

Vergleich verschiedener mechanischer Hustenhilfen durch Messung der expiratorischen Spitzenflüsse

Comparison of Different Mechanical Insufflator-Exsufflator Systems by Measurement of the Peak Expiratory Flow (PEF)

Autoren

Ansgar Schütz¹, Janine Wagner², Anne Conrad², Andreas Funke³

Institute

- 1 Atemhilfe – Service für außerklinische Beatmung
- 2 Pneumologisches Beatmungszentrum Bad Belzig, Pneumologie und Beatmungsmedizin der Klinikgruppe Ernst von Bergmann Bad Belzig
- 3 Charité – Universitätsmedizin Berlin, Neurologische Poliklinik, Ambulanz für ALS und andere Motoneuronenerkrankungen

eingereicht 21.9.2016

akzeptiert nach Revision 22.11.2016

Bibliografie

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0042-121822>

Online-Publikation: 14.2.2017 | Pneumologie 2017; 71: 166–172

© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

ISSN 0934-8387

Korrespondenzadresse

Ansgar Schütz, Freiberuflicher Atmungstherapeut (DGP),
Prinzenallee 48, 13359 Berlin
ansgarschuetzbln@freenet.de

ZUSAMMENFASSUNG

Fragestellung Die Sekretelimination mit maschinellen Hustenhilfen ist bei muskulärer Hustenschwäche etabliert. Im praktischen Einsatz verschiedener Geräte gibt es Leistungsunterschiede. Ziel dieser Arbeit ist, expiratorische Flussraten verschiedener Geräte mit und ohne Zubehör zu vergleichen.

Methode Die expiratorischen Flüsse von zehn Hustenhilfen wurden am Geräteausgang und mit in der Praxis eingesetztem Zubehör in vitro untersucht.

Ergebnisse Die Leistung verschiedener Geräte unterscheidet sich signifikant. Die Verwendung von Zubehör ergab weitere signifikante Flussreduktionen, bei Einsatz von zwei Filtern gegenüber einem

um 13 %, bei Einsatz einer geraden Gurgel um 10 %, einer abgewinkelten Gurgel um weitere 15 %. Beim Einsatz eines 1800 mm Schlauchs, einer abgewinkelten Gurgel und eines Filters zeigte sich im expiratorischen Spitzenfluss zwischen den Geräten Nippy (2,86 l/s) und Pulsar (1,2 l/s) ein Abfall der Werte um 58 % bei letzterem Gerät.

Schlussfolgerung Die Auswahl der Geräte und des Zubehörs hat Einfluss auf die expiratorischen Flüsse. In vitro zeigen sich signifikante Unterschiede der Leistungen verschiedener Geräte mit und ohne Equipment, die für den therapeutischen Einsatz wichtig sein können. Weitere Untersuchungen zur klinischen Relevanz und Empfehlungen für die praktische Anwendung sind notwendig, um die effektive Elimination von Sekreten sicherzustellen.

ABSTRACT

Background The management of pulmonary secretion in patients with respiratory muscle weakness using mechanical insufflator-exsufflator systems (MIE) is an established treatment option. There are significant differences in the efficiency of different devices in practical use. The intention of this study was to evaluate the peak expiratory flow (PEF) values of different devices with and without use of equipment.

Methods PEFs of ten MIE were investigated in vitro using different equipment.

Results The efficiency of the devices showed significant differences. The use of two bacterial filters showed a significant reduction of 13 % compared to one filter, the use of a catheter mount revealed a significant reduction of 10 %, with an elbow connector additionally 15 %. With a commonly used equipment (1800 mm tube, one filter, catheter tube with elbow) there was a difference of 58 % between the devices Nippy (2,86 l/s) and Pulsar (1,2 l/s).

Conclusion There are significant differences in PEF of different MIE and use of different equipment. That could be of therapeutic relevance. Further studies are needed to investigate the clinical relevance of these findings. Recommendations for the use of devices and equipment are necessary to ensure the efficacy of the elimination of pulmonary mucus.

Einleitung

Mechanische Hustenhilfen (Insufflator/Exsufflator) werden nicht-invasiv oder invasiv bei Patienten mit bestehender Hustenschwäche zur Unterstützung der Sekretelimination eingesetzt. Besonders Patienten mit neuromuskulären Erkrankungen, Querschnittslähmung oder erworbener Muskelschwäche (ICU-AW) können davon profitieren. Ziel jeder hustenunterstützenden Maßnahme ist es, freie Atemwege sicherzustellen und

damit mögliche Folgen oder Komplikationen durch eine Sekretretention zu verhindern, wie z. B. eine Zunahme der Atemarbeit, Verteilungsstörungen, Atelektasen und pulmonale Infektionen. Einige Arbeiten erbrachten den Nachweis, dass der Einsatz einer mechanischen Hustenhilfe im Vergleich mehrerer hustenunterstützender Verfahren die besten Erfolge verzeichnen konnte [1, 2]. Die Funktionsweise beruht auf der Simulation eines Hustenstoßes durch Anlegen eines hohen positiven Drucks auf die Atemwege, gefolgt vom raschen Aufbau eines

