

# Effizienz von Schutzmasken

## Rückhaltevermögen von respiratorischen Partikeln beim Ausatmen

Die Quantifizierung von emittierten, respiratorischen Partikeln durch infektiöse Personen trotz des Tragens von Masken spielt für die Ausbreitungscharakteristik in Innenräumen und insbesondere in geschützten Umgebungen eine wichtige Rolle. Aus diesem Grund wurde am Hermann-Rietschel-Institut der Technischen Universität eine Probandenstudie durchgeführt, bei der gemessen wurde, wie groß der Anteil der an der Maske vorbei strömenden Luft (Verpassungsleckage) ist. Dafür wurde die Konzentration an CO<sub>2</sub> in der Ausatemluft von 36 Versuchspersonen als Tracer verwendet.



Lukas Schumann

Dabei wurde die Atemluft der durch die Maske aufgeteilt in die durch die Maske strömende und die daran vorbei strömende Luft und die CO<sub>2</sub>-Konzentrationen mit einem Spurengasanalysegerät gemessen. Es konnte festgestellt werden, dass die Verpassungsleckage beim Sprechen gegenüber dem Atmen im Mittel um 5,1 % erhöht ist. Bei Masken mit höherem Ausatemwiderstand ist die Verpassungsleckage grundsätzlich größer. Die Ergebnisse ermöglichen die Bewertung der Gesamtabcheidung von Partikeln unter Berücksichtigung der Materialeigenschaften der Masken und schließen damit u.a. eine wichtige Schnittstelle für die Modellbildung zum Infektionsrisiko beim Übertragungsweg Luft.

### Motivation

Bei respiratorischen Aktivitäten setzen Personen Partikel frei, die in die Luft dispergiert werden und sich frei im Raum ausbreiten. Diese können sich in Totzonen aufkonzentrieren oder Projektil-artig auf direktem Weg zum zu schützenden Produkt oder einer anderen Person gelangen. Zur Bestimmung des Ansteckungsrisikos unter Einfluss von Gesichtsmasken haben (Bagheri et al., 2021) eine ausführliche

Untersuchung durchgeführt. Sie führen an, dass die Verpassungsleckage von Masken beim Einatmen sowie die Filterleistung der Materialien in der Literatur bekannt ist, die Verpassungsleckage beim Ausatmen jedoch nicht ausreichend.

In der vorliegenden Studie wird nun eine experimentelle Methode vorgestellt, 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 Gesamtleckage kann dann die Abscheiderate der Maske beim Tragen bestimmt werden.

### Übersicht Richtlinien zu Masken als PSA

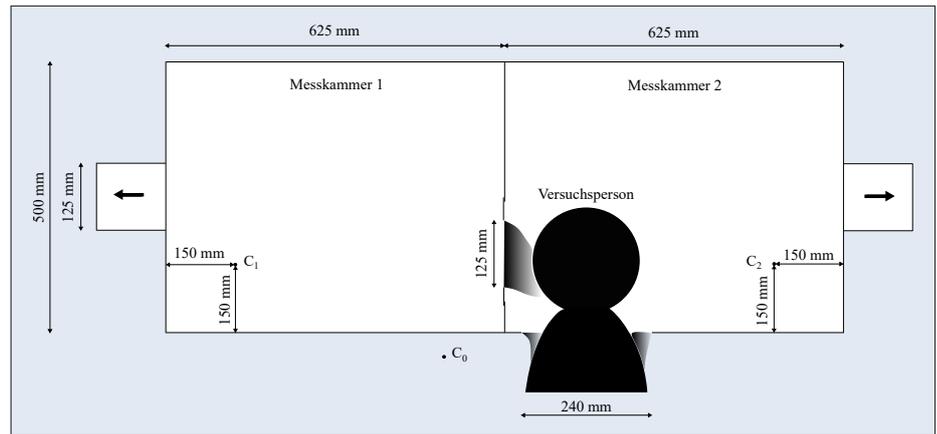
Grundlagen über die Anforderungen an Atemschutzgeräte liefert die (DIN EN 149:2009-08), welche für partikelfiltrierende Halbmasken Typ 2 (FFP2-Masken) eine Mindestabscheiderate von 92 % für Partikel <2,5 µm vorgibt,

