

## Experimentelle Untersuchung der Leckage und Abscheideleistung von typischen Mund-Nasen-Schutz und Mund-Nasen-Bedeckungen zum Schutz vor luftgetragenen Krankheitserregern

Autoren: Lukas Schumann, Julia Lange, Hansjörg Rotheudt, Anne Hartmann, Martin Kriegel,  
Technische Universität Berlin, Hermann-Rietschel-Institut

DOI: <http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-10857>

Version: 16.11.2020

### Einleitung

Für die Übertragung von SARS-CoV-2 gilt die Verbreitung im Aerosol von Mensch zu Mensch als einer der Hauptansteckungswege (RKI, 2020). Beim Atmen, Sprechen und Husten setzen Personen Partikel frei, die in die Luft dispergiert werden und sich frei im Raum ausbreiten (Hartmann et al, 2020). Befindet sich eine Person im Raum, die mit SARS-CoV-2 infiziert ist, setzt diese luftgetragene infektiöse Partikel frei. Je länger sich die Person im Raum befindet, desto höher steigt die Konzentration an diesen Aerosolpartikeln im Raum an.

In dieser Untersuchung wird eine experimentelle Methode eingeführt, mit der bestimmt werden kann, welcher Volumenanteil der ausgeatmeten Luft durch die Maske strömt und welcher Anteil durch Leckagen an der Maske vorbei entweicht. Das Versuchsziel ist die Bestimmung dieser Verpassungsleckage, welche durch Undichtigkeiten zwischen Maskenrand und dem Gesicht der tragenden Person beim Ausatmen entsteht. Die Gesamtleckage der Maske ergibt sich aus der Verpassungsleckage und der Filtereffizienz des Stoffes. Aus der Leckage wird die Abscheiderate der Maske beim Tragen bestimmt.

### Grundlagen

Anforderung an Atemschutzgeräte liefert die (DIN EN 149), welche für partikelfiltrierende Halbmasken Typ 1 (FFP1-Masken) eine Mindestabscheiderate von 80 % für Partikel  $< 2,5 \mu\text{m}$  vorgibt, unter Verwendung von Natriumchlorid als Prüfaerosol. 99 % dieser NaCl-Partikel sind, so führen (Dreller et al, 2006) an,  $< 1 \mu\text{m}$ . Für die reale Partikelabgabe von Personen aus dem Mundraum konnte eine ähnliche Größenordnung festgestellt werden (Hartmann et al, 2020). Partikel in dieser Größenordnung können als ideal luftgetragen angenommen werden.

Die normative Anforderung basiert auf der Angabe eines Volumenstroms von 95 l/min und ist ein Spitzenwert, der deutlich über einem realistischeren kontinuierlichen Volumenstrom von 30 l/min für die inspiratorische und aufgrund des sinusförmigen Verhaltens der Atmung auch expiratorische Phase für leichte bis mittelschwere körperliche Tätigkeit liegt (Dreller et al, 2006). Durch diese Annahme würde die Filtereffizienz um mehr als eine Dekade (nach DIN EN 1822), also auf einen Wert von über 98 %, verbessert werden. In der Literatur werden nur NIOSH-zertifizierte Masken geprüft, die mit FFP2-Masken vergleichbar sind. Diese haben eine Filtereffizienz von  $> 99 \%$  (Konda et al, 2020). Nachfolgend wird eine konservative Filtereffizienz von 98 % angenommen.

Der medizinische Mund-Nase-Schutz (MNS) wird in einer Studie von (Davies et al, 2013) luftdicht und ohne Spannung hinter einen Disperser gespannt, der ein mit Tracerviren (Bacteriophage MS2, Durchmesser etwa  $0,023 \mu\text{m}$  und Bacillus atrophaeus, Durchmesser  $0,95 - 1,25 \mu\text{m}$ ) beladenes Aerosol produziert. Die Durchströmung erfolgt bei einem Volumenstrom von 30 l/min (entspricht nach (Davies et al, 2013) Ruhe oder leichter Aktivität). (Konda et al, 2020) führen in ihrer Studie Messungen mit diversen alltagstauglichen Materialien durch. Die Masken werden eingespannt und bei einem Volumenstrom von 30 l/min mit einem polydispersen Prüfaerosol mit einem Größenmaximum bei  $0,3 \mu\text{m}$  durchströmt. Die Ergebnisse werden repräsentativ für die untersuchte Baumwollart eingesetzt.

