeit [ms]. Diese wurde mit den Kalibrierungsfaktoren (siehe S. 19) in Druck [mbar] umgerechnet und als Druckdifferenz zum eingestellten Peep dargestellt. Mit Beginn der Messung wurde für 265 ms der statische Zustand gemessen, danach wurde das fest vorprogrammierte Startsignal der Lunge mit einer maximalen Inspiration gegeben. Mit dem Ende der Inspiration nach 1735 ms war auch die Aufzeichnung der Messwerte abgeschlossen, so dass die gesamte Messzeit für diesen Zyklus 2000 ms betrug (Abb. 16, S. 29). Anschließend ging die Lunge in die Expiration über und kehrte in ihre Ausgangslage zurück. Von der Software Rita wurde dieser Zyklus mit einer Latenzzeit von 45 Sekunden fünfmal wiederholt und die Messwerte wurden in ASCII-Dateien gespeichert. Die Eingliederung der Latenzzeit war notwendig, um dem System genügend Zeit zu verschaffen, die statischen Druckverhältnisse wiederherzustellen und die Lunge in die Ausgangslage zu bringen.



**Abb. 14:** Lungenmodell LS1500, Firma Dräger, Lübeck, Deutschland



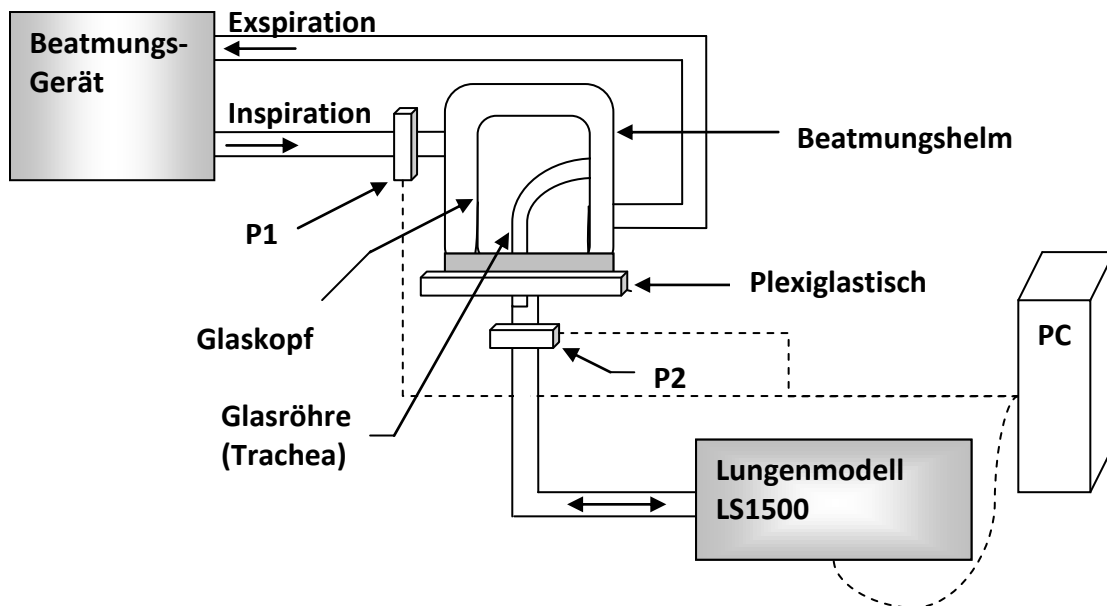
**Abb. 15:** Schematischer Aufbau des Lungenmodells LS1500, Firma Dräger, Lübeck, Deutschland (1 = Druckaufnehmer, 2 = Faltenbalg, 3 = Wegaufnehmer, 4 = Feingewinde-spindel, 5 = Rolle, 6 = Scheibenläufermotor, 7 = Zahnriemen, 8 = Kugellager, 9 = Rahmen, Abdruck modifiziert, mit freundlicher Genehmigung der Firma Dräger aus: Dräger 1997, S. 3)



**Abb. 16:** Graphische Darstellung der Grunddaten aus einer ASCII-Datei. Gezeigt wird die Druckkurve gemessen mit Drucktransducer P1 und P2 bei einem Peep von 8 mbar

### 3.3.3.2. Beschreibung der Versuchsanordnung

Das Lungenmodell wurde über einen Beatmungsschlauch mit der im Glaskopf befindlichen Glasröhre (Trachea) verbunden. Der Glaskopf befand sich auf einer Plexiglasplatte und wurde fixiert, um ein Verrutschen zu verhindern. Am Glaskopf wurde für die nichtinvasiven Messungen entweder der Beatmungshelm oder die Gesichtsmaske fixiert. Für die invasiven Messungen wurde der Tubus in die Glasröhre (Trachea) bis zur 22-cm-Markierung gelegt und anschließend geblockt. Der Druck (P1 und P2) wurde im System an zwei unterschiedlichen Messpunkten aufgezeichnet. Drucktransducer 1 zur Messung von P1 befand sich am inspiratorischen Anschluss des Beatmungshelmes bzw. am Anschluss der Gesichtsmaske oder dem endotrachealen Tubus. Drucktransducer 2 zur Messung von P2 befand sich am distalen Ende der Glasröhre (Trachea) zwischen Glaskopf und Lunge. Dementsprechend wurde während einer Inspiration der Druckverlauf vor (P1) und hinter dem Interface (P2) aufgezeichnet (Abb. 17, S. 30).



**Abb. 17:** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Messung der Druckkurven und Zeitintervalle (P1 = Drucktransducer 1, P2 = Drucktransducer 2, Beatmungsgerät = Evita 4 oder Centiva/5)

Zuerst wurde mit Hilfe des Beatmungsgerätes Centiva/5 im Service-Modus mit einem konstanten Flow von 1 l/min eine Resistance von 5,1 mbar/l/s beim Glaskopf und bei der Glasröhre mit angeschlossenen Drucktransducer und Beatmungsschlauch ermittelt. Um die Resistance des gesamten Systems nicht unnötig zu erhöhen, wurde diese am Lungenmodell LS1500 auf null eingestellt. Um die Leistung des Lungenmodells zu beschreiben und eine Referenz für Einstellungen zu erhalten, wurde der Druckabfall 100 ms nach Beginn der Inspiration (P 0,1) gemessen. Bei Patienten gibt diese Messung Auskunft über die Leistungsfähigkeit der Atemmuskulatur und wird daher zur Diagnostik und Bestimmung des Schweregrades einiger Lungenerkrankungen herangezogen. Am Lungenmodell wurde beim luftdicht verschlossenen System ein P 0,1 von 21 mbar gemessen. Hierbei war die Compliance auf 25 mbar/ml eingestellt. Anschließend wurde am offenen System ein inspiratorisch erzeugter Spitzenfluss von 63,13 l/min gemessen. Somit war gewährleistet, dass das Lungenmodell ein deutliches Triggersignal erzeugt und die Beatmungsgeräte unter optimalen Bedingungen getestet werden konnten.

### **3.3.3.3. Vorversuche**

Zunächst wurden einige Vorversuche durchgeführt, um die Abhängigkeit der Messergebnisse von verschiedenen Einflüssen abschätzen zu können. Bei den Versuchen wurde der Beatmungshelm über den Glaskopf gesetzt und das Beatmungsgerät Evita 4 angeschlossen.

#### **- Einfluss der Beatmungsparameter**

Es wurde orientierend abgeschätzt, inwieweit die verschiedenen einstellbaren Beatmungsparameter Peep [mbar], Druckunterstützung [mbar] und Flowtrigger [l/min] Einfluss auf die Druckkurven und Zeiten hatten. Dabei war am Beatmungsgerät Evita 4 der Anteil des Sauerstoffs auf 30 % gesetzt, die Rampe stand auf null Sekunden, Apnoe-Ventilation und Tubuskompensation waren ausgeschaltet. Nach der Auswertung der Daten wurden die Beatmungsparameter für die Hauptversuche definiert.

#### **- Einfluss der Compliance der Lunge**

Um den Einfluss der Lungencompliance auf die Messergebnisse beurteilen zu können, wurde diese zwischen 0 mbar/l, 25 mbar/l und 45 mbar/l variiert und die Druckkurven und Zeiten aufgezeichnet. Dabei war am Beatmungsgerät Evita 4 der Anteil des Sauerstoffs auf 30 % gesetzt, die Rampe stand auf null Sekunden, Apnoe-Ventilation und Tubuskompensation waren ausgeschaltet. Die Druckunterstützung wurde auf 0 mbar gesetzt, war also de facto ausgeschaltet. Der Peep wurde zwischen 4 mbar und 16 mbar in 2-mbar-Schritten variiert.

### **3.3.3.4. Hauptversuche**

Nachdem die Vorversuche abgeschlossen und die sinnvollen Grenzwerte der Beatmungsparameter ermittelt waren, wurde der Einfluss von Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus auf die Beatmungsgeräte Evita 4 und Centiva/5 getestet. Dabei wurde beim Beatmungsgerät Evita 4 im ASB-Modus gemessen, der Sauerstoffanteil lag bei 30 %, die Rampe wurde auf null Sekunden gesetzt, die Apnoe-Ventilation und die

Tubuskompensation waren ausgeschaltet. Peep, Druckunterstützung und Flowtrigger wurden variiert. Beim Beatmungsgerät Centiva/5 wurde ebenfalls im ASB-Modus gemessen. Es wurden die gleichen Einstellungen wie beim Beatmungsgerät Evita 4 vorgenommen, um beide Geräte miteinander vergleichen zu können.

#### - **Einfluss des Peep**

Um den Verlauf der Druckkurven und Zeiten in Abhängigkeit vom Peep zu ermitteln, wurde dieser in 2-mbar-Schritten von 4 auf 16 mbar gesteigert. Der Flowtrigger wurde auf 5 l/min gesetzt, die Druckunterstützung (PS) war ausgeschaltet.

#### - **Einfluss der Druckunterstützung (PS) bei Peep 8 mbar**

Die Druckunterstützung wurde jeweils bei einem Peep von 8 mbar zwischen 5 mbar, 10 mbar, 15 mbar und 20 mbar variiert, der Flowtrigger wurde auf 5 l/min gesetzt.

#### - **Einfluss der Triggersensitivität bei Peep 8 mbar**

Die Triggersensitivität wurde bei einem Peep von 8 mbar und einer Druckunterstützung (PS) von 5 mbar und 15 mbar zwischen 0,5 l/min, 5 l/min und 15 l/min verändert.

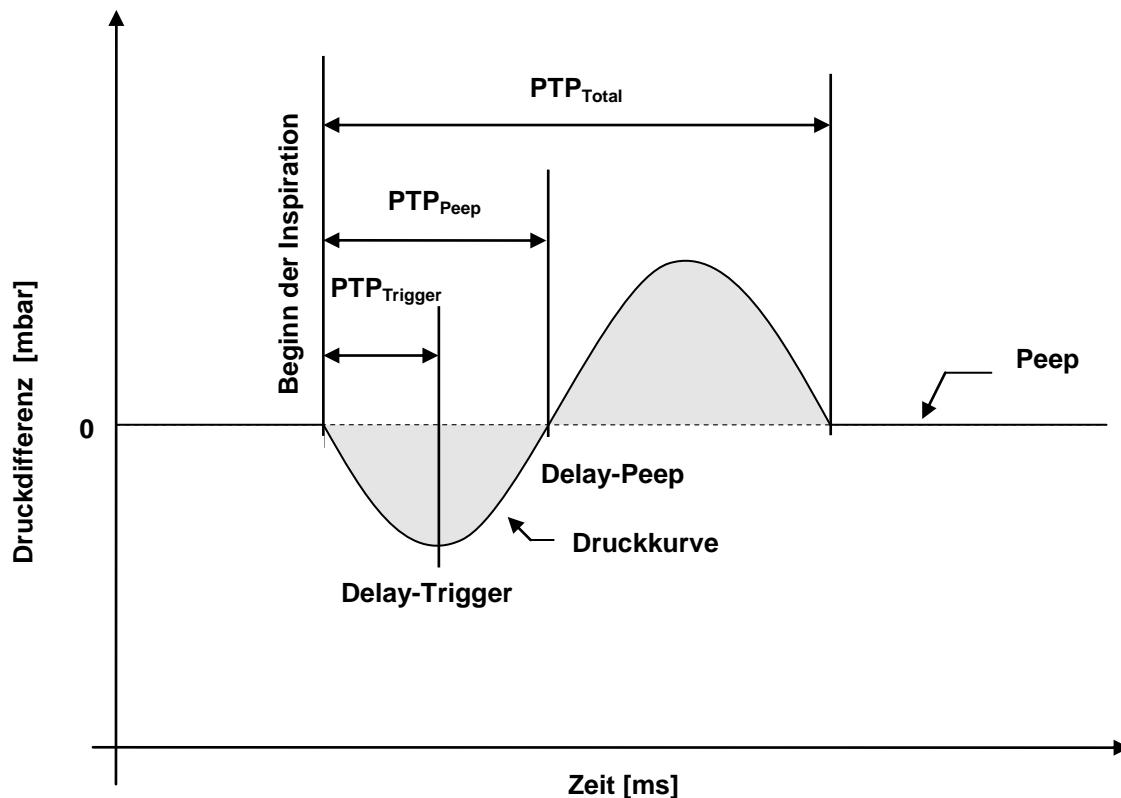
#### - **Einfluss des Flow-by-Systems bei Peep 8 mbar (nur Centiva/5)**

Der Flow-by wurde bei einem Peep von 8 mbar zwischen 3 l/min, 10 l/min, 20 l/min und 30 l/min variiert. Der Flowtrigger war auf 5 l/min eingestellt und die Druckunterstützung (PS) ausgeschaltet. Diese Versuchsreihe wurde nur mit dem Beatmungsgerät Centiva/5 durchgeführt, da das Beatmungsgerät Evita 4 nicht mit einem Flow-by-System ausgestattet ist.



### 3.3.3.5. Auswertung der Messwerte und Statistik

Gemessen wurden die Druckverläufe jeweils im inspiratorischen Schenkel (P1 [mbar]) und zwischen Glaskopf und Lunge (P2 [mbar]). Die Druckkurven wurden zusammen mit der Zeit [ms] während der Messung graphisch dargestellt und in einer ASCII-Datei gespeichert. Um die Leistung der Beatmungsgeräte beurteilen und den Beatmungshelm mit der Gesichtsmaske und dem Tubus vergleichen zu können, wurden verschiedene Zeitintervalle und Flächen der dabei entstandenen Kurven ermittelt. Vorher wurde der gemessene Druck bei dem eingestellten Peep rechnerisch auf Null gesetzt, um bei einem Abfall des Druckes negative und beim Anstieg positive Werte zu erhalten.



**Abb. 18:** Schematische Darstellung der Druckkurve und der daraus ermittelten Zeitintervalle (Delay-Peep und Delay-Trigger) und Flächen (PTP = Pressure-Time-Product für Trigger, Peep und über die gesamte Fläche Total)

Das Zeitintervall von Beginn der Inspiration bis kein weiterer Abfall der Druckkurve erfolgt (Tiefpunkt) wird Delay-Trigger [ms] genannt, das Intervall zum Erreichen des eingestellten Peep als Delay-Peep [ms] bezeichnet. Bis zu diesen Zeitpunkten wird die Fläche als Pressure-Time-Product (PTP) über der Druckkurve errechnet (PTP-Trigger [mbar\*ms] und PTP-Peep

[mbar\*ms]) und ergibt somit negative Werte. Für die Messungen mit Druckunterstützung wird die gesamte Fläche einschließlich der nicht unterstützten Phase (Delay-Trigger) als PTP-Total [mbar\*ms] errechnet und kann daher bei ausreichender Druckunterstützung positive Werte annehmen.

Die Daten wurden aus der Druckkurvenmessung mit Matlab und einer dazugehörigen Kurvendiskussion ermittelt. Anschließend wurden die Werte in Microsoft Excel importiert und standen zur weiterführenden Auswertung und graphischen Darstellung zur Verfügung. Um die Streubreite der fünf Einzelmessungen zu zeigen, wird die Standardabweichung vom Mittelwert angegeben. Zeitintervalle und Druck-Zeit-Produkte wurden mit einer ANOVA (mit Messwertwiederholung) getestet, dabei wurden die Interfaces und Beatmungsgeräte in Abhängigkeit der Beatmungsparameter miteinander verglichen. Zur weiteren differenzierten Statistik wurde der Scheffe-Test als Post-hoc-Analyse durchgeführt. Ein  $p < 0,05$  wurde als signifikant betrachtet.

### **3.3.4. Messungen der Desynchronisation**

#### **3.3.4.1. Beschreibung des Lungenmodells TTL 5600i**

Abb. 19 (S. 35) zeigt den passiven Lungensimulator TTL 5600i (Training-Test-Lunge Modell 5600i, Michigan Instruments, Inc. Grand Rapids, MI, USA), an dem die Messungen zur Desynchronisation durchgeführt wurden. Dieses Lungenmodell gibt charakteristisch die dynamische Compliance [ml/mbar] zusammen mit der Resistance [mbar/l/s] der oberen und unteren Atemwege für sowohl gesunde Patienten als auch Lungenerkrankte wieder. Es besteht aus zwei identischen Faltenbälgen, die ein bikompartimentelles System simulieren. Beide Kompartimente sind in paralleler Weise angeordnet und werden mittels Hebelmechanik und Zugfedern als elastisches Element in eine Ruheposition gebracht. Durch Umpositionierung dieser Feder wird gleichzeitig die Compliance zwischen 10 und 100 ml/mbar für jedes Kompartiment einzeln eingestellt. Der Atemwegswiderstand (Resistance) wird durch Lochblenden (verfügbar für eine Resistance von 2 mbar/l/s, 20 mbar/l/s oder 50 mbar/l/s) nachgebildet, die in das Schlauchsystem gesetzt werden und beliebig in Reihe geschaltet variiert werden können. Volumina und Atemwegsdrücke sind für beide Lungenhälften getrennt ablesbar und können über eine RS232-Schnittstelle einem externen Rechner zugeführt werden. Sensoren und Federn wurden vom Hersteller kalibriert.



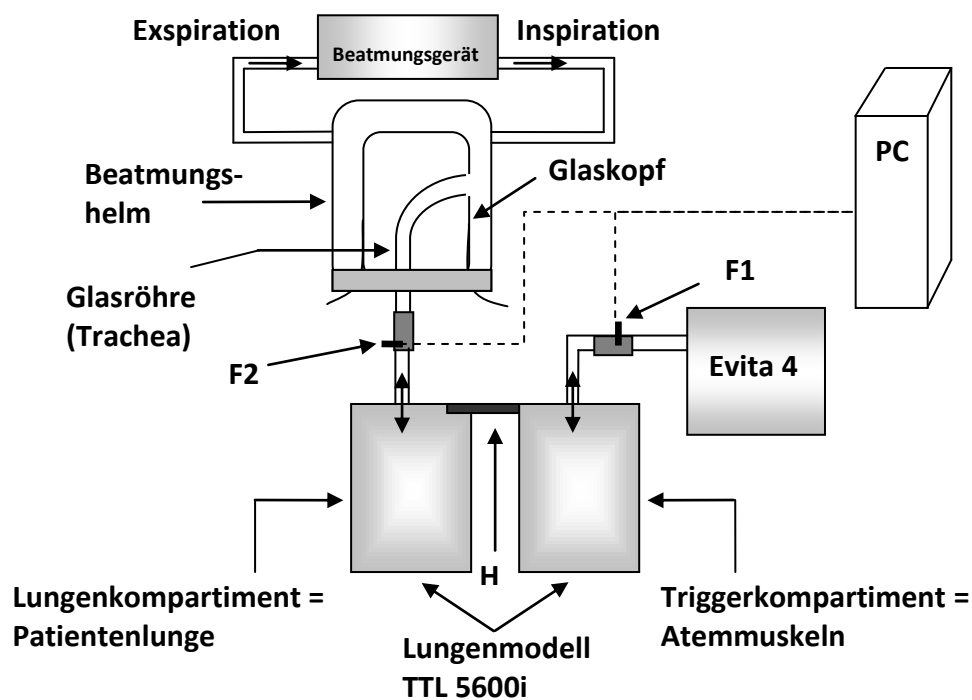
**Abb. 19:** TTL Modell 5600i, Michigan Instruments, Inc. Grand Rapids, MI, USA (mit freundlicher Genehmigung der Firma Michigan Instruments aus: <http://www.michiganinstruments.com>)

Für die Versuche wurde dieses Lungenmodell modifiziert, um spontane Atmung simulieren zu können und ein aktives Lungenmodell zu erhalten. Dazu wurde die Schlauchverbindung zwischen beiden Kompartimenten unterbrochen. Das rechte Kompartiment, im Folgenden Triggerkompartiment genannt, sollte die Atemmuskeln simulieren und wurde an das Beatmungsgerät Evita 4 angeschlossen. Das linke Kompartiment, im Folgenden Lungenkompartiment genannt, sollte die Patientenlunge simulieren. Über einen an dem Triggerkompartiment befestigten kleinen Hebearm konnte das Triggerkompartiment das Lungenkompartiment anheben und eine Inspiration auslösen.

### 3.3.4.2. Beschreibung der Versuchsanordnung

Das Triggerkompartiment war über einen Beatmungsschlauch mit dem Beatmungsgerät Evita 4 verbunden, welches im volumenkontrollierten Modus (IPPV) eingestellt war. Dabei wurde die Inspirationszeit auf eine Sekunde und das Tidalvolumen auf 300 ml gesetzt. Der inspiratorische Flow lag bei 20 l/min und die Rampe wurde auf null Sekunden gesetzt. Die Tubuskompensation und der Autoflow waren ausgeschaltet. Um das Triggerkompartiment möglichst schnell wieder in Ruheposition zu bringen, wurde hier die Compliance mit Hilfe der Zugfeder auf 20 ml/mbar gesetzt. Mit diesen Einstellungen konnte man mit dem Triggerkompartiment ein ausreichendes Triggersignal für das Lungenkompartiment erzeugen. Um dieses Signal auch aufzeichnen zu können, wurde zwischen Evita 4 und

Triggerkompartiment ein Flowsensor (F1) eingebracht. Das Lungenkompartiment wurde über einen Beatmungsschlauch mit der Glasröhre (Trachea) des Glaskopfes verbunden. Am Glaskopf wurde für die nichtinvasiven Messungen entweder der Beatmungshelm oder die Gesichtsmaske fixiert, für die invasiven Messungen wurde der Tubus in die Glasröhre (Trachea) bis zur 22cm-Markierung gelegt und anschließend geblockt. Um den Gasfluss zwischen Lungenkompartiment und Glaskopf registrieren zu können, wurde hier ein weiterer Flowsensor (F2) eingebracht (Abb. 20, S. 36). Beide Flowsensoren waren jeweils mit einem Differenzdrucktransducer (Firma Sensortechnics, Puchheim, Deutschland) verbunden und gaben ihre Signale über ein A/D-Wandlersystem (Serimax, Firma ZSK-Systemtechnik Katlenburg, Deutschland) an einen Standard-PC weiter. Mit Hilfe des Auswertprogrammes „Maske 1.1“ konnten die Flowkurven mit einer Rate von 200 Hz während der Messung aufgezeichnet werden und standen somit zur späteren Auswertung mit Microsoft Excel zur Verfügung. Um einen Drift der Flowsignale zu minimieren, wurde eine Offsetbestimmung bei einem Gasfluss von 0 l/min vor jeder Messung durchgeführt.



**Abb. 20:** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Messung der Desynchronisation (F1 = Flowsensor 1, F2 = Flowsensor 2, H = Hebearm)

Wie bei dem Versuchsaufbau mit dem Lungenmodell LS1500 wurde auch hier zuerst mit Hilfe des Beatmungsgerätes Centiva/5 im Service-Modus bei einem konstanten Flow von 1 l/min eine Resistance von 5,9 mbar/l/s von Glaskopf und Glasröhre mit angeschlossenem Flowsensor (F2) und Beatmungsschlauch ermittelt. Die Resistance wurde für die nachfolgenden Versuche auf diesem Wert gehalten und nicht verändert.

#### **3.3.4.3. Vorversuche**

Zunächst wurden auch hier einige Vorversuche durchgeführt, um die Abhängigkeit der Messergebnisse von verschiedenen Einflüssen abschätzen zu können. Bei den Versuchen wurde der Beatmungshelm über den Glaskopf gesetzt und das Beatmungsgerät Evita 4 im ASB-Modus angeschlossen. Es wurde abgeschätzt, inwieweit die verschiedenen einstellbaren Beatmungsparameter Peep [mbar], Druckunterstützung [mbar] und Flowtrigger [l/min] Einfluss auf die Druckkurven und Zeiten haben. Dabei war am Beatmungsgerät Evita 4 der Anteil des Sauerstoffs auf 30 % gesetzt, die Rampe stand auf null Sekunden, Apnoe-Ventilation und Tubuskompensation waren ausgeschaltet. Anschließend wurden die Beatmungsparameter für die Hauptversuche definiert.

#### **3.3.4.4. Hauptversuche**

Nun wurde der Einfluss von Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus auf die Beatmungsgeräte Evita 4 und Centiva/5 getestet. Dabei war bei beiden Beatmungsgeräten der Modus Druckunterstützung für spontane Atmung (ASB oder PSV) eingestellt, der Sauerstoffanteil lag bei 30 %, die Rampe stand auf null Sekunden, Apnoe-Ventilation sowie Tubuskompensation waren ausgestellt. Der Peep wurde auf 8 mbar gesetzt. Die Druckunterstützung und der Flowtrigger wurden variiert. Über die am Triggerkompartiment angeschlossene Evita 4 wurde die Atemfrequenz vorgegeben. Es wurde die Druckunterstützung des am Lungenkompartiment angeschlossenen Beatmungsgerätes in 1-mbar-Schritten so lange auf max. 30 mbar erhöht, bis es zu einer sichtbaren Desynchronisation zwischen beiden Kompartimenten kam. Jede Erhöhung der Druckunterstützung wurde über eine Zeit von 60 Sekunden mit den Flowsensoren aufgezeichnet.

### - **Einfluss der Atemfrequenz**

Um den Einfluss der Atemfrequenz zu ermitteln, wurde diese zwischen 10/min, 20/min, 30/min und 40/min an dem am Triggerkompartiment angeschlossenen Beatmungsgerät Evita 4 verändert.

### - **Einfluss der Lungencompliance**

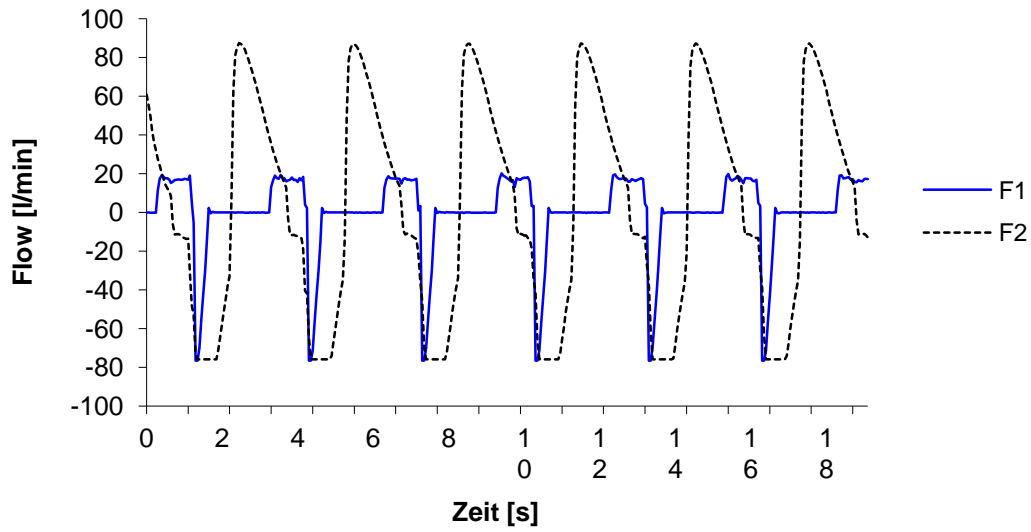
Die Compliance des Lungenkompartimentes wurden zwischen 30 ml/mbar, 60 ml/mbar und 90 ml/mbar am Lungenkompartiment variiert.

### - **Einfluss der Triggersensitivität**

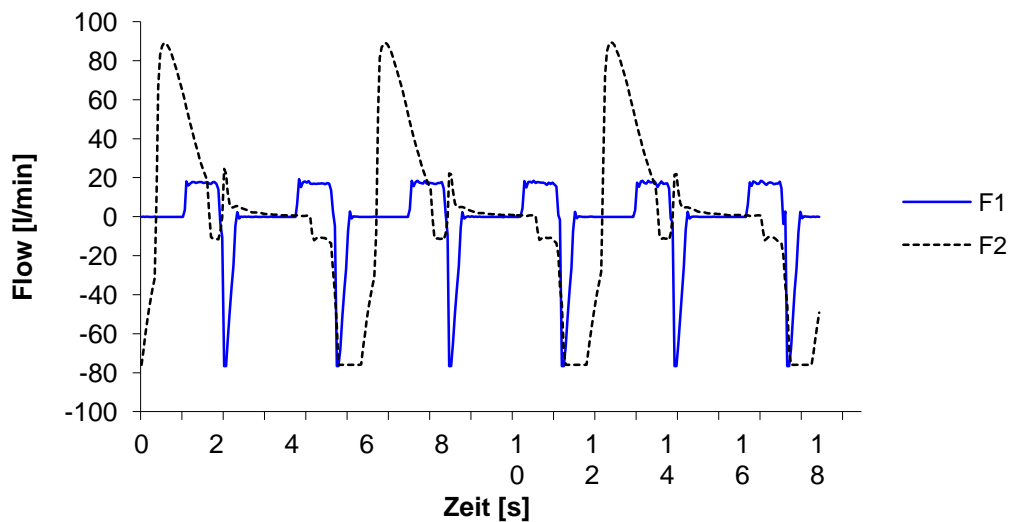
Jede der oben beschriebenen Veränderungen der Lungencompliance und der Atemfrequenz wurde bei einer Triggersensitivität von 0,5 und 15 l/min des am Lungenkompartiment angeschlossenen Beatmungsgerätes (Evita 4 oder Centiva/5) gemessen.

#### **3.3.4.5. Auswertung der Messwerte und Statistik**

Nachdem die Flowkurven mit einer Messzeit von einer Minute aufgezeichnet und gespeichert wurden, konnten diese in Microsoft Excel importiert und ausgewertet werden. Die maximale Druckunterstützung, bei der es noch nicht zur Desynchronisation gekommen war, wurde visuell ermittelt, in eine Tabelle eingetragen und in einer Graphik dargestellt (Abb. 21, S. 39 und Abb. 22, S. 39).



**Abb. 21:** Flowkurven bei Compliance 60 ml/mbar, Frequenz 20/min, Druckunterstützung 26 mbar, Triggersensitivität 15 l/min, es herrscht gerade noch eine Synchronisation zwischen Triggerkompartiment (F1) und Lungenkompartiment (F2)



**Abb. 22:** Flowkurven bei Compliance 60 ml/mbar, Frequenz 20/min, Druckunterstützung 27 mbar, Triggersensitivität 15 l/min, es herrscht eine Desynchronisation zwischen Triggerkompartiment (F1) und Lungenkompartiment (F2), nur jeder zweite Atemzug wird vom Beatmungsgerät registriert

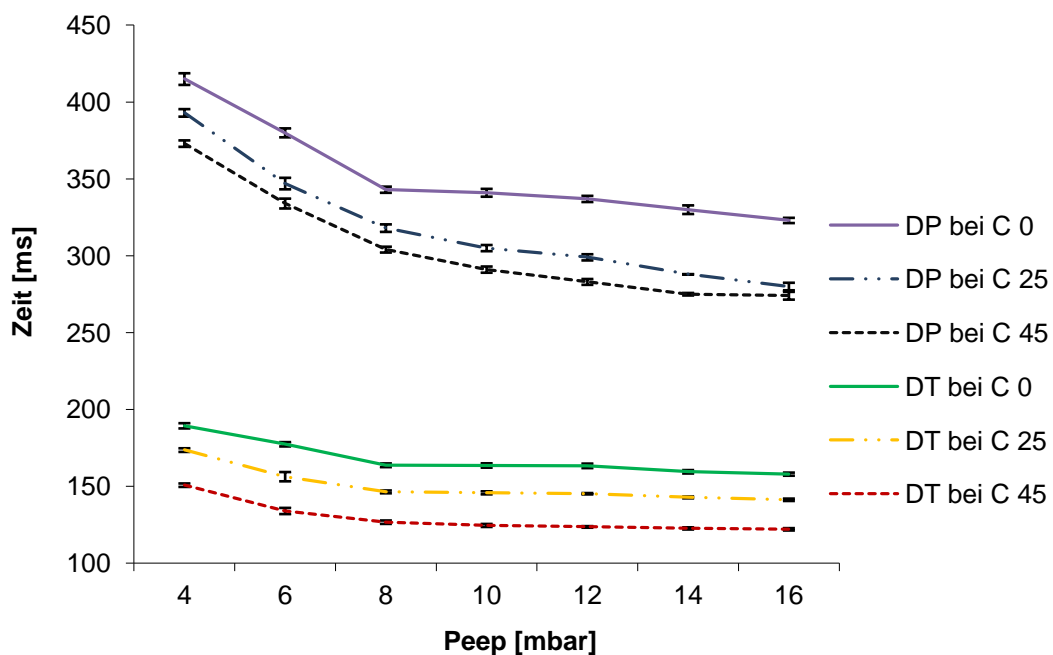
## 4. Ergebnisse

### 4.1. Ergebnisse mit dem Lungenmodell LS1500

#### 4.1.1. Vorversuch

##### - Abhängigkeit der Zeitintervalle von der Lungencompliance

Bei einer Druckunterstützung von 0 mbar und einem Flowtrigger von 5 l/min zeigte sich für Delay-Peep und Delay-Trigger eine Verringerung der Zeitintervalle beim Anstieg der Compliance des Lungenmodells. Dies wurde sowohl vor dem Beatmungshelm an Drucktransducer P1 als auch hinter dem Beatmungshelm an Drucktransducer P2 gemessen (Abb. 23, S. 40). Dabei ergab sich bei der Erhöhung der Compliance von 0 auf 45 ml/mbar eine signifikante Reduzierung ( $p < 0,001$ ) der Zeitintervalle um maximal 30 %.