unter Verwendung von NaCl (Natriumchlorid) als Prüfaerosol. 99 % dieser NaCl-Partikel sind, so führen (Dreller et al., 2006) an, sind < 1 µm. Das ist ähnlich des Größenspektrums respiratorischer Partikel, mit einem Anteil von >80 % in einer Partikelgröße von ≤ 1 µm (Hartmann et al., 2020). Partikel in dieser Größenordnung können als ideal luftgetragen angenommen werden, und befinden sich über lange Zeiträume stabil in der Raumluft (Hinds and Zhu, 2022). Die normative Anforderung basiert auf der Angabe eines Volumenstroms von 95 l/min und ist ein Spitzenwert, der deutlich über einem realistischen 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; Davies et al., 2013). Es kann in der Praxis eine geringere Geschwindigkeit der Durchströmung der Maske angenommen werden. Daraus resultiert, dass die Filtereffizienz um mehr als eine Dekade verringert würde, also auf einen Wert von über 98 % (DIN EN 1822-1: 2019-10) Es ist aufgrund dieser Abweichung notwendig, zusätzlich zu den bestehenden

Prüfnormen wissenschaftliche Untersuchungen zu Filtereffizienzen mit entsprechenden Prüfaerosolen und kleinerer Strömungsgeschwindigkeit zu berücksichtigen. Derartige Ergebnisse findet man in entsprechenden Metastudien. Eine weitere wichtige Größe bei der Klassifizierung von Schutzmasken ist der Atemwiderstand. Dieser hängt vom Material, sowie der Verpassungsleckage ab. Medizinischer Mund-Nasen-Schutz (MNS) weist in der Regel einen geringeren Atemwiderstand auf als FFP2. Geometrisch ähnliche Masken erzeugen mit steigendem Atemwiderstand bei gleichem Dichtsitz aufgrund des höheren Druckverlustes im Filtermedium auch mehr Leckage, was die Abscheiderate verringert (Konda et al., 2020). Da mit einer Erhöhung des Atemwiderstandes die Anstrengung, die notwendig ist, um die notwendige Luftmenge einatmen zu können steigt, existieren Grenzwerte für den Atemwiderstand. FFP2-Masken haben als integralen Grenzwert für den maximal zulässigen Ausatemwiderstand 3,0 mbar bei 160 l/min (DIN EN 149:2009-08). Kommerzielle Alltagsmasken dürfen einen Grenzwert von 3,0 mbar nicht überschreiten, außer der Differenzdruck des Materials ist  $\leq 70 \text{ Pa/cm}^2$  oder die Luftdurchlässigkeit ist  $\geq 96 \text{ l/(s}\cdot\text{m)}$  bei einem Vakuumdruck von 100 Pa (CEN Workshop Agreement, 2020). Für medizinische MNS Typ 1 und Typ 2 muss die Druckdifferenz nach (DIN EN 14683:2019-0)  $< 40 \text{ Pa/cm}^2$  für einen Vakuumdruck von 100 Pa betragen, für Typ 2R gilt als Grenzwert unter analogen Bedingungen  $< 60 \text{ Pa/cm}^2$ . Das Verhältnis aus Atemwiderstand und Filtereffizienz ist für Masken des Typs N95/KN95 deutlich erhöht gegenüber Alltagsmaterialien (Hao et al., 2020).

### Versuchsbeschreibung

Die sechs unterschiedlichen Masken, welche in dieser Studie zur Anwendung kommen (siehe Tab. 1 und Abb. 2), wurden hinsichtlich ihrer Verpassungsleckage in einer Probandenstudie miteinander verglichen. Dafür wird das jeweils an der Maske vorbei- bzw. hindurchströmende  $\text{CO}_2$  aus der Atemluft mit einem Spurengasanalysegerät in einer Doppelkammer vermessen. Dies bietet einen deutlichen Vorteil gegenüber Partikeln als Tracer. Die Quellen von  $\text{CO}_2$  sind in den Versuchen genau festgelegt, und sind ausschließlich die Atemluft der Versuchspersonen und die Zuluft. Durch Wiederholung der Messungen kann trotz der Ungenauigkeit des Messverfahrens zur Bestimmung der  $\text{CO}_2$ -Konzentration, hier die nichtdispersive Infrarot-Analyse, eine statistische Auswertung der experimentellen Daten durchgeführt werden. Im Gegensatz dazu wären Ursachen für die Freisetzung von Partikeln neben der Atmung des Menschen ebenfalls Abrieb, von u.a. Hautschuppen und Kleidungsfasern, welche in großen Mengen abgegeben werden. Zudem ist die Menge respiratorischer Partikel sehr viel geringer, und messtechnisch schwer zu erfassen. Eine Messung der Partikelkonzentration in den beiden Versuchskammern wäre daher



**Abb. 1: Versuchsaufbau.** Versuchsperson befindet sich sitzend in Kammer 2 mit einer Maske. Die Probenahmestellen sind als  $C_0$  bis  $C_2$  entsprechend markiert.  $C_1$  befindet sich in Messkammer 1,  $C_2$  in Messkammer 2 und  $C_0$  im Raum außerhalb der Doppelkammer. Die Abluft wird an den Enden der Kammern abgeführt.

unter den hier verwendeten Bedingungen nicht möglich. Eine Übersicht über den Versuchsaufbau wird in Abb. 1 dargestellt.