In der nachfolgenden Tabelle 1 sind die diversen Filtereffizienzen (*FE*) unterschiedlicher Materialien für Masken aufgeführt:

Tabelle 1: Literaturdaten zur Filtereffizienz unterschiedlicher Maskenmaterialien

Material	Filtereffizienz	Quelle
FFP1	98,0 %	(DIN EN 149, DIN EN 1822)
MNS Typ 1	96,4 %	(Davies et al, 2013)
Baumwolle 2-lagig	49,0 %	(Konda et al, 2020)

Der Atemwiderstand hängt vom Material, sowie der Leckage ab. MNS-Masken weisen in der Regel einen geringeren Atemwiderstand auf als FFP1-Masken. Wichtig zu erwähnen ist, dass geometrisch ähnliche Masken mit steigendem Atemwiderstand bei gleichem Dichtsitz aufgrund des höheren Druckverlustes im Filtermedium auch mehr Leckage erzeugen und die Abscheiderate darunter deutlich leidet (Konda et al, 2020). Mit einer Erhöhung des Atemwiderstandes steigt die Anstrengung, die notwendig ist, um die notwendige Luftmenge einatmen zu können. Umso anstrengender das Atmen ist, umso kürzer ist die Dauer, die eine Maske getragen werden kann. Aus diesem Grund werden Grenzwerte für den Atemwiderstand vorgegeben. FFP1-Masken haben als integralen Grenzwert für den maximal zulässigen Ausatemwiderstand 3,0 mbar bei 160 l/min (DIN EN 149). Kommerzielle Alltagsmasken sollen einen Grenzwert von 3 mbar ebenfalls nicht überschreiten, es sei denn der Differenzdruck des Materials ist  $\leq 70 \text{ Pa cm}^{-2}$  oder die Luftdurchlässigkeit ist  $\geq 96 \text{ l s}^{-1} \text{ m}^{-2}$  bzw.  $345,6 \text{ m}^3 \text{ h}^{-1} \text{ m}^{-2}$  bei einem Vakuumdruck von 100 Pa (CWA 17553). Für medizinische MNS Typ 1 muss die Druckdifferenz nach (DIN EN 14683)  $< 40 \text{ Pa cm}^{-2}$  für einen Vakuumdruck von 100 Pa betragen. (Hao et al, 2020) zeigen, dass die kommerziell verwendeten Masken, hier N95/KN95, ein deutlich besseres Verhältnis aus Atemwiderstand und Filtereffizienz aufweisen als die meisten Alltagsmaterialien. Zusätzliche Lagen von Filtermaterial verbessern somit nicht zwangsläufig die Abscheiderate der Maske, sondern können auch einen negativen Effekt auf diese haben.

### Methoden

Die Untersuchung wird, wie in Abbildung 1 dargestellt, in einer Doppelkammer, welche aus zwei getrennten Einzelkammern besteht, die nur mit einer Maske verbunden sind, durchgeführt. In dieser wird durch Messung der  $\text{CO}_2$ -Konzentrationen aus der Atemluft der Anteil der Verpassungsleckage von Masken beim Ausatmen an Probanden experimentell bestimmt. Dies bietet einen deutlichen Vorteil gegenüber Partikeln als Tracer. Die Quellen von  $\text{CO}_2$  können sehr genau bestimmt werden (Personen und Zuluft), während für Partikel neben der Atmung des Menschen ebenfalls u.a. Hautschuppen und Kleidungsfasern in großen Mengen abgegeben werden (Moschner, 2010). Während  $\text{CO}_2$  allein durch die Lüftung aus der Versuchskammer transportiert wird, können Partikel auch im Filtermaterial der Maske, an Nähten und an Oberflächen in der Kammer abgeschieden werden. Die Zahl der Einflussgrößen auf  $\text{CO}_2$  ist daher deutlich geringer und eindeutig bestimmbar. Aufgrund der Größe der respiratorischen Partikel ( $< 3 \mu\text{m}$ ) gelten sie als ideal luftgetragen und folgen dem Luftstrom und damit dem  $\text{CO}_2$ -Strom.