**Abb. 23:** Abhängigkeit des Delay-Triggers (DT) und Delay-Peep (DP) von der Lungencompliance (C), Drucktransducer P1, Beatmungshelm, Evita 4 ( $n = 5$ ,  $p < 0,001$ , C = Compliance 0-,25-,45 ml/mbar)



## 4.1.2. Hauptversuche

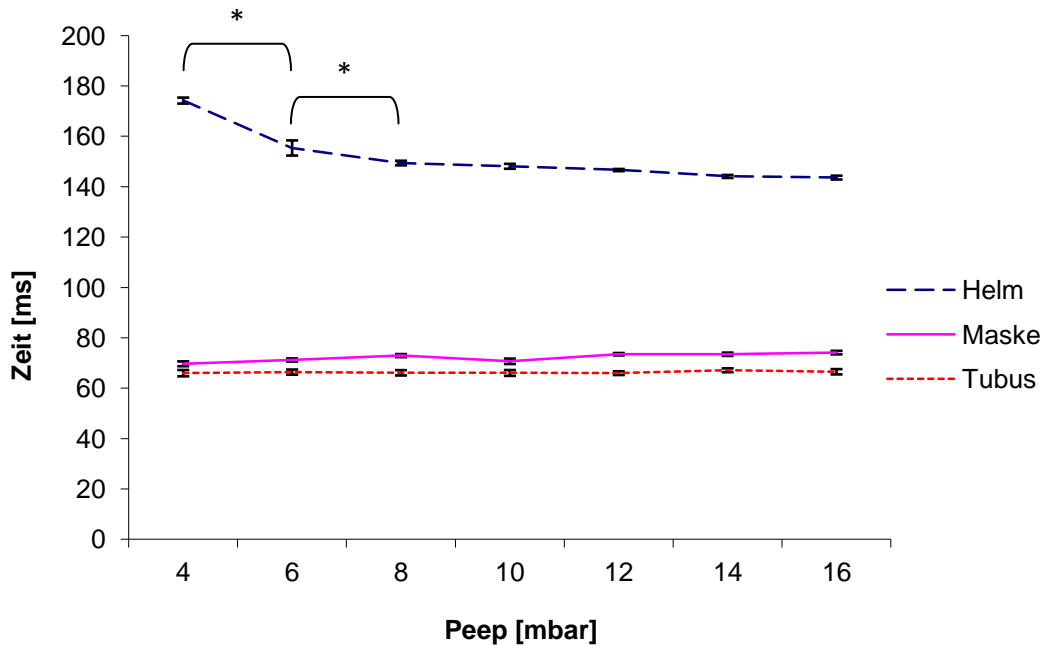
### 4.1.2.1. Ergebnisse der Messungen mit Peep

#### - Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P1

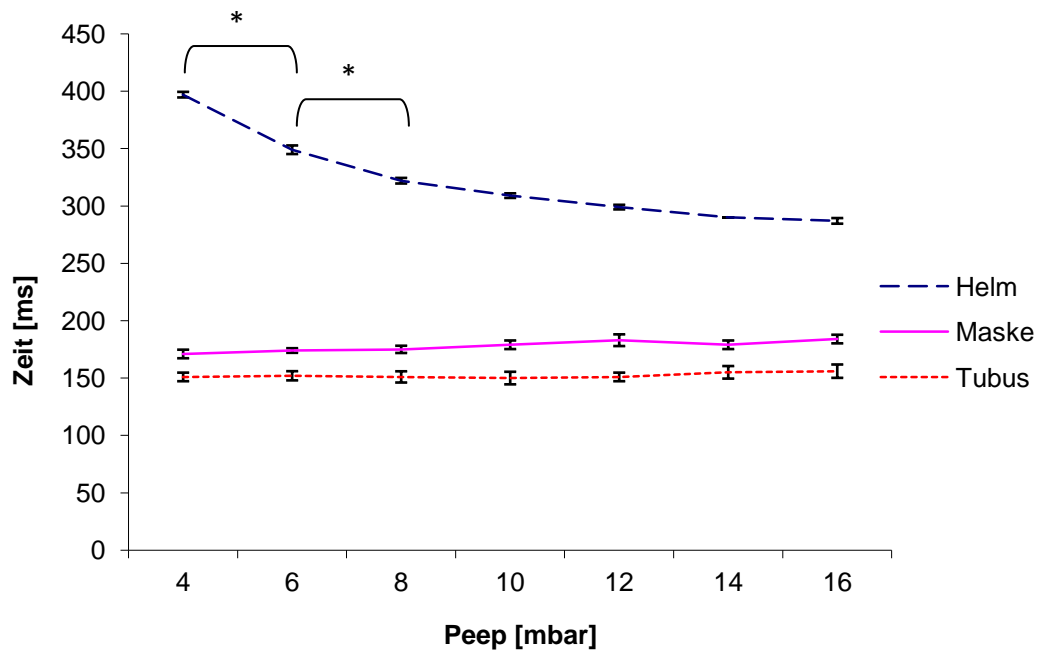
Für die nichtinvasive Beatmung war bei dem Beatmungshelm der Delay-Trigger gemessen an P1 (zwischen Beatmungsgerät und Interface) um bis zu 62 % signifikant länger ( $p < 0,001$ ) als bei der Gesichtsmaske oder bei der invasiven Beatmung mit dem endotrachealen Tubus. Ebenso war das Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep) bei dem Beatmungshelm um bis zu 61 % größer ( $p < 0,001$ ) als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Weiterhin wurden beim Beatmungshelm sowohl der Delay-Trigger als auch der Delay-Peep bei Erhöhung des Peep reduziert, während ein solcher Effekt bei der Gesichtsmaske und beim Tubus nicht beobachtet wurde. Dieser Effekt war beim Beatmungshelm mit einem Peep von kleiner 8 mbar (bis zu 19 %) am deutlichsten ausgeprägt. Hier bestand für Delay-Trigger und -Peep ein signifikanter Unterschied zwischen Peep 4 bis 8 mbar ( $p < 0,001$ ). Darüber wurden beide Zeitintervalle nur minimal reduziert (bis zu 10 %) (Abb. 24, S. 42 und Abb. 25, S. 42).

Im Gegensatz zu dem Zeitintervall beim Delay-Trigger war der PTP-Trigger beim Beatmungshelm kleiner als bei der Gesichtsmaske oder dem Tubus. Ein signifikanter Unterschied bestand zwischen dem Beatmungshelm und der Gesichtsmaske ( $p < 0,001$ ), aber nicht zwischen dem Beatmungshelm und dem endotrachealen Tubus ( $p = 0,259$ ). Die Gesichtsmaske zeigte im Vergleich zum Tubus ebenfalls einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) (Abb. 26, S. 43). Weiterhin hatte der Peep beim PTP-Trigger im Gegensatz zum Delay-Trigger weder einen Einfluss auf den Beatmungshelm ( $p = 0,803$ ), auf die Gesichtsmaske ( $p = 1$ ) noch auf den Tubus ( $p = 1$ ).

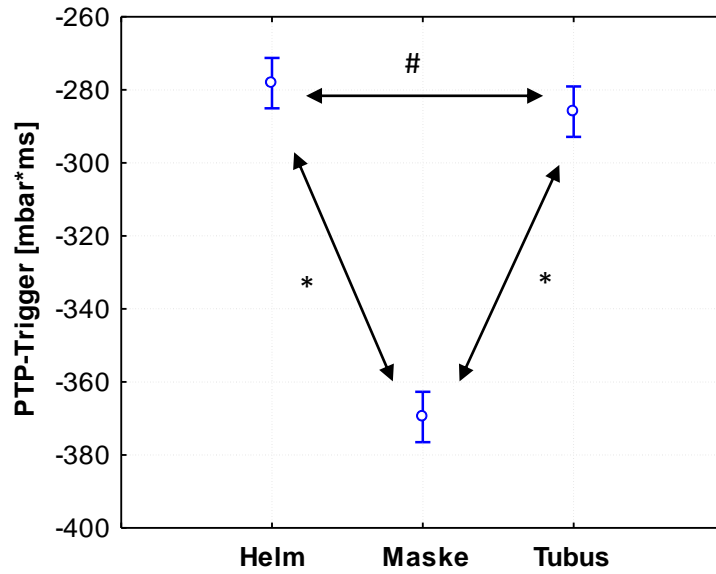
Der wesentliche Unterschied zwischen dem PTP-Trigger und PTP-Peep bestand darin, dass es beim PTP-Peep nicht nur einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen dem Beatmungshelm und der Gesichtsmaske gab, sondern auch zum Tubus ( $p = 0,008$ ) (Abb. 27, S. 43). Aber auch hier hatte der Peep insgesamt keinen Einfluss auf den PTP-Peep ( $p > 0,386$ ). Insgesamt war das PTP bei der Gesichtsmaske deutlich größer als beim Beatmungshelm und Tubus.



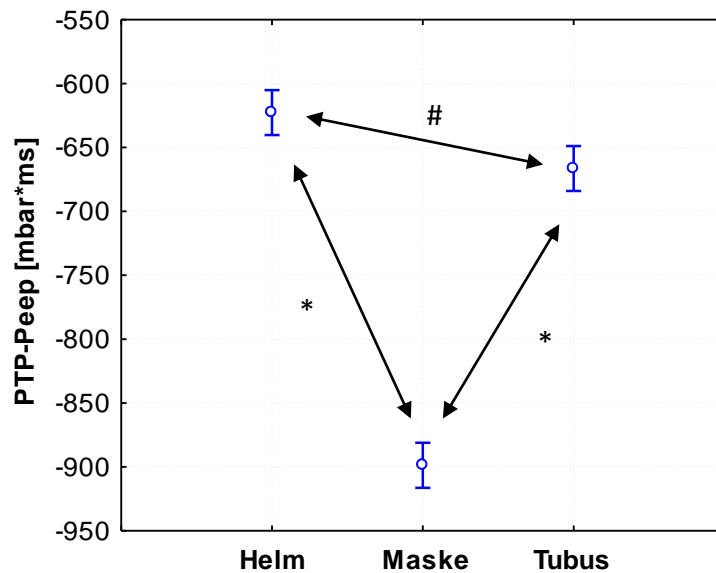
**Abb. 24:** Einfluss des Peep auf Delay-Trigger, Drucktransducer P1, Evita 4 (n = 5, \*p < 0,001)



**Abb. 25:** Einfluss des Peep auf Delay-Peep, Drucktransducer P1, Evita 4 (n = 5, \*p < 0,001)



**Abb. 26:** PTP-Trigger, Drucktransducer P1, Evita 4. Der Peep hatte keinen signifikanten Einfluss auf den PTP-Trigger (n = 5, \*p < 0,001, #p = 0,259)



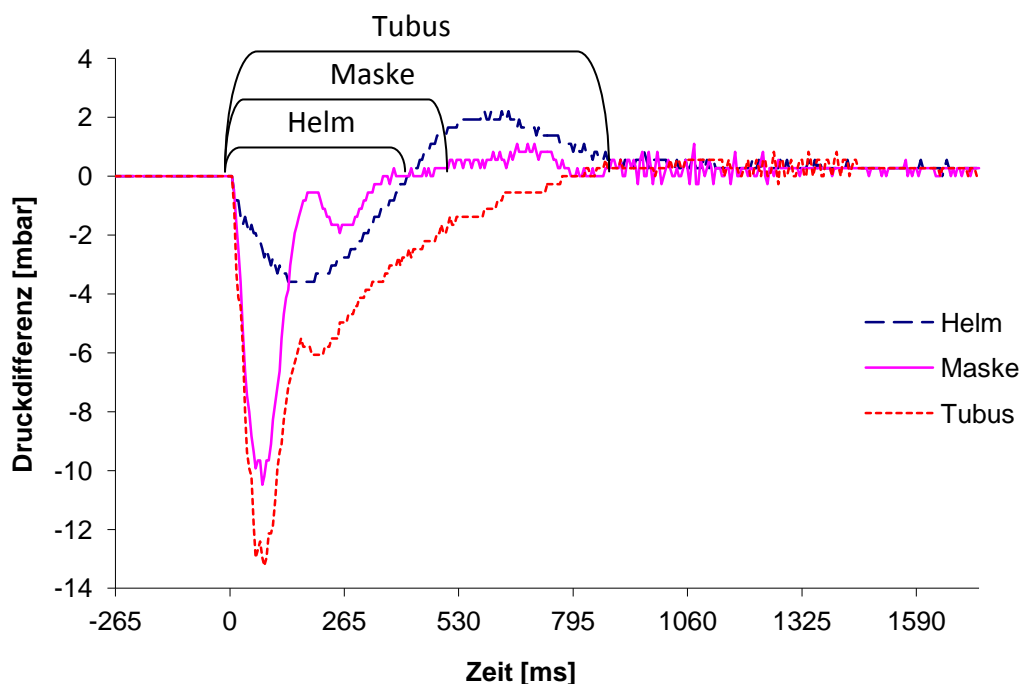
**Abb. 27:** PTP-Peep, Drucktransducer P1, Evita 4. Der Peep hatte keinen signifikanten Einfluss auf den PTP-Peep (n = 5, \*p < 0,001, #p = 0,008)

## - Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P2

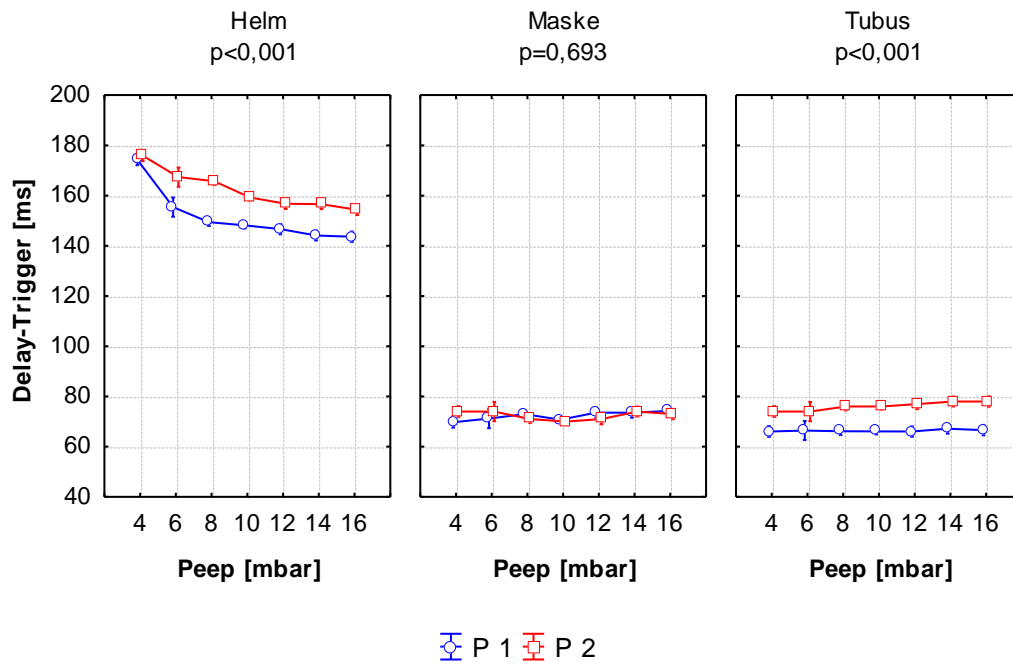
Der Kurvenverlauf des Druckes gemessen an Drucktransducer P2 (zwischen Glaskopf und Lunge) blieb ähnlich wie am Drucktransducer P1. Somit hat der Peep ebenfalls einen Einfluss auf die Delay-Zeiten bei dem Beatmungshelm (von 4 auf 8 mbar  $p < 0,001$ ), aber nicht auf die Gesichtsmaske und den Tubus für invasive Beatmung ( $p > 0,05$ ). Der Delay-Trigger war beim Beatmungshelm um bis zu 61 % länger ( $p < 0,001$ ) als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Im Vergleich zum Drucktransducer P1 war beim Beatmungshelm ( $p < 0,001$ ) und beim Tubus ( $p < 0,001$ ) der Delay-Trigger signifikant verlängert, bei der Gesichtsmaske ( $p = 0,693$ ) traf dies nicht zu (Abb. 29, S. 45).

Eine andere Charakteristik zeigte jedoch der Delay-Peep gemessen an P2 im Vergleich zu P1. Hier sind die Zeitintervalle beim Beatmungshelm um bis zu 18 % verlängert ( $p < 0,001$ ), noch deutlicher sind sie aber bei der Gesichtsmaske (188 %,  $p < 0,001$ ) und dem Tubus (515 %,  $p < 0,001$ ) verlängert (Abb. 28, S. 44 und Abb. 30, S. 45).

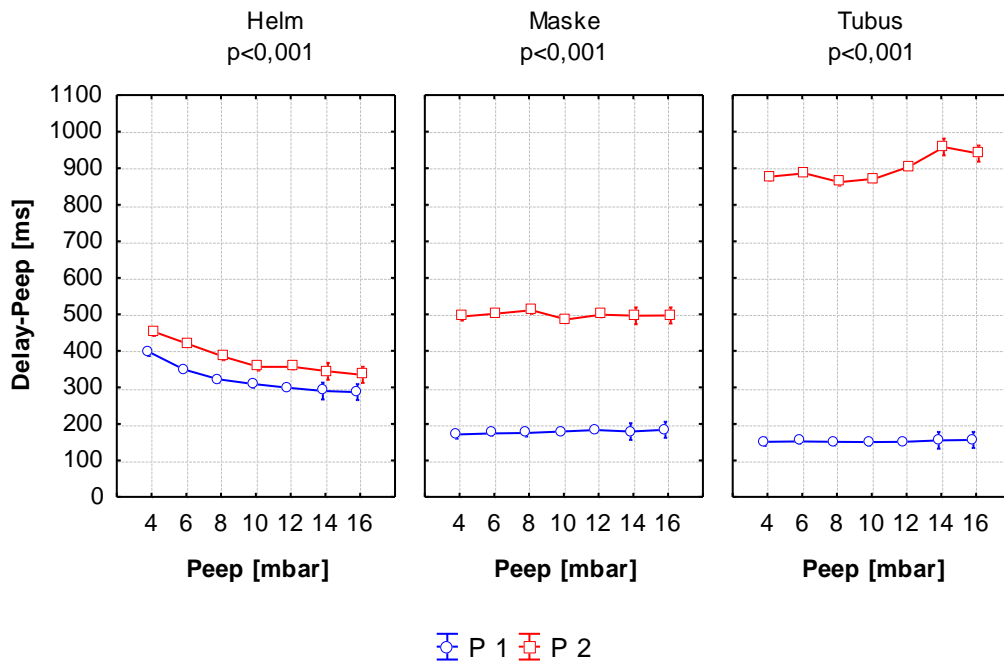
Sowohl beim Beatmungshelm als auch bei der Gesichtsmaske und dem Tubus war im Vergleich zu P1 der PTP-Trigger bis zu 100 % und der PTP-Peep bis zu 538 % signifikant vergrößert ( $p < 0,001$ , Abb. 31, S. 46).



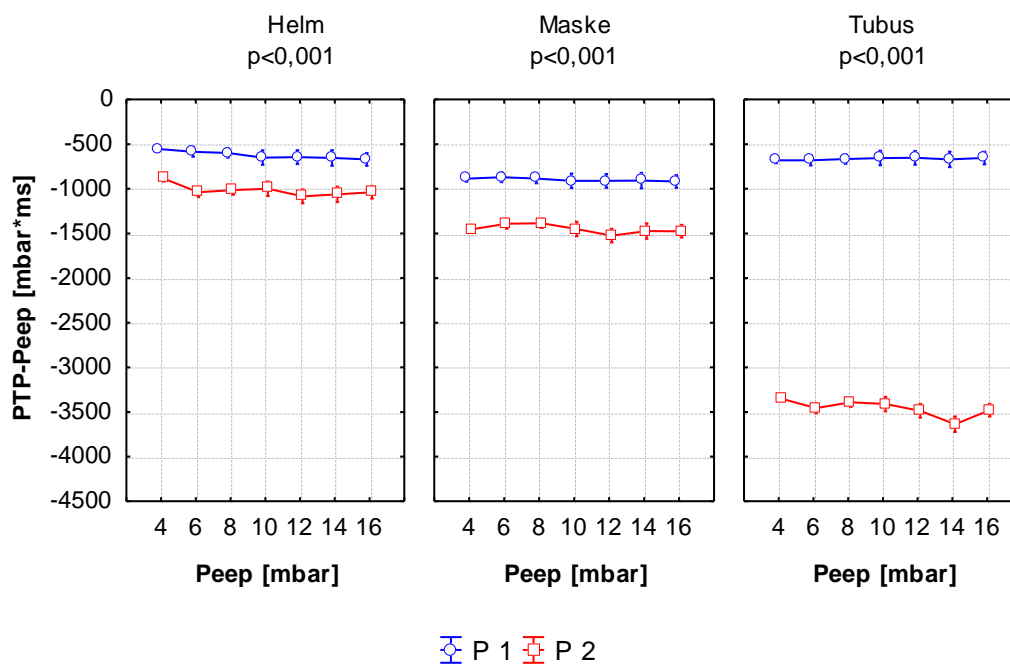
**Abb. 28:** Druckkurven gemessen mit Drucktransducer P2, Evita 4, Peep 6 mbar. Die Klammern zeigen die im Vergleich zu P1 deutlich verlängerten Zeitintervalle des Delay-Peep für Helm, Maske und Tubus.



**Abb. 29:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Delay-Trigger, Evita 4 (n = 5)



**Abb. 30:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Delay-Peep, Evita 4 (n = 5)

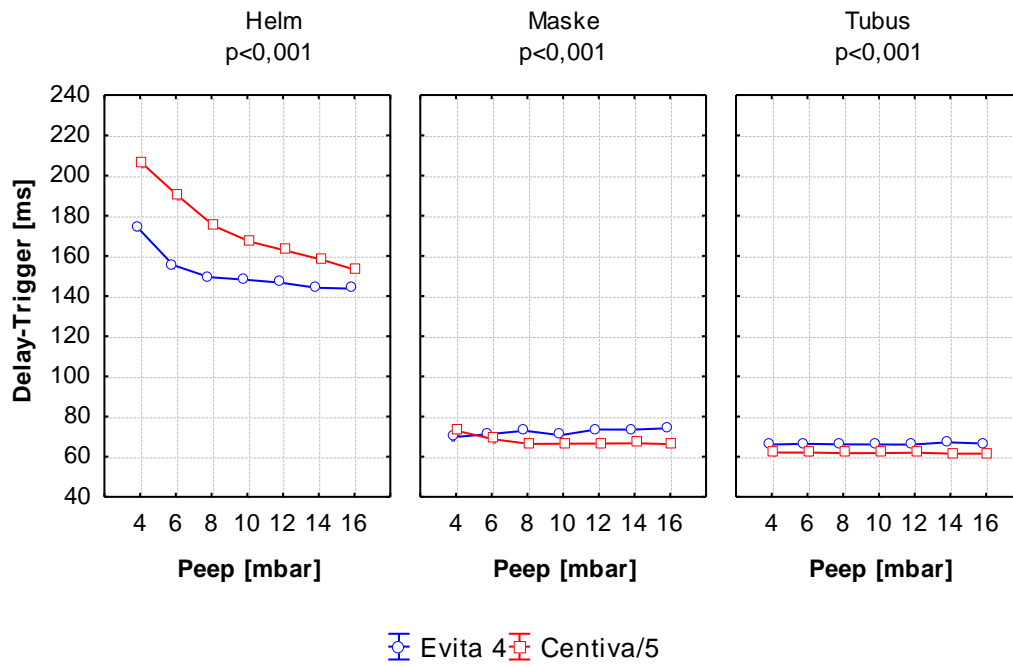


**Abb. 31:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, PTP-Peep, Evita 4 (n = 5)

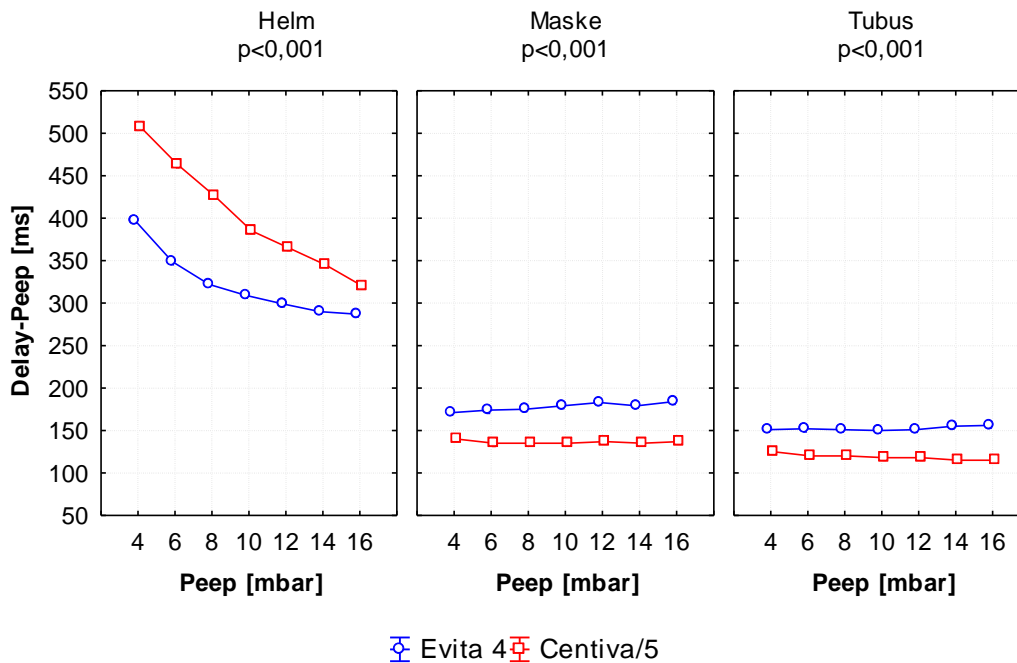
#### - Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P1

Im Vergleich zu den Messungen mit dem Beatmungsgerät Evita 4 war der Delay-Trigger gemessen zwischen Interface und Beatmungsgerät (P1) für den Beatmungshelm um bis zu 17 % signifikant verlängert, für die Gesichtsmaske und den Tubus war er sogar signifikant kürzer (Abb. 32, S. 47). Das Gleiche traf auch auf den Delay-Peep zu (Abb. 33, S. 47). Somit zeigte sich insgesamt für Delay-Trigger und Delay-Peep ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Beatmungsgeräten, wobei bei dem Centiva/5-Gerät die Zeitintervalle für den Beatmungshelm verlängert und für die Gesichtsmaske und den Tubus verkürzt waren ( $p < 0,001$ ).

Gleiches spiegelt sich auch beim PTP-Trigger und PTP-Peep wieder: Für den Beatmungshelm waren diese signifikant größer ( $p < 0,001$ ), für die Gesichtsmaske und den Tubus jedoch signifikant kleiner ( $p < 0,001$ ) als bei dem Beatmungsgerät Evita 4. Auch bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 hatte der Peep keinen signifikanten Einfluss auf die PTPs.



**Abb. 32:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Trigger (n = 5)



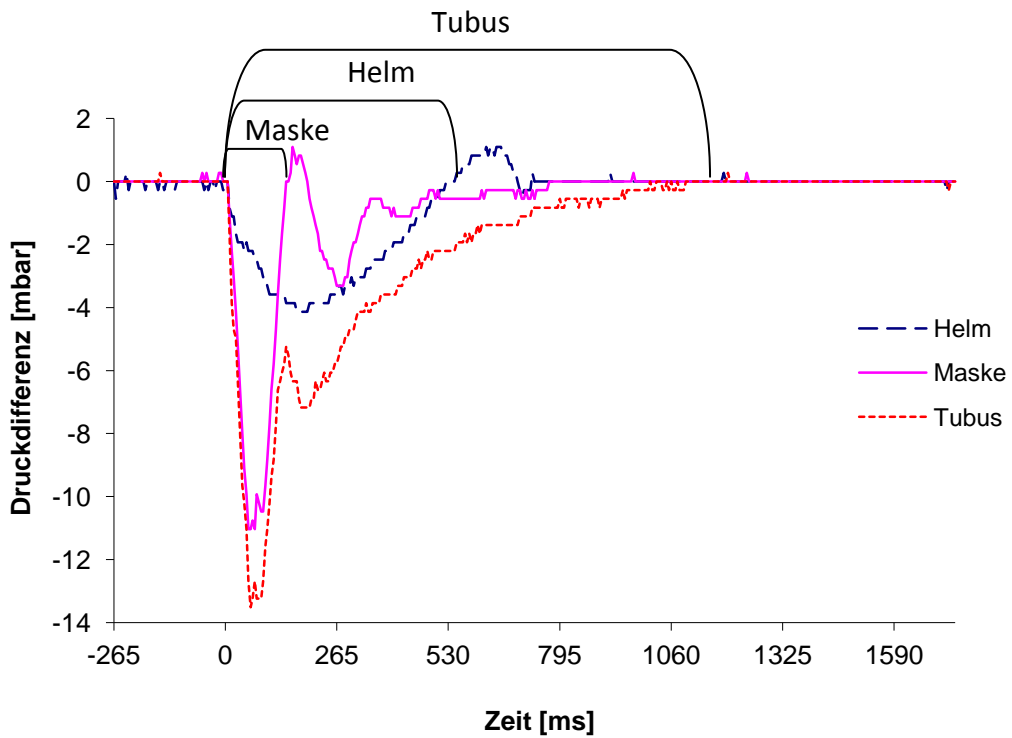
**Abb. 33:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Peep (n = 5)

## - **Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P2**

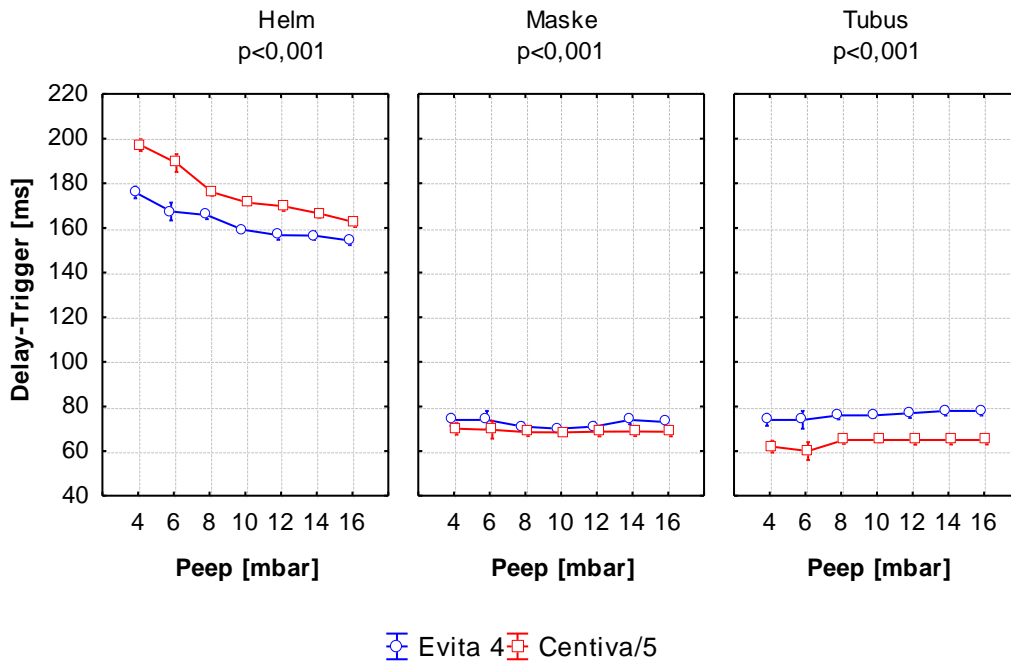
Bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 war im Vergleich zum Beatmungsgerät Evita 4 der Delay-Trigger gemessen an Drucktransducer P2 (zwischen Glaskopf und Lunge) beim Beatmungshelm um bis zu 12 % signifikant verlängert ( $p < 0,001$ ), für die Gesichtsmaske und den Tubus war er signifikant verkürzt ( $p < 0,001$ , Abb. 35, S. 49). Der Delay-Peep hingegen war auch hier beim Tubus am längsten. Allerdings war er für die Gesichtsmaske im Vergleich zum Beatmungshelm nicht wie beim Beatmungsgerät Evita 4 länger, sondern kürzer (Abb. 34, S. 49). Insgesamt bestand beim Delay-Peep ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ) zwischen den Beatmungsgeräten Evita 4 und Centiva/5, wobei sich mit dem Centiva/5-Gerät die Zeitintervalle für den Beatmungshelm und den Tubus verlängerten, für die Gesichtsmaske aber verkürzten (Abb. 36, S. 50). Im Vergleich zu P1 waren Delay-Trigger und Delay-Peep verlängert. Jedoch ergab sich in Bezug auf den Delay-Trigger nur beim Beatmungshelm ab einem Peep von 10 mbar (6 %,  $p < 0,001$ ) und beim Tubus (5,5 %,  $p = 0,009$ ) ein signifikanter Unterschied, bei der Gesichtsmaske war der Unterschied so gering (3 %), dass er nicht signifikant war ( $p = 0,209$ , Abb. 37, S. 50). Hinsichtlich des Delay-Peep gab es beim Beatmungshelm (15 %) und Tubus (90 %) einen signifikanten Unterschied zwischen P1 und P2 ( $p < 0,001$ ), bei der Gesichtsmaske war dies nicht der Fall ( $p = 2,779$ , Abb. 38, S. 51).