Am äußeren Rand jeder Maske ist eine Folie aufgeklebt, die für Flexibilität sorgt und gewährleistet, dass nur die Atemluft in Messkammer 1 gelangt, die durch die Maske strömt (siehe Abb. 1, grauer Bereich am Kopf der Versuchsperson). In Messkammer 2 gelangt somit nur die Luft, welche an der Maske vorbei strömt.

In Messkammer 2 befindet sich in der Nähe der Trennwand eine Öffnung, durch die die Versuchsperson ihren Kopf mit Blick auf Kammer 1 stecken und die Maske für den Versuch aufsetzen kann. Eine weitere Folie, die luftdicht um den Hals der Versuchsperson geschlossen wird, verhindert den Luftaustausch in oder aus der Messkammer 2 über diese Durchführung. Über ein luftdicht verschließbares Loch in der Messkammer 1 kann die Versuchsleitung den



**Abb. 2: Übersicht für die verschiedenen Maskentypen mit Front- und Seitenansicht:** a) Alltagsmaske aus Baumwolle (1) b) Alltagsmaske aus Vlies (2) c) Alltagsmaske aus Baumwolle (3) d) medizinischer Mund-Nase-Schutz (4) e) FFP2-Maske, an den Ohren befestigt (5) f) FFP2-Maske mit Zugband am Hinterkopf (6)

korrekten Sitz der Maske sicherstellen und den Nasenclip anpassen. Außerdem bietet diese Öffnung die Möglichkeit, die Gesichtsmasken in die Trennwand einzuführen. Eine Darstellung des Messaufbaus ist in Abb. 1 zu sehen. An jedem Ende der Doppelkammer befindet sich ein Abluftkanal mit Ventilator, der die Luft aus der jeweiligen Kammer ansaugt. Zuluft strömt ausschließlich über kleine, jeweils identische Öffnungen in die beiden Kammern.

### Versuchsplan und Messablauf

Es wird durch die Maske geatmet und der zeitliche Verlauf der CO<sub>2</sub>-Konzentration in beiden Kammern messtechnisch erfasst.

**Tab. 1: Übersicht über die in der Probandenstudie verwendeten Typen von Masken untergliedert nach Typ, Art der Befestigung am Kopf sowie der jeweiligen Passform.**

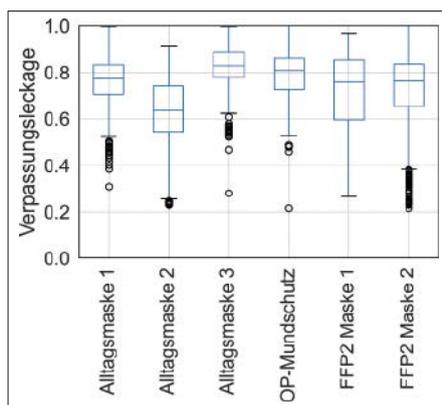
Bez.-Nr.	Typ	Befestigung	Form
1	Alltagsmaske aus Baumwolle	hinten den Ohren	rechteckig
2	Alltagsmaske aus Vlies	hinten den Ohren	angepasst
3	Alltagsmaske aus Baumwolle	hinten dem Kopf	rechteckig
4	medizinischer Mund-Nasen-Schutz	hinten den Ohren	rechteckig
5	FFP2-Maske	hinten den Ohren	rund
6	FFP2-Maske	hinten dem Kopf	Schnabel

Die CO<sub>2</sub>-Konzentration in Messkammer 1 stellt den Anteil der ausgeatmeten Luft dar, der durch die Maske gelangt. In Messkammer 2 wird der Anteil der ausgeatmeten Luft gemessen, der an der Maske vorbeikommt, die so genannte Verpassungsleckage (Ax). Die Probenahmeschläuche C<sub>1</sub> und C<sub>2</sub> befinden sich auf der gleichen Seite in einer Höhe von 150 mm über dem Boden und 150 mm vor dem jeweiligen Ende der Messkammern, und erfassen die CO<sub>2</sub>-Konzentrationen c<sub>1</sub> und c<sub>2</sub> in ppm. Zudem wird die Basiskonzentration c<sub>0</sub> an der Position C<sub>0</sub> außerhalb der Messkammern gemessen. Das Messintervall ist pro Kanal 10 s und die Spülzeit beträgt 8 s.