Die zwei Kammern des Versuchsstandes sind durch eine Wand aus Acrylglas voneinander getrennt. Für die zu testende Maske ist in der Wand eine runde Öffnung vorhanden. Die Maske wird an den Rändern mit einer Folie verklebt und dann an der Acrylglaswand luftdicht befestigt. Der Proband steckt den Kopf durch eine Öffnung in der Bodenplatte von Kammer 2 und setzt die Maske bestimmungsgemäß auf. Durch eine Luke in der vorderen Kammer kann mit den Händen hineingegriffen und der passgenaue Sitz der Maske sichergestellt werden, sowie ein

eventuell vorhandener Bügel an der Nase befestigt werden. Die Atmung erfolgt durch die Maske, wobei in beiden Messkammern der zeitliche Verlauf der CO<sub>2</sub>-Konzentration gemessen wird. Es werden die folgenden Masken getestet:

- eine FFP1-Maske
- ein an den Ohren befestigter chirurgischer Mund-Nase-Schutz (kurz: MNS)
- eine Alltagsmaske aus 2 Lagen Baumwolle (Mund-Nase-Bedeckung, kurz: MNB)

Der MNS und die FFP1-Maske besitzen dabei einen Metallbügel, welcher am Nasenbein angedrückt wird, die MNB hingegen liegt nur auf.

Es werden nacheinander zehn Probanden untersucht, davon sieben männlich und drei weiblich. Bei den Probanden handelt es sich um Freiwillige im Alter von 24 bis 38 Jahren. Das Messintervall beträgt je Maskentyp 15 Minuten. Während der Messdauer werden die Probanden gebeten normal zu atmen, wohingegen sprechen und husten in dieser ersten Studie noch nicht untersucht werden. Anschließend wird gefragt, wie die Probanden den Sitz und den Atemwiderstand der Maske empfanden.

Die Kammern haben jeweils eine Größe von 625 x 500 x 500 mm<sup>3</sup>, der schematische Aufbau ist in Abbildung 1 skizziert. Die CO<sub>2</sub>-Konzentrationen C<sub>1</sub> und C<sub>2</sub> werden mittels eines Spurengasanalytators vom Typ Promova AS1200 gemessen. Die Probenahmeschläuche 1 und 2 werden über die Lüftungskanäle zugeführt. Die Konzentration C<sub>0</sub> ist die Grundkonzentration an CO<sub>2</sub> in der umgebenden Luft. Der Volumenstrom wird mittels einer Messblende in den jeweiligen Kanälen bestimmt.