Comfort Cough Plus [Seoil Pacific Corp]		New Negavent DA3 Mod. Pegaso [DIMA ITALIA]		Pulsar [Siare]	
CoughAssist CA-3200 [Philips Respironics ehemals J.H. Emerson Co.]		New Negavent DA3 Plus Mod. Pegaso Mini [DIMA ITALIA]		RespiClear [FLO Medizintechnik]	
CoughAssist E70 [Philips Respironics]		Nippy Clearway Cough Assistor [B & D Electromedical]			
Mini Pegaso A-Cough Perc/S [DIMA ITALIA]		Pegaso A-Cough 230/S [DIMA ITALIA]			

► **Abb. 1** Untersuchte Geräte (Modell und Hersteller).

ausreichend hohen negativen Drucks. Fauroux et al. empfehlen in ihrer Studie von 2008 mit dem CoughAssist (Emerson) für die Insufflation einen Druck von 40 mbar und für die Exsufflation von -40 mbar [3]. Während der vertieften Einatmung kommt es zur Weitung des Bronchiallumens, Luft gelangt hinter das Sekret und das inspiratorische Volumen steigt an. Die dadurch gesteigerten Retraktionskräfte werden während der Exsufflation therapeutisch ebenfalls genutzt, um hohe expiratorische Flussraten zu erzeugen. Es hat sich nach John Bach [4] bewährt, das therapeutisch wirksame Level des Peak Cough Expiratory Flow (PCEF) bei einer Untergrenze von 160 l/min (= 2,66 l/s) anzusetzen, da bei geringeren Werten eine effektive Sekretclearance nicht gesichert werden kann. Dieser Wert wird in der vorliegenden Arbeit ebenfalls als Mindestwert für die Prüfung der mechanischen Hustenhilfen angenommen.

Im praktischen Einsatz verschiedener mechanischer Hustenhilfen ist den Autoren aufgefallen, dass die Leistungen der Geräte zum Teil stark divergieren. Die Frage nach der therapeutischen Wirksamkeit verschiedener Hustenhilfen ist von zentraler Bedeutung. Eine ineffektive Therapie der Husteninsuffizienz wird zumeist erst während eines pulmonalen Infektes mit erhöhter Sekretlast bemerkt. Eine unzureichende Sekretclearance kann die Entwicklung einer respiratorischen Insuffizienz be-

schleunigen oder zu erhöhter Mortalität führen [5]. Daher empfiehlt die S2 Leitlinie „Nichtinvasive und invasive Beatmung als Therapie der chronischen respiratorischen Insuffizienz“ für das Management der Husteninsuffizienz von neuromuskulär erkrankten Patienten eine strukturierte Herangehensweise, um den vorhersehbaren Komplikationen frühzeitig zu begegnen [6]. So soll durch regelmäßige Kontrolluntersuchungen, wie die Messung der Vitalkapazität und der Hustenkapazität, die Hustenschwäche frühzeitig erfasst und die Indikation für geeignete manuelle oder mechanische Hustenhilfen geprüft werden. Zahlreiche Publikationen der letzten Jahre haben die Bedeutung der mechanischen Hustenhilfen betont, sodass die Hustenunterstützung zunehmend in den klinischen und außerklinischen therapeutischen Fokus geraten ist [7–10]. Die Gerätevielfalt hat dementsprechend in den vergangenen Jahren beständig zugenommen mit einigen durchaus positiven Veränderungen in der Anwendbarkeit, allerdings nicht in dem Erreichen höherer expiratorischer Flussraten. Ebenfalls rückt in den letzten Jahren der Leistungsvergleich verschiedener mechanischer Hustenhilfen stärker in den Fokus des Interesses: So wurden in der Arbeit von Porot und Guérin 2013 [11] die Leistung zweier Geräte in vitro unter dem Einfluss sich verändernder Compliance und Resistance verglichen (CoughAssist und NIPPY). Hier-

► **Tab. 1** Parameter aller Geräte.

Insufflationsdruck	35 mbar
Exsufflationsdruck	-40 mbar
Insufflationszeit	1,8 sec.
Exsufflationszeit	2,4 sec.
Pausenzeit	0,5 sec.
Flow	Maximum

bei fielen beim NIPPY höhere Flussraten gegenüber dem Cough-Assist auf, welche sich mit Verringerung der Compliance und dem Anstieg der Resistance im Versuchsaufbau aber zunehmend anglichen. Frigerio et al. untersuchten in ihrer Studie von 2015 in vitro fünf Hustenhilfen (NIPPY, CoughAssist, New Negavent DA3 Mod. Pegaso, New Negavent DA3 Plus Mod. Pegaso Mini, Pulsar) [12] hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit unter dem Einfluss sich verändernder Compliance, Resistance und zusätzlicher künstlicher Leckagen, außerdem auch die Zuverlässigkeit eingestellter Parameter. Hier wurde eine hohe Variabilität und Inkonstanz in den Werten, selbst bei baugleichen Geräten, festgestellt, sodass die Autoren zu der Ansicht kamen, Hustenassistenten seien nicht austauschbar und es gebe einen hohen Handlungsbedarf bezüglich der Verlässlichkeit, Reproduzierbarkeit und Handhabung.