Im ersten Versuchsteil atmet die Versuchsperson normal über die Gesichtsmaske ein und aus. Anschließend, im zweiten Versuchsteil, liest die Versuchsperson einen festgelegten Text vor. Es wird jeweils abgewartet, bis die CO<sub>2</sub>-Konzentration in den Kammern stationär ist, bevor die Messdaten für je zehn Messdurchläufe aufgezeichnet werden. Die resultierende Messdauer pro Maskentyp beträgt ca. 10 – 15 Minuten.

### Auswertung

Nachfolgend werden die Ergebnisse für den Vergleich der einzelnen Maskentypen als auch für den Einfluss der respiratorischen Aktivitäten Atmen und Sprechen auf die Verpassungsleckage dargestellt.



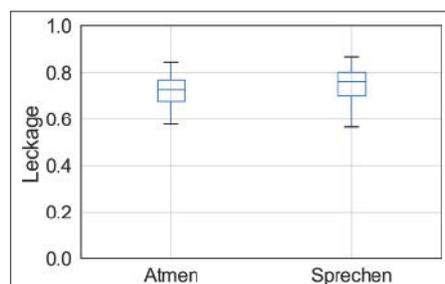
**Abb. 3: Boxplot für die Verpassungsleckage bei diversen Mundschützen über alle Versuchspersonen und Aktivitäten**

### Vergleich der Verpassungsleckage der Maskentypen

In Abbildung 3 wird die Verpassungsleckage unterteilt nach den untersuchten Maskentypen als Boxplot dargestellt. Insgesamt liegt die Verpassungsleckage bei allen Masken im Median oberhalb von 50%. Die Streuung der Werte ist bei allen Masken, insbesondere bei den FFP2-Masken und Alltagsmaske 2 sehr ausgeprägt. Zwar befindet sich ein Großteil der Daten zur Verpassungsleckage in einem Bereich zwischen 0,6 – 0,9, jedoch gab es jeweils einzelne Versuchspersonen, bei denen die Verpassungsleckage deutlich geringer ausfiel. Das führt zu Ausreißern in dem Bereich von  $\leq 0,6$ . Die größten Verpassungsleckagen liegen bei Alltagsmaske 3 (Median: 0,82; Standardabweichung: 0,12) und beim medizinischen MNS (Median: 0,80; Standardabweichung: 0,10) vor. Es fällt auf, dass trotz des engeren Anliegens der FFP2-Masken eine im Median geringere Verpassungsleckage bei Alltagsmaske 2 vorliegt (FFP2 jeweils Median: 0,76; Standardabweichung: ca. 0,15; Alltagsmaske 2 Median: 0,64; Standardabweichung: 0,14). Aufgrund des höheren Dichtsitzes der FFP2-Masken, und auch der schärferen Testanforderungen lag zuvor die Vermutung nahe, dass diese zur geringsten Verpassungsleckage führen würden.

### Einfluss von respiratorischen Aktivitäten auf die Verpassungsleckage

Weiterhin wurde im Rahmen der Studie die Hypothese, dass beim Sprechen mehr Verpassungsleckage als beim Atmen auftritt,



**Abb. 4: Boxplot für die Verpassungsleckage für die Unterscheidung zwischen den Aktivitäten Atmen und Sprechen, mit Daten von allen Versuchspersonen.**

untersucht. Grund für diese Vermutung ist, dass durch das Sprechen ein Verrutschen der Maske auftritt, und somit der Dichtsitz beeinträchtigt wird. Dafür wurden die Ergebnisse der beiden Versuchsreihen für alle Probanden durch einen gepaarten Wilcoxon-Test gegenübergestellt. Es konnte dabei ein signifikanter Unterschied im Median mit einer Verpassungsleckage von 74,3% beim Atmen und 78,1% beim Sprechen festgestellt werden ( $p < 0,01$ ). Die Forschungshypothese hat sich damit erfüllt. Die Ergebnisse sind dargestellt in Abb. 4.

### Diskussion

Dass die größte mittlere Verpassungsleckage beim Tragen des medizinischen MNS und der Alltagsmaske 3 auftrat, war zu erwarten, da diese im Verhältnis zu den anderen Masken deutlich lockerer am Gesicht saßen. Die großen Unterschiede im Median der Verpassungsleckage von 64 bis 83% zwischen den einzelnen Alltagsmasken lassen die Schlussfolgerung zu, dass es schwierig ist, für diese nicht genormten Masken einen generischen Einfluss auf die Verpassungsleckage beim Ausatmen abzuschätzen. Die große Verpassungsleckage der FFP2-Masken ist überraschend. Allerdings ist sehr wahrscheinlich der deutlich größere Atemwiderstand des Filtermaterials dafür verantwortlich, dass sich die Maske in der expiratorischen Phase vom Gesicht abhebt und ein Großteil der Ausatemluft an der Maske vorbeiströmt.