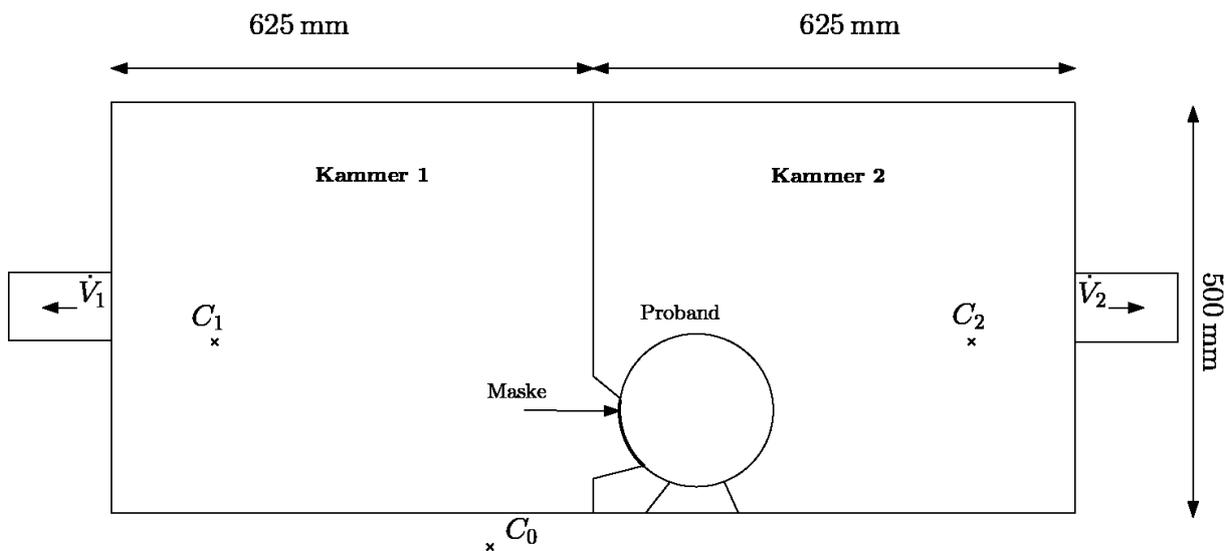


Abbildung 1: Messaufbau zur Untersuchung der Verpassungsleckage

Die Berechnung der Verpassungsleckage ( $A_x$ ) erfolgt nach:

$$A_x = \frac{100 * (C_2 - C_0) * \dot{V}_2}{(C_2 - C_0) * \dot{V}_2 + (C_1 - C_0) * \dot{V}_1} \quad (1)$$

### Resultate und Diskussion

Die Ergebnisse der Untersuchung sind in Abbildung 2 bis Abbildung 4 dargestellt. Es zeigt sich, dass die Verpassungsleckage beim Ausatmen für die einzelnen Probanden sehr unterschiedlich ist. Sie schwankt für die Alltagsmaske zwischen 18 und 93 %, für den MNS zwischen 35 und 93 % und für die FFP1-Maske zwischen 4 und 75 %.

Der Varianzkoeffizient innerhalb einer Messung liegt nie über 8 %. Die Ergebnisse decken sich mit den Ergebnissen von (Dreller et al 2006), bei denen sich die Leckage beim Einatmen etwa zwischen 3 bis 70 % bewegte. Hier wurde allerdings nur der Einatemvorgang untersucht, während in der hier durchgeführten Studie die Ausatmung untersucht wurde.