Beim Beatmungshelm waren der PTP-Trigger und PTP-Peep größer als bei den Messungen mit dem Beatmungsgerät Evita 4 ( $p < 0,001$ ). Bei der Gesichtsmaske verkleinerten ( $p < 0,001$ ) sich der PTP-Trigger und PTP-Peep im Vergleich zur Evita 4. Beim Tubus hingegen war der PTP-Trigger zwar analog zu den Zeitintervallen kleiner ( $p < 0,001$ ), beim PTP-Peep gab es jedoch keinen Unterschied ( $p = 0,503$ ) zwischen den Beatmungsgeräten. Zwischen den beiden Drucktransducern P1 und P2 gab es im Gegensatz zum Delay-Peep und Delay-Trigger sowohl für den PTP-Peep und PTP-Trigger bei allen drei Interfaces einen signifikanten Unterschied ( $p < 0,001$ ). Die größte Differenz (673 %,  $p < 0,001$ ) wurde am Tubus beim PTP-Peep gemessen (Abb. 39, S. 51).



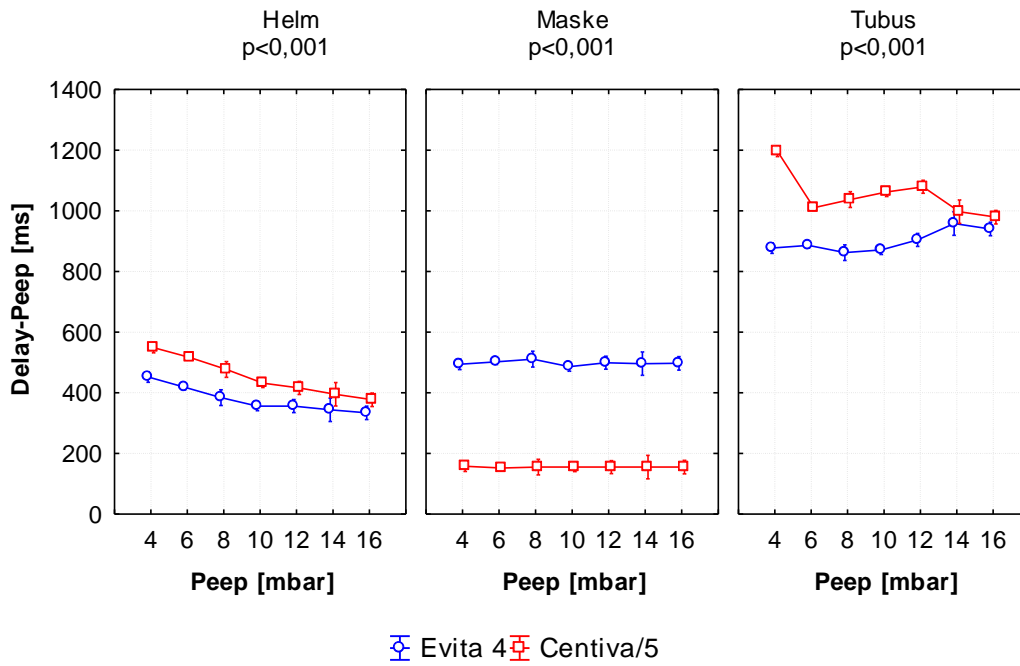


**Abb. 34:** Druckkurven gemessen mit Drucktransducer P2 , Centiva/5, Peep 6 mbar. Die Klammern zeigen die Zeitintervalle Delay-Peep für Helm, Maske, Tubus. Vergleiche Abb. 28, S. 44

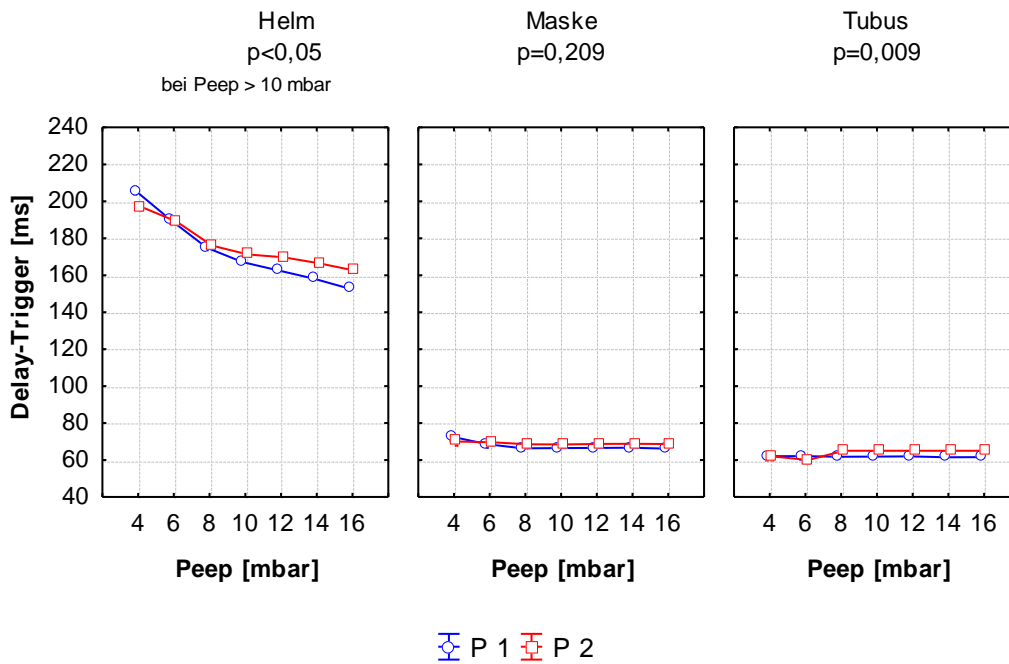


Evita 4 Centiva/5

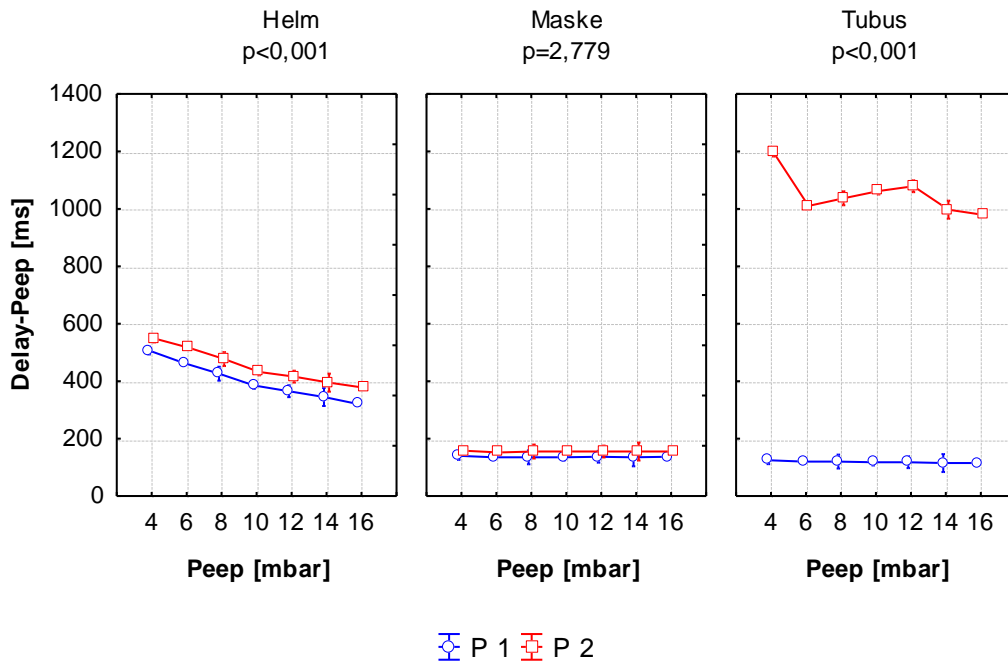
**Abb. 35:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P2, Delay-Trigger (n = 5)



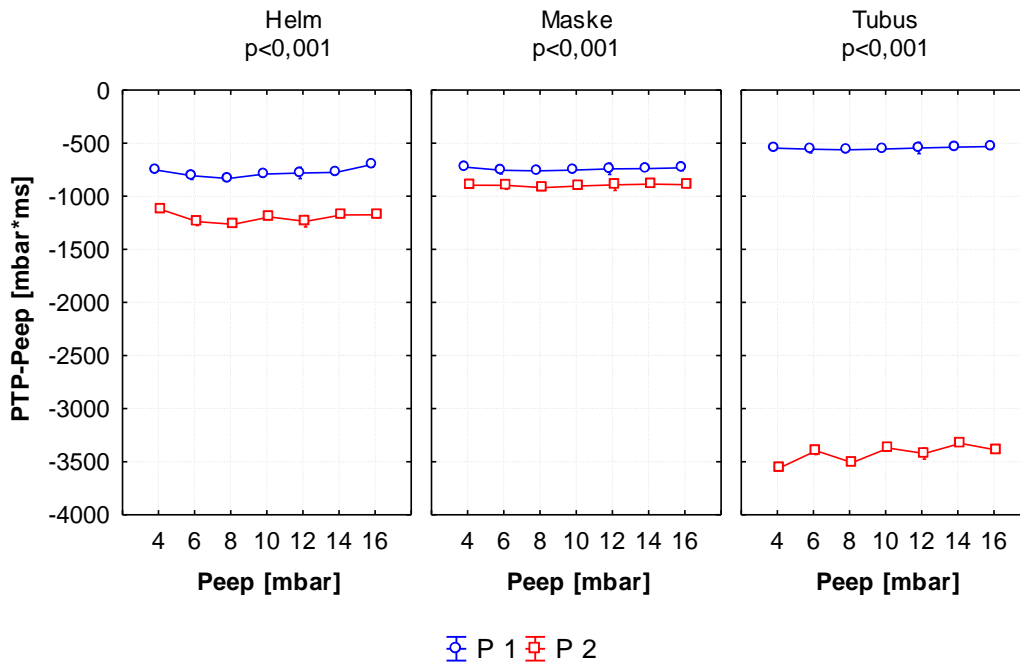
**Abb. 36:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P2, Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 37:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Delay-Trigger, Centiva/5 (n = 5)



**Abb. 38:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Delay-Peep, Centiva/5 (n = 5)



**Abb. 39:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, PTP-Peep, Centiva/5. (n = 5)

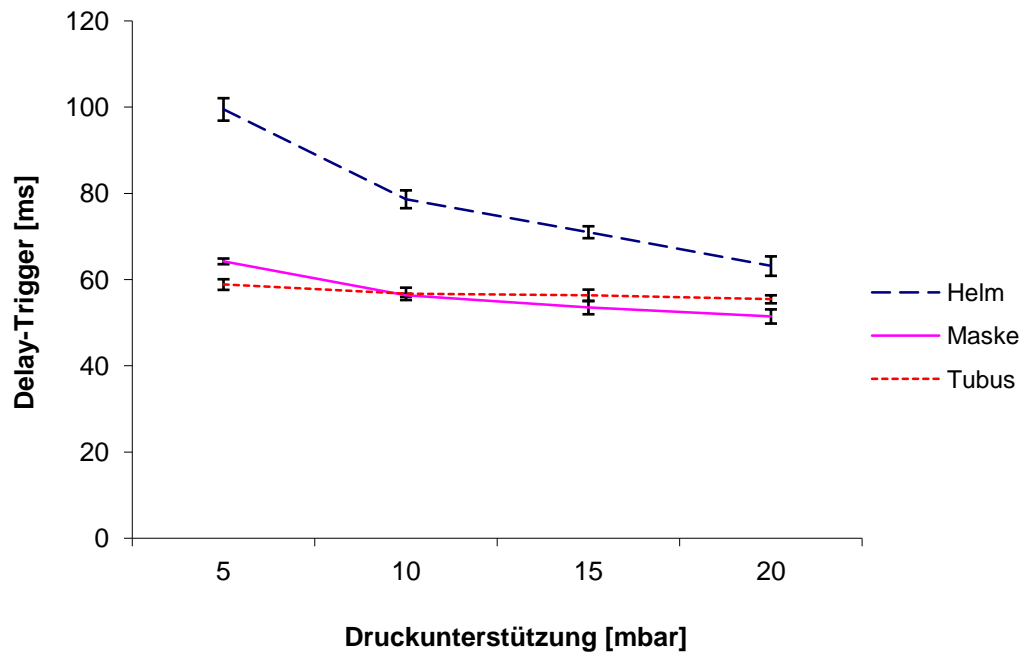
#### 4.1.2.2. Ergebnisse der Messungen mit Druckunterstützung (PS)

Die folgenden Ergebnisse wurden bei einem Peep von 8 mbar gemessen, da ein größerer Peep nur einen geringen Einfluss auf die Zeitintervalle hatte ( $p > 0,05$ , siehe Abb. 24, S. 42).

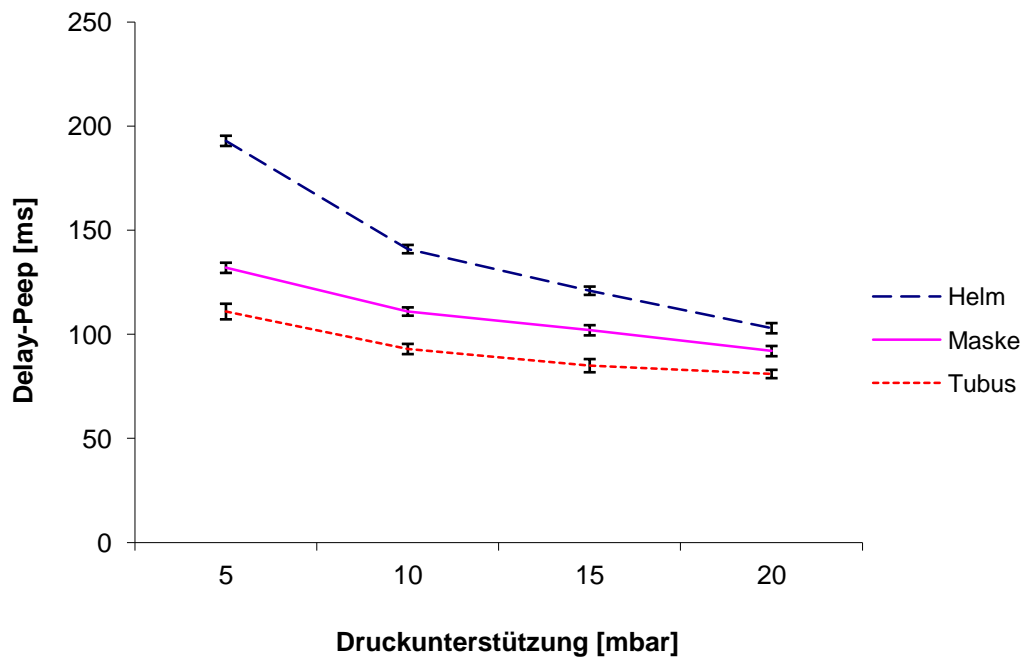
##### - Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P1

Wie bei den CPAP-Messungen ist beim Beatmungshelm der Delay-Trigger und Delay-Peep signifikant länger ( $p < 0,001$ ) als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus.

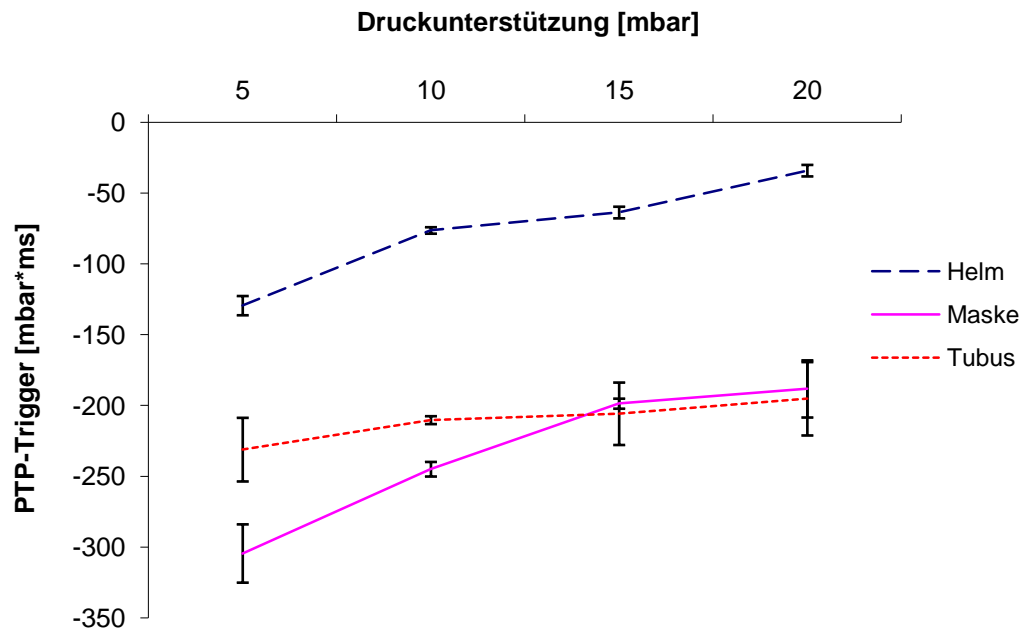
Der Delay-Trigger wurde bei einer Erhöhung der Druckunterstützung von 5 mbar auf 20 mbar beim Beatmungshelm (37 %) und der Gesichtsmaske (19 %) signifikant reduziert ( $p < 0,001$ ), während eine Erhöhung der Druckunterstützung beim Tubus (5 %) keinen Einfluss auf den Delay-Trigger zeigte ( $p = 0,620$ ) (Abb. 40, S. 53). Auch der Delay-Peep wurde durch die Erhöhung der Druckunterstützung beim Beatmungshelm, bei der Gesichtsmaske und sogar beim Tubus signifikant kürzer ( $p < 0,001$ , Helm 47 %, Maske 38 %, Tubus 16 %, Abb. 41, S. 53). Somit hatte die Druckunterstützung den größten Einfluss beim Beatmungshelm. Nicht nur das PTP-Total, sondern auch der PTP-Trigger und PTP-Peep wurden bei Erhöhung der Druckunterstützung signifikant beeinflusst ( $p < 0,001$ ). Der PTP-Trigger war beim Beatmungshelm signifikant niedriger als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus ( $p < 0,001$ ), Gleiches wurde auch beim PTP-Peep beobachtet (Abb. 42, S. 54 und Abb. 43, S. 54). Insgesamt bestand aber für das PTP-Total kein Unterschied zwischen dem Beatmungshelm und der Gesichtsmaske ( $p > 0,162$ ) bzw. dem Tubus und der Maske ( $p > 0,167$ ) bei Erhöhung der Druckunterstützung (Abb. 44, S. 55). Der Verlauf der Druckkurve zeigte beim Beatmungshelm anfangs einen geringeren Abfall und anschließend einen langsameren Anstieg, so dass das PTP in den ersten 250 ms der Inspiration geringer ist als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Über die gesamte Inspiration zeigte sich jedoch dann kein Unterschied mehr (Abb. 45, S. 55).



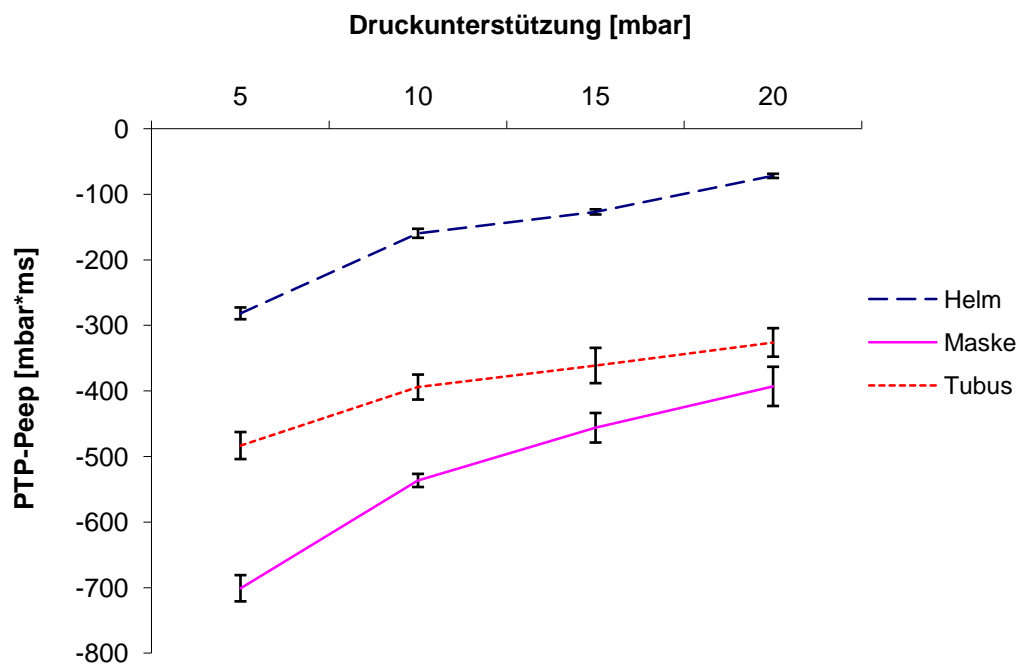
**Abb. 40:** Einfluss der Druckunterstützung auf Delay-Trigger, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



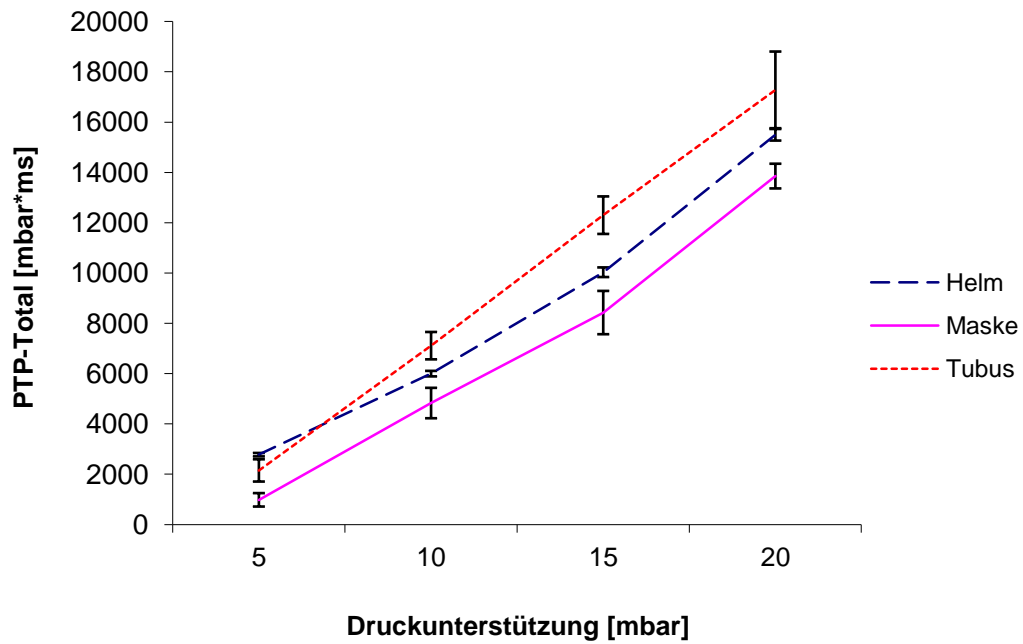
**Abb. 41:** Einfluss der Druckunterstützung auf Delay-Peep, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



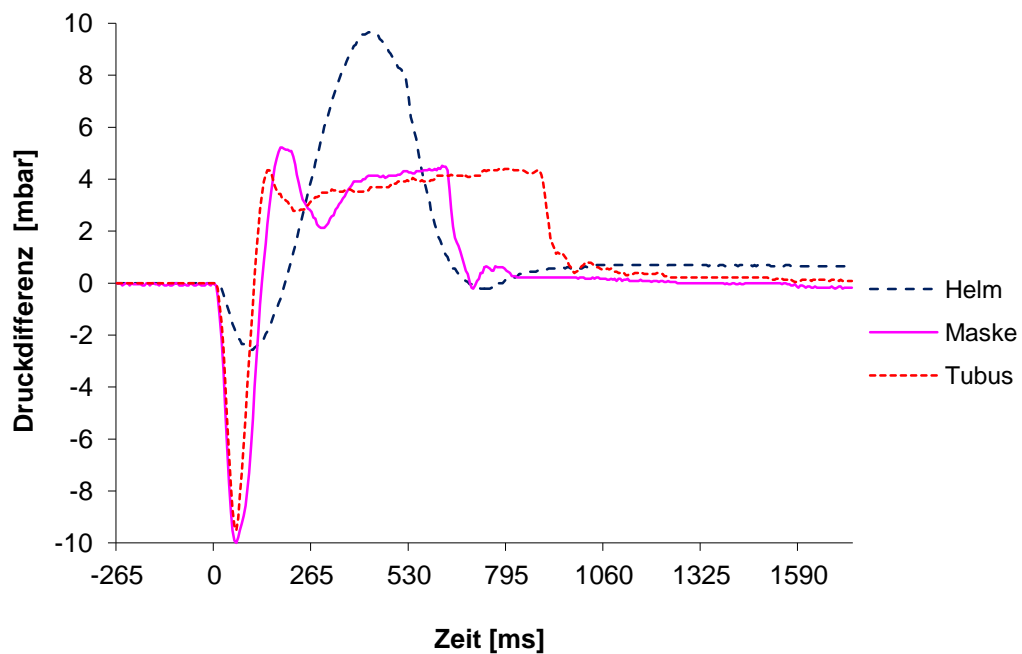
**Abb. 42:** Einfluss der Druckunterstützung auf PTP-Trigger, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



**Abb. 43:** Einfluss der Druckunterstützung auf PTP-Peep, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



**Abb. 44:** Einfluss der Druckunterstützung auf PTP-Total, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



**Abb. 45:** Verlauf der Druckkurven von Helm, Maske und Tubus. Peep 8 mbar, Druckunterstützung 5 mbar, Evita 4, Drucktransducer P1. Kein Unterschied des PTP-Totals zwischen Helm und Maske ( $p = 0,162$ ) bzw. Tubus ( $p = 0,991$ )

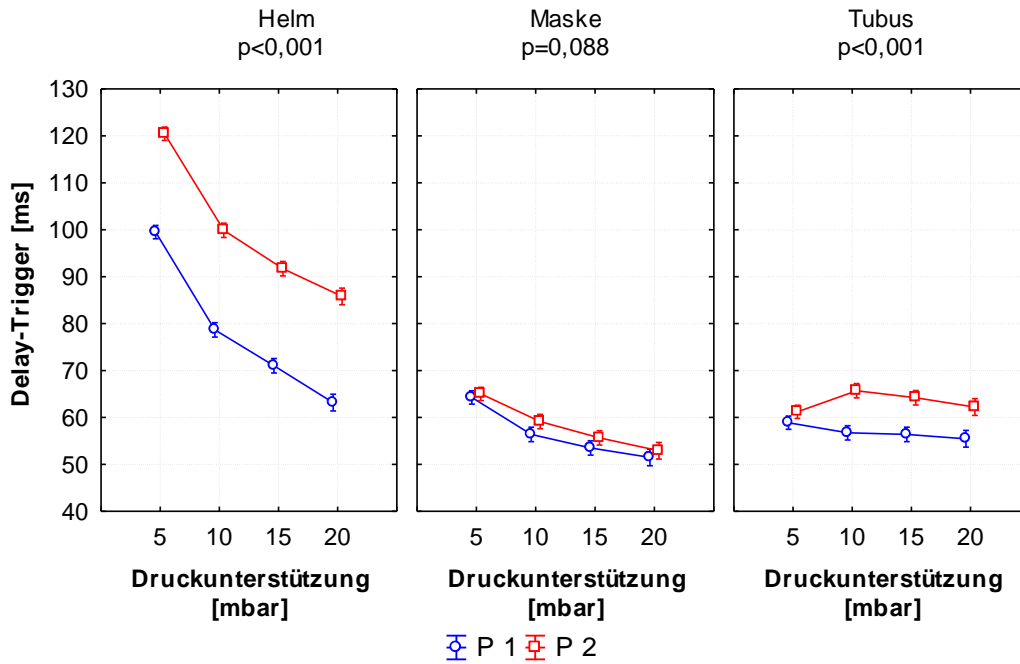
## - **Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P2**

Eine Erhöhung der Druckunterstützung von 5 auf 20 mbar führte beim Beatmungshelm zu einer signifikanten Reduzierung von Delay-Trigger (29 %,  $p < 0,001$ ), Delay-Peep (40 %,  $p < 0,001$ ), PTP-Trigger (55 %,  $p < 0,001$ ) und PTP-Peep (60 %,  $p < 0,001$ ), aber zu einer Erhöhung des PTP-Totals ( $p < 0,001$ ). Auch bei der Gesichtsmaske reduzierten sich Delay-Trigger (19 %,  $p < 0,001$ ), Delay-Peep (29 %,  $p < 0,001$ ), PTP-Trigger (32 %,  $p < 0,001$ ) und PTP-Peep (39 %,  $p < 0,001$ ), während das PTP-Total sich erhöhte ( $p < 0,001$ ). Beim Tubus reduzierte sich nur der Delay-Peep (72 %,  $p < 0,001$ ) und der PTP-Peep (58 %,  $p < 0,001$ ). Der Delay-Trigger ( $p > 0,05$ ) und der PTP-Trigger ( $p > 0,05$ ) zeigten keine signifikante Veränderung. Das PTP-Total erhöhte sich signifikant ( $p < 0,001$ ).

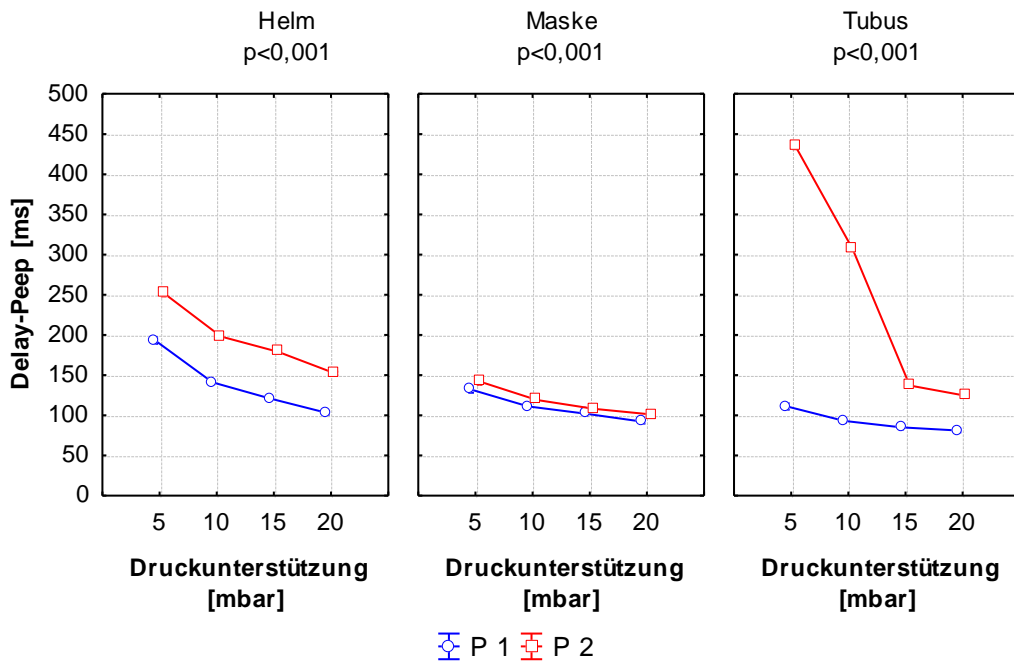
Zwischen Beatmungshelm und Gesichtsmaske sowie Beatmungshelm und Tubus bestand für alle Zeitintervalle und PTPs bis auf das PTP-Total immer ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,001$ ). Im Gegensatz zu den Messungen an P1 zeigte sich beim PTP-Total nur bei einer Druckunterstützung von 5 und 10 mbar ein Unterschied zwischen Beatmungshelm und Tubus ( $p < 0,001$  und  $p = 0,03$  Abb. 50, S. 59), sonst bestand kein Unterschied zwischen den Interfaces.