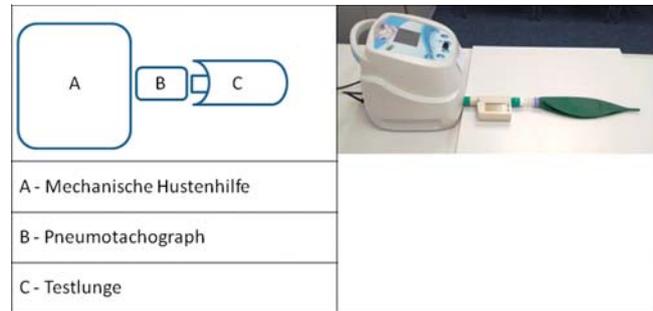
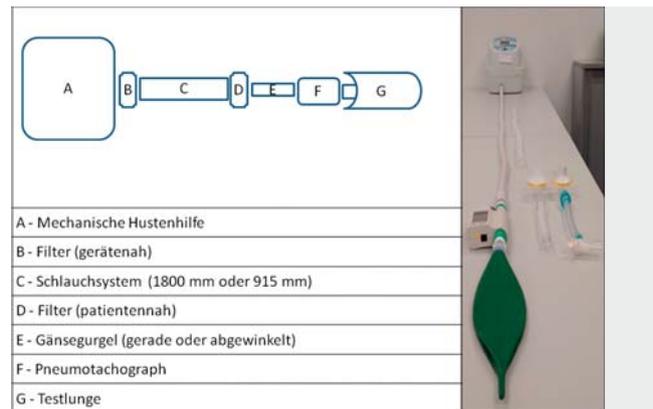
Die Autoren der vorliegenden Arbeit gingen folgenden Fragestellungen nach: Produzieren die Geräte unterschiedliche expiratorische Flüsse bzw. finden sich die wahrgenommenen Leistungsunterschiede in konkreten Messwertunterschieden wieder? Hat das eingesetzte Equipment (Schlauchsystem, Filter und Gurgel) zusätzlich Einfluss auf die Leistung der Geräte?

Methode

Es wurden zehn in Deutschland eingesetzte Geräte (► **Abb. 1**) in vitro hinsichtlich der Vergleichbarkeit ihrer Leistungen (expiratorische Spitzenflüsse) einschließlich der Veränderungen durch das eingesetzte Equipment unter vergleichbaren Einstellparametern untersucht (► **Tab. 1**). Der zu ermittelnde expiratorische Spitzenfluss (Peak Expiratory Flow, PEF) wurde dem Peak Cough Expiratory Flow (PCEF) gleichgesetzt und als zentraler Leistungsmarker des Hustens und der mechanischen Hustenhilfen definiert.

Die expiratorischen Flussraten wurden mit einem Pneumotachografen Typ JAEGER-SpiroPro+ gemessen. Das distale Ende des Pneumotachografen wurde bei allen Messungen mit einer Testlung verbunden (► **Abb. 2** + ► **Abb. 3**).

Dieser geschlossene Messaufbau ermöglichte es, die Insufflationsleistung der Geräte in die Messung der expiratorischen Flüsse mit einzubeziehen. In Messung 1 (► **Abb. 2**) wurde jede mechanische Hustenhilfe mit dem Pneumotachografen direkt am Geräteausgang verbunden und so der expiratorische Spitzenfluss unter gleichen Messbedingungen und vergleichbaren Geräteparametern bestimmt. Diese Messung erfolgte ohne Einsatz von zusätzlichem Equipment. In den Messungen 2–9

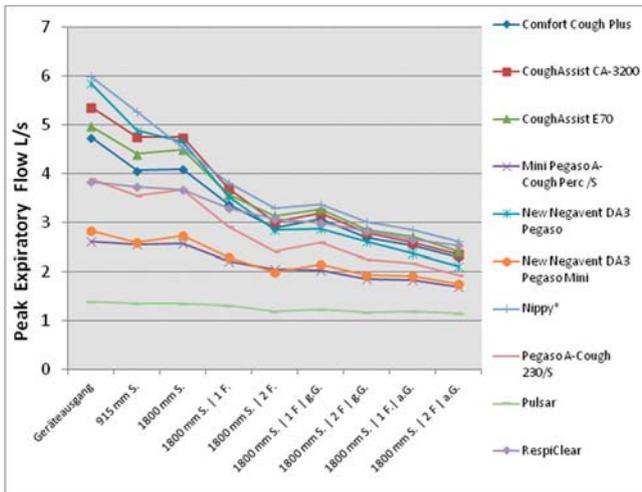
► **Abb. 2** Messung 1: Pneumotachografische Messung am Geräteausgang M1 – ohne Zubehör.