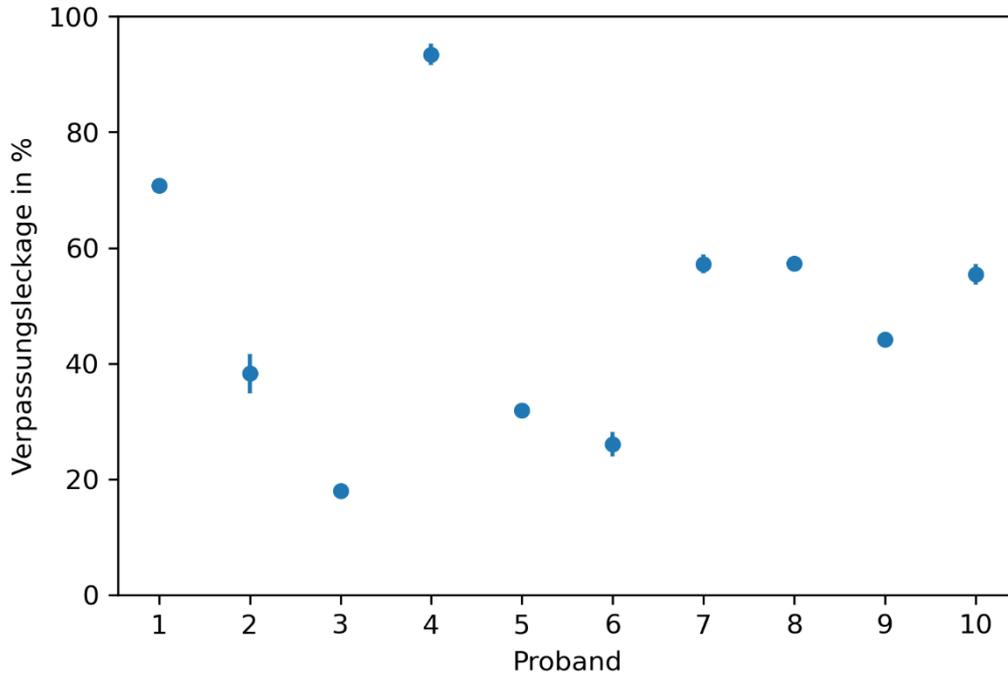


Abbildung 2: Verpassungsleckage beim Ausatmen einer Alltagsmaske für verschiedene Probanden

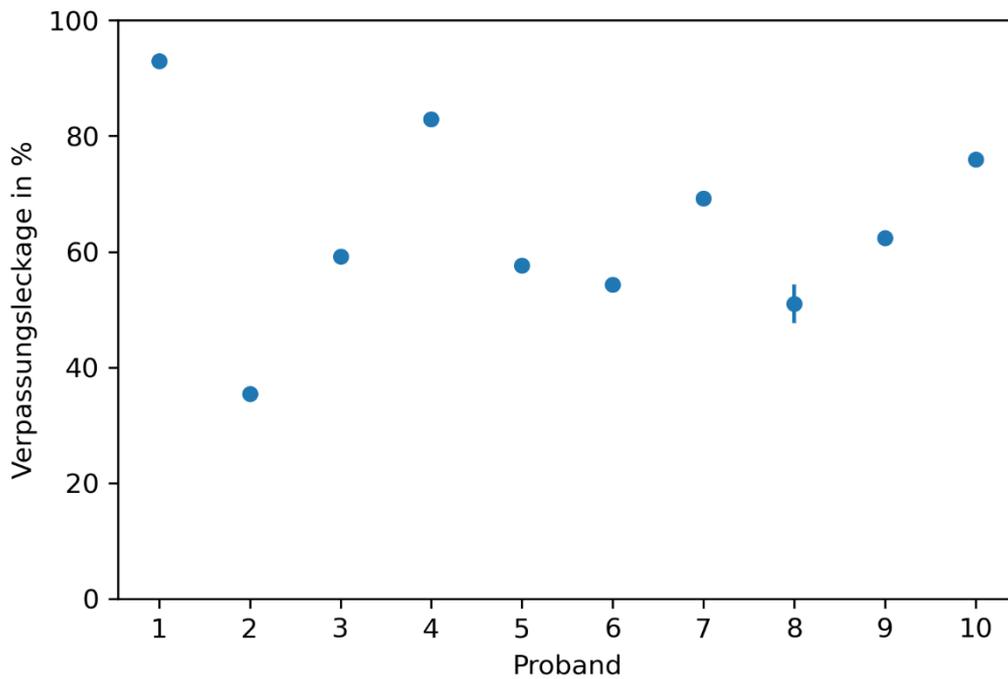


Abbildung 3: Verpassungsleckage beim Ausatmen eines MNS für verschiedene Probanden