Im Vergleich zum Drucktransducer P1 waren alle Zeitintervalle und PTPs bei allen drei Interfaces verlängert, nur für die Gesichtsmaske bestand kein signifikanter Unterschied für den Delay-Trigger zwischen den beiden Drucktransducern P1 und P2 ( $p = 0,088$ , Abb. 46, S. 57).

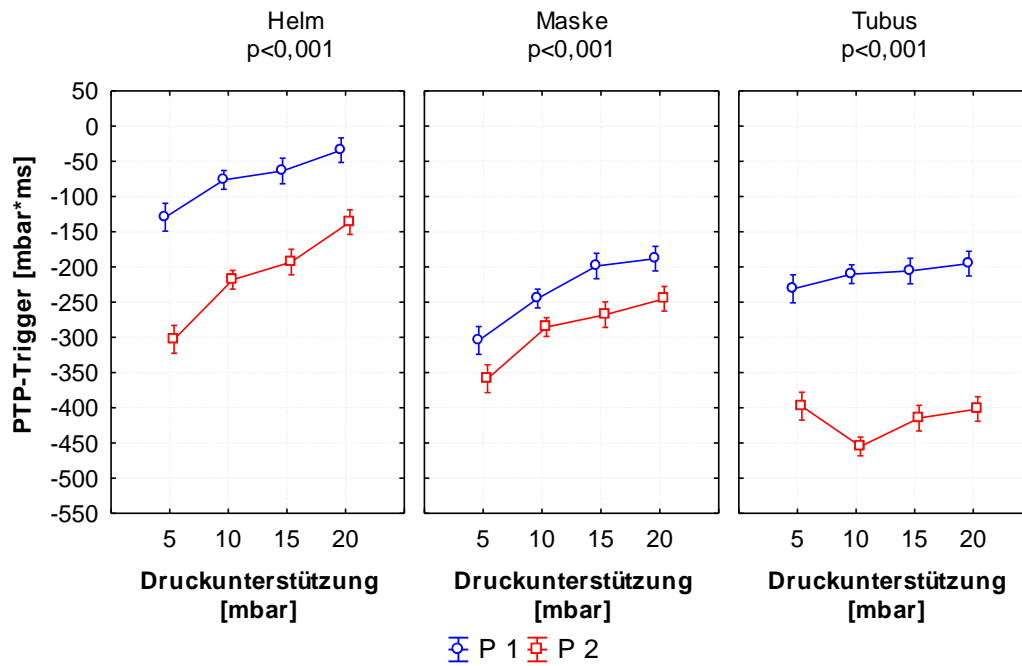




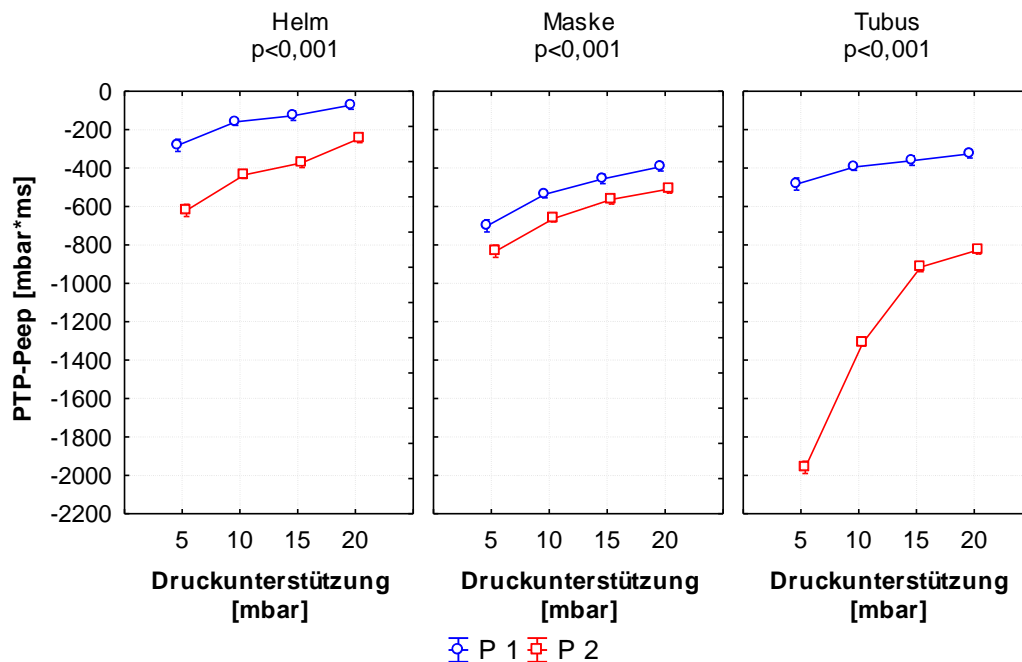
**Abb. 46:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, Delay-Trigger. Die Erhöhung der Druckunterstützung hatte nur beim Tubus keinen signifikanten Einfluss ( $n = 5$ )



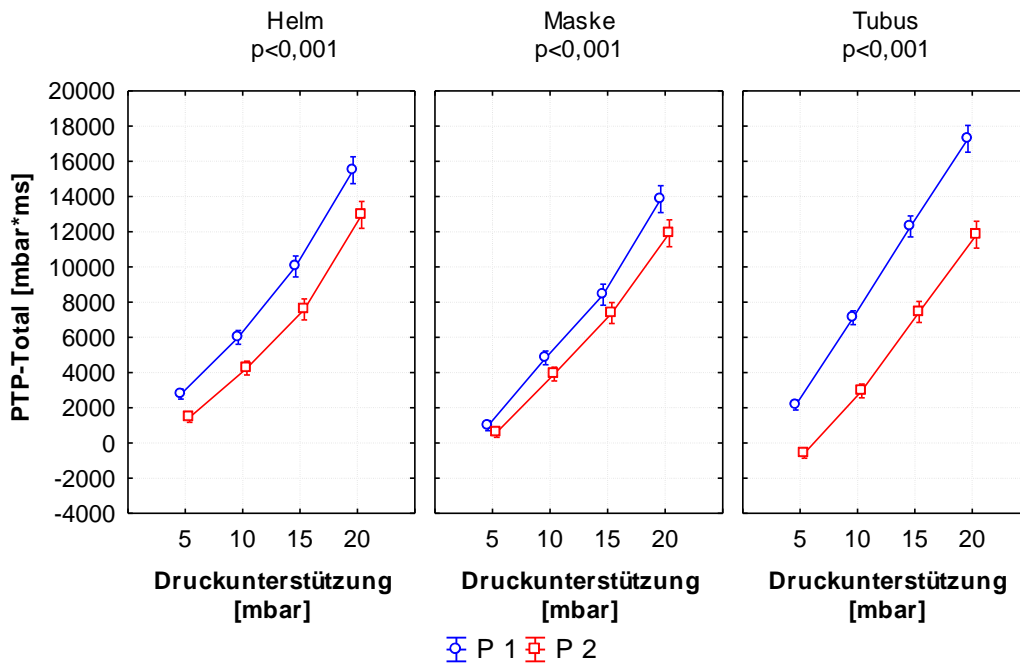
**Abb. 47:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, Delay-Peep ( $n = 5$ )



**Abb. 48:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, PTP-Trigger. Die Erhöhung der Druckunterstützung hatte nur beim Tubus keinen signifikanten Einfluss ( $n = 5$ )



**Abb. 49:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, PTP-Peep ( $n = 5$ )

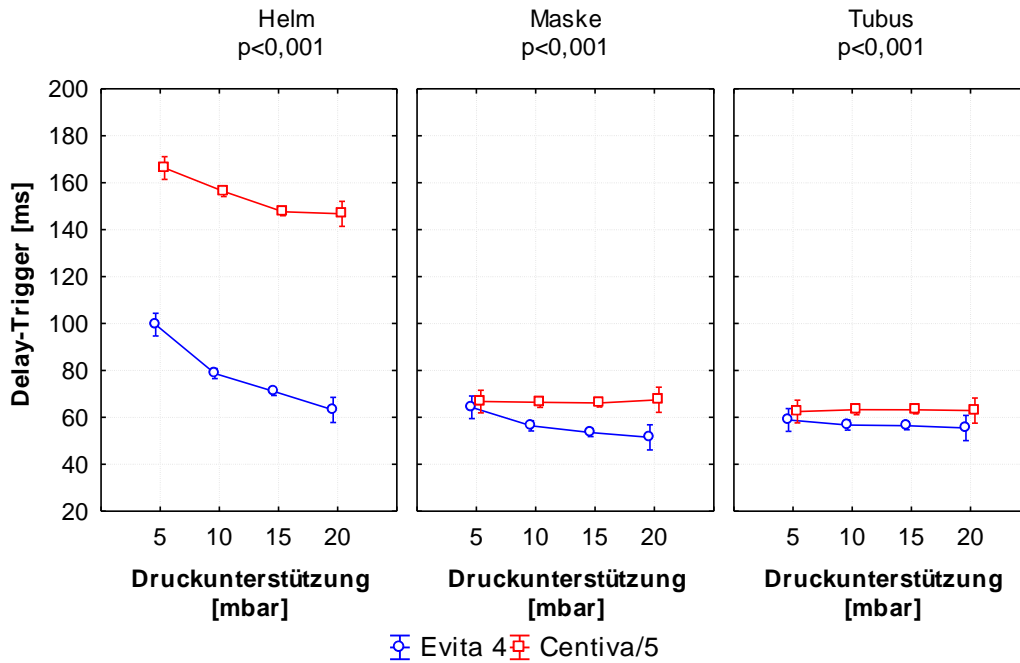


**Abb. 50:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, PTP-Total (n = 5)

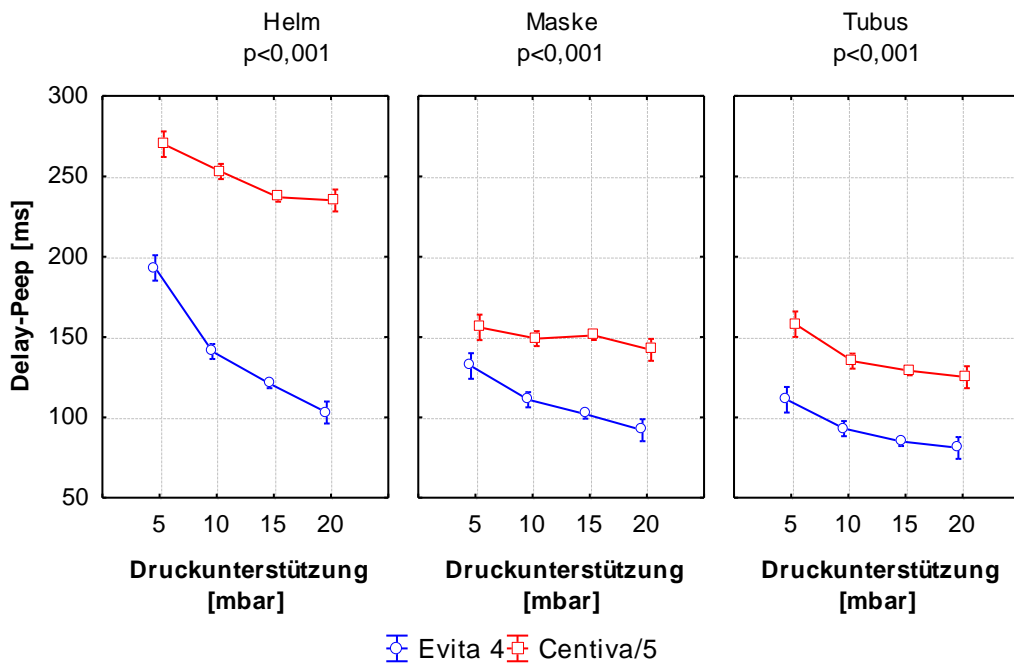
#### - Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P1

Die Zeitintervalle für den Delay-Trigger waren bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 für alle drei Interfaces im Vergleich zum Beatmungsgerät Evita 4 signifikant verlängert ( $p < 0,001$ ). Auch hatte die Erhöhung der Druckunterstützung einen signifikanten Einfluss auf den Delay-Trigger beim Beatmungshelm ( $p = 0,012$ ), jedoch nicht bei der Gesichtsmaske ( $p = 1,000$ ) und beim Tubus ( $p = 1,000$ , Abb. 51, S. 60). Auch war der Delay-Peep beim Beatmungsgerät Centiva/5 bei allen drei Interfaces signifikant verlängert und die Erhöhung der Druckunterstützung hatte beim Beatmungshelm ( $p = 0,002$ ) und dem Tubus ( $p = 0,004$ ) einen Einfluss auf das Zeitintervall, jedoch nicht bei der Gesichtsmaske ( $p = 0,841$ , Abb. 52, S. 60). Analog zu den Zeitintervallen des Delay-Triggers und -Peep verhielten sich auch der PTP-Trigger und -Peep. Der PTP-Trigger war beim Beatmungsgerät Centiva/5 für alle drei Interfaces signifikant größer ( $p < 0,001$ ), die Druckunterstützung hatte auch hier nur Einfluss auf den Beatmungshelm ( $p < 0,001$ , Abb. 53, S. 61). Auch der PTP-Peep war bei allen drei Interfaces im Vergleich zur Evita 4 signifikant vergrößert ( $p < 0,001$ ). Eine Erhöhung der Druckunterstützung hatte hier auf den Beatmungshelm ( $p = 0,039$ ) und Tubus ( $p = 0,019$ ) einen Einfluss, jedoch nicht auf die Gesichtsmaske ( $p = 0,996$ , Abb. 54, S. 61). Beim PTP-Total hingegen gab es beim Beatmungshelm und bei der Gesichtsmaske nur in den oberen

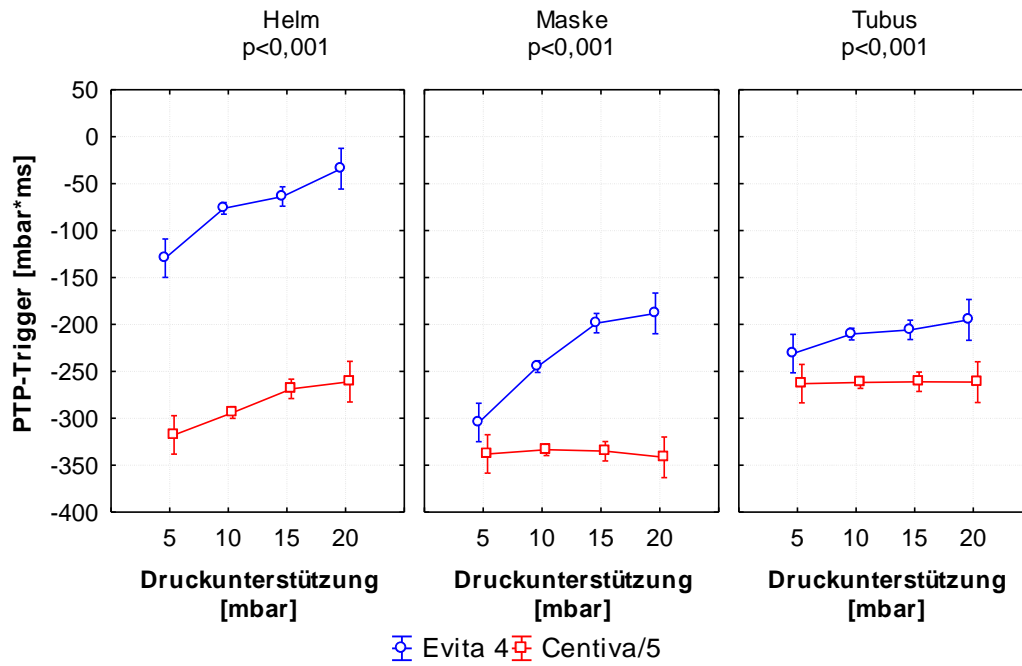
Druckbereichen ab einer Druckunterstützung von 10 mbar einen signifikanten Unterschied zwischen den Beatmungsgeräten, beim Tubus hingegen gab es keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,867$ , Abb. 55, S. 62).



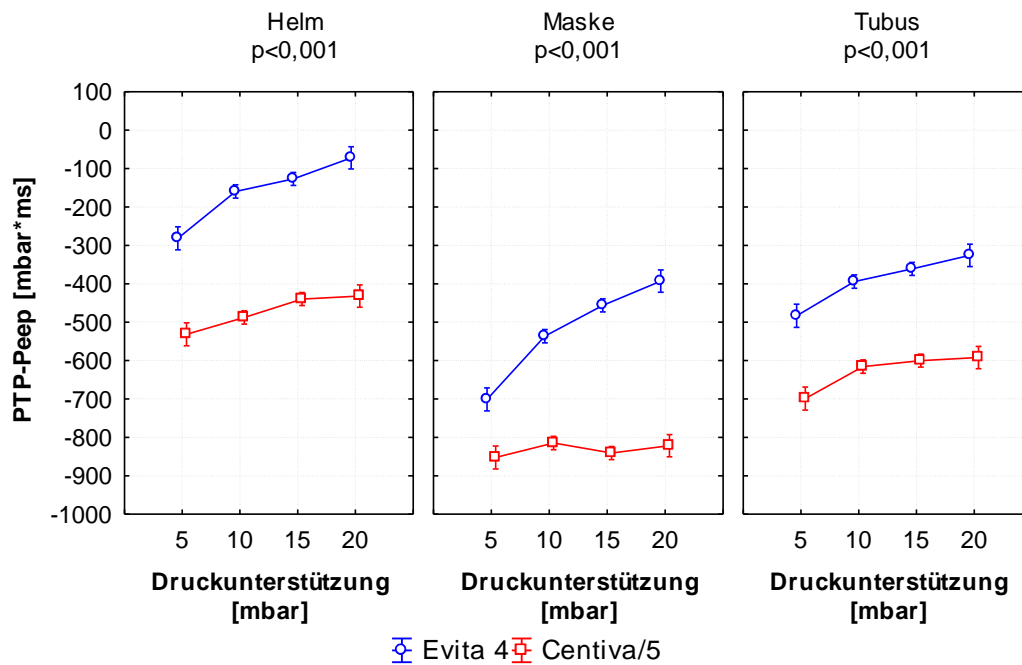
**Abb. 51:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Trigger (n = 5)



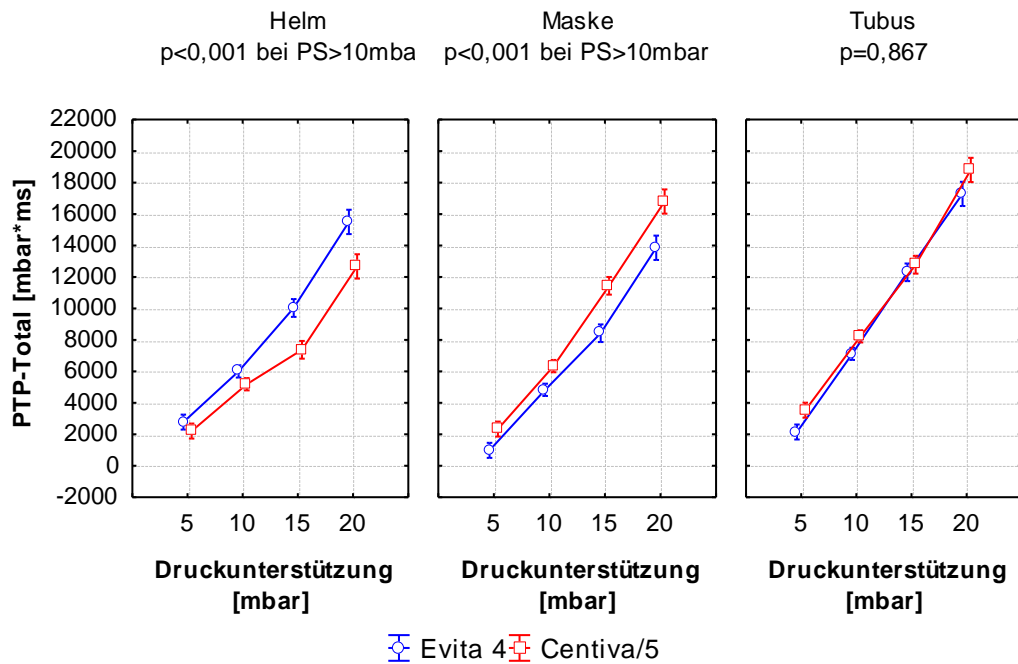
**Abb. 52:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 53:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, PTP-Trigger (n = 5)



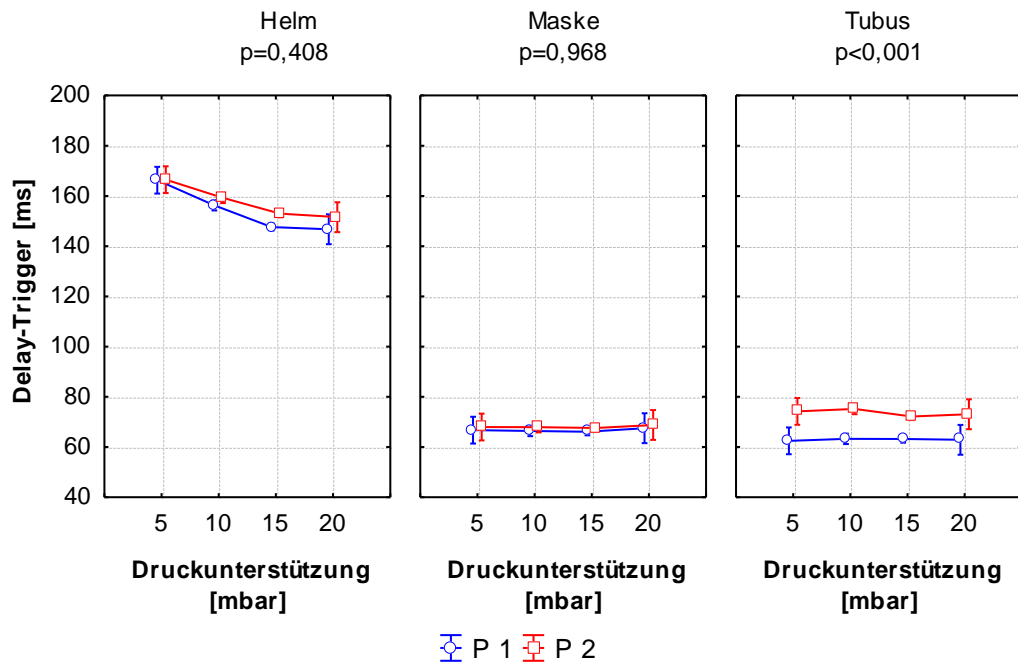
**Abb. 54:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, PTP-Peep (n = 5)



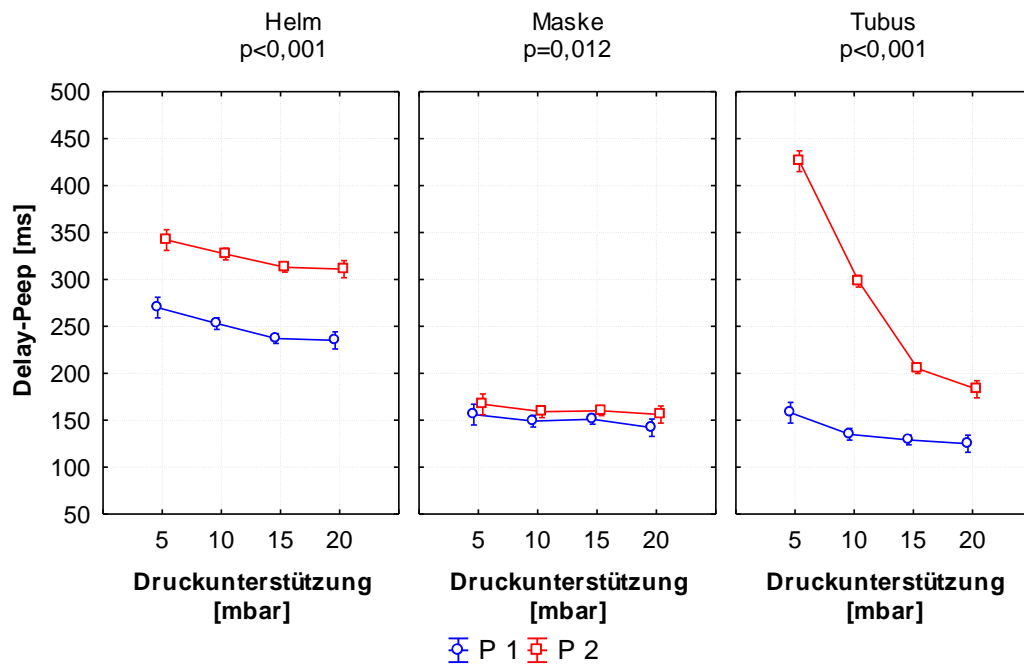
**Abb. 55:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, PTP-Total (n = 5)

#### - Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P2

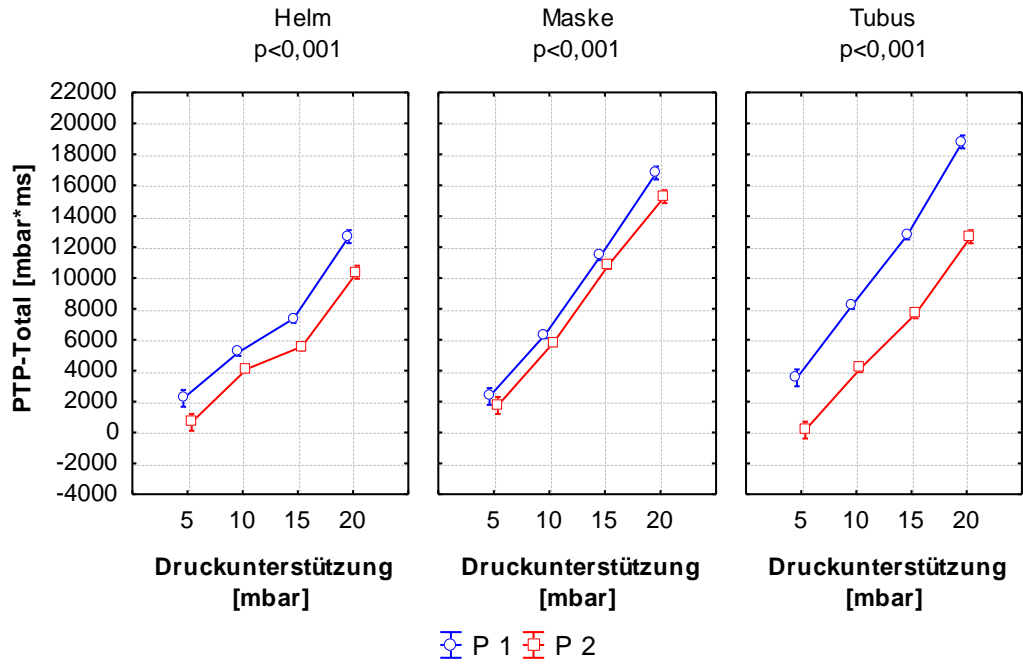
Zwischen den Drucktransducern P1 und P2 gab es in Bezug auf den Delay-Trigger nur beim Tubus einen signifikanten Unterschied (16 %,  $p < 0,001$ ). Beim Beatmungshelm (2 %,  $p = 0,408$ ) und bei der Gesichtsmaske (3 %,  $p = 0,968$ ) war dies nicht der Fall (Abb. 56, S. 63). Beim Delay-Peep waren jedoch alle drei Interfaces signifikant verlängert (Helm 21%  $p < 0,001$ , Maske 6 %  $p = 0,012$ , Tubus 63 %  $p < 0,001$ , Abb. 57, S. 63). Der PTP-Trigger, der PTP-Peep und das PTP-Total waren bei allen drei Interfaces signifikant größer ( $p < 0,001$ , Abb. 58, S. 64).



**Abb. 56:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, Delay-Trigger (n = 5)



**Abb. 57:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 58:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, PTP-Total (n = 5)

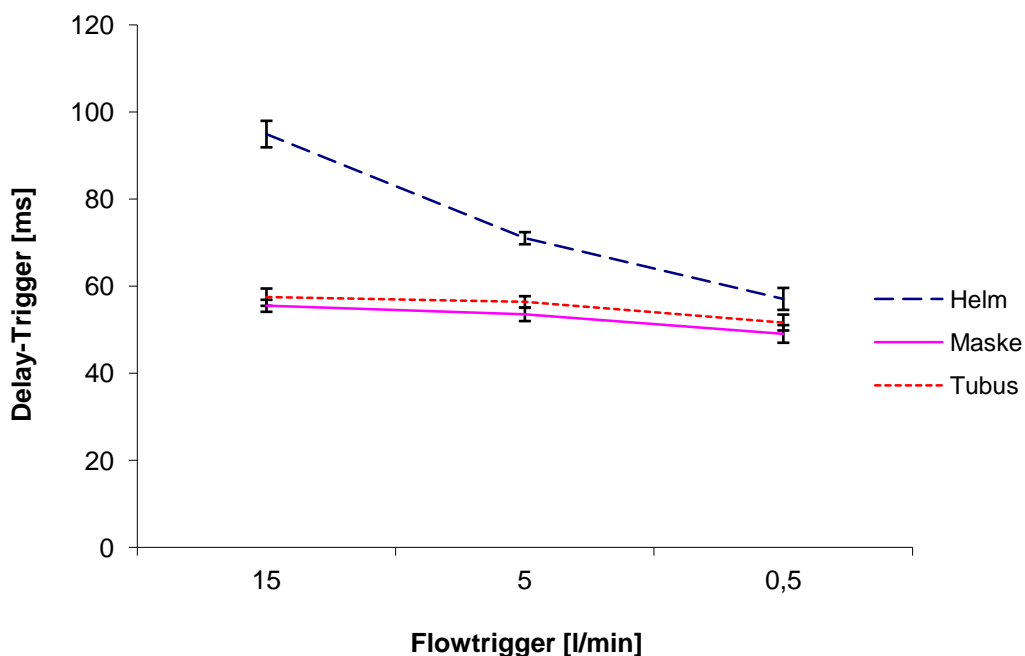


#### 4.1.2.3. Ergebnisse der Messung mit Flowtrigger

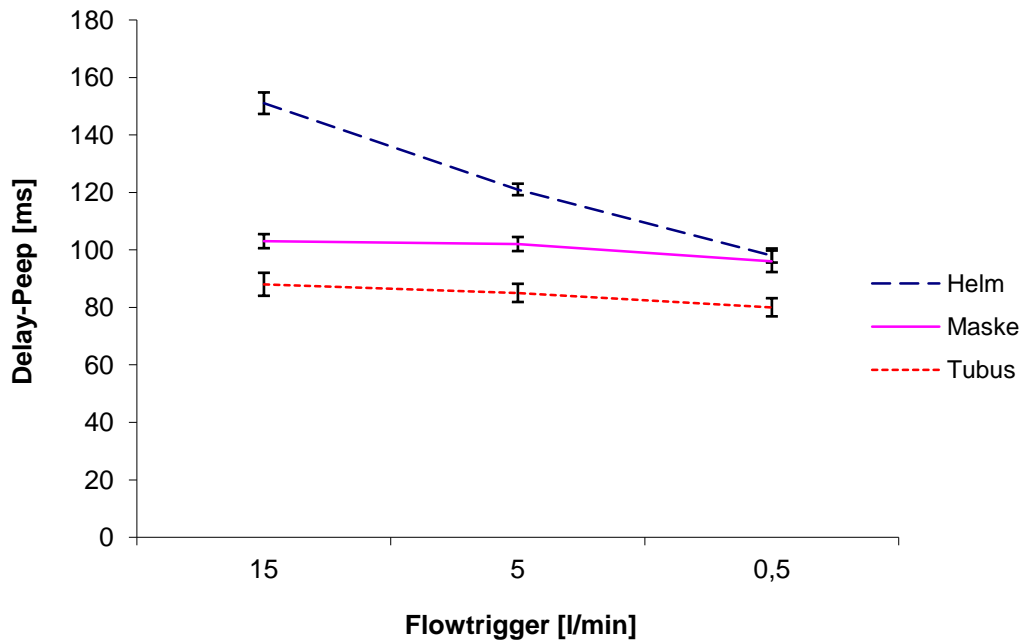
Die folgenden Ergebnisse wurden bei einem Peep von 8 mbar gemessen, da ein größerer Peep nur einen geringen Einfluss auf die Zeitintervalle hatte ( $p > 0,05$ , siehe Abb. 24, S. 42). Die Druckunterstützung lag bei +15mbar, der Flowtrigger wurde zwischen 0,5, 5 und 15 l/min variiert.

##### - Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P1

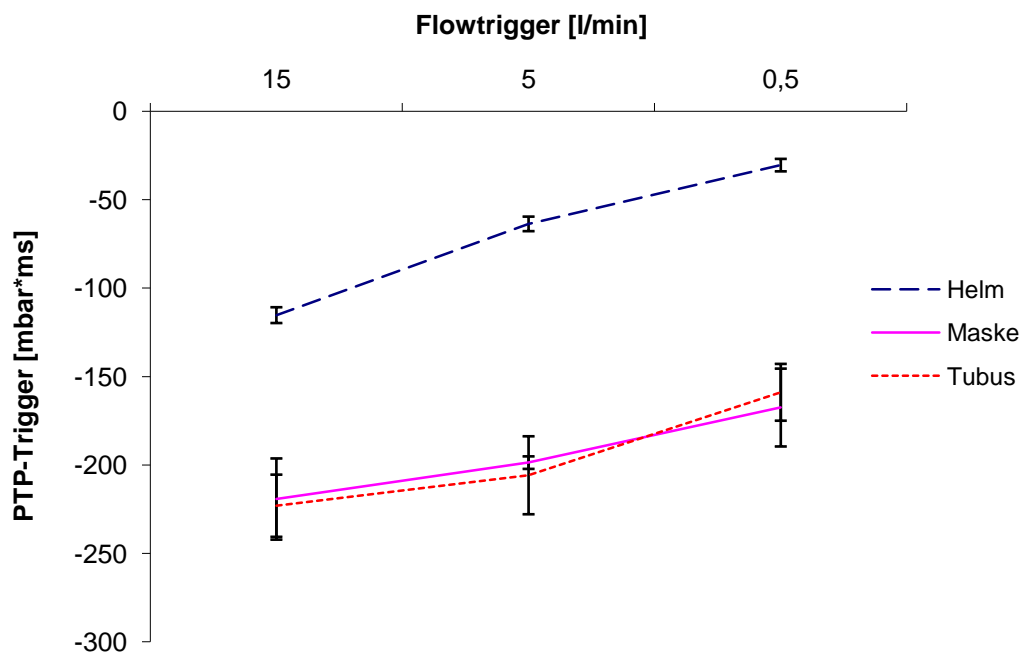
Der Flowtrigger hatte beim Beatmungshelm einen Einfluss auf den Delay-Trigger, Delay-Peep, den PTP-Trigger und PTP-Peep. Eine Reduzierung des Flowtriggers von 15 auf 0,5 l/min resultierte in einer Verminderung des Delay-Triggers um 20 % ( $p < 0,001$ , Abb. 59, S. 65) sowie des Delay-Peep um 14 % ( $p < 0,001$ , Abb. 60, S. 66). Der PTP-Trigger wurde um 42 % ( $p < 0,001$ , Abb. 61, S. 66) und der PTP-Peep um 37 % ( $p < 0,001$ , Abb. 62, S. 67) reduziert. Bei der Gesichtsmaske und dem Tubus hatte eine Reduzierung des Flowtriggers keinen Einfluss auf die Zeitintervalle, jedoch wurden die PTPs signifikant vermindert (PTP-Trigger und -Peep Maske:  $p = 0,005$  und  $p = 0,004$ , PTP-Trigger und -Peep Tubus:  $p < 0,001$  und  $p = 0,009$ ).



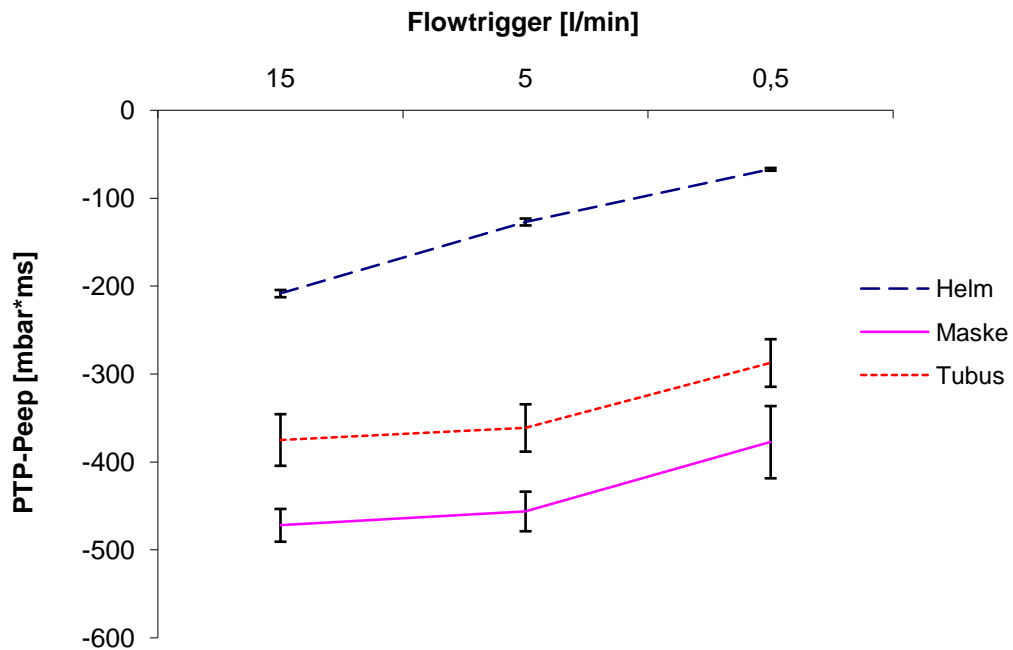
**Abb. 59:** Einfluss des Flowtriggers auf den Delay-Trigger, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



**Abb. 60:** Einfluss des Flowtriggers auf den Delay-Peep, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



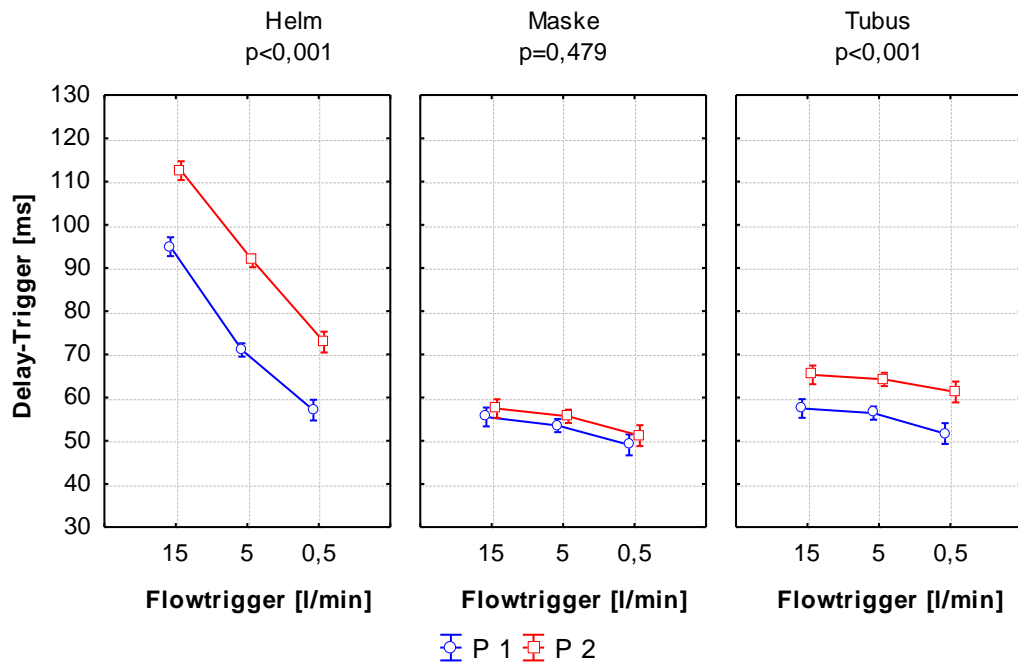
**Abb. 61:** Einfluss des Flowtriggers auf den PTP-Trigger, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)



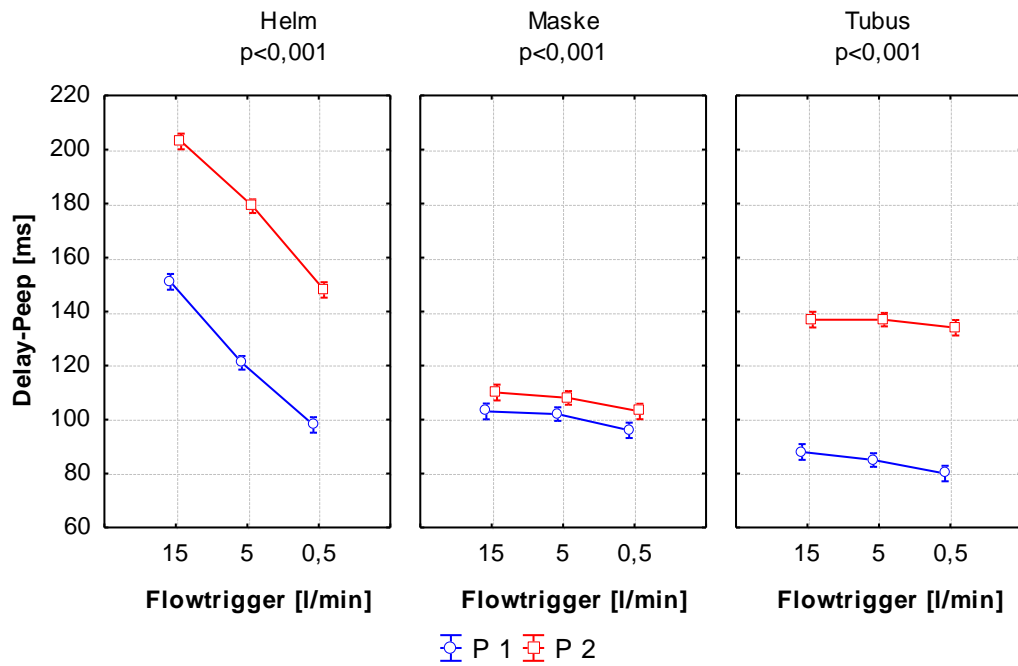
**Abb. 62:** Einfluss des Flowtriggers auf den PTP-Peep, Evita 4, Drucktransducer P1 (n = 5)

#### - Beatmungsgerät Evita 4 und Drucktransducer P2

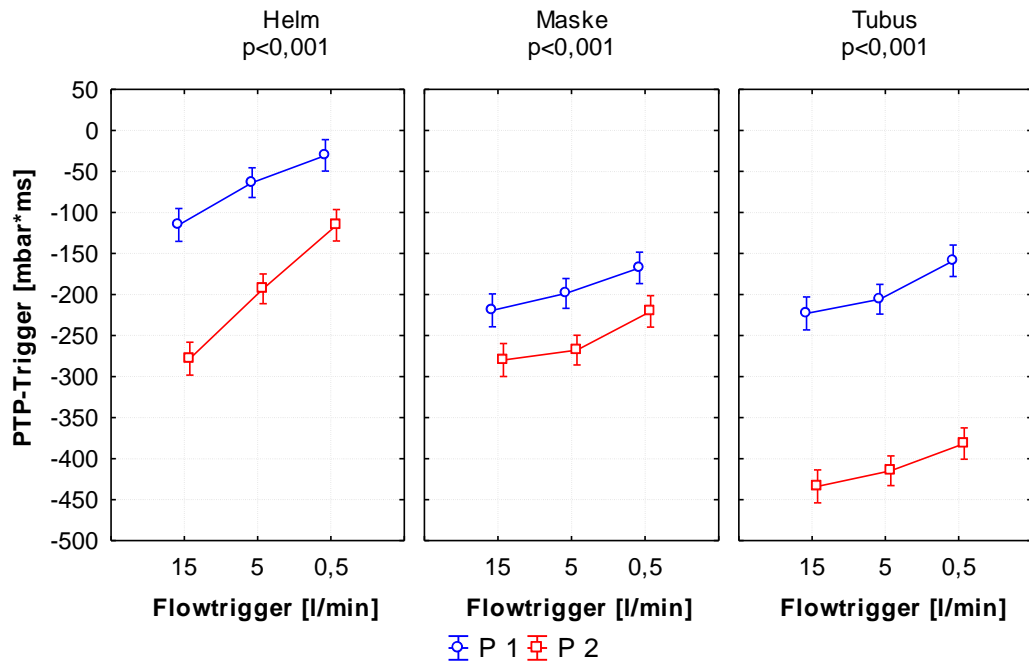
Auch an Drucktransducer P2 hatte der Flowtrigger einen Einfluss auf das Messergebnis. Im Vergleich zu Drucktransducer P1 waren beim Beatmungshelm alle Zeitintervalle länger und die PTPs größer ( $p < 0,001$ ). Gleiches traf auch auf den Tubus zu ( $p < 0,001$ ). Bei der Gesichtsmaske war der Delay-Trigger nur minimal verlängert ( $p = 0,479$ , Abb. 63, S. 68), aber auch in Bezug auf den Delay-Peep und die PTPs zeigte sich eine signifikante Veränderung ( $p < 0,001$ , Abb. 64, S. 68; Abb. 65, S. 69; Abb. 66, S. 69).



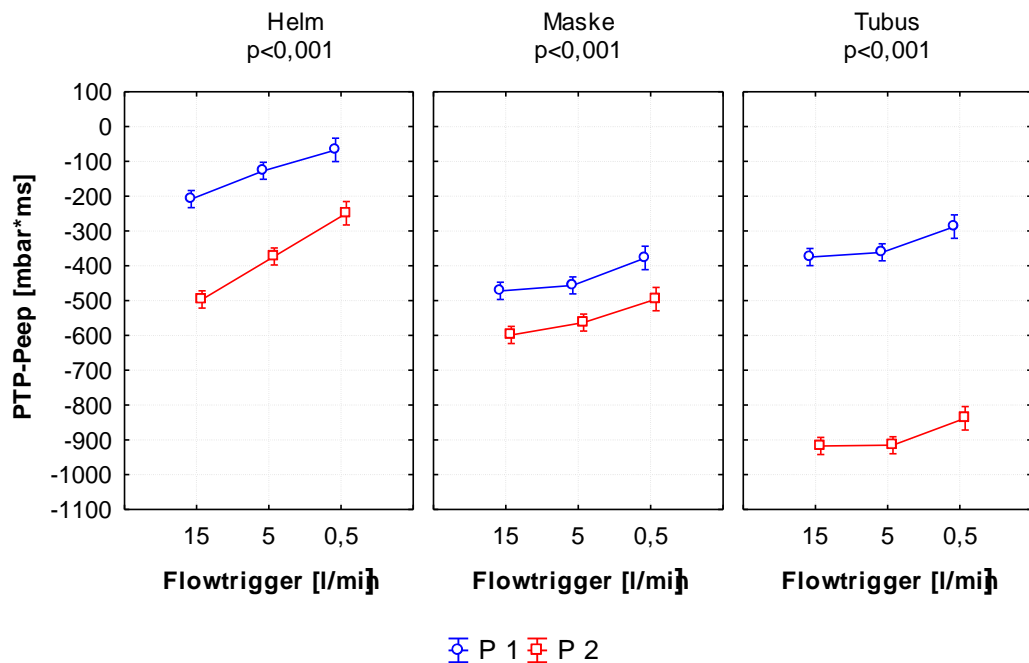
**Abb. 63:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, Delay-Trigger (n = 5)



**Abb. 64:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, Delay-Peep (n = 5)



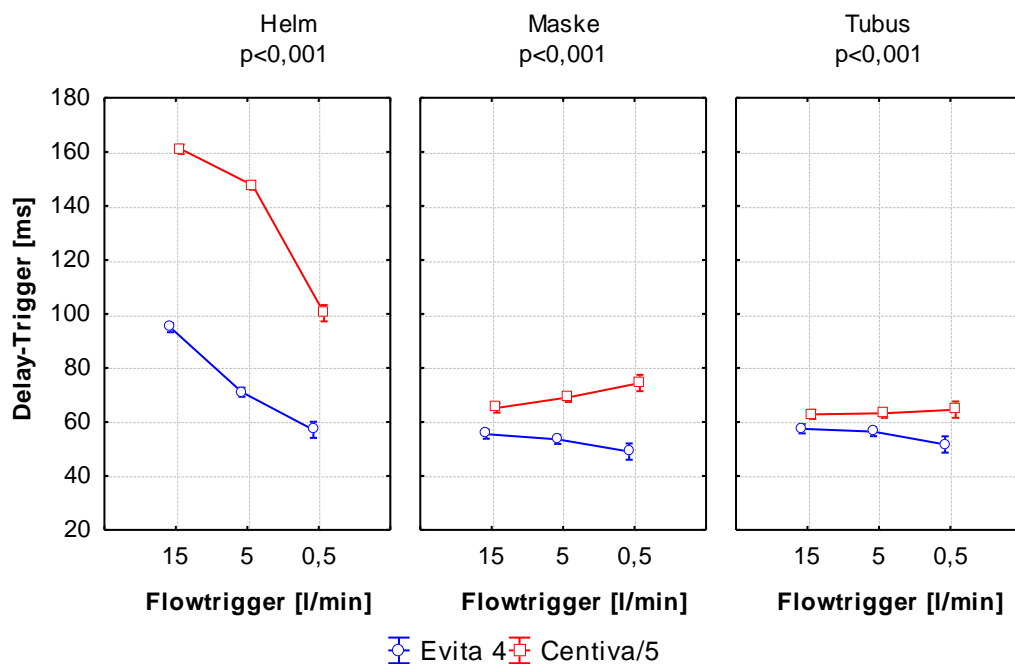
**Abb. 65:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, PTP-Trigger (n = 5)



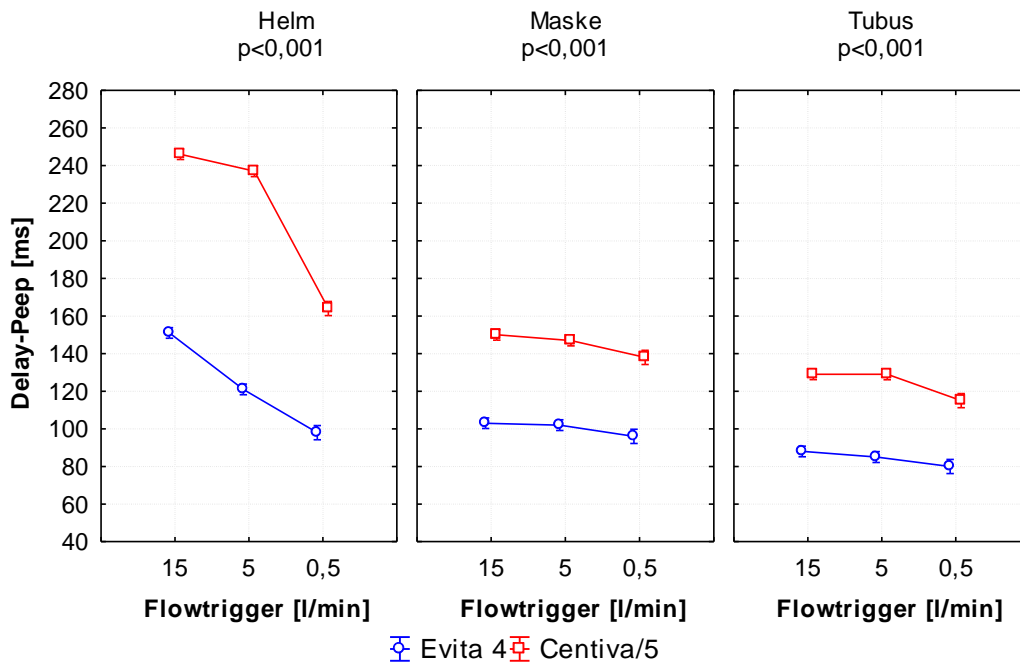
**Abb. 66:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Evita 4, PTP-Peep (n = 5)

## - Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P1

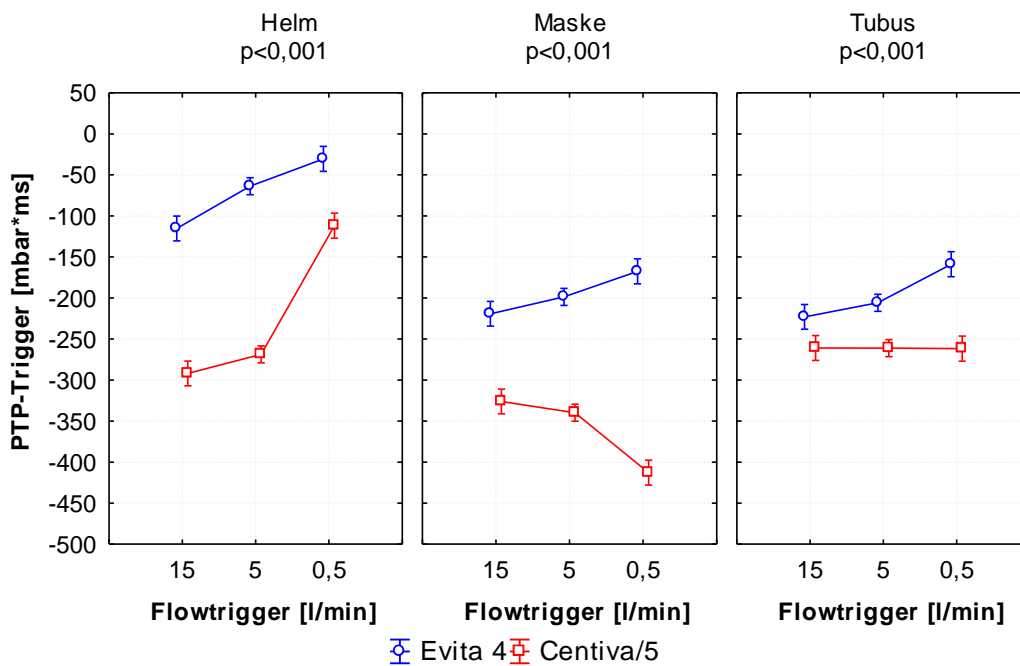
Auch beim Beatmungsgerät Centiva/5 wurde durch die Verminderung des Flowtriggers der Delay-Trigger beim Beatmungshelm signifikant reduziert (38 %,  $p < 0,001$ ), während er beim Tubus ( $p = 0,984$ ) nicht beeinflusst und bei der Gesichtsmaske sogar erhöht wurde (14 %,  $p < 0,001$ ). Auch der Delay-Peep wurde beim Beatmungshelm reduziert (33 %,  $p < 0,001$ ), bei der Gesichtsmaske (8 %,  $p = 0,024$ ) und dem Tubus (10 %,  $p < 0,001$ ) hingegen zeigte sich nur ein geringer Effekt. Somit war die Reduzierung des Delay-Triggers und -Peep beim Beatmungshelm und dem Beatmungsgerät Centiva/5 am größten. Trotzdem war das Zeitintervall bei allen drei Interfaces immer noch länger als beim Beatmungsgerät Evita 4 ( $p < 0,001$ , Abb. 67, S. 70; Abb. 68, S. 71). Der PTP-Trigger und PTP-Peep wurden beim Beatmungshelm durch die Verminderung des Flowtriggers signifikant reduziert (56 % und 25 %,  $p < 0,001$ ), bei der Gesichtsmaske hingegen wurde der PTP-Trigger signifikant erhöht (27 %,  $p < 0,001$ ) und der PTP-Peep blieb unverändert ( $p = 1,000$ ). Beim Tubus blieb der PTP-Trigger ( $p = 1,000$ ) und der PTP-Peep ( $p = 0,999$ ) unverändert. Auch die PTPs wurden beim Beatmungshelm mit dem Beatmungsgerät Centiva/5 stärker beeinflusst als beim Beatmungsgerät Evita 4, waren aber dennoch größer ( $p < 0,001$ , Abb. 69, S. 71; Abb. 70, S. 72).



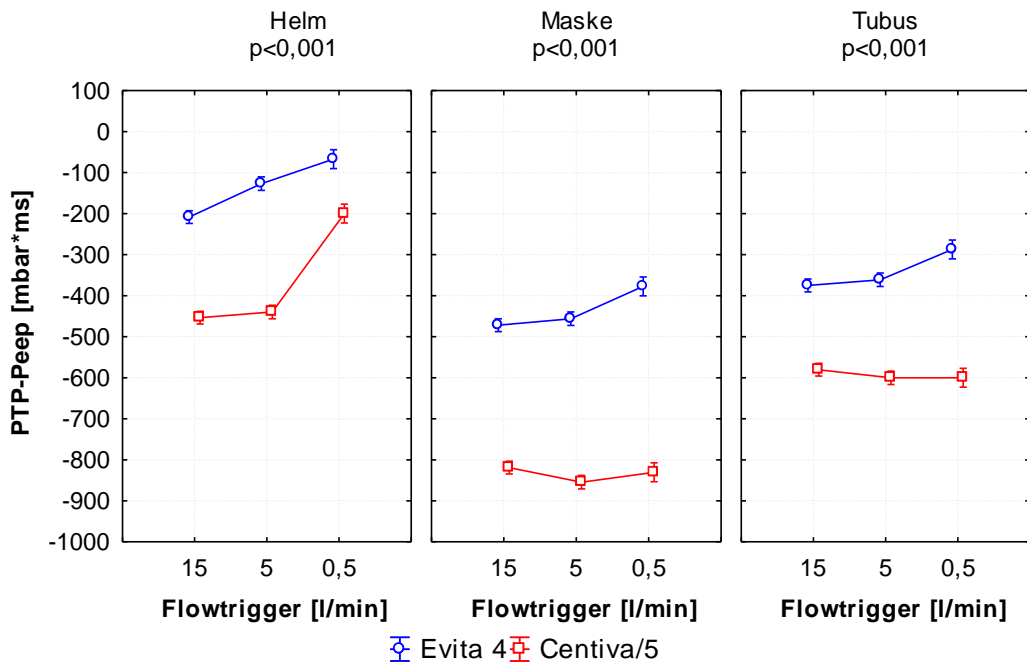
**Abb. 67:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Trigger (n = 5)



**Abb. 68:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 69:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, PTP-Trigger (n = 5)

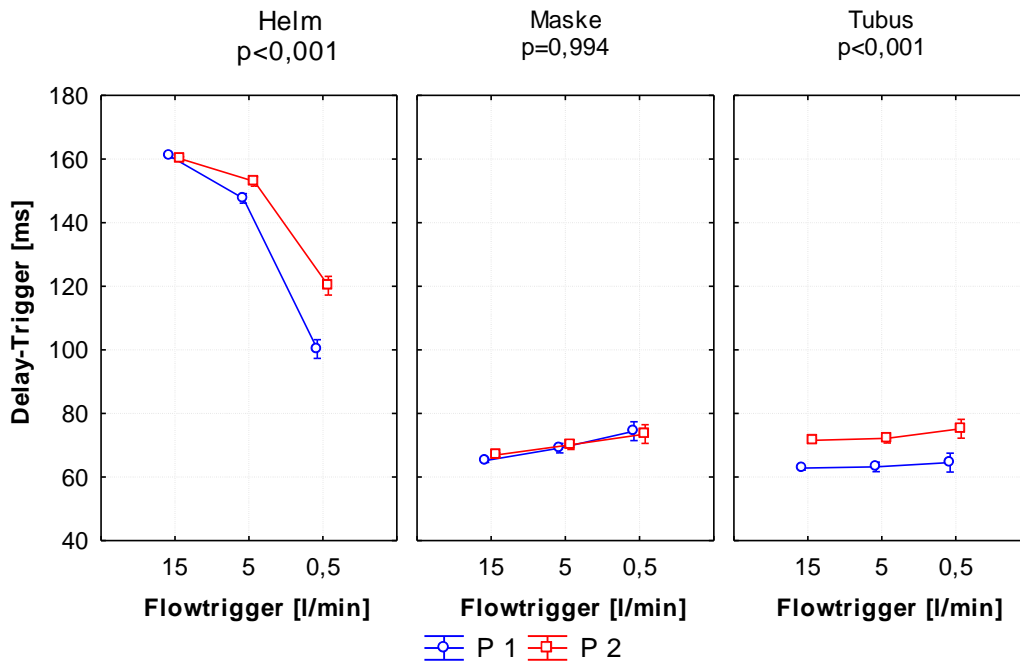


**Abb. 70:** Vergleich Evita 4 und Centiva/5, Drucktransducer P1, PTP-Peep (n = 5)

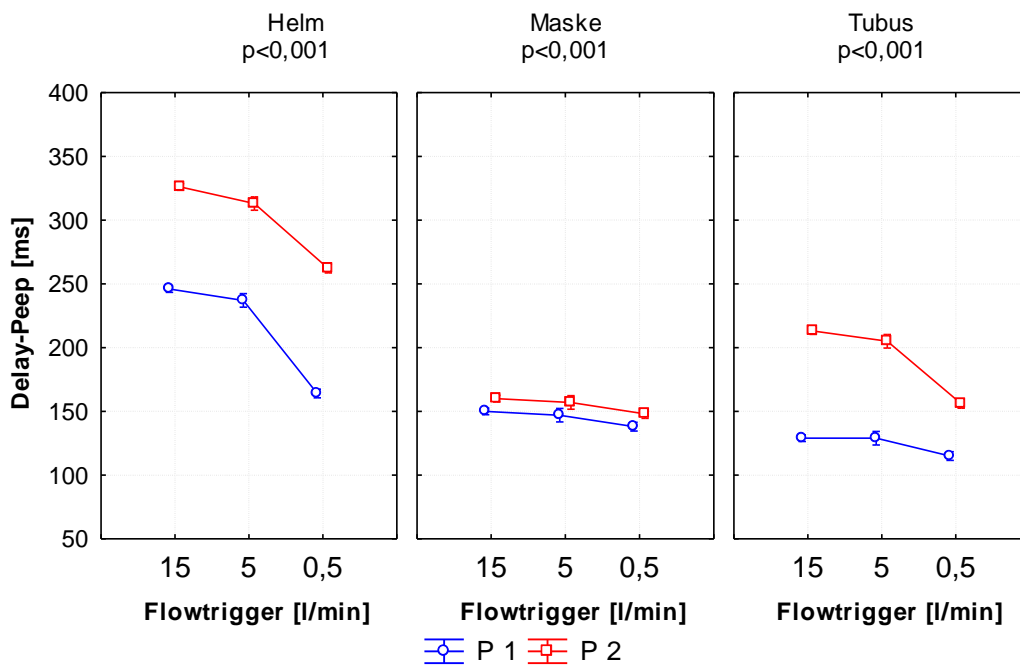
#### - Beatmungsgerät Centiva/5 und Drucktransducer P2

Zwischen den Drucktransducern P1 und P2 gab es für den Delay-Trigger beim Tubus ( $p < 0,001$ ) und beim Beatmungshelm ( $p < 0,001$ ) einen signifikanten Unterschied, bei der Gesichtsmaske ( $p = 0,994$ ) war dies nicht der Fall (Abb. 71, S. 73). Der Delay-Peep war jedoch an Drucktransducer P2 bei allen drei Interfaces im Vergleich zu Drucktransducer P1 signifikant verlängert (Helm  $p < 0,001$ , Maske  $p < 0,001$ , Tubus  $p < 0,001$ , Abb. 72, S. 73). Der Betrag des PTP-Triggers und PTP-Peep war bei allen drei Interfaces an Drucktransducer P2 signifikant größer als an Drucktransducer P1 ( $p < 0,001$ , Abb. 73, S. 74; Abb. 74, S. 74).