Es konnte ein deutlicher Anstieg der Verpassungsleckage zwischen den Aktivitäten von ca. 5% ermittelt werden. Für Risikoabschätzungen könnte eine Unterteilung je nach Aktivität in Zukunft somit besser berücksichtigt werden, da sich auch die emittierte Anzahl respiratorischer Partikel mit unterschiedlicher respiratorischer Aktivität verändert (Hartmann et al., 2020). Insbesondere auf respiratorische Aktivitäten die mit viel Bewegung und Quellstärke verbunden sind, etwa Singen oder lautes Rufen, sollte in Bereichen hoher Anforderung an die Luftqualität vermieden werden.

Die ermittelten Daten zeigen erhebliche Abweichungen zu Annahmen aus der Literatur. So steht der experimentell ermittelte Median von 76% Verpassungsleckage gegenüber der Annahme, dass die Leckage beim Ausatmen so groß wie beim Ausatmen (ca. 2%) ist (Bagheri et al., 2021) Die Ergebnisse der vorliegenden Studie führen nicht zur Interpretation, dass das Tragen einer Maske nicht sinnvoll ist, um die Abgabe von Partikeln zu unterbinden. Partikel in einem kleinen Größenbereich, wie sie im respiratorischen Aerosol vorkommen, können jedoch an der Maske vorbeigekommen und trotz des Tragens ein Infektionsrisiko für andere Personen über den Übertragungsweg Aerosol darstellen oder zur Kontamination eines Produktes führen.

Bei der Verwendung von CO<sub>2</sub> als Tracer ist einschränkend zu sagen, dass sich CO<sub>2</sub> nicht wie luftgetragene Partikel ausbreitet, sondern sich mit den Stromlinien der Luft sowie durch Diffusion ausbreitet. Respiratorische Partikel,

um deren Rückhalt es eigentlich bei der Verwendung der hier betrachteten Masken geht werden dagegen durch weitere physikalische Kräfte wie u.a. Trägheit, Gravitation, elektromagnetische Kräfte etc. beeinflusst (Hinds and Zhu, 2022). Hierbei gelten die Kräfte, die von der Masse der Partikel abhängig sind, wie Gravitation oder Trägheitskraft, als maßgeblich für den Transport von Partikeln  $> 1 \mu\text{m}$ . Partikel  $\leq 1 \mu\text{m}$  folgen dagegen eher den Stromlinien der Luft und unterliegen diesem Transport überlagert zudem dem Diffusionseffekt. Diese Einflussgrößen wurden bei dem vorliegenden Versuchsaufbau nicht berücksichtigt, haben jedoch einen Einfluss auf die tatsächliche Verpassungsleckage von Partikeln. Insbesondere große Partikel  $> 3 \mu\text{m}$  werden, wie auch in der Studie von (Bagheri et al., 2021) gezeigt werden konnte, durch ihre Massenkräfte verstärkt von der Maske abgeschieden und folgen nicht ideal den Stromlinien der Luft durch die Verpassung. Die Verpassungsleckage kann somit nur für die Abschätzung der Ausbreitung ideal luftgetragener respiratorischer Partikel verwendet werden. Außerdem gilt die Verpassungsleckage nicht für den Übertragungsweg „Tröpfchen“, welcher nur von der Trägheitskraft und der auf die Partikel wirkende Gravitation beeinflusst wird.

## Fazit

Die Verpassungsleckage beim Ausatmen liegt für alle untersuchten Masken um ein Vielfaches höher als beim Einatmen. Die aus der Literatur bekannte Vermutung, dass die Verpassungsleckage und damit auch die Gesamtleckage beim Einatmen einen ähnlichen Wert wie beim Ausatmen haben, kann somit nicht bestätigt werden.

Trotz des höchsten Atemwiderstandes führen die FFP2-Masken zu geringeren Verpassungsleckagen als der MNS. Bei FFP2-Masken scheint ein umliegender Gummi zu einem etwas besseren Sitz zu führen als Befestigungsschlaufen für die Ohren. Für die Alltagsmasken lässt sich festhalten, dass Masken bei gutem Sitz zu einer niedrigen Verpassungsleckage führen können, aber eine einheitliche Aussage nicht möglich ist.