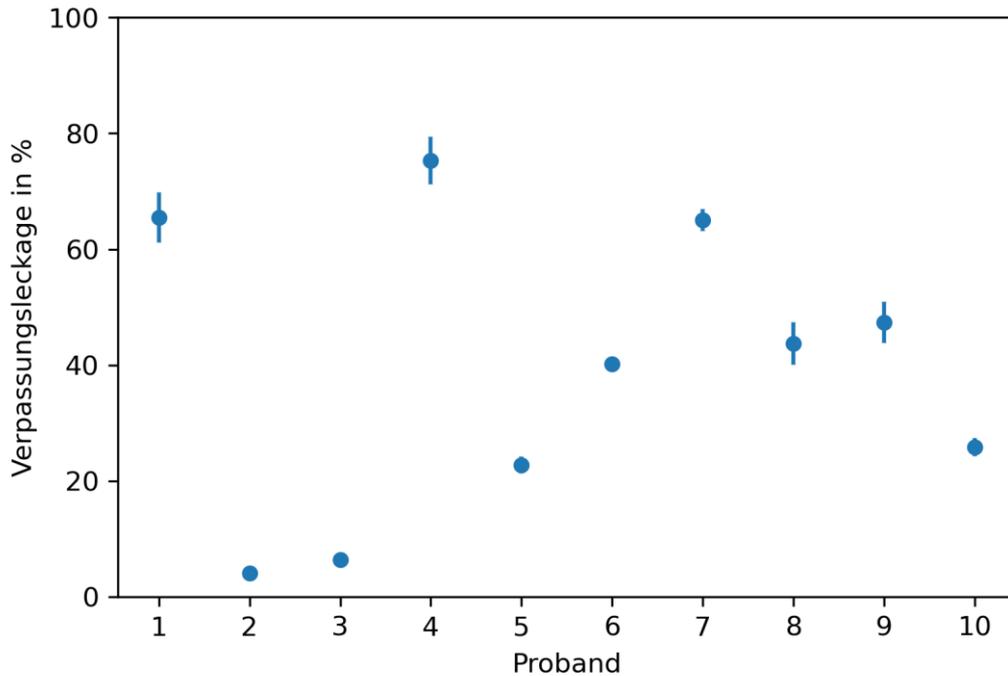


Abbildung 4: Verpassungsleckage beim Ausatmen einer FFP1-Maske für verschiedene Probanden

Während bei MNS und MNB der bereits visuell erkennbar mangelnde Dichtsitz zu Undichtigkeiten führt, liegt die Undichtigkeit bei der partikelfiltrierenden Halbmaske (FFP 1) zudem am hohen Atemwiderstand des Atemschutzgerätes. Dieser ist auf das dichtere Material zurückzuführen. Durch den größeren Widerstand der Maske gelangt die Luft, trotz visuell dichterem Sitz, an den Rändern der Maske nach außen, da dort der Widerstand geringer ist als über das Material.

Die entsprechende Abscheiderate ( $AR$ ) entspricht dem Rückhaltevermögen, also der Verringerung der Abgabe von Aerosolen bei der Verwendung einer Maske. Sie berechnet sich nach:

$$AR = FE * (1 - A_x) \quad (2)$$

Die Filtereffizienz des Stoffes ( $FE$ ) ist der Tabelle 1 entnommen.

In Abbildung 5 sind die ermittelten Abscheideraten für die einzelnen Probanden dargestellt. Besonders bei der FFP1-Maske sind große Unterschiede zwischen den Probanden zu erkennen. Bei dieser Maske spielt der Dichtsitz eine besonders wichtige Rolle hinsichtlich der Fähigkeit, Partikel abzuscheiden.