► **Abb. 3** Messung 2 bis 9: Pneumotachografische Messungen am Ende des Schlauchsystems

- M2 – 915 mm Schlauch, Ø Filter, Ø Gänsegurgel
- M3 – 1800 mm Schlauch, Ø Filter, Ø Gänsegurgel
- M4 – 1800 mm Schlauch, 1 Filter, Ø Gänsegurgel
- M5 – 1800 mm Schlauch, 2 Filter, Ø Gänsegurgel
- M6 – 1800 mm Schlauch, 1 Filter + gerade Gänsegurgel
- M7 – 1800 mm Schlauch, 2 Filter + gerade Gänsegurgel
- M8 – 1800 mm Schlauch, 1 Filter + abgewinkelte Gänsegurgel
- M9 – 1800 mm Schlauch, 2 Filter + abgewinkelte Gänsegurgel

wurde zwischen der Hustenhilfe und dem Pneumotachografen das im Alltag unterschiedlich eingesetzte Equipment integriert: Schläuche verschiedener Länge, ein oder zwei Bakterienfilter und eine gerade bzw. abgewinkelte Gänsegurgel (► **Abb. 3**). Messung 3–9 erfolgte mit einem 1800 mm Schlauch, da diese Schlauchlänge erfahrungsgemäß im Alltag sehr häufig verwendet wird, nicht zuletzt aufgrund der besseren Handhabbarkeit im klinischen und außerklinischen Umfeld.

Jede PEF-Messung wurde mit drei Zyklen (ein Zyklus = 1 Insufflation + Exsufflation) durchgeführt, dreimal wiederholt und es wurden die Mittelwerte und Standardabweichungen bestimmt. Der gewählte Insufflations- und Exsufflationsdruck (35 mbar/-40 mbar) orientierte sich an den in der Praxis häufig angewandten Einstellungen (► **Tab. 1**). Zugrunde liegen diesen wiederum die seit Jahren empfohlenen Referenzwerte für die Hustenhilfe Typ CoughAssist von Philips Respironics, ehemals J. H. Emerson Co. [3].



► **Abb. 4** Übersicht aller Messungen. Schlauch (S), Filter (F), gerade Gurgel (gG), abgewinkelte Gurgel (aG)

* Nippy: Messungen nicht mit 1800 mm Schlauch, sondern mit 1600 mm Originalschlauch inkl. Druckmessschlauch.

Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics 22 (IBM Corp., Armonk, NY, USA). Für den Vergleich der einzelnen Geräte erfolgte bei nicht gegebener Homogenität der Varianzen (Levene-Test $p > 0,001$) die Auswertung mit dem nicht-parametrischen Kruskal-Wallis-Test für unverbundene Stichproben. Das Signifikanzniveau p wurde auf 0,05 gesetzt. Für den Vergleich der Messanordnungen erfolgte die statistische Auswertung mit dem Mann-Whitney-U-Test für unverbundene nicht-parametrische Stichproben auf einem Signifikanzniveau von $p > 0,05$.

Ergebnisse

1. Die Leistungen der verschiedenen Geräte am Geräteausgang unterschieden sich signifikant (Kruskal-Wallis-Test; $p > 0,05$) (► **Abb. 4**, ► **Tab. 3**).

Bei dem in der Praxis häufig eingesetzten Aufbau von einem Schlauch von 1800 mm Länge, einer abgewinkelten Gurgel und einem Filter zeigten sich ebenfalls teilweise deutliche Unterschiede. Zwischen den Geräten NIPPY (2,86 l/s) und Pulsar (1,2 l/s) bestand der größte Unterschied in den ermittelten expiratorischen Spitzenflüssen mit einem Abfall der Werte um 58% bei letzterem Gerät.

2. Folgende Einflüsse des Zubehörs konnten in Messung 2–9 festgestellt werden, wobei hier keine Unterscheidung zwischen den einzelnen Geräten getroffen wurde: Zwischen einer Schlauchlänge von 915 mm und 1800 mm zeigte sich keine statistisch signifikante Reduktion der Leistung (915 mm: Mittelwert 3,72 l/s; 1800 mm: Mittelwert: 3,65 l/s) (► **Abb. 4**, ► **Tab. 3**). Bei der Verwendung von einem oder zwei Filter zeigte sich jedoch eine signifikante Reduktion der Leistung um 13% (1 Filter in M4: Mittelwert 3,0 l/s; zwei Filter in M5: Mittelwert 2,6 l/s; Mann-Whitney-U-Test; $p > 0,05$) (► **Abb. 4**, ► **Tab. 3**). Beim Einsatz von einer geraden Gurgel in M6 trat eine signifikante Reduktion der Leistung um 10% von 3,0 l/s auf 2,69 l/s

► **Tab. 2** Technik und Materialeinsatz.