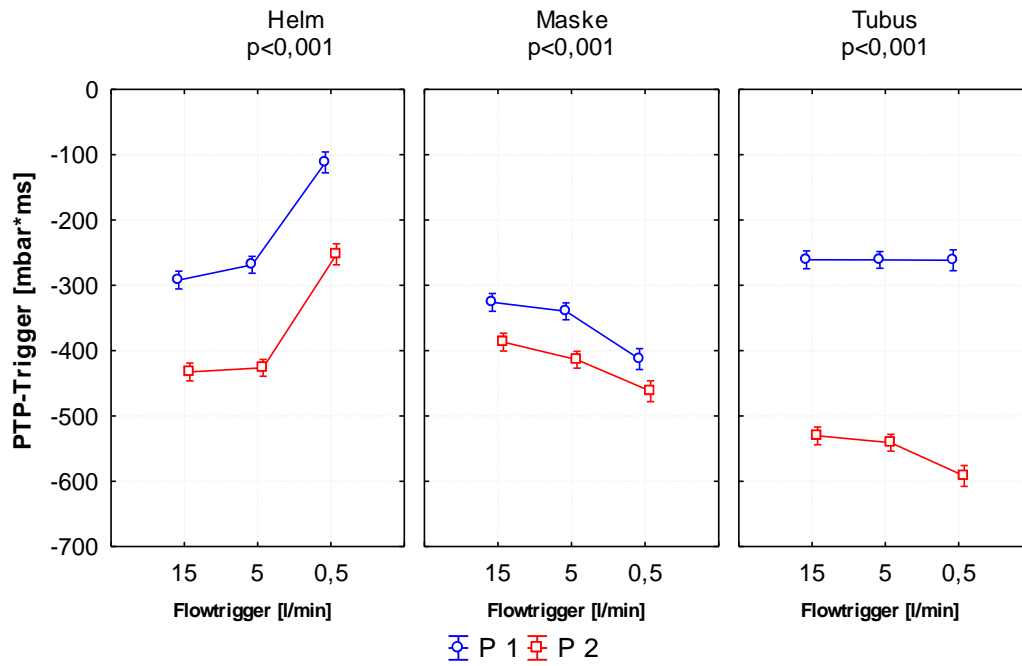




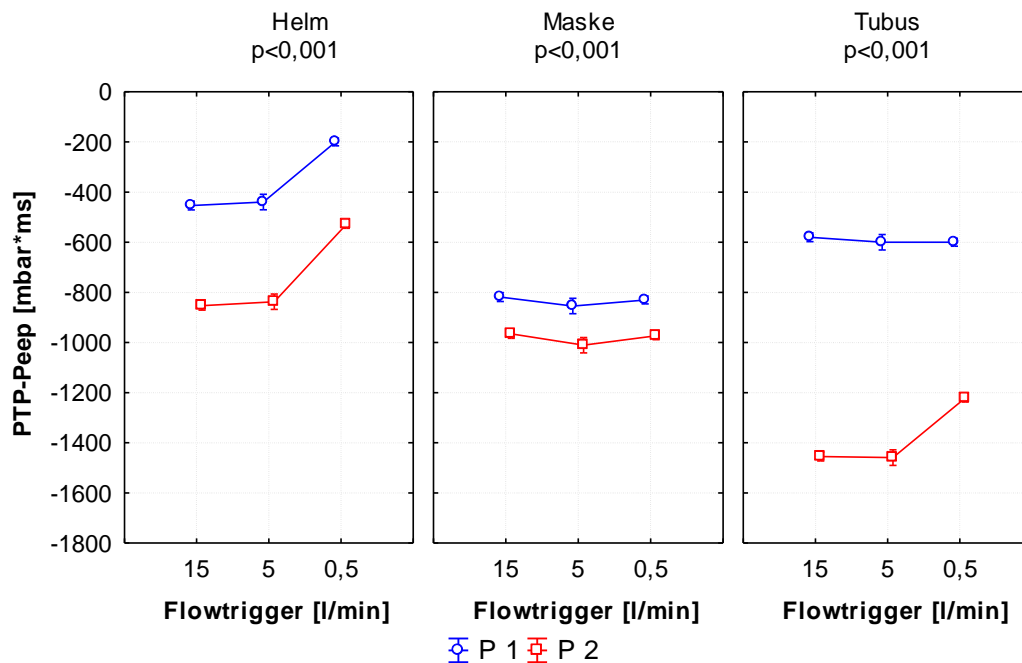
**Abb. 71:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Beatmungsgerät Centiva/5, Delay-Trigger (n = 5)



**Abb. 72:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 73:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, PTP-Trigger (n = 5)



**Abb. 74:** Vergleich Drucktransducer P1 und P2, Centiva/5, PTP-Peep (n = 5)

#### 4.1.2.4. Ergebnisse der Messung mit Flow-by-System (nur Centiva/5)

Die folgenden Ergebnisse wurden bei einem Peep von 8 mbar gemessen, da ein größerer Peep nur einen geringen Einfluss auf die Zeitintervalle hatte ( $p > 0,05$ , siehe Abb. 24, S. 42). Bei einem Flowtrigger von 5 l/min wurde der Flow-by erhöht (3, 10, 20, 30 l/min).

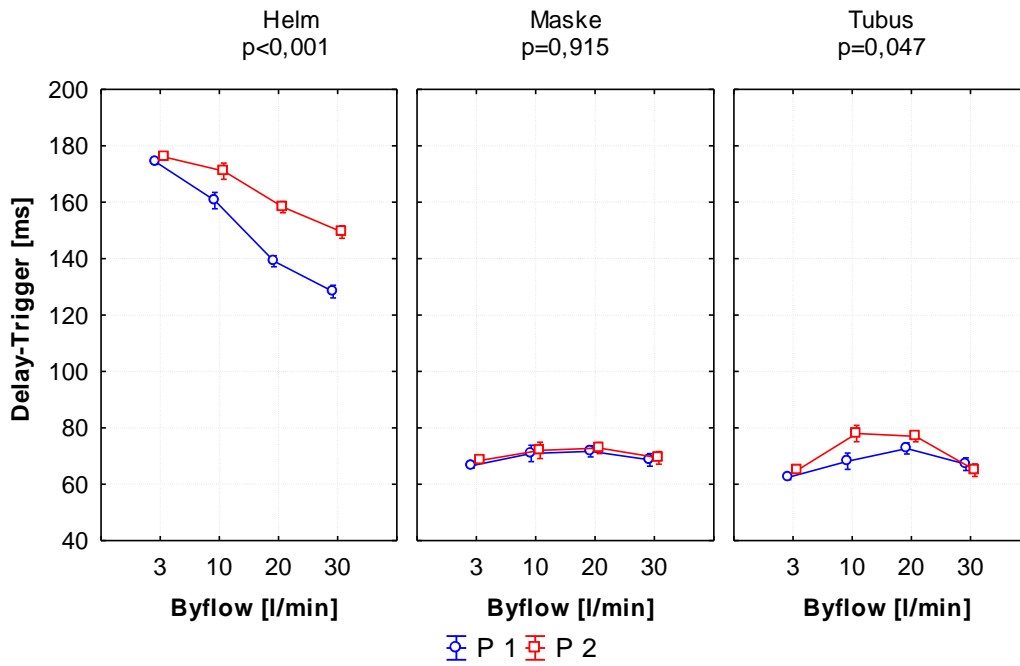
##### - Drucktransducer P1

Durch Erhöhung des Flow-by-Wertes kam es beim Beatmungshelm zu einer signifikanten Reduzierung von Delay-Trigger (26 %,  $p < 0,001$ ) und Delay-Peep (38 %,  $p < 0,001$ ), die aber im Vergleich zur Gesichtsmaske und zum Tubus immer noch signifikant größer war ( $p < 0,001$ ). Bei der Gesichtsmaske ( $p = 0,999$ ) und dem Tubus ( $p = 0,574$ ) für invasive Beatmung blieb der Delay-Trigger bei Erhöhung des Flow-By-Wertes unverändert und es bestand auch kein Unterschied zwischen der Gesichtsmaske und dem Tubus ( $p = 1,000$ ). Gleiches traf auch auf den Delay-Peep zu (Maske  $p = 1,000$ , Tubus  $p = 1,000$ , Abb. 75, S. 76 und Abb. 76, S. 76).

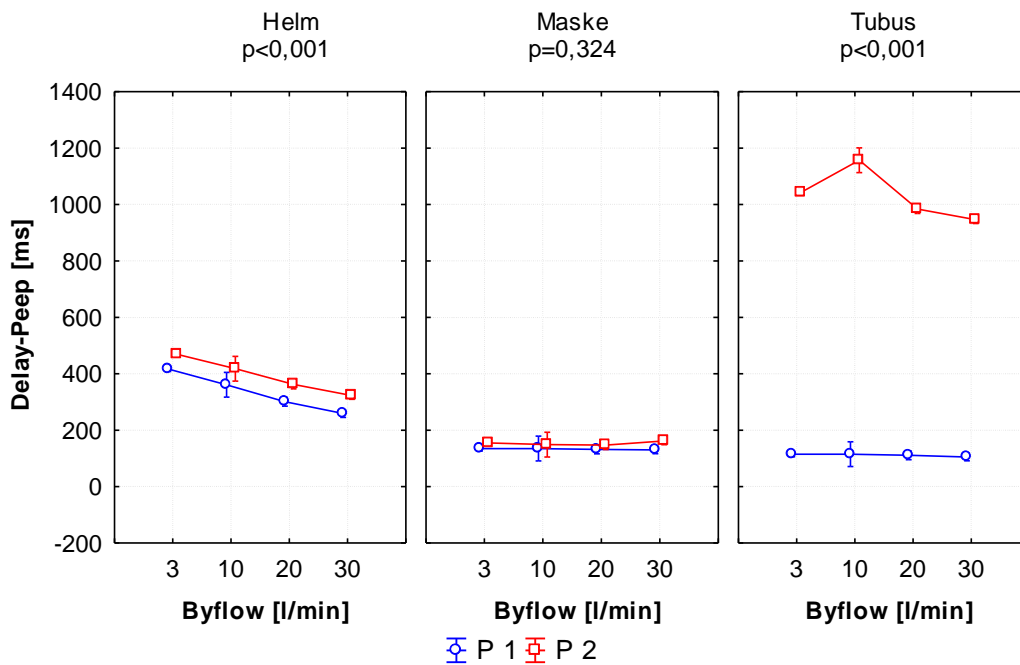
Beim Beatmungshelm reduzierte sich der PTP-Trigger ( $p = 0,010$ , 41 %). Bei der Gesichtsmaske (19 %,  $p < 0,001$ ) und dem Tubus hingegen (17 %,  $p < 0,001$ ) stieg es zunächst an, dann reduzierte es sich jedoch auch signifikant (Abb. 77, S. 77). Beim PTP-Peep ergab sich bei allen drei Interfaces eine signifikante Reduzierung ( $p < 0,001$ ) bei Erhöhung des Flow-by-Wertes bis auf 30 l/min, wobei der Beatmungshelm den größten Effekt zeigte (46 %, Abb. 78, S. 77).

##### - Drucktransducer P2

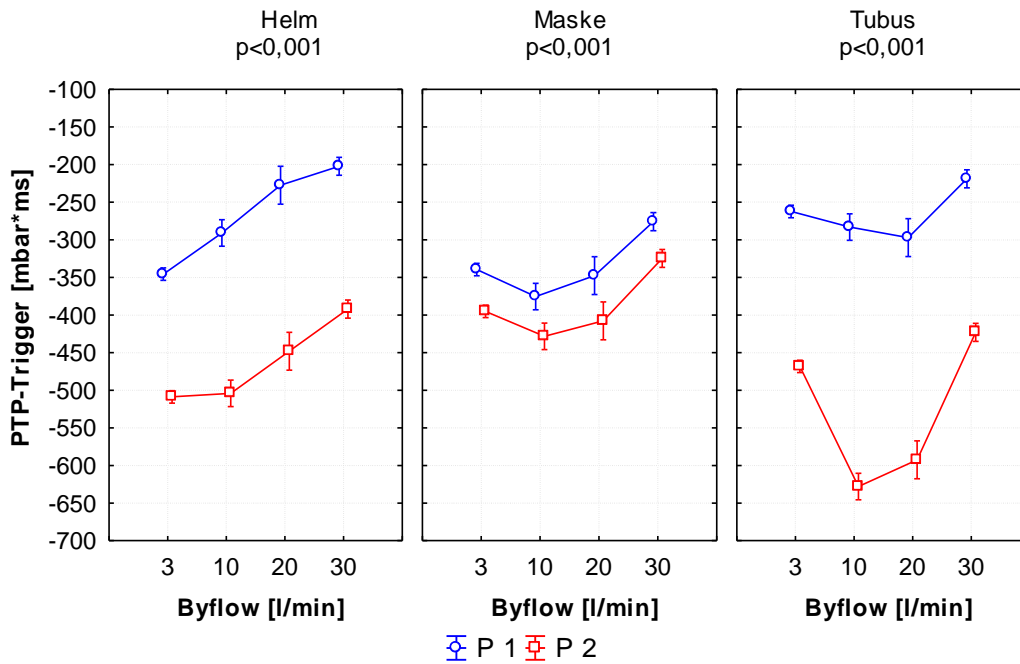
Im Vergleich zu P1 ergab sich beim Delay-Trigger bei der Gesichtsmaske kein Unterschied ( $p = 0,915$ ). Beim Beatmungshelm ( $p < 0,001$ ) und beim Tubus ( $p = 0,047$ ) war der Unterschied jedoch signifikant (Abb. 75, S. 76). Gleiches traf auch auf den Delay-Peep zu (Helm  $p < 0,001$ , Maske  $p = 0,324$ , Tubus  $p < 0,001$ , Abb. 76, S. 76). Beim PTP-Trigger und -Peep hingegen gab es bei allen drei Interfaces einen signifikanten Unterschied zwischen P1 und P2 (Abb. 77, S. 77 und Abb. 78, S. 77).



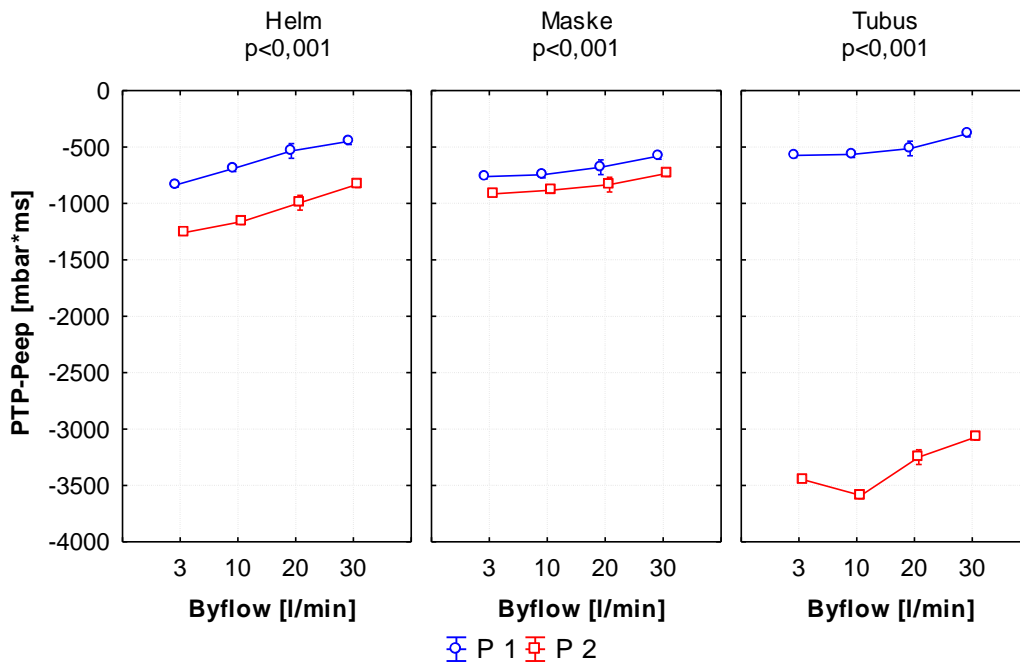
**Abb. 75:** Vergleich P1 und P2, Einfluss des Flow-by-Systems auf den Delay-Trigger (n = 5)



**Abb. 76:** Vergleich P1 und P2, Einfluss des Flow-by-Systems auf den Delay-Peep (n = 5)



**Abb. 77:** Vergleich P1 und P2, Einfluss des Flow-by-Systems auf den PTP-Trigger (n = 5)



**Abb. 78:** Vergleich P1 und P2, Einfluss des Flow-by-Systems auf den PTP-Peep (n = 5)

## **4.2. Ergebnisse mit dem Lungenmodell TTL 5600i**

Eine Desynchronisation zwischen dem Triggerkompartiment (Atemantrieb) und Beatmungsgerät wurde visuell ermittelt und die dazugehörigen Flowkurven wurden aufgezeichnet.

### **4.2.1. Desynchronisation mit dem Beatmungsgerät Evita 4**

Eine Desynchronisation zwischen dem Atemantrieb und Beatmungsgerät wurde in Abhängigkeit der elastischen Eigenschaften des Lungenmodells (Compliance), der Triggersensitivität des Beatmungsgerätes, der Atemfrequenz (AF) und der eingestellten Druckunterstützung (PS) beobachtet. Zudem bestand ein Unterschied bei der Verwendung des Beatmungshelmes, der Gesichtsmaske und des Tubus für die invasive Beatmung.

Bei einer Compliance von 90 ml/mbar und einer Triggersensitivität von 15 l/min trat sowohl beim Beatmungshelm, der Gesichtsmaske als auch beim Tubus ab einer Atemfrequenz größer 20/min eine Desynchronisation auf, wobei diese beim Beatmungshelm schon ab einer Druckunterstützung von 15 mbar eingetreten ist, bei der Gesichtsmaske und dem Tubus erst ab 20 mbar. Je höher die Atemfrequenz gewählt wurde, desto niedriger war die Druckunterstützung, bei der noch keine Desynchronisation eintrat.

Mit einer Reduzierung der Compliance auf 60 ml/mbar trat erst bei einer höheren Atemfrequenz bzw. einer höheren Druckunterstützung eine Desynchronisation auf, so dass bei der Gesichtsmaske und dem Tubus erst ab einer Atemfrequenz größer 30/min eine Desynchronisation gezeigt werden konnte, während beim Beatmungshelm dies schon bei einer Atemfrequenz größer 20/min und einer Druckunterstützung von 26 mbar der Fall war.

Mit einer Compliance von 30 ml/mbar trat eine Desynchronisation nur beim Beatmungshelm auf. Insgesamt gab es (bei hoher Atemfrequenz und Compliance) keine Desynchronisation beim Beatmungshelm mit einer Druckunterstützung kleiner 4 mbar, bei der Gesichtsmaske und dem Tubus kleiner 5 mbar. Bei einer Triggersensitivität von 0,5 l/min trat generell eine Desynchronisation im Vergleich zu einer Triggersensitivität von 15 l/min seltener auf, keine Desynchronisation zwischen dem Atemantrieb und Beatmungsgerät gab es (bei hoher Atemfrequenz und Compliance) beim Beatmungshelm und der Gesichtsmaske mit einer Druckunterstützung kleiner 5 mbar, beim Tubus kleiner 6 mbar.

Zusammenfassend kann man sagen, dass es bei einer Erhöhung der Compliance, der Atemfrequenz, der Druckunterstützung und der Triggerschwelle eher zu einer Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät kommt.

Trigger [l/min]	AF	Maximal erreichbare Druckunterstützung [mbar]								
		Compliance 30 [ml/mbar]			Compliance 60 [ml/mbar]			Compliance 90 [ml/mbar]		
		Helm	Maske	Tubus	Helm	Maske	Tubus	Helm	Maske	Tubus
0,5	10	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	20	--	--	--	--	--	--	18	21	24
	30	--	--	--	18	20	22	9	8	9
	40	24	--	--	12	12	12	5	5	6
15	10	--	--	--	--	--	--	--	--	--
	20	--	--	--	26	--	--	15	20	20
	30	28	--	--	14	17	20	6	7	7
	40	18	--	--	8	10	11	4	5	5

**Tabelle 2:** Einfluss der Lungencompliance, der Atemfrequenz (AF) und der Triggersensitivität auf eine Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät Evita 4 in der nichtinvasiven Beatmung mit einem Beatmungshelm und einer Gesichtsmaske im Vergleich zur invasiven Beatmung mit einem endotrachealen Tubus. Gezeigt wird die maximal einstellbare Druckunterstützung (PS) ohne Desynchronisation. Es wurde bis zu einer Druckunterstützung von 30 mbar gemessen.

#### 4.2.2. Desynchronisation mit dem Beatmungsgerät Centiva/5

Auch bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 kam es beim Beatmungshelm, der Gesichtsmaske und dem Tubus zu einer Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät in Abhängigkeit der Atemfrequenz (AF), Lungencompliance, Triggersensitivität und eingestellten Druckunterstützung (PS). Jedoch konnte das Beatmungsgerät Centiva/5 im Gegensatz zum Beatmungsgerät Evita 4 bei bestimmten Parametern die Anforderungen nicht mehr erfüllen und die automatische Patientenerkennung schaltete das Gerät mit der Meldung „System offen“ (SO) in den Standby-Modus. Eine adäquate Beatmung war infolgedessen nicht mehr gegeben. Ein weiterer Effekt war der sogenannte „Autotrigger“ (AT), bei dem das Beatmungsgerät unter gewissen Bedingungen einen Inspirationsfluss nach dem anderen erzeugte und diesen Zustand auch nicht mehr beenden konnte.

Bei einer Compliance von 90 ml/mbar und einer Triggersensitivität von 15 l/min trat sowohl bei dem Beatmungshelm, der Gesichtsmaske als auch dem Tubus ab einer Atemfrequenz größer 20/min eine Desynchronisation ein. Im Vergleich zu den Messungen mit dem Beatmungsgerät Evita 4 trat dies bei dem Beatmungshelm erst ab einer Druckunterstützung von 17 mbar, bei der Gesichtsmaske ab 20 mbar und beim Tubus ab 22 mbar ein. Somit wurde eine Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät Centiva/5 im Vergleich zum Beatmungsgerät Evita 4 bei einer höheren eingestellten Druckunterstützung beobachtet. Jedoch kam es beim Beatmungshelm bereits bei einer Atemfrequenz von 10/min und einer Druckunterstützung von 24 mbar zu einer Fehlbeatmung, das Beatmungsgerät Centiva/5 schaltete mit der Meldung „System offen“ in den Standby-Modus und stellte die Beatmung völlig ein.

Mit einer Reduzierung der Compliance auf 60 ml/mbar trat auch hier wie beim Evita 4-Gerät erst bei höheren Atemfrequenzen (bzw. einer Druckunterstützung) eine Desynchronisation auf, so dass eine solche beim Beatmungshelm, der Gesichtsmaske und dem Tubus erst ab einer Atemfrequenz größer 30/min gezeigt werden konnte. Aber auch bei dieser Compliance kam es beim Beatmungshelm ab einer Druckunterstützung von 25 mbar und einer Atemfrequenz < 20/min zur einer Fehlbeatmung mit der Meldung „System offen“.

Nach einer weiteren Reduzierung der Compliance auf 30 ml/mbar konnte bei der Gesichtsmaske und beim Beatmungshelm keine Desynchronisation mehr nachgewiesen werden, dagegen kam es beim Beatmungshelm bei sämtlichen Atemfrequenzen zum „Autotrigger“ und es konnten infolgedessen keine Messungen durchgeführt werden. Das Beatmungsgerät lieferte im Sekundentakt einen Inspirationsfluss nach dem anderen.



Im Gegensatz zum Beatmungsgerät Evita 4 konnte eine Reduzierung des Flowtriggers auf 0,5 l/min die Desynchronisation nicht wesentlich verzögern oder beeinflussen. Zusammenfassend wurde (bei hoher Atemfrequenz, Compliance und unabhängig vom Flowtrigger) keine Desynchronisation beim Beatmungshelm bei einer Druckunterstützung kleiner 8 mbar, bei der Gesichtsmaske und dem Tubus kleiner 5 mbar beobachtet.

Im Ergebnis zeigte sich für den Beatmungshelm bei hohen Atemfrequenzen eine stärker verzögerte Desynchronisation als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Dies änderte sich jedoch bei niedrigeren Atemfrequenzen zu Gunsten der Gesichtsmaske oder des Tubus.

Auch hier kann man zusammenfassend sagen, dass es bei einer Erhöhung der Compliance, der Atemfrequenz, der Druckunterstützung und im gewissen Rahmen auch der Triggersensitivität eher zu einer Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät kommt. Beim Beatmungshelm kommt es zusätzlich bei geringer Lungencompliance zum „Autotrigger“, bei großer Lungencompliance und niedriger Atemfrequenz hingegen zum Wechsel in den Standby-Modus mit der Meldung „System offen“.

Trigger [l/min]	AF	Maximal erreichbare Druckunterstützung [mbar]								
		Compliance 30 [ml/mbar]			Compliance 60 [ml/mbar]			Compliance 90 [ml/mbar]		
		Helm	Maske	Tubus	Helm	Maske	Tubus	Helm	Maske	Tubus
0,5	10	AT	--	--	27 (SO)	--	--	24 (SO)	--	--
	20	AT	--	--	25 (SO)	--	--	17	20	23
	30	AT	--	--	18	21	23	10	9	10
	40	AT	--	--	13	12	14	8	6	6
15	10	AT	--	--	26 (SO)	--	--	24 (SO)	--	--
	20	AT	--	--	25 (SO)	--	--	17	20	22
	30	AT	--	--	17	21	23	10	9	10
	40	AT	--	--	13	12	14	8	5	5

**Tabelle 3:** Einfluss der Lungencompliance, der Atemfrequenz (AF) und der Triggersensitivität auf eine Desynchronisation zwischen Atemantrieb und Beatmungsgerät Centiva/5 in der nichtinvasiven Beatmung mit einem Beatmungshelm und einer Gesichtsmaske im Vergleich zur invasiven Beatmung mit einem endotrachealen Tubus. Gezeigt wird die maximal einstellbare Druckunterstützung (PS) ohne Desynchronisation. Es wurde bis zu einer Druckunterstützung von 30 mbar gemessen. AT = Autotrigger, SO = System offen.

## 5. Diskussion

Moderne Intensivbeatmungsgeräte für invasive Beatmung sind mit empfindlichen Ventilen, Sensoren und Hochleistungsdüsen ausgestattet, um die Reaktionszeit (Delay) nach einer Inspiration so kurz wie möglich zu halten und den Patienten mit einem adäquaten Flow zu unterstützen (Richard et al. 2002). Obwohl sogar eine spezielle Software entwickelt und die Technik für nichtinvasive Beatmung angepasst wurde, sind diese Beatmungsgeräte dennoch von Anfang an nicht für nichtinvasive Beatmung konstruiert worden. Eine Gesichtsmaske oder ein Beatmungshelm kann die Leistung daher negativ beeinflussen (Vignaux et al. 2007).

Die vorliegende Arbeit zeigt, dass die Leistung beider modernen Intensivbeatmungsgeräte (Evita 4 und Centiva/5) durch den Beatmungshelm für nichtinvasive Beatmung signifikant beeinträchtigt wird. Die Delay-Zeiten sind für den Beatmungshelm deutlich länger als für die Gesichtsmaske und den endotrachealen Tubus. Die Höhe der Druckunterstützung (PS) und des Peep hat beim Beatmungshelm einen größeren Einfluss auf die Delay-Zeiten als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Auch das Pressure-Time-Product (PTP) unterscheidet sich beim Beatmungshelm, der Gesichtsmaske und dem Tubus in der ersten Phase der Inspiration (PTP-Trigger und PTP-Peep), jedoch nicht bei der vollständigen Inspirationsdauer (PTP-Total). Die Desynchronisation tritt eher beim Beatmungshelm auf und nimmt bei zunehmender Druckunterstützung (PS), Atemfrequenz (AF) und Lungencompliance zu.

### Technische Aspekte

Die Daten wurden an einem mechanischen Lungenmodell erhoben und werden durch die Compliance und Resistance des gesamten Systems einschließlich der mechanischen Lunge und der benutzten Komponenten für invasive und nichtinvasive Beatmung beeinflusst. Allein die Veränderung der Lungencompliance hat einen relevanten Einfluss auf die Zeitintervalle (Abb. 23, S. 40). Auch der Grad der Leckage, insbesondere beim Beatmungshelm, spielt eine große Rolle. Daher wurde im Vorfeld versucht, die Leckage auf ein Minimum zu reduzieren, um u. a. reproduzierbare Werte messen zu können. Wiederholte Leckage-Messungen bei verschiedenen Beatmungshelmen haben keine besonders große Abweichung gezeigt (Abb. 12, S. 25), so dass der Grad der Leckage am ehesten von der Passgenauigkeit am Patienten abhängig sein wird. Folglich wird in der Praxis die Leckage immer größer sein als in den Versuchen am Lungenmodell. Dies sollte bei der Anwendung am Patienten auf jeden Fall berücksichtigt werden.

Die Beatmungsgeräte Evita 4 und Centiva/5 wurden im druckkontrollierten Beatmungsmodus verwendet. Bisher war bekannt, dass gerade die Beatmung mit Druckvorgabe eine gute Leckage-Kompensation zeigt (Mehta et al. 2001; Schönhofer und Sortor-Leger 2002). Oscroft und Smith (2010) zeigten jedoch in einer Studie zu einer neueren Beatmungsform (Druckunterstützung mit gesichertem Durchschnittsatemvolumen), die für die NIV entwickelt wurde, dass die vorgewählten Zielminutenvolumina unabhängig von der Compliance und Resistance des Systems erreicht werden können und sogar die Größe der Leckage nur einen geringen Einfluss hat.

Der Delay-Trigger wurde definiert als Zeitintervall zwischen dem Beginn der Inspiration und dem Punkt der Druckkurve, an dem kein weiterer Abfall stattgefunden hat (Tiefpunkt). Dieses Zeitintervall wurde so gewählt, weil es die Identifikation erleichtert hat, obwohl es schon über dem „realen Delay“ des Beatmungsgerätes lag und folglich eine Reaktion des Gerätes stattgefunden haben musste. Die Unterstützung des Beatmungsgerätes beginnt wenige Millisekunden vor Erreichen des Tiefpunktes auf der Druckkurve, aber bei einer Aufzeichnungsrate von 200 Hz konnte dieser Umkehrpunkt in den Vorversuchen vor allem beim Beatmungshelm nur inkonstant identifiziert werden. Einzelne Ergebnisse zeigten, dass in der invasiven und der Gesichtsmaskenbeatmung dieser Punkt ca. 5 bis 10 ms vor dem Tiefpunkt der Druckkurve lag. Zum Vergleich wurden uns Daten aus den Qualitätsmessungen der Firma Dräger (Evita 4) zur Verfügung gestellt. Bei invasiver Beatmung mit dem Tubus gab es für den Delay-Trigger eine Abweichung von max.  $\pm 5$  ms zu den für die vorliegende Arbeit erhobenen Daten.

Zudem wurde durch Stell et al. (2001) in einer Vergleichsstudie mit 13 verschiedenen Beatmungsgeräten nachgewiesen, dass bei nichtinvasiver Beatmung die Zeiten für Delay-Trigger je nach Beatmungsgerät zwischen 120 und 500 ms variieren. Auch in der vorliegenden Arbeit wurden zwischen den beiden Beatmungsgeräten Evita 4 und Centiva/5 unterschiedliche Delay-Zeiten gemessen, was die o. g. Ergebnisse von Stell et al. (2001) bestätigt.

Aber nicht nur die Verwendung unterschiedlicher Beatmungsgeräte, sondern auch die Positionierung der Drucktransducer kann einen Einfluss auf die Ergebnisse haben. Daher wurden die Messungen mit zwei Drucktransducern durchgeführt, um den Verlauf der Druckkurve vor dem Interface (Helm, Maske, Tubus) (P1) und dahinter (P2) aufzeichnen zu können. Somit können die Zeitintervalle und das Pressure-Time-Product bei Verwendung anderer Beatmungsgeräte und Lungenmodelle sowie je nach Positionierung der Messsonden variieren und sind daher stark abhängig von dem jeweilig genutzten System.

### Delay-Zeiten

Die Leistung eines Beatmungsgerätes wird durch den Beatmungshelm und die Gesichtsmaske für die nichtinvasive Beatmung und den endotrachealen Tubus für die invasive Beatmung beeinflusst. Die Triggersensitivität (Delay-Trigger) und das Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep) sind mit dem Beatmungshelm durchgehend verzögert, während die Gesichtsmaske und der endotracheale Tubus deutlich geringere Delay-Zeiten aufweisen. Eine Erhöhung des Peep verkürzt die Delay-Zeiten beim Beatmungshelm, während bei der Maske und dem Tubus gar kein Einfluss beobachtet wurde. Dieser Effekt ist am deutlichsten ausgeprägt bei einem Peep kleiner 8 mbar, ein größerer Peep veränderte die Delay-Zeiten beim Beatmungshelm nur geringfügig.

Diese Beobachtung lässt sich durch die zunehmende Spannung des Beatmungshelmes bei steigendem Peep erklären. Je höher der Druck, desto straffer wird der Beatmungshelm. Dies wiederum führt zu einer besseren Druckübertragung auf das System und die Messsensoren des Beatmungsgerätes. Folglich wird bei steigendem Peep am Beatmungshelm die Triggersensitivität am Beatmungsgerät empfindlicher. Der Tubus und die Gesichtsmaske bieten hingegen wenig elastisches Material, weshalb hier auch bei einem niedrigeren Peep die Druckdifferenzen gut übertragen werden. Die o. g. Effekte bei Veränderung des Peep wurden bei beiden Beatmungsgeräten beobachtet, wobei bei dem Centiva/5-Gerät die Delay-Zeiten für den Beatmungshelm größer und für die Gesichtsmaske und den Tubus kleiner waren als bei dem Evita 4-Gerät.

Wenn man nun die gemessenen Werte von Drucktransducer P1 mit Drucktransducer P2 vergleicht, dann zeigt sich, dass der Delay-Trigger an P2 verlängert ist. Dieses Ergebnis lässt sich dadurch erklären, dass der Weg vom Beatmungsgerät bis zum Drucktransducer P2 länger und auch die Resistance, bedingt durch die Glasröhre (Trachea), größer ist. Daher dauert es länger, bis eine Unterstützung vom Beatmungsgerät an P2 ankommt, die Glasröhre wirkt als zusätzlicher Resistor. In Bezug auf den Delay-Peep zeigt sich jedoch, dass mit dem Beatmungsgerät Evita 4 die Differenz der Zeiten von P1 zu P2 beim Beatmungshelm am geringsten ist, während sie beim Tubus am größten ist. Schaut man sich nun den Druckverlauf der einzelnen Messungen an (Abb. 28, S. 44), dann lässt sich dieses Phänomen anhand des Druckkurvenverlaufes erklären: Der Beatmungshelm erreicht hier sehr viel schneller den eingestellten Peep als die Gesichtsmaske und der Tubus. Der Grund hierfür ist sicherlich das große Volumen und die Elastizität des Beatmungshelmes. Er wirkt wie ein zwischengeschalteter Kondensator, denn nach Beginn der Inspiration kommt es gleichmäßig zum Druckausgleich mit

Unterstützung des Beatmungsgerätes. Der endotracheale Tubus führt zu einer zusätzlichen Lumeneinengung in der Glasröhre (Trachea), im Vergleich zum Beatmungshelm und zur Gesichtsmaske ist die Resistance also größer. Daraus folgt, dass das Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep gemessen an Drucktransducer P2 am größten ist, der Tubus schneidet somit am schlechtesten ab.