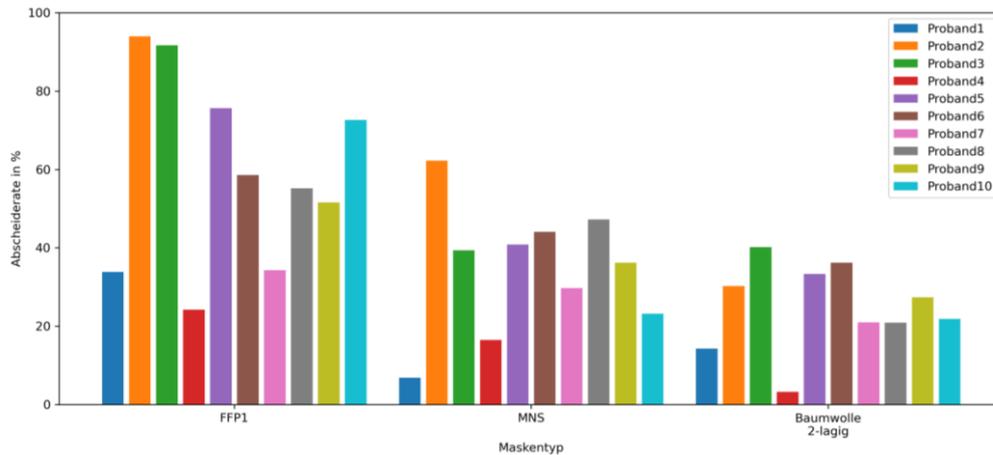


Abbildung 5: Abscheidegrad von möglicherweise SARS-CoV-2 beladenen Aerosolen von Personen bei Verwendung diverser Masken

### Fazit

Im Rahmen der Untersuchungen konnte die Verpassungsleckage bei der Verwendung von drei Maskentypen beim Ausatmen bestimmt werden. Diese ist bei den gängigen Masken, die von Personen während der Corona-Pandemie getragen werden, stets sehr hoch und variiert stark zwischen den Personen und der individuellen Gesichtsform. Keine der untersuchten Masken wird vollständig von der ausgeatmeten Luft durchströmt, es gibt immer einen Teilvolumenstrom der ausgeatmeten Luft, der von der Filterwirkung der Maske unbeeinflusst bleibt. Basierend auf der Annahme, dass die Partikel ideal dem Volumenstrom folgen und nicht aufgrund der Richtungsänderung sedimentieren, wird aus dem Verhältnis der Volumenströme durch die Maske und an den Maskenrändern die Abscheidung bestimmt.

In der Studie von (Dreller et al. 2006) wurden beim Einatmen ähnliche Verpassungsleckagen zwischen 3 und 70 % gemessen. Vereinfacht kann demnach davon ausgegangen werden, dass die Verpassungsleckage und der Abscheidegrad für das Einatmen sowie das Ausatmen ähnlich ist.

Das Abgleichen mit Literaturdaten zur Filtereffektivität der Maskenmaterialien und dem Einführen einer Kenngröße zur Bewertung der Maskeneffektivität, der Abscheiderate, zeigt, dass das Freisetzen der vom\* von der Träger\*in abgegebenen Aerosolpartikel  $< 5 \mu\text{m}$ , die ideal luftgetragen und potentiell virenbelastet sind, mit diesen Atemschutzgeräten nicht verhindert werden kann. Die Probanden bewerteten den MNS als am bequemsten, die MNB wurde in der Regel auch akzeptiert, während die FFP1-Maske für die meisten Befragten unbequem war. Als Grund wurde der hohe Atemwiderstand und der enge Sitz aufgrund des Gummizuges benannt.

### Ausblick

Das entwickelte Testverfahren eignet sich gut, um eine Maske in Hinblick auf Leckagen mit realen Personen unter realistischen Bedingungen zu prüfen. Damit hebt es sich von den in den gängigen Normen beschriebenen Materialprüfungen auf Testköpfen deutlich ab.

Diese Studie stellt einige erste Ergebnisse für das Atmen mit drei verschiedenen Masken dar. Es bleibt anzumerken, dass nur wenige Probanden und Materialien sowie nur eine Aktivität untersucht wurden und für eine statistische Auswertung weitere Messungen notwendig sind. Dabei ist zu erwarten, dass bei höherer Aktivität die Leckage deutlich größer wird.

Es können präzise Ergebnisse in Bezug auf einen Erwartungswert zur Verpassungsleckage trotz der Streuung zwischen den einzelnen Probanden ermittelt und diverse Maskentypen und Materialien auf das Rückhaltevermögen von Aerosolen getestet werden.