Pneumotachograf SpiroPro+ (Jäger, Deutschland),
 Testlung Reservoir Bag 1,0 l (Intersurgical, England),
 Adapter D22 mm (Intersurgical, England),
 Schlauchsystem L 915 mm, D 22 mm Durchmesser (WILamed, Deutschland),
 Schlauchsystem AEROTube L 1800 mm, D 22 mm (Hum, Deutschland),
 Filter: Iso-Gard Filter Small gerade (Teleflex Medical, Irland),
 Gänsegurgel gerade L 150 mm, D 15 mm (VBM Medizintechnik, Deutschland),
 Gänsegurgel abgewinkelt L 150 mm, D 15 mm (Fahl Medizintechnik, Deutschland)

auf (Mann-Whitney-U-Test; $p > 0,05$). Bei Einsatz einer abgewinkelten Gurgel in M8 trat eine weitere signifikante Reduktion der Leistung auf 2,29 l/s auf (Mann-Whitney-U-Test; $p > 0,05$). Im Vergleich zum Einsatz einer geraden Gurgel liegt eine Leistungsreduktion von 15% vor, im Vergleich zur Leistung der Geräte ohne dazwischengeschaltete Gurgel ist die Leistung um 24% geringer (► **Abb. 4**, ► **Tab. 3**).

Diskussion

Die Autoren wählten neun verschiedene Versuchsanordnungen, um die in der Praxis auffallenden Unterschiedlichkeiten in den Leistungsmerkmalen verschiedener mechanischer Hustenhilfen zu untersuchen. Die Messungen wurden dreimal wiederholt. Der expiratorische Spitzenfluss (PEF) wurde in dieser Arbeit als Hauptzielgröße zur Bestimmung der Therapieeffektivität definiert, da er nach King et al. 1985 [13] direkt mit der Fähigkeit, Sekret aus den Atemwegen zu eliminieren, korreliert. Die Flowmessungen wurden mit klinischem Equipment (Spirometer Typ JAEGER – SpiroPro+) durchgeführt. Hier ist anzumerken, dass der für die Spirometrie geeichte Pneumotachograf kein validiertes Messverfahren für die Flowmessung von Geräten darstellt, ein solches gibt es nach Kenntnis der Autoren nicht.

Die vorliegenden Messergebnisse (► **Tab. 3**) sind in Abhängigkeit vom Stand der Geräteentwicklung, dem Messaufbau und vom eingesetzten Material zu sehen. Sie werden jedoch durch zwei weitere publizierte Untersuchungen bestätigt, welche sich zwar im Hinblick auf den Messaufbau und die eingesetzte Messtechnik jeweils unterscheiden, jedoch ebenfalls auf Differenzen in der Leistungsfähigkeit einiger mechanischer Hustenhilfen verweisen [11, 12].

Es wurden Neugeräte (Comfort Cough Plus, CoughAssist E70, Mini Pegaso A-Cough Perc/S, Nippy Clearway Cough Assistor, Pegaso A-Cough 230/S, Pulsar, RespiClear) und gebrauchte Geräte, welche sich noch im Umlauf befanden, jedoch nicht mehr neu hergestellt werden (CoughAssist CA-3200, New Negavent DA3 Mod. Pegaso, New Negavent DA3 Plus Mod. Pegaso Mini) für die Messungen verwendet; bei letzteren wurden die Betriebsstunden nicht berücksichtigt. Eine technische Kontrolle der Hustenhilfen wurde für diese Studie nicht vorgenommen, jedoch konnten während der Untersuchung keinerlei Auffälligkeiten festgestellt werden.

► **Tab. 3** Gesamtübersicht aller Ergebnisse MW (\pm SD).