Anders sind die Messergebnisse des Beatmungsgerätes Centiva/5, hier ergab sich bei der Gesichtsmaske die geringste Differenz von P1 zu P2 für die Zeit bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep). Beim Vergleich der einzelnen Druckkurven (Abb. 34, S. 49) zeigt sich, dass bei der Gesichtsmaske der eingestellte Peep am schnellsten erreicht wird, wobei vermerkt werden sollte, dass der Druck kurz danach wieder unter den eingestellten Peep absinkt, um sich anschließend wieder langsam zu normalisieren. Dieser Unterschied im Vergleich zum Beatmungsgerät Evita 4 lässt sich durch einen „schnelleren“ Druckausgleich erklären und ist vermutlich durch die Steuerung des Beatmungsgerätes Centiva/5 bedingt. Auch Stell et al. (2001) hatten unterschiedliche Delay-Zeiten bei verschiedenen Beatmungsgeräten gemessen.

Unter Beatmung mit Druckunterstützung (PS) werden die Delay-Zeiten beim Beatmungshelm deutlich gesenkt, während bei der Gesichtsmaske und dem Tubus nur ein geringer oder gar kein Effekt beobachtet wurde. Dies war sowohl bei dem Beatmungsgerät Evita 4 als auch Centiva/5 der Fall. Aber im Gegensatz zu den reinen CPAP-Messungen hat das Beatmungsgerät Centiva/5 bei den Messungen mit Druckunterstützung bei allen drei Interfaces (Helm, Maske, Tubus) schlechtere Delay-Zeiten erzielt. Daraus lässt sich schlussfolgern, dass schon bei einer geringen Veränderung der Einstellung am Beatmungsgerät unterschiedliche Zeiten im Vergleich zu anderen Beatmungsgeräten ermittelt werden. Aus diesem Grund sollte in der klinischen Anwendung ein Algorithmus zur Einstellung des Beatmungsgerätes angewandt werden, um eine unnötig hohe Atemarbeit des Patienten oder sogar eine Desynchronisation zwischen Patient und Beatmungsgerät zu vermeiden (Sassoon 2011).

Aufgrund der Messergebnisse an beiden Beatmungsgeräten sollte in Bezug auf die Delay-Zeiten bei der Helmbeatmung der höchstmögliche, vom Patienten tolerierte Peep eingestellt werden, damit die Triggersensitivität positiv beeinflusst wird. Zu dem gleichen Ergebnis sind auch Vargas et al. (2009) gekommen, in deren Studie der Beatmungshelm mit der Gesichtsmaske an 11 Patienten nach der Extubation verglichen wurde.

Ein hoch eingestellter Peep ist neben der positiven Beeinflussung der Triggersensitivität auch wichtig für Patienten mit schwerer hypoxämischer ARI (ARDS) (Fan et al. 2005). Durch Anwenden eines konstanten positiven Atemwegsdrucks wird ein schnelles alveoläres Recruitment erreicht, es kommt zur Verbesserung der Belüftung zuvor nur partiell oder gar nicht

belüfteter Alveolarabschnitte. Ein Wiederöffnen von kollabiertem Lungengewebe während der Inspiration kann durch eine zusätzliche Erhöhung des transpulmonalen Druckes infolge einer inspiratorischen Druckunterstützung (PS) erreicht werden. Bei einem ausreichend hohen Peep gelingt es, das geöffnete Lungengewebe expiratorisch offen zu halten (Roessler und Kill 2010). Allerdings können schon kurze Druckabfälle bei schwerer hypoxämischer ARI (ARDS) zum Kollaps alveolärer Areale und zum erneuten Auftreten einer schweren Hypoxämie führen (Neumann et al. 1998). Solche Druckabfälle können z. B. durch Leckage insbesondere bei der Beatmung mit der Gesichtsmaske oder dem Beatmungshelm auftreten. Zusammenfassend lässt sich daraus ableiten, dass Patienten mit ARDS eine Beatmung mit inspiratorischer Druckunterstützung (PSV) und ausreichend hohem Peep über einen Tubus erhalten sollten, eine nichtinvasive Beatmung ist allenfalls in spezialisierten Zentren unter strengem Monitoring akzeptabel (Schönhofer et al. 2008). Yoshida et al. (2009) zeigten, dass bei spontaner Atmung die Beatmungsform APRV (airway pressure release ventilation) der PSV (pressure support ventilation) vorgezogen werden sollte, da diese primär die Expiration unterstützt und somit bei Patienten mit einem hypoxämischen Lungenversagen (ARDS) effizienter ist, weil hierdurch eine Bildung von Atelektasen vermindert werden kann.

### Inspiratorische Atemarbeit

Als Maß für die Belastung der Atemmuskulatur bei Spontanatmung und bei augmentierter Beatmung hat sich zunehmend die Messung des Pressure-Time-Products (PTP) durchgesetzt. Wird das PTP bei augmentierter Beatmung gemessen, so kann die Auswirkung einer veränderten Einstellung am Beatmungsgerät auf die Anstrengung der Atemmuskulatur dokumentiert werden. Es ist abhängig von den Eigenschaften des gesamten respiratorischen Systems, vom Atemzugvolumen, vom inspiratorischen Atemfluss und vom Peep (Rathgeber 2010).

Die Werte für den PTP-Trigger und PTP-Peep sind negativ, sie sind gekennzeichnet durch die Anfangsphase der Inspiration. Große Werte für den PTP-Trigger und -Peep sind ein Indikator für eine hohe Belastung der Atemmuskulatur. Das PTP-Total nimmt bei der Beatmung mit Druckunterstützung in der Spätphase der Inspiration positive Werte an (Abb. 18, S. 33), was eine Entlastung der Atemmuskulatur bedeutet.

Trotz längerer Delay-Zeiten mit dem Beatmungshelm hatte dieser ein kleineres Pressure-Time-Product (PTP) als die Gesichtsmaske oder der Tubus (PTP-Trigger und PTP-Peep), was für den Patienten eine geringere Atemarbeit bedeuten kann. Dies war sowohl bei dem Beatmungsgerät Evita 4 als auch bei Centiva/5 der Fall. Für den Tubus (das gilt insbesondere für die Messungen an Drucktransducer 2) waren die PTPs (PTP-Trigger und -Peep) am größten. Hier muss bedingt durch die größere Resistance definitiv eine höhere Atemarbeit als mit dem Beatmungshelm oder der Gesichtsmaske geleistet werden. Die geringen PTPs (PTP-Trigger und -Peep) beim Beatmungshelm sind höchstwahrscheinlich durch das große Gasreservoir innerhalb des Helmes zu erklären, das von dem Patienten im ersten Moment der Inspiration genutzt werden kann. Das bedeutet, dass der Patient in der initialen Phase der Inspiration eine geringere Atemarbeit leisten muss, sofern der Trigger am Beatmungsgerät auf einen empfindlichen Wert eingestellt wurde.

Dieser eher überraschende Effekt scheint im Kontrast mit der Arbeit von Chiumello et al. (2003) zu stehen, die größere PTPs beim Beatmungshelm im Vergleich zur Gesichtsmaske gemessen hatten. Begründet wurde dies durch eine geringere Unterstützung des Beatmungsgerätes. Hervorzuheben ist aber auch, dass Chiumello et al. (2003) die PTPs nach der Aktivierung eines Inspirationsflows gemessen haben. Folglich wird der initiale Druckabfall während des Delay-Triggers in ihren Ergebnissen nicht berücksichtigt, der bei der Beatmung mit der Gesichtsmaske und dem Tubus größer ist als mit dem Beatmungshelm (Abb. 45, S. 55). Außerdem können die PTPs, die die Triggerphase berücksichtigen, bei der Benutzung verschiedener Beatmungsgeräte und deren Ansteuerung variieren. Dafür sprechen auch die unterschiedlichen PTPs bei den Messungen mit den Beatmungsgeräten Evita 4 und Centiva/5.

Die Tatsache, dass der Beatmungshelm ein großes Gasreservoir hat, auf das der Patient zu Beginn der Inspiration zunächst zurückgreifen kann und was womöglich die Ursache für kleinere PTPs (PTP-Trigger und -Peep) ist, könnte relevant sein für Patienten mit geschwächter Atemmuskulatur (z. B. neuromuskuläre Erkrankungen oder COPD). Denn bei dieser Patientengruppe ist die Atemarbeit so gering wie möglich zu halten (Vitacca et al. 2000; Tobin 2001).

Bei den Messungen mit dem Beatmungsgerät Evita 4 war das PTP über die gesamte Inspirationsdauer (PTP-Total) bei allen 3 Interfaces gleich und im positiven Bereich. Bei den Messungen mit dem Beatmungsgerät Centiva/5 waren die Werte ebenfalls im positiven Bereich, jedoch war das PTP-Total beim Beatmungshelm kleiner als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. In Bezug auf die gesamte Inspirationsdauer scheint also die Entlastung der Atemmuskulatur bei der Beatmung mit dem Beatmungshelm und Centiva/5-Gerät geringer zu sein als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus. Dies ist vermutlich begründet in den unterschiedlichen dynamischen und statischen Eigenschaften der Interfaces und des Beatmungsgerätes.

Die gemessenen Druckkurven bei den Versuchen mit dem Beatmungsgerät Evita 4 zeigen, dass sich der Druckverlauf von der Gesichtsmaske und dem Tubus ähneln, derjenige des Beatmungshelmes jedoch völlig anders konfiguriert ist (Abb. 45, S. 55). Trotzdem ergeben sich in der Summe die gleichen Werte für das PTP-Total. Es zeigt sich, dass die Druckunterstützung bei der Gesichtsmaske und dem Tubus in der späteren Phase der Inspiration schneller „ankommt“ als beim Beatmungshelm, was ebenfalls in der Studie von Chiumello et al. (2003) gezeigt wurde.

Racca et al. (2005) haben den Beatmungshelm mit der Gesichtsmaske an einem Lungenmodell verglichen und kamen zu dem Ergebnis, dass eine größere Atemarbeit beim Beatmungshelm geleistet werden musste als bei der Gesichtsmaske. Die geringere effektive Entlastung der Atemmuskulatur unter nichtinvasiver Beatmung mit dem Beatmungshelm wurde teilweise durch die fehlende Unterstützung des Beatmungsgerätes während der langen Delay-Zeit in der Inspirationsphase und durch die geminderte Druckaufbaurrate beim Beatmungshelm begründet. Gleiches fanden auch Navalesi et al. (2007) heraus, in deren Studie zehn Patienten mit hyperkapnischer COPD untersucht wurden. Die Atemarbeit war beim Beatmungshelm ebenfalls größer als bei der Gesichtsmaske. Begründet wurde dies mit den längeren Delay-Zeiten und der Desynchronisation beim Beatmungshelm bei mehrfachen Atemzyklen hintereinander. Der Druckaufbau ist sicherlich abhängig von der Leckage und dem Flowsystem des Beatmungsgerätes. Da die Leckage in den hier vorgestellten Versuchen nahezu vermieden



werden konnte, mag dies auch ein Grund für die guten Ergebnisse des PTPs beim Beatmungshelm sein.

Zusätzlich zeigten die Versuche mit Veränderung des Flowtriggers, dass dieser beim Beatmungshelm den größten Einfluss hatte. Hier wurden bei beiden Beatmungsgeräten sowohl der PTP-Trigger und PTP-Peep als auch die Delay-Zeiten beim Beatmungshelm durch Verringern des Flowtriggers deutlich verkleinert bzw. verkürzt. Bei der Gesichtsmaske und dem Tubus hingegen ergab eine Veränderung des Flowtriggers gar keinen oder nur einen geringen Effekt. Eine Veränderung des Flow-by-Wertes bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 führte ebenfalls zu einer deutlichen Verkleinerung des PTP-Triggers und -Peep sowie zu einer Verkürzung der Delay-Zeiten beim Beatmungshelm. Bei der Gesichtsmaske und dem Tubus war der Einfluss jedoch nicht so groß.

Durch einen zu hoch eingestellten Flowtrigger bzw. einen zu niedrig eingestellten Flow-by kann folglich der Beatmungshelm im Vergleich zur Gesichtsmaske schlechtere Ergebnisse erzielen. Zudem wurde bei den Messungen mit dem Lungenmodell „LS1500“ immer nur eine Inspiration durchgeführt. Probleme, die sich aus mehreren Atemzyklen hintereinander ergeben und somit addieren können, wie z. B. Desynchronisation und Leckage, werden im Gegensatz zu der Studie von Navalesi et al. (2007) bei den Lungenmodellmessungen im Bezug auf die Atemarbeit nicht berücksichtigt.

In der Studie von Racca et al. (2005) wurde mit sechs gesunden Probanden die Effektivität des Beatmungshelmes im Vergleich zur Gesichtsmaske unter einer künstlich erhöhten Resistance getestet. Aufgrund der erhöhten Resistance kam es zu einer Zunahme der CO<sub>2</sub>-Rückatmung. Dies war wohl ein Hauptgrund für die erhöhte Atemarbeit mit dem Beatmungshelm. Das Problem der begrenzten CO<sub>2</sub>-Elimination wurde auch bei Patienten mit COPD beschrieben (Antonelli et al. 2004) und in einer Studie analysiert (Taccone et al. 2004). Der zunehmende Anstieg von CO<sub>2</sub> bei Beatmung mit dem Beatmungshelm kann besonders bei Demand-Flow-Systemen eintreten. In beiden Studien zeigt sich übereinstimmend, dass ein Continuous-Flow- oder ein Flow-by-System besser CO<sub>2</sub> reduziert, wodurch das Risiko der CO<sub>2</sub>-Rückatmung vermindert wird.

## Das Phänomen der Desynchronisation

Eine Desynchronisation zwischen Patient und Beatmungsgerät ist abhängig von der Atemfrequenz, der Druckunterstützung und der Lungencompliance. Je höher die Atemfrequenz, die Druckunterstützung und die Lungencompliance sind, desto eher kommt es zu einer Desynchronisation. Leider verursacht gerade die hohe Druckunterstützung, wie sie im vorherigen Kapitel beim Beatmungshelm erwünscht war, eine Desynchronisation.

Im klinischen Alltag sollte bei den meisten Patienten eine Druckunterstützung von nicht über 15 mbar gewählt werden, denn dieser Wert verursacht in den Versuchen erst ab einer Atemfrequenz von 30/min eine Desynchronisation. Mit einer Lungencompliance von 60 ml/mbar, die für beatmete Patienten typisch ist, zeigt sich beim Beatmungshelm unabhängig von der Atemfrequenz keine Desynchronisation bei einer Druckunterstützung von 8 mbar beim Beatmungsgerät Evita 4 bzw. 13 mbar beim Beatmungsgerät Centiva/5. Für die Gesichtsmaske liegt dieser Wert bei 10 bzw. 12 mbar und für den Tubus bei 11 bzw. 14 mbar. Im Vergleich hierzu wurde in der Studie von Chiumello et al. (2003) bei der Beatmung von Probanden sowohl beim Beatmungshelm als auch bei der Gesichtsmaske keine Desynchronisation beobachtet. Allerdings wurde eine Atemfrequenz von  $14,9 \pm 4,1$ /min in dieser Studie nicht überschritten. Costa et al. (2010) wiesen in ihrer Studie mit Probanden und am Lungenmodell jedoch ebenfalls Desynchronisationen bei höheren Atemfrequenzen nach, wobei sich auch hier die Synchronisation zwischen Beatmungsgerät und Patient/Lungenmodell beim Tubus am besten zeigte und die Gesichtsmaske den Beatmungshelm leistungsmäßig übertraf.

Die geringfügig unterschiedlichen Werte zwischen den beiden Beatmungsgeräten Evita 4 und Centiva/5 ergeben sich aus deren Konstruktionsunterschieden. So ist das Beatmungsgerät Centiva/5 im Gegensatz zum Evita 4-Gerät u. a. mit einem Flow-by-System ausgestattet, was einen Einfluss auf das Ergebnis haben könnte. Auch aus diesem Grund ist der Vergleich der absoluten Werte mit anderen Studien nur bedingt möglich, da es eine Vielzahl von Beatmungsgeräten gibt und jedes System anders auf eine Beatmung mit einem Beatmungshelm reagiert. Weitere Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, dass eine Atemfrequenz größer 20/min und eine hohe Druckunterstützung eine Desynchronisation zwischen Beatmungsgerät und Patient sowohl für die nichtinvasive als auch invasive Beatmung bei beiden Beatmungsgeräten verursachen, aber nur bei dem Beatmungsgerät Evita 4 durch eine Reduzierung des Flowtriggers auch die Desynchronisation bei unveränderter Druckunterstützung verhindert wird. Auch wenn die Reduzierung des Flowtriggers bei dem Centiva/5-Gerät kaum einen Einfluss auf die Desynchronisation hatte, so waren die Messergebnisse bei einer Atemfrequenz größer 30/min

besser als beim Beatmungsgerät Evita 4. Eine Desynchronisation trat erst bei einer höheren Druckunterstützung auf.

Insgesamt lässt sich jedoch aus den Versuchen schließen, dass eine Patientenbeatmung mit dem Beatmungsgerät Centiva/5 gerade mit hoher Druckunterstützung und niedriger Lungencompliance nicht möglich ist. Die Fehlermeldungen „System offen“ oder das Phänomen des sogenannten „Autotrigger“, wie sie beim Beatmungsgerät Centiva/5 unter Verwendung des Beatmungshelmes auftraten, führen letztendlich zur insuffizienten bzw. fehlenden Beatmung. Sehr wahrscheinlich sind diese Eigenschaften Folge der Steuerung des Flowsystems und der installierten Messsensoren, die technische Ausstattung des Beatmungsgerätes hat somit einen großen Einfluss auf Autotriggering und Desynchronisation.

In Bezug auf das Autotriggering zeigten Cao und Wang (2008), dass dieses bei nichtinvasiver Beatmung und zunehmender Leckage zunimmt. Als Grund wurde die zeitlich unzureichende Kompensation des Flows angegeben. Eine zu große Leckage könnte auch die Ursache für die Meldung „System offen“ und den automatischen Wechsel in den Standby-Modus bei dem Centiva/5-Gerät sein. Viele Intensivbeatmungsgeräte haben einen sogenannten NIV-Modus, durch den genau diese Probleme durch Anpassung der Software verhindert werden sollen. Vignaux et al. (2007) verglichen acht Intensivbeatmungsgeräte mit NIV-Modus, dabei wurden die o. g. Probleme durch Umschalten in den NIV-Modus teilweise oder ganz beseitigt, allerdings wurden bei wenigen Beatmungsgeräten die Probleme sogar noch verschlimmert. Demzufolge müssen die Anwender von Beatmungsgeräten immer entsprechend geschult und in die unterschiedlichen Funktionen und möglichen Fehlfunktionen eingewiesen werden (Vignaux et al. 2007; Sassoon 2011).

Um die Probleme wie Desynchronisation, geringe Triggersensitivität und wenig Atemkomfort auf ein Minimum zu reduzieren, müsste das Prinzip der Ansteuerung des Beatmungsgerätes geändert werden. Mörer et al. (2008) zeigten, dass unter nichtinvasiver Beatmung beim neuronalen Triggern von Beatmungsgeräten über die Ableitung der elektrischen Aktivität am Zwerchfell (im Vergleich zum herkömmlichen druckgesteuerten Triggern) bei gesunden Probanden die Synchronisation, Triggerarbeit und der Atemkomfort bei steigender Druckunterstützung und Atemfrequenz kaum negativ beeinflusst wird. Auch bei Patienten mit COPD zeigte ein neuronales Triggern von Beatmungsgeräten gerade bei hoher Druckunterstützung eine Verbesserung der Synchronisation (Spahija et al. 2010). Dieses Verfahren wurde auch bei der Beatmung von Kindern angewandt. Es erwies sich als sicherer und effizienter als das herkömmliche Verfahren, da es die Synchronisation verbessert und den Spitzendruck während der Beatmung vermindert (Bengtsson und Edberg 2010).

## 6. Zusammenfassung

Delay-Trigger und Delay-Peep sind bei der Beatmung mit dem Beatmungshelm um einiges länger als bei der Gesichtsmaske oder der invasiven Beatmung mit dem endotrachealen Tubus. Allerdings fielen die negativen Werte für den PTP-Trigger und -Peep als Maß für die Atemarbeit bei der CPAP-Beatmung mit dem Beatmungshelm aufgrund des großen Reservoirs innerhalb desselben geringer aus. In Bezug auf die gesamte Inspirationsdauer jedoch waren die positiven Werte für das PTP-Total bei allen Interfaces (Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus) und dem Beatmungsgerät Evita 4 annähernd übereinstimmend, es zeigte sich kein Vor- oder Nachteil für den Beatmungshelm bei der druckunterstützten Beatmung (PSV). Bei dem Beatmungsgerät Centiva/5 war das PTP-Total beim Beatmungshelm ebenfalls positiv, jedoch kleiner als bei der Gesichtsmaske und dem Tubus, die Unterstützung der Beatmung mit dem Beatmungshelm fällt bei diesem Gerät geringer aus. Die Positionierung der Drucktransducer im Versuchsaufbau (P1 und P2) hat ebenfalls einen großen Einfluss auf die Messergebnisse und kann diese beeinträchtigen. Delay-Zeiten und PTPs sind somit nicht nur vom jeweilig genutzten System, sondern auch vom Versuchsaufbau abhängig. Auch die vielfältigen Einstellungsmöglichkeiten der Beatmungsgeräte haben einen erheblichen Einfluss auf die Ergebnisse. Daher ist ein Vergleich absoluter Werte mit anderen Studien nur eingeschränkt möglich.

Um die Leistung des Systems bei der Beatmung mit einem Beatmungshelm weitgehend auszunutzen, sollte mindestens ein Peep von 6 mbar eingestellt werden. Mit Druckunterstützung werden die Zeitintervalle verkürzt und die Atemarbeit wird verringert. Allerdings wird das Auftreten einer Desynchronisation zwischen Patient und Beatmungsgerät begünstigt, je höher die Druckunterstützung eingestellt wird. Bei höher Atemfrequenz und Lungencompliance trat jedoch eine Desynchronisation bei allen Interfaces (Beatmungshelm, Gesichtsmaske und Tubus) auf. Demzufolge ist ein enges und sorgfältiges klinisches Monitoring des Patienten sowie eine richtige Auswahl und Einstellung des Beatmungsgerätes während nichtinvasiver Beatmung mit einem Beatmungshelm erforderlich. Die Leckage sollte dabei so gering wie möglich gehalten werden. Beatmungsgeräte mit neuen Systemen (neuronalen Triggern) können die Effektivität des Beatmungshelmes erhöhen und den Komfort während einer Beatmung verbessern.

## 7. Anhang: Tabellen 4-17

### - Ergebnisse der Messungen mit Peep

P1	PEEP [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
<b>Helm</b>	<b>4</b>	174 ± 1	-238,5 ± 2,5	397 ± 3	-553,6 ± 1,5
	<b>6</b>	155 ± 3	-247,4 ± 2,3	349 ± 4	-585,2 ± 1,6
	<b>8</b>	149 ± 1	-256,1 ± 5,1	322 ± 3	-598,6 ± 1,7
	<b>10</b>	148 ± 1	-292,1 ± 12,1	309 ± 2	-651,1 ± 26,8
	<b>12</b>	147 ± 0	-302,0 ± 12,9	299 ± 2	-645,4 ± 27,3
	<b>14</b>	144 ± 1	-299,6 ± 8,5	290 ± 0	-654,4 ± 5,1
	<b>16</b>	144 ± 1	-311,5 ± 14,5	287 ± 3	-670,8 ± 29,7
<b>Maske</b>	<b>4</b>	70 ± 1	-362,2 ± 18,6	171 ± 4	-887,6 ± 10,5
	<b>6</b>	71 ± 1	-369,3 ± 7,3	174 ± 2	-870,1 ± 29,5
	<b>8</b>	73 ± 1	-366,1 ± 8,9	175 ± 3	-885,0 ± 29,5
	<b>10</b>	71 ± 1	-373,1 ± 21,9	179 ± 4	-910,6 ± 22,6
	<b>12</b>	74 ± 1	-369,5 ± 2,6	183 ± 5	-911,5 ± 10,9
	<b>14</b>	74 ± 1	-368,7 ± 8,8	179 ± 4	-908,2 ± 28,1
	<b>16</b>	74 ± 1	-378,0 ± 22,9	184 ± 4	-917,8 ± 25,1
<b>Tubus</b>	<b>4</b>	66 ± 1	-292,2 ± 19,5	151 ± 4	-681,0 ± 35,2
	<b>6</b>	67 ± 1	-290,4 ± 17,1	152 ± 4	-682,0 ± 23,7
	<b>8</b>	66 ± 1	-286,0 ± 16,2	151 ± 5	-666,5 ± 29,5
	<b>10</b>	66 ± 1	-281,4 ± 17,6	150 ± 6	-655,4 ± 31,9
	<b>12</b>	66 ± 1	-287,9 ± 3,5	151 ± 4	-653,7 ± 24,8
	<b>14</b>	67 ± 1	-288,7 ± 8,2	155 ± 6	-671,5 ± 35,2
	<b>16</b>	67 ± 1	-275,3 ± 24,6	156 ± 6	-655,0 ± 44,6

**Tabelle 4:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss des Peep.

P2	PEEP [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	4	176 ± 4	-368,3 ± 9,0	452 ± 12	-886,2 ± 5,1
	6	167 ± 6	-447,0 ± 15,1	418 ± 2	-1038,0 ± 7,2
	8	166 ± 2	-465,0 ± 12,9	384 ± 2	-1014,0 ± 7,3
	10	159 ± 1	-458,3 ± 12,6	356 ± 4	-999,2 ± 7,5
	12	157 ± 2	-501,1 ± 26,3	356 ± 7	-1084,8 ± 61,5
	14	157 ± 1	-507,6 ± 2,1	344 ± 2	-1062,8 ± 5,6
	16	154 ± 0	-483,8 ± 2,2	334 ± 2	-1038,7 ± 4,8
Maske	4	74 ± 2	-499,1 ± 24,6	494 ± 2	-1454,0 ± 68,8
	6	74 ± 2	-467,1 ± 24,7	502 ± 7	-1391,5 ± 50,2
	8	71 ± 2	-425,6 ± 24,1	511 ± 23	-1385,7 ± 32,2
	10	70 ± 0	-450,4 ± 12,4	486 ± 8	-1450,3 ± 91,3
	12	71 ± 4	-446,8 ± 53,2	499 ± 5	-1525,4 ± 154,7
	14	74 ± 4	-474,3 ± 49,6	496 ± 8	-1473,2 ± 64,1
	16	73 ± 2	-459,2 ± 47,7	497 ± 24	-1475,9 ± 22,4
Tubus	4	74 ± 4	-576,3 ± 29,7	877 ± 23	-3351,1 ± 13,4
	6	74 ± 6	-584,2 ± 78,9	886 ± 12	-3457,1 ± 118,2
	8	76 ± 2	-592,3 ± 32,3	862 ± 20	-3390,5 ± 115,1
	10	76 ± 2	-592,8 ± 30,8	871 ± 21	-3411,0 ± 163,2
	12	77 ± 2	-609,9 ± 36,2	904 ± 13	-3486,6 ± 68,1
	14	78 ± 2	-621,5 ± 35,9	958 ± 53	-3636,6 ± 190,6
	16	78 ± 2	-612,9 ± 29,5	940 ± 46	-3479,6 ± 156,2

**Tabelle 5:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss des Peep.

P1	PEEP [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	4	206 ± 3	-306,0 ± 4,1	507 ± 4	-752,0 ± 6,6
	6	190 ± 2	-330,6 ± 17,2	463 ± 7	-806,2 ± 41,9
	8	175 ± 2	-340,0 ± 7,6	426 ± 2	-833,2 ± 4,0
	10	167 ± 0	-336,6 ± 1,2	385 ± 0	-791,3 ± 2,7
	12	163 ± 1	-338,8 ± 2,9	365 ± 0	-780,7 ± 1,9
	14	158 ± 1	-345,4 ± 1,9	345 ± 0	-774,5 ± 1,2
	16	153 ± 1	-321,9 ± 4,1	320 ± 0	-700,5 ± 6,7
Maske	4	73 ± 1	-341,3 ± 1,2	140 ± 0	-726,1 ± 3,3
	6	69 ± 0	-330,7 ± 1,2	135 ± 0	-754,1 ± 4,6
	8	66 ± 1	-339,6 ± 2,8	135 ± 0	-761,4 ± 2,8
	10	67 ± 0	-333,9 ± 1,2	135 ± 0	-753,1 ± 1,4
	12	67 ± 0	-328,5 ± 2,1	137 ± 2	-741,5 ± 2,6
	14	67 ± 0	-328,5 ± 0,5	135 ± 0	-739,4 ± 3,8
	16	66 ± 0	-327,1 ± 7,2	137 ± 2	-732,1 ± 16,7
Tubus	4	62 ± 0	-239,2 ± 1,4	125 ± 0	-547,1 ± 1,7
	6	62 ± 0	-260,7 ± 0,4	120 ± 0	-556,4 ± 4,4
	8	62 ± 0	-265,9 ± 1,7	120 ± 0	-563,6 ± 3,8
	10	62 ± 0	-261,9 ± 0,6	118 ± 2	-555,2 ± 1,2
	12	62 ± 0	-254,3 ± 1,9	118 ± 2	-545,4 ± 1,8
	14	61 ± 0	-254,9 ± 6,7	115 ± 0	-538,2 ± 12,3
	16	62 ± 0	-252,1 ± 0,4	115 ± 0	-531,3 ± 5,5

**Tabelle 6:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss des Peep.

P2	PEEP [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	4	197 ± 1	-438,2 ± 3,7	549 ± 7	-1125,6 ± 11,8
	6	189 ± 4	-485,5 ± 20,7	516 ± 6	-1239,1 ± 73,2
	8	176 ± 3	-500,1 ± 5,4	477 ± 4	-1264,4 ± 4,8
	10	171 ± 1	-506,6 ± 3,9	432 ± 2	-1195,4 ± 6,0
	12	170 ± 1	-527,6 ± 26,3	416 ± 6	-1236,6 ± 56,4
	14	166 ± 2	-525,1 ± 9,1	395 ± 0	-1176,2 ± 5,6
	16	162 ± 1	-539,4 ± 23,6	377 ± 8	-1174,9 ± 59,9
Maske	4	70 ± 0	-390,7 ± 20,6	158 ± 2	-896,6 ± 5,2
	6	70 ± 0	-392,5 ± 21,3	152 ± 4	-897,6 ± 4,3
	8	68 ± 0	-396,2 ± 2,1	155 ± 0	-919,3 ± 5,0
	10	68 ± 1	-387,9 ± 2,0	155 ± 0	-903,5 ± 3,0
	12	69 ± 0	-380,3 ± 2,8	155 ± 0	-891,8 ± 3,7
	14	69 ± 0	-377,7 ± 0,8	155 ± 0	-885,9 ± 3,0
	16	69 ± 0	-380,5 ± 2,2	155 ± 0	-891,2 ± 6,8
Tubus	4	62 ± 4	-399,2 ± 1,3	1196 ± 31	-3557,2 ± 9,1
	6	60 ± 0	-400,2 ± 1,3	1010 ± 14	-3396,4 ± 12,8
	8	65 ± 0	-469,1 ± 2,4	1037 ± 57	-3508,8 ± 28,8
	10	65 ± 0	-460,9 ± 1,8	1062 ± 27	-3371,9 ± 10,7
	12	65 ± 0	-466,8 ± 2,4	1079 ± 48	-3423,3 ± 113,4
	14	65 ± 0	-459,1 ± 1,3	997 ± 74	-3327,2 ± 26,5
	16	65 ± 0	-461,4 ± 1,7	979 ± 6	-3390,9 ± 9,0

**Tabelle 7:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss des Peep.

## - Ergebnisse der Messungen mit Druckunterstützung (PS)

P1	DU [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]	PTP-Total [mbar*ms]
Helm	5	100 ± 3	-129,4 ± 6,8	193 ± 2	-281,7 ± 9,0	2776,1 ± 62,3
	10	79 ± 2	-76,3 ± 2,3	141 ± 2	-159,6 ± 6,9	5998,1 ± 106,8
	15	71 ± 1	-63,7 ± 4,1	121 ± 2	-126,9 ± 3,9	10030,1 ± 193,8
	20	63 ± 2	-34,1 ± 4,1	103 ± 2	-72,0 ± 3,2	15495,5 ± 232,9
Maske	5	64 ± 1	-304,4 ± 20,6	132 ± 2	-701,0 ± 20,0	980,1 ± 266,6
	10	56 ± 0	-244,9 ± 5,2	111 ± 2	-536,5 ± 10,0	4828,8 ± 606,5
	15	54 ± 2	-198,6 ± 3,5	102 ± 2	-456,2 ± 22,5	8425,8 ± 870,3
	20	52 ± 2	-188,2 ± 20,2	92 ± 2	-393,1 ± 29,9	13853,1 ± 506,8
Tubus	5	59 ± 1	-231,1 ± 3,7	111 ± 23	-483,3 ± 20,6	2150,0 ± 19,1
	10	57 ± 1	-210,3 ± 2,4	93 ± 3	-394,1 ± 19,1	7110,6 ± 547,4
	15	56 ± 1	-205,8 ± 3,2	85 ± 22	-361,2 ± 26,9	12298,9 ± 759,0
	20	56 ± 1	-195,2 ± 2,0	81 ± 26	-326,0 ± 21,8	17280,7 ± 1518,6

**Tabelle 8:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger), Delay-Peep (PTP-Peep) und über die gesamte Fläche (PTP-Total) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss der Druckunterstützung (DU) bei einem Peep von 8 mbar.