## Literatur

- (ASR A3.6 Lüftung) **Ausschuss für Arbeitsstätten** (2012): Technische Regeln für Arbeitsstätten, ASR A3.6 Lüftung, letzte Aktualisierung 2018
- (CWA 17533) **CWA 17553:2020**: Community face coverings - Guide to minimum requirements, methods of testing and use; CEN Workshop Agreement, ICS 13.340.20
- (Davies et al, 2013) **Davies, A.; Thompson, K.A.; Giri, K., Kafatos, G., Walker, J., Bennett, A.**: Testing the efficacy of homemade masks: would they protect in an influenza pandemic? Disaster Med Public Health Prep. 2013 Aug;7(4):413-8. doi: 10.1017/dmp.2013.43
- (DIN EN 149) **DIN EN 149:2009-08**: Atemschutzgeräte - Filtrierende Halbmasken zum Schutz gegen Partikeln - Anforderungen, Prüfung, Kennzeichnung; Deutsche Fassung EN 149:2001+A1:2009
- (DIN EN 1822) **DIN EN 1822-1:2019-10**: Schwebstofffilter (EPA, HEPA und ULPA) - Teil 1: Klassifikation, Leistungsprüfung, Kennzeichnung; Deutsche Fassung EN 1822-1:2019
- (DIN EN 14683) **DIN EN 14683:2019-10**: Medizinische Gesichtsmasken - Anforderungen und Prüfverfahren; Deutsche Fassung EN 14683:2019+AC:2019
- (Dreller et al, 2006) **Dreller, S; Jatzwauk, L.; Nassauer, A.; Paszkiewicz, P.; Tobys, H.-U.; Rüden, H.**: Zur Frage des geeigneten Atemschutzes vor luftgetragenen Krankheitserregern; Gefahrstoffe – Reinhaltung der Luft 66: S. 14-24, 2006
- (Hao et al, 2020) **Hao, W.; Parasch, A.; Williams, S.; Li, J.; Ma, H.; Burken, J.; Wang, Y.**: Filtration performances of non-medical materials as candidates for manufacturing facemasks and respirators, International Journal of Hygiene and Environmental Health Vol. 229, 2020 <https://doi.org/10.1016/j.ijheh.2020.113582>
- (Hartmann et al, 2020) **Hartmann, A., Lange, J., Rotheudt, H., Kriegel, M. (2020)**: Emission rate and particle size of bioaerosols during breathing, speaking and coughing, in: Preprint, <http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-10331>
- (Konda et al, 2020) **Konda, A; Prakash, A; Moss, G. A.; Schmoldt, M.; Grant, G. D.; Guha, S.**: Aerosol Filtration Efficiency of Common Fabrics Used in Respiratory Cloth Masks; ACS Nano 2020, 14, 5, 6339–6347 Publication Date: April 24, 2020 <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c03252>
- (Moschner, 2010) **Moschner, C** (2010); Kontaminationsquelle Mensch, in: Reinraumtechnik 1/2010
- (Mürbe et al, 2020a) **Mürbe, D.; Fleischer, M.; Lange, J.; Rotheudt, H.; Kriegel, M. (2020)**; Erhöhung der Aerosolbildung beim professionellen Singen, in: Preprint, <http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-10375>
- (Mürbe et al, 2020b) **Mürbe, D.; Kriegel, M.; Lange, J.; Schumann, L.; Hartmann, A.; Fleischer, M. (2020)**; Aerosol emission of child voices during speaking, singing and shouting, in: Preprint, <https://doi.org/10.1101/2020.09.17.20196733>

(RKI, 2020) **Robert-Koch-Institut (2020)**: SARS-CoV-2 Steckbrief zur Coronavirus-Krankheit-2019 (COVID-19),

[https://www.rki.de/DE/Content/InfAZ/N/Neuartiges\\_Coronavirus/Steckbrief.html#doc13776792bodyText1](https://www.rki.de/DE/Content/InfAZ/N/Neuartiges_Coronavirus/Steckbrief.html#doc13776792bodyText1), last access: 10.11.2020