Messung (l/s)	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Messaufbau Gerätetyp	direkt am Gerät	915 mm Schlauch Ø Filter Ø Gurgel	1800 mm Schlauch ¹ Ø Filter Ø Gurgel	1800 mm Schlauch ¹ 1 Filter Ø Gurgel	1800 mm Schlauch ¹ 2 Filter Ø Gurgel	1800 mm Schlauch ¹ 1 Filter 1 Gurgel (gerade)	1800 mm Schlauch ¹ 2 Filter 1 Gurgel (gerade)	1800 mm Schlauch ¹ 1 Filter 1 Gurgel (abgewinkelt)	1800 mm Schlauch ¹ 2 Filter 1 Gurgel (abgewinkelt)
Comfort Cough Plus	4,74 (\pm 0,02)	4,06 (\pm 0,04)	4,09 (\pm 0,04)	3,38 (\pm 0,02)	2,89 (\pm 0,01)	3,07 (\pm 0,02)	2,69 (\pm 0,02)	2,53 (\pm 0,01)	2,29 (\pm 0,04)
Cough Assist CA-3200	5,36 (\pm 0,04)	4,75 (\pm 0,06)	4,74 (\pm 0,03)	3,7 (\pm 0,01)	3,02 (\pm 0,005)	3,2 (\pm 0,03)	2,80 (\pm 0,005)	2,59 (\pm 0,01)	2,35 (\pm 0,08)
CoughAssist E70	4,97 (\pm 0,02)	4,4 (\pm 0,01)	4,49 (\pm 0,08)	3,58 (\pm 0,005)	3,14 (\pm 0,01)	3,28 (\pm 0,02)	2,86 (\pm 0,04)	2,72 (\pm 0,005)	2,41 (\pm 0,005)
Mini Pegaso A-Cough Perc S	2,61 (\pm 0,01)	2,56 (\pm 0,03)	2,57 (\pm 0,01)	2,21 (\pm 0,005)	2,05 (\pm 0,01)	2,04 (\pm 0,02)	1,86 (\pm 0,03)	1,83 (\pm 0,01)	1,70 (\pm 0,02)
New Negavent DA3 ModPegaso	5,85 (\pm 0,01)	4,88 (\pm 0,03)	4,65 (\pm 0,06)	3,54 (\pm 0,02)	2,85 (\pm 0,04)	2,88 (\pm 0,01)	2,61 (\pm 0,02)	2,37 (\pm 0,005)	2,11 (\pm 0,03)
New Negavent DA3 Plus Mod. Pegaso Mini	2,83 (\pm 0,01)	2,59 (\pm 0,02)	2,73 (\pm 0,05)	2,3 (\pm 0,04)	2,0 (\pm 0,01)	2,15 (\pm 0,005)	1,93 (\pm 0,005)	1,92 (\pm 0,01)	1,76 (\pm 0,01)
Nippy Clearway Cough Assistor	5,99 (\pm 0,08)	5,27 (\pm 0,03)	4,52 (\pm 0,03)	3,81 (\pm 0,02)	3,3 (\pm 0,01)	3,38 (\pm 0,01)	3,02 (\pm 0,01)	2,86 (\pm 0,02)	2,62 (\pm 0,005)
Pegaso A-Cough 230S	3,89 (\pm 0,01)	3,55 (\pm 0,01)	3,68 (\pm 0,02)	2,91 (\pm 0,01)	2,42 (\pm 0,005)	2,6 (\pm 0,02)	2,25 (\pm 0,03)	2,18 (\pm 0,01)	1,94 (\pm 0,005)
Pulsar	1,39 (\pm 0,02)	1,36 (\pm 0,005)	1,36 (\pm 0,005)	1,32 (\pm 0,005)	1,2 (\pm 0,005)	1,23 (\pm 0,005)	1,18 (\pm 0,005)	1,2 (\pm 0,005)	1,15 (\pm 0,005)
RespiClear	3,84 (\pm 0,01)	3,74 (\pm 0,02)	3,68 (\pm 0,005)	3,3 (\pm 0,01)	3,08 (\pm 0,01)	3,0 (\pm 0,07)	2,83 (\pm 0,01)	2,65 (\pm 0,01)	2,54 (\pm 0,08)

¹ Nippy Clearway Cough Assistor 1600 mm Schlauch

Die ermittelten Werte wurden wie dargestellt in vitro gewonnen, eine Überprüfung in vivo wäre angezeigt, um die klinische Relevanz zu untersuchen, insbesondere auch im Hinblick auf die Entwicklung von pulmonalen Infektionen und Hospitalisierungsraten.

Die drei Erstgeräte auf dem deutschen Markt, CoughAssist, NIPPY und New Negavent DA3 Pegaso, zeigten vergleichbar hohe expiratorische Spitzenflüsse, während die Werte aller nachfolgenden Geräte neuerer Generation in diesen Messungen mäßig bis deutlich abfielen. Die vom Equipment erzeugten Flusswiderstände führten bei den einzelnen Hustenhilfen zu unterschiedlich starken Leistungsminderungen; besonders deutlich waren diese bei leistungsstärkeren Geräten erkennbar. Es ist zu vermuten, dass die in diesen Geräten erzeugten höheren Gasflüsse durch den Einsatz von Equipment in stärkerem Ausmaß Strömungswiderstände (z.B. durch Turbulenzen) produzieren als bei den Geräten mit geringerem Gasfluss.

Die Leistungsminderungen durch das Equipment waren bemerkenswert: wie in den grafischen Einzeldarstellungen der Messergebnisse in Messung 2–9 ersichtlich (► **Abb. 4**), sanken die PEF-Werte mit Einsatz des Equipments deutlich. So kam es beispielsweise bei acht von zehn Geräten mit Verwendung eines 1800 mm Schlauches, eines Filters und einer abgewinkelten

Gurgel zum Abfall unter die kritische Schwelle von 2,66 l/s. Wenn als Voraussetzung für eine wirkungsvolle Sekretelimination die Erzeugung eines ausreichend hohen Flusses angesehen wird, muss bei einzelnen gerätebezogenen Ergebnissen die Therapieeffektivität in Frage gestellt werden.

Mechanische Hustenhilfen verschiedener Hersteller erzeugen unter gleichen Einstellungsparametern verschieden starke expiratorische Flüsse. Grundkenntnisse dieser Zusammenhänge sind für die zuständigen Ärzte und Therapeuten bei der Einstellung der Geräte von großer Wichtigkeit, d. h. eine individuelle Geräteeinstellung ist notwendig, um mit der Leistungscharakteristik des einzelnen Gerätes therapeutisch wirksam arbeiten zu können. Sancho et al. weisen darauf hin, dass ein Insufflationsdruck von bis zu 40 mbar und ein Exsufflationsdruck von bis zu –40 mbar oft ausreichend ist, jedoch können Veränderungen im Krankheitsverlauf, wie eine Reduktion der Lungencompliance oder ein Anstieg der Atemwegswiderstände, höhere Druckeinstellungen erforderlich machen [14]. Dafür müssen mechanische Hustenhilfen über Leistungsreserven verfügen, welche eine Anpassung und damit eine therapeutisch effektive Anwendung weiterhin ermöglichen. Die Folgerung, die Leistungsabweichungen der Geräte durch Anhebung der Therapiedrucke auszugleichen, war nicht Fragestellung dieser Arbeit.