P2	DU [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]	PTP-Total [mbar*ms]
Helm	5	121 ± 1	-302,9 ± 20,0	252 ± 4	-620,3 ± 37,0	1447,1 ± 237,7
	10	100 ± 3	-218,3 ± 15,2	198 ± 2	-435,8 ± 23,7	4249,9 ± 165,1
	15	92 ± 2	-193,0 ± 14,5	179 ± 2	-372,9 ± 21,9	7589,0 ± 180,6
	20	86 ± 3	-136,3 ± 9,3	152 ± 2	-245,4 ± 15,3	12955,9 ± 185,9
Maske	5	65 ± 1	-358,8 ± 2,4	142 ± 28	-833,3 ± 25,7	600,5 ± 251,8
	10	59 ± 1	-285,4 ± 2,0	119 ± 4	-662,7 ± 13,6	3913,3 ± 372,4
	15	56 ± 2	-267,8 ± 2,4	108 ± 17	-563,0 ± 20,2	7376,9 ± 712,8
	20	53 ± 2	-245,2 ± 2,0	101 ± 23	-508,5 ± 29,9	11913,8 ± 726,0
Tubus	5	61 ± 1	-397,9 ± 8,3	435 ± 6	-1958,9 ± 52,4	-585,5 ± 218,0
	10	66 ± 1	-455,1 ± 26,7	307 ± 2	-1309,0 ± 23,1	2953,1 ± 140,1
	15	64 ± 1	-414,7 ± 29,2	137 ± 2	-915,3 ± 35,1	7437,5 ± 313,2
	20	62 ± 1	-401,7 ± 3,5	124 ± 2	-825,7 ± 14,2	11830,0 ± 327,0

**Tabelle 9:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger), Delay-Peep (PTP-Peep) und über die gesamte Fläche (PTP-Total) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss der Druckunterstützung (DU) bei einem Peep von 8 mbar.

P1	DU [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]	PTP-Total [mbar*ms]
Helm	5	166 ± 11	-317,7 ± 37,0	270 ± 12	-531,6 ± 53,7	2204,8 ± 950,2
	10	156 ± 4	-293,9 ± 13,3	253 ± 4	-487,6 ± 16,5	5187,0 ± 72,6
	15	148 ± 3	-268,7 ± 9,3	237 ± 4	-439,7 ± 16,2	7371,0 ± 14,9
	20	147 ± 12	-261,0 ± 39,4	235 ± 15	-432,0 ± 51,1	12670,6 ± 370,4
Maske	5	67 ± 0	-338,0 ± 2,8	156 ± 13	-852,3 ± 33,8	2333,0 ± 288,1
	10	66 ± 1	-333,5 ± 0,8	149 ± 9	-814,7 ± 30,1	6333,8 ± 220,3
	15	66 ± 0	-335,1 ± 0,9	151 ± 2	-840,9 ± 10,6	11435,5 ± 495,2
	20	68 ± 1	-341,6 ± 1,4	142 ± 4	-821,6 ± 26,1	16795,1 ± 346,4
Tubus	5	63 ± 0	-263,1 ± 1,5	158 ± 2	-698,9 ± 12,5	3531,3 ± 118,1
	10	63 ± 0	-261,9 ± 0,0	135 ± 3	-615,7 ± 5,4	8224,9 ± 349,6
	15	63 ± 0	-261,1 ± 0,7	129 ± 2	-600,1 ± 3,0	12778,2 ± 406,3
	20	63 ± 0	-261,5 ± 1,0	125 ± 0	-592,1 ± 8,2	18803,2 ± 690,0

**Tabelle 10:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger), Delay-Peep (PTP-Peep) und über die gesamte Fläche (PTP-Total) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss der Druckunterstützung (DU) bei einem Peep von 8 mbar.

P2	DU [mbar]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]	PTP-Total [mbar*ms]
Helm	5	167 ± 6	-481,3 ± 31,5	342 ± 9	-937,4 ± 50,9	659,0 ± 756,2
	10	159 ± 2	-457,3 ± 11,4	327 ± 2	-896,6 ± 19,1	4104,1 ± 51,6
	15	153 ± 1	-426,3 ± 14,2	313 ± 4	-837,4 ± 20,7	5564,4 ± 23,0
	20	152 ± 7	-420,3 ± 27,3	311 ± 12	-828,9 ± 50,2	10368,1 ± 331,8
Maske	5	68 ± 1	-394,4 ± 1,8	167 ± 15	-1018,7 ± 45,9	659,0 ± 756,2
	10	68 ± 1	-388,7 ± 2,4	159 ± 9	-971,6 ± 36,8	4104,1 ± 51,6
	15	68 ± 0	-391,8 ± 1,2	160 ± 0	-1000,4 ± 10,2	5564,4 ± 23,0
	20	69 ± 1	-396,7 ± 1,9	156 ± 5	-973,1 ± 26,9	10368,1 ± 331,8
Tubus	5	74 ± 1	-553,4 ± 24,4	426 ± 7	-2186,8 ± 50,0	157,8 ± 209,4
	10	75 ± 0	-590,8 ± 21,1	298 ± 4	-1641,1 ± 33,9	4143,7 ± 274,2
	15	72 ± 1	-541,0 ± 9,6	205 ± 11	-1459,1 ± 67,7	7677,6 ± 133,4
	20	73 ± 1	-539,5 ± 14,1	183 ± 8	-1354,2 ± 58,0	12666,4 ± 147,6

**Tabelle 11:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger), Delay-Peep (PTP-Peep) und über die gesamte Fläche (PTP-Total) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss der Druckunterstützung (DU) bei einem Peep von 8 mbar.



- Ergebnisse der Messung mit Flowtrigger

P1	FT [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	15	95 ± 3	-115,3 ± 4,4	151 ± 4	-208,4 ± 4,1
	5	71 ± 1	-63,7 ± 4,1	121 ± 2	-126,9 ± 3,9
	0,5	57 ± 3	-30,5 ± 3,5	98 ± 2	-67,0 ± 1,5
Mask	15	56 ± 1	-219,2 ± 22,9	103 ± 2	-471,9 ± 18,6
	5	54 ± 2	-198,6 ± 3,5	102 ± 2	-456,2 ± 22,5
	0,5	49 ± 2	-167,5 ± 22,0	96 ± 4	-377,4 ± 41,0
Tubus	15	57 ± 2	-223,0 ± 17,5	88 ± 4	-374,9 ± 29,3
	5	56 ± 1	-205,8 ± 22,0	85 ± 3	-361,2 ± 26,9
	0,5	52 ± 2	-158,9 ± 16,0	80 ± 3	-287,3 ± 27,0

**Tabelle 12:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss des Flowtriggers (FT) bei einem Peep von 8 mbar und einer Druckunterstützung von 15 mbar.

P2	FT [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	15	113 ± 3	-278,1 ± 19,2	203 ± 2	-496,6 ± 29,2
	5	92 ± 2	-193,0 ± 14,5	179 ± 2	-372,9 ± 21,9
	0,5	73 ± 4	-115,6 ± 11,7	148 ± 2	-248,9 ± 23,9
Mask	15	57 ± 1	-279,8 ± 3,1	110 ± 0	-598,5 ± 20,8
	5	56 ± 2	-267,8 ± 16,7	108 ± 2	-563,0 ± 20,2
	0,5	51 ± 2	-220,5 ± 18,4	103 ± 2	-495,5 ± 37,8
Tubus	15	65 ± 1	-433,9 ± 32,2	137 ± 2	-917,4 ± 30,2
	5	64 ± 1	-414,7 ± 29,2	137 ± 2	-915,3 ± 35,1
	0,5	61 ± 1	-381,6 ± 29,0	134 ± 2	-838,0 ± 44,0

**Tabelle 13:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Evita 4 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss des Flowtriggers (FT) bei einem Peep von 8 mbar und einer Druckunterstützung von 15 mbar.

P1	FT [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	15	161 ± 1	-291,9 ± 6,2	246 ± 2	-453,4 ± 3,1
	5	148 ± 3	-268,7 ± 9,3	237 ± 4	-439,7 ± 16,2
	0,5	100 ± 6	-111,8 ± 10,6	164 ± 7	-200,0 ± 15,4
Mask	15	65 ± 0	-326,1 ± 19,8	150 ± 0	-818,9 ± 9,4
	5	69 ± 0	-339,8 ± 0,8	147 ± 2	-854,5 ± 2,9
	0,5	74 ± 2	-412,9 ± 21,1	138 ± 2	-830,5 ± 17,9
Tubus	15	63 ± 0	-260,9 ± 0,9	129 ± 2	-580,4 ± 6,6
	5	63 ± 0	-261,1 ± 0,7	129 ± 2	-600,1 ± 3,0
	0,5	65 ± 0	-261,7 ± 0,7	115 ± 0	-600,1 ± 1,7

**Tabelle 14:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss des Flowtriggers (FT) bei einem Peep von 8 mbar und einer Druckunterstützung von 15 mbar.

P2	FT [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	15	160 ± 1	-432,7 ± 24,0	326 ± 5	-852,9 ± 35,1
	5	153 ± 1	-426,3 ± 14,2	313 ± 4	-837,4 ± 20,7
	0,5	120 ± 3	-252,6 ± 14,7	262 ± 2	-528,8 ± 18,4
Mask	15	67 ± 0	-386,9 ± 5,5	160 ± 0	-965,6 ± 18,8
	5	70 ± 1	-414,0 ± 23,5	157 ± 2	-1010,8 ± 4,6
	0,5	74 ± 1	-462,2 ± 18,0	148 ± 2	-973,1 ± 16,7
Tubus	15	72 ± 0	-530,5 ± 2,5	213 ± 2	-1455,0 ± 4,1
	5	72 ± 1	-541,0 ± 9,6	205 ± 10	-1459,1 ± 67,7
	0,5	75 ± 0	-591,8 ± 18,7	156 ± 2	-1221,7 ± 14,3

**Tabelle 15:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss des Flowtriggers (FT) bei einem Peep von 8 mbar und einer Druckunterstützung von 15 mbar.

### - Ergebnisse der Messung Flow-by-System (nur Centiva/5)

P1	BF [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	3	174 ± 1	-345,7 ± 16,7	417 ± 7	-836,0 ± 37,1
	10	161 ± 4	-290,8 ± 12,4	361 ± 7	-690,1 ± 26,6
	20	139 ± 2	-227,4 ± 12,9	301 ± 4	-534,9 ± 23,7
	30	128 ± 4	-202,2 ± 18,7	259 ± 6	-449,2 ± 33,0
Maske	3	67 ± 1	-339,6 ± 3,2	135 ± 0	-762,5 ± 2,7
	10	71 ± 0	-375,4 ± 1,7	135 ± 0	-745,5 ± 4,4
	20	72 ± 1	-347,6 ± 3,4	132 ± 2	-678,9 ± 14,8
	30	69 ± 0	-275,8 ± 3,5	130 ± 0	-579,7 ± 9,0
Tubus	3	62 ± 0	-262,3 ± 0,8	115 ± 0	-574,5 ± 2,9
	10	68 ± 0	-283,0 ± 1,1	115 ± 0	-564,9 ± 1,0
	20	73 ± 1	-297,1 ± 5,0	111 ± 2	-512,6 ± 12,9
	30	67 ± 1	-218,9 ± 2,1	105 ± 0	-381,4 ± 9,2

**Tabelle 16:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P1. Einfluss des Flow-by-Systems (BF) bei einem Peep von 8 mbar und einem Flowtrigger von 5 l/min.

P2	BF [l/min]	Delay-Trigger [ms]	PTP-Trigger [mbar*ms]	Delay-Peep [ms]	PTP-Peep [mbar*ms]
Helm	3	176 ± 1	-508,8 ± 9,4	469 ± 4	-1257,9 ± 6,2
	10	171 ± 5	-504,2 ± 19,5	418 ± 7	-1159,5 ± 41,9
	20	158 ± 3	-448,1 ± 45,2	362 ± 10	-993,7 ± 87,2
	30	149 ± 3	-392,0 ± 20,7	323 ± 7	-829,9 ± 47,3
Maske	3	68 ± 1	-395,1 ± 1,3	155 ± 0	-916,0 ± 5,4
	10	72 ± 0	-428,3 ± 10,8	149 ± 4	-881,8 ± 20,0
	20	73 ± 1	-407,7 ± 8,7	147 ± 2	-833,4 ± 22,5
	30	69 ± 0	-324,7 ± 4,2	162 ± 2	-732,7 ± 11,7
Tubus	3	65 ± 0	-468,4 ± 1,5	1043 ± 20	-3448,5 ± 28,1
	10	78 ± 2	-628,0 ± 33,1	1157 ± 104	-3588,7 ± 36,9
	20	77 ± 2	-592,5 ± 35,3	984 ± 35	-3248,0 ± 121,7
	30	65 ± 0	-423,0 ± 1,0	946 ± 30	-3069,4 ± 28,8

**Tabelle 17:** Reaktionszeit des Beatmungsgerätes Centiva/5 (Delay-Trigger), Zeitintervall bis zum Erreichen des eingestellten Peep (Delay-Peep), Pressure-Time-Product von Delay-Trigger (PTP-Trigger) und Delay-Peep (PTP-Peep) bei nichtinvasiver Helmbeatmung bzw. Gesichtsmaskenbeatmung und invasiver Beatmung mit dem Tubus, gemessen mit Drucktransducer P2. Einfluss des Flow-by-Systems (BF) bei einem Peep von 8 mbar und einem Flowtrigger von 5 l/min.

## 8. Literaturverzeichnis

Ambrosino N, Foglio K, Rubini F, Clini E, Nava S, Vitacca M (1995): Non-invasive mechanical ventilation in acute respiratory failure due to chronic obstructive pulmonary disease: correlates for success. *Thorax* 50, 755-757

Antonelli M, Pennisi MA, Pelosi P, Gregoretti C, Squadrone V, Rocco M, Cecchini L, Chiumello D, Severgnini P, Proietti R, Navalesi P, Conti G (2004): Noninvasive positive pressure ventilation using a helmet in patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: a feasibility study. *Anesthesiology* 100, 16-24

Antonelli M, Conti G, Esquinas A, Montini L, Maggiore SM, Bello G, Rocco M, Maviglia R, Pennisi MA, Gonzalez-Diaz G, Meduri GU (2007): A multiple-center survey on the use in clinical practice of noninvasive ventilation as a first-line intervention for acute respiratory distress syndrome. *Crit Care Med* 35, 18-25

Aslanian P, El Atrous S, Isabey D, Valente E, Corsi D, Harf A, Lemaire F, Brochard L (1998): Effects of flow triggering on breathing effort during partial ventilatory support. *Am J Respir Crit Care Med* 157, 135-143

Bengtsson JA, Edberg KE (2010): Neurally adjusted ventilatory assist in children: an observational study. *Pediatr Crit Care Med* 11, 253-257

Bott J, Baudouin SV, Moxham J (1991): Nasal intermittent positive pressure ventilation in the treatment of respiratory failure in obstructive sleep apnoea. *Thorax* 46, 457-458

Bott J, Carroll MP, Conway JH, Keilty SE, Ward EM, Brown AM, Paul EA, Elliott MW, Godfrey RC, Wedzicha JA, et al. (1993): Randomised controlled trial of nasal ventilation in acute ventilatory failure due to chronic obstructive airways disease. *Lancet* 341, 1555-1557

Brochard L, Isabey D, Piquet J, Amaro P, Mancebo J, Messadi AA, Brun-Buisson C, Rauss A, Lemaire F, Harf A (1990): Reversal of acute exacerbations of chronic obstructive lung disease by inspiratory assistance with a face mask. *N Engl J Med* 323, 1523-1530

Cao ZX, Wang C (2008): The effects of auto-triggering on patient-ventilator interaction in noninvasive mechanical ventilation during air leak. *Zhonghua Jie He He Hu Xi Za Zhi* 31, 116-119

Carron M, Freo U, Zorzi M, Ori C (2010): Predictors of failure of noninvasive ventilation in patients with severe community-acquired pneumonia. *J Crit Care* 25(3), 540.e9-540.e14

Chiumello D, Pelosi P, Carlesso E, Severgnini P, Aspesi M, Gamberoni C, Antonelli M, Conti G, Chiaranda M, Gattinoni L (2003): Noninvasive positive pressure ventilation delivered by helmet vs. standard face mask. *Intensive Care Med* 29, 1671-1679

Colice GL, Stukel TA, Dain B (1989): Laryngeal complications of prolonged intubation. *Chest* 96, 877-884

Conti G, Antonelli M, Navalesi P, Rocco M, Bui M, Spadetta G, Meduri GU (2002): Noninvasive vs. conventional mechanical ventilation in patients with chronic obstructive pulmonary disease after failure of medical treatment in the ward: a randomized trial. *Intensive Care Med* 28, 1701-1707

Costa R, Navalesi P, Spinazzola G, Ferrone G, Pellegrini A, Cavaliere F, Proietti R, Antonelli M, Conti G (2010): Influence of ventilator settings on patient-ventilator synchrony during pressure support ventilation with different interfaces. *Intensive Care Med* 36, 1363-1370

Craven DE, Kunches LM, Kilinsky V, Lichtenberg DA, Make BJ, McCabe WR (1986): Risk factors for pneumonia and fatality in patients receiving continuous mechanical ventilation. *Am Rev Respir Dis* 133, 792-796

Criée CP, Laier-Groeneveld G: *Die Atempumpe*. 1. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1995

Domenighetti G, Gayer R, Gentilini R (2002): Noninvasive pressure support ventilation in non-COPD patients with acute cardiogenic pulmonary edema and severe community-acquired pneumonia: acute effects and outcome. *Intensive Care Med* 28, 1226-1232

Dräger: Bedienungsanleitung Lungenmodell LS1500. Firma Dräger, Lübeck 1997

Elliott MW (1999): Non-invasive ventilation – mechanisms of benefit. *Med Klin (Munich)* 94, 2-6

Ellis ER, Bye PT, Bruderer JW, Sullivan CE (1987): Treatment of respiratory failure during sleep in patients with neuromuscular disease. Positive-pressure ventilation through a nose mask. *Am Rev Respir Dis* 135, 148-152

Ellis ER, Grunstein RR, Chan S, Bye PT, Sullivan CE (1988): Noninvasive ventilatory support during sleep improves respiratory failure in kyphoscoliosis. *Chest* 94, 811-815

Elwany S, Mekhamer A (1987): Effect of nasotracheal intubation on nasal mucociliary clearance. *Br J Anaesth* 59, 755-759

Fan E, Needham DM, Stewart TE (2005): Ventilatory management of acute lung injury and acute respiratory distress syndrome. *JAMA* 294, 2889-2896

Ferrer M, Esquinas A, Arancibia F, Bauer TT, Gonzalez G, Carrillo A, Rodriguez-Roisin R, Torres A (2003a): Noninvasive ventilation during persistent weaning failure: a randomized controlled trial. *Am J Respir Crit Care Med* 168, 70-76

Ferrer M, Esquinas A, Leon M, Gonzalez G, Alarcon A, Torres A (2003b): Noninvasive ventilation in severe hypoxemic respiratory failure: a randomized clinical trial. *Am J Respir Crit Care Med* 168, 1438-1444

Ferrer M, Valencia M, Nicolas JM, Bernadich O, Badia JR, Torres A (2006): Early noninvasive ventilation averts extubation failure in patients at risk: a randomized trial. *Am J Respir Crit Care Med* 173, 164-170

Girault C, Daudenthun I, Chevron V, Tamion F, Leroy J, Bonmarchand G (1999): Noninvasive ventilation as a systematic extubation and weaning technique in acute-on-chronic respiratory failure: a prospective, randomized controlled study. *Am J Respir Crit Care Med* 160, 86-92

Gregoretto C, Confalonieri M, Navalesi P, Squadrone V, Frigerio P, Beltrame F, Carbone G, Conti G, Gamna F, Nava S, Calderini E, Skrobik Y, Antonelli M (2002): Evaluation of patient skin breakdown and comfort with a new face mask for non-invasive ventilation: a multi-center study. *Intensive Care Med* 28, 278-284

Hess DR (2011): Patient-ventilator interaction during noninvasive ventilation. *Respir Care* 56, 153-167

Kabitz HJ, Windisch W (2007): Respiratory muscle testing: state of the art. *Pneumologie* 61, 582-587

Keenan SP, Sinuff T, Cook DJ, Hill NS (2003): Which patients with acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease benefit from noninvasive positive-pressure ventilation? A systematic review of the literature. *Ann Intern Med* 138, 861-870

Koehler U, Greib C, Holland A, Schafer H, von Wichert P (2001): Therapeutic options in chronic respiratory insufficiency. *Internist (Berl)* 42, 363-372

Köhler D, Schönhofer B (1994): Weaning nach Langzeitbeatmung bei Patienten mit erschöpfter Atempumpe – ein neues Behandlungskonzept. *Med Klin (Munich)* 89, 11-15

Köhler D, Pfeifer M, Criege C (2006): Pathophysiological basis of mechanical ventilation. *Pneumologie* 60, 100-110

Kramer N, Meyer TJ, Meharg J, Cece RD, Hill NS (1995): Randomized, prospective trial of noninvasive positive pressure ventilation in acute respiratory failure. *Am J Respir Crit Care Med* 151, 1799-1806

Leger SS, Leger P (1999): The art of interface. Tools for administering noninvasive ventilation. *Med Klin (Munich)* 94, 35-39

Mancebo J, Amaro P, Mollo JL, Lorino H, Lemaire F, Brochard L (1995): Comparison of the effects of pressure support ventilation delivered by three different ventilators during weaning from mechanical ventilation. *Intensive Care Med* 21, 913-919

Masip J, Betbese AJ, Paez J, Vecilla F, Canizares R, Padro J, Paz MA, de Otero J, Ballus J (2000): Non-invasive pressure support ventilation versus conventional oxygen therapy in acute cardiogenic pulmonary oedema: a randomised trial. *Lancet* 356, 2126-2132

Masip J, Paez J, Merino M, Parejo S, Vecilla F, Riera C, Rios A, Sabater J, Ballus J, Padro J (2003): Risk factors for intubation as a guide for noninvasive ventilation in patients with severe acute cardiogenic pulmonary edema. *Intensive Care Med* 29, 1921-1928

Meduri GU, Conoscenti CC, Menashe P, Nair S (1989): Noninvasive face mask ventilation in patients with acute respiratory failure. *Chest* 95, 865-870

Meduri GU, Turner RE, Abou-Shala N, Wunderink R, Tolley E (1996): Noninvasive positive pressure ventilation via face mask. First-line intervention in patients with acute hypercapnic and hypoxemic respiratory failure. *Chest* 109, 179-193

- Mehta S, Hill NS (2001): Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 163, 540-577
- Mehta S, McCool FD, Hill NS (2001): Leak compensation in positive pressure ventilators: a lung model study. *Eur Respir J* 17, 259-267
- Mörer O, Beck J, Brander L, Costa R, Quintel M, Slutsky AS, Brunet F, Sinderby C (2008): Subject-ventilator synchrony during neural versus pneumatically triggered non-invasive helmet ventilation. *Intensive Care Med* 34, 1615-1623
- Moritz F, Brousse B, Gellee B, Chajara A, L'Her E, Hellot MF, Benichou J (2007): Continuous positive airway pressure versus bilevel noninvasive ventilation in acute cardiogenic pulmonary edema: a randomized multicenter trial. *Ann Emerg Med* 50, 666-675, 675 e661
- Nava S, Carbone G, DiBattista N, Bellone A, Baiardi P, Cosentini R, Marengo M, Giostra F, Borasi G, Groff P (2003): Noninvasive ventilation in cardiogenic pulmonary edema: a multicenter randomized trial. *Am J Respir Crit Care Med* 168, 1432-1437
- Nava S, Gregoretti C, Fanfulla F, Squadrone E, Grassi M, Carlucci A, Beltrame F, Navalesi P (2005): Noninvasive ventilation to prevent respiratory failure after extubation in high-risk patients. *Crit Care Med* 33, 2465-2470
- Nava S, Sturani C, Hartl S, Magni G, Ciontu M, Corrado A, Simonds A (2007): End-of-life decision-making in respiratory intermediate care units: a European survey. *Eur Respir J* 30, 156-164
- Navalesi P, Fanfulla F, Frigerio P, Gregoretti C, Nava S (2000): Physiologic evaluation of noninvasive mechanical ventilation delivered with three types of masks in patients with chronic hypercapnic respiratory failure. *Crit Care Med* 28, 1785-1790
- Navalesi P, Costa R, Ceriana P, Carlucci A, Prinianakis G, Antonelli M, Conti G, Nava S (2007): Non-invasive ventilation in chronic obstructive pulmonary disease patients: helmet versus facial mask. *Intensive Care Med* 33, 74-81
- Neumann P, Berglund JE, Mondejar EF, Magnusson A, Hedenstierna G (1998): Effect of different pressure levels on the dynamics of lung collapse and recruitment in oleic-acid-induced lung injury. *Am J Respir Crit Care Med* 158, 1636-1643

Oscroft NS, Smith IE (2010): A bench test to confirm the core features of volume-assured non-invasive ventilation. *Respirology* 15, 361-364

Perez de Llano LA, Golpe R, Ortiz Piquer M, Veres Racamonde A, Vazquez Caruncho M, Caballero Muinelos O, Alvarez Carro C (2005): Short-term and long-term effects of nasal intermittent positive pressure ventilation in patients with obesity-hypoventilation syndrome. *Chest* 128, 587-594

Peter JV, Moran JL, Phillips-Hughes J, Warn D (2002): Noninvasive ventilation in acute respiratory failure – a meta-analysis update. *Crit Care Med* 30, 555-562

Piper AJ, Sullivan CE (1994): Effects of short-term NIPPV in the treatment of patients with severe obstructive sleep apnea and hypercapnia. *Chest* 105, 434-440

Racca F, Appendini L, Gregoretti C, Stra E, Patessio A, Donner CF, Ranieri VM (2005): Effectiveness of mask and helmet interfaces to deliver noninvasive ventilation in a human model of resistive breathing. *J Appl Physiol* 99, 1262-1271

Rathgeber J: Grundlagen der maschinellen Beatmung. 1. Auflage; Aktiv Druck & Verlag GmbH, Göttingen 1999

Rathgeber J: Grundlagen der maschinellen Beatmung. Einführung in die Beatmung für Ärzte und Pflegekräfte. 2. Auflage; Georg Thieme Verlag, Stuttgart 2010

Rello J, Ollendorf DA, Oster G, Vera-Llonch M, Bellm L, Redman R, Kollef MH (2002): Epidemiology and outcomes of ventilator-associated pneumonia in a large US database. *Chest* 122, 2115-2121

Richard JC, Carlucci A, Breton L, Langlais N, Jaber S, Maggiore S, Fougere S, Harf A, Brochard L (2002): Bench testing of pressure support ventilation with three different generations of ventilators. *Intensive Care Med* 28, 1049-1057

Roessler M, Kill C (2010): Nicht-invasive Beatmung in der präklinischen Notfallmedizin. *Notfallmedizin up2date* 5, 297-312

Rusterholtz T, Kempf J, Berton C, Gayol S, Tournoud C, Zaehring M, Jaeger A, Sauder P (1999): Noninvasive pressure support ventilation (NIPSV) with face mask in patients with acute cardiogenic pulmonary edema (ACPE). *Intensive Care Med* 25, 21-28



Sassoon C (2011): Triggering of the ventilator in patient-ventilator interactions. *Respir Care* 56, 39-51

Schönhofer B, Sortor-Leger S (2002): Equipment needs for noninvasive mechanical ventilation. *Eur Respir J* 20, 1029-1036

Schönhofer B, Köhler D, Kutzer K (2006): Ethics of mechanical ventilation in end of life. *Pneumologie* 60, 408-416

Schönhofer B, Kuhlen R, Neumann P, Westhoff M, Berndt C, Sitter H (2008): Non-invasive mechanical ventilation in acute respiratory failure. *Pneumologie* 62(8), 449-479

Shee CD, Green M (2003): Non-invasive ventilation and palliation: experience in a district general hospital and a review. *Palliat Med* 17, 21-26

Shivaram U, Cash ME, Beal A (1993): Nasal continuous positive airway pressure in decompensated hypercapnic respiratory failure as a complication of sleep apnea. *Chest* 104, 770-774

Shneerson JM (1996): The changing role of mechanical ventilation in COPD. *Eur Respir J* 9, 393-398

Spahija J, de Marchie M, Albert M, Bellemare P, Delisle S, Beck J, Sinderby C (2010): Patient-ventilator interaction during pressure support ventilation and neurally adjusted ventilatory assist. *Crit Care Med* 38, 518-526

Stauffer JL, Olson DE, Petty TL (1981): Complications and consequences of endotracheal intubation and tracheotomy. A prospective study of 150 critically ill adult patients. *Am J Med* 70, 65-76

Stell IM, Paul G, Lee KC, Ponte J, Moxham J (2001): Noninvasive ventilator triggering in chronic obstructive pulmonary disease. A test lung comparison. *Am J Respir Crit Care Med* 164, 2092-2097

Taccone P, Hess D, Caironi P, Bigatello LM (2004): Continuous positive airway pressure delivered with a "helmet": effects on carbon dioxide rebreathing. *Crit Care Med* 32, 2090-2096

Tobin MJ (2001): Advances in mechanical ventilation. *N Engl J Med* 344, 1986-1996

Tsolaki V, Pastaka C, Kostikas K, Karetsi E, Dimoulis A, Zikiri A, Koutsokera A, Gourgoulis KI (2010): Noninvasive ventilation in chronic respiratory failure: effects on quality of life. *Respiration* 81(5), 402-410

Vanpee D, El Khawand C, Rousseau L, Jamart J, Delaunois L (2002): Effects of nasal pressure support on ventilation and inspiratory work in normocapnic and hypercapnic patients with stable COPD. *Chest* 122, 75-83

Vargas F, Thille A, Lyazidi A, Campo FR, Brochard L (2009): Helmet with specific settings versus facemask for noninvasive ventilation. *Crit Care Med* 37, 1921-1928

Vignaux L, Tassaux D, Jolliet P (2007): Performance of noninvasive ventilation modes on ICU ventilators during pressure support: a bench model study. *Intensive Care Med* 33, 1444-1451

Vitacca M, Nava S, Confalonieri M, Bianchi L, Porta R, Clini E, Ambrosino N (2000): The appropriate setting of noninvasive pressure support ventilation in stable COPD patients. *Chest* 118, 1286-1293

Waldhorn RE (1992): Nocturnal nasal intermittent positive pressure ventilation with bi-level positive airway pressure (BiPAP) in respiratory failure. *Chest* 101, 516-521

Welte T, Hoffmann B (1999a): Noninvasive ventilation of critically ill patients. II: Practical application and procedure. *Dtsch Med Wochenschr* 124, 1425-1428

Welte T, Hoffmann B (1999b): Noninvasive ventilation in critically ill patients. I. Mechanism of action and current scientific evidence. *Dtsch Med Wochenschr* 124, 1385-1388

Winck JC, Azevedo LF, Costa-Pereira A, Antonelli M, Wyatt JC (2006): Efficacy and safety of non-invasive ventilation in the treatment of acute cardiogenic pulmonary edema – a systematic review and meta-analysis. *Crit Care* 10, R69

Windisch W, Kostic S, Dreher M, Virchow JC, Jr., Soricter S (2005): Outcome of patients with stable COPD receiving controlled noninvasive positive pressure ventilation aimed at a maximal reduction of Pa(CO<sub>2</sub>). *Chest* 128, 657-662

Wysocki M, Tric L, Wolff MA, Millet H, Herman B (1995): Noninvasive pressure support ventilation in patients with acute respiratory failure. A randomized comparison with conventional therapy. *Chest* 107, 761-768

Yoshida T, Rinka H, Kaji A, Yoshimoto A, Arimoto H, Miyaichi T, Kan M (2009): The impact of spontaneous ventilation on distribution of lung aeration in patients with acute respiratory distress syndrome: airway pressure release ventilation versus pressure support ventilation. *Anesth Analg* 109, 1892-1900

Zwillich CW, Pierson DJ, Creagh CE, Sutton FD, Schatz E, Petty TL (1974): Complications of assisted ventilation. A prospective study of 354 consecutive episodes. *Am J Med* 57, 161-170