Jedoch weisen die Autoren aufgrund eigener Erfahrungen darauf hin, dass dies bei einigen, aber nicht bei allen Geräten möglich ist. Folgeuntersuchungen hierzu sind angezeigt.

Die Ergebnisse legen zudem nahe, dass bei Umversorgung zu einer Hustenhilfe eines anderen Herstellers ebenfalls fachgerecht geprüft werden muss, ob der therapeutische Nutzen gewährleistet werden kann.

Nach den *in vitro* gewonnenen Daten ist zu vermuten, dass Veränderungen hinsichtlich des eingesetzten Equipments (Schlauch, Filter, Gurgel) Einfluss auf die therapeutische Wirksamkeit haben können. Von Geräteherstellern werden keine Empfehlungen für den Einsatz von Gurgeln oder einem zweiten Filter – weder für die invasive noch für die nicht-invasive Anwendung – ausgesprochen, die Anwendung dieser Materialien ist im Alltag jedoch üblich.

Die Ergebnisse dieser Arbeit weisen darauf hin, dass die Nutzung von zwei Bakterienfilter die Effektivität der MIE verringert. Durch Verzicht auf eine Gurgel bei nicht-invasiver Anwendung und die Wahl einer geraden Gurgel bei invasiver Anwendung könnten zusätzliche Flusswiderstände verhindert werden. In der Praxis kann nach der Erfahrung der Autoren der Einsatz einer geraden Gurgel als Sekretreservoir sinnvoll sein, um eine Verunreinigung des Schlauches zu vermeiden. Ebenso kann der Einsatz einer abgewinkelten Gurgel dann sinnvoll sein, wenn bei hoher Sekretlast so eine Verunreinigung des Filters oder Schlauches minimiert werden kann. Ansonsten sollte auf den Einsatz von abgewinkelten Gurgeln verzichtet werden.

Auch wenn die expiratorische Flussminimierung zwischen einer Schlauchlänge von 915 mm und 1800 mm keine signifikanten Unterschiede ergab, sollte bei der Wahl der Schläuche dennoch beachtet werden, dass lange Schläuche einen höheren Widerstand haben. In Gebrauch sind Schlauchlängen von 915 bis 2700 mm. Bei der Entscheidung über die Schlauchlänge sollte aber auch Handhabung und Praktikabilität vor Ort eine Rolle spielen.

Insgesamt wird empfohlen, auf Zusatzmaterial weitgehend zu verzichten, da ein unkritischer Einsatz möglicherweise auf Kosten der Therapieeffektivität geht. Nur im begründeten Einzelfall sollte nach Meinung der Autoren Zusatzmaterial mit Bedacht und unter Berücksichtigung der Therapieeffektivität eingesetzt werden.

Die Autoren weisen außerdem darauf hin, dass für die individuelle Geräteauswahl selbstverständlich weitere Eigenschaften von Bedeutung sind, die in dieser Arbeit nicht im Fokus standen wie z. B. die Bedienbarkeit, Triggereigenschaften (Synchronisationshilfe) und Mobilität (Akku).

Zusammenfassung

Die ermittelten expiratorischen Spitzenflüsse der untersuchten mechanischen Hustenassistenten ergaben unter vergleichbaren Messbedingungen erkennbare Unterschiede. Weiterhin führte die verschiedentliche Verwendung von Equipment zu einer z. T. deutlichen Reduktion der gemessenen Flussraten. Die Autoren erachten diese Ergebnisse für wichtig und relevant für den therapeutischen Einsatz von mechanischen Hustenhilfen. Um die Bedeutung der *in vitro* gewonnenen Werte

für die Patientenversorgung zu ermitteln, sind klinische Studien notwendig.

Die gerätespezifischen Differenzen in den Messergebnissen lassen den Schluss zu, dass für die Auswahl und die Einstellung einer mechanischen Hustenhilfe Kenntnisse der unterschiedlichen Leistungen der Geräte notwendig sind.

Im Sinne der Sicherstellung einer suffizienten Therapie bei hustenschwachen Patienten halten wir es für sinnvoll, die in der Versorgung und Handhabung mit diesen Geräten tätigen Personen in diese Diskussion zu integrieren. Eine unkritische Übernahme von bisher empfohlenen Referenzparametern oder die einfache Übernahme von Einstellwerten nicht baugleicher Hustenhilfen bei einer Geräteumversorgung kann die Therapieeffektivität wesentlich in Frage stellen. Ebenso wird dringend empfohlen, auf den Einsatz von Zubehör weitgehend zu verzichten, da die erhöhten Flusswiderstände zu einer Beeinträchtigung der Therapieeffektivität führen könnten.

Eine Anhebung der Therapedrücke bei Änderung der Erfordernisse (Abnahme der Compliance und Zunahme der Resistance) kann notwendig sein, um ausreichende Flowraten zur Sekreteliminierung zu erzeugen. Inwieweit einzelne Geräte jedoch diese Leistungsreserven bereitstellen können, bedarf weiterer Untersuchungen. Deshalb halten die Autoren eine herstellerunabhängige und standardisierte Prüfung neuer Geräte hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit für wünschenswert und notwendig. Für die praktische Nutzung ist eine Vergleichbarkeit und eine Verlässlichkeit der zugelassenen mechanischen Hustenhilfen notwendig.

Die Komplexität der Zusammenhänge macht deutlich, dass im Alltag eine fachliche Begleitung der Pflegenden oder Angehörigen durch Experten erforderlich ist, um den therapeutischen Nutzen für die Betroffenen sicherzustellen und das eigentliche Ziel der Therapie – die wirkungsvolle Elimination der Sekrete – nicht aus den Augen zu verlieren.

Danksagung

Herrn Prof. Dieter Köhler, Herrn Dr. Jens Geiseler und Frau Dr. Simone Rosseau wird herzlich für ihre Anregungen gedankt. Unser Dank gilt auch den Herstellern und Providern, welche uns die Geräte freundlicherweise zur Verfügung stellten.

Interessenkonflikt

A. Schütz hat Honorare für Vorträge und/oder Beratungsleistungen von Firmen erhalten, die mechanische Hustenhilfen vertreiben: Linde Gas Therapeutics, Breas Medical GmbH, Heinen und Löwenstein, Sapio Life, Weinmann, Respitemc GmbH, Jochum Medizintechnik.

A. Conrad hat Vortragshonorare und eine Reisekostenunterstützung zu einem wissenschaftlichen Kongress von einer Firma erhalten, die mechanische Hustenhilfen vertreibt: Heinen und Löwenstein.

J. Wagner hat Vortragshonorare von Firmen erhalten, die mechanische Hustenhilfen vertreiben: Heinen und Löwenstein, Sapio Life, Weinmann und Breas Medical GmbH.

A. Funke gibt an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Literatur

- [1] Chatwin M, Ross E, Hart N et al. Cough augmentation with mechanical insufflation/exsufflation in patients with neuromuscular weakness. *Eur Respir J* 2003; 21: 502–508
- [2] Bach JR. Mechanical insufflation-exsufflation: comparison of peak expiratory flows with manually assisted and unassisted coughing techniques. *Chest* 1993; 104: 1553–1562
- [3] Fauroux B, Guillemot N, Aubertin G et al. Physiologic Benefits of Mechanical Insufflation-Exsufflation in Children With Neuromuscular Diseases. *Chest* 2008; 133: 161–168
- [4] Bach JR, Saporito LR. Criteria for extubation and tracheostomy tube removal for patients with ventilatory failure: a different approach to weaning. *Chest* 1996; 110: 1566–1571
- [5] Bach JR, Ishikawa Y, Kim H. Prevention of pulmonary morbidity for patients with Duchenne muscular dystrophy. *Chest* 1997; 112: 1024–1028
- [6] Windisch W, Brambring J, Budweiser S et al. Nichtinvasive und invasive Beatmung als Therapie der chronischen respiratorischen Insuffizienz. *Pneumologie* 2010; 64: 207–240
- [7] Bach JR, Sinqee DM, Saporito LR et al. Efficacy of mechanical insufflation-exsufflation in extubating unweanable subjects with restrictive pulmonary disorders. *Respir Care* 2015; 60: 477–483
- [8] Stehling F, Bouikidis A, Schara U et al. Mechanical insufflation/exsufflation improves vital capacity in neuromuscular disorders. *Chron Respir Dis* 2015; 12: 31–35
- [9] Gonçalves MR, Honrado T, Winck JC et al. Effects of mechanical insufflation-exsufflation in preventing respiratory failure after extubation: a randomized controlled trial. *Crit Care* 2012; 12: 16 R48
- [10] Mahede T, Davis G et al. Use of mechanical airway clearance devices in the home by people with neuromuscular disorders: effects on health service use and lifestyle benefits. *Orphanet J Rare Dis* 2015; 10: 54
- [11] Porot V, Guérin C. Bench Assessment of a New Insufflation-Exsufflation Device. *Respiratory Care* 2013; 58: 1536–1540
- [12] Frigerio P, Longhini F, Sommariva M et al. Bench Comparative Assessment of Mechanically Assisted Cough Devices. *Respir Care* 2015; 60: 975–982
- [13] King M, Brock G, Lundell C. Clearance of mucus by simulated cough. *J Appl Physiol* 1985; 58: 1776–1782
- [14] Sancho J, Servera E, Marín J et al. Effect of lung mechanics on mechanically assisted flows and volumes. *Am J Phys Med Rehabil* 2004; 83: 698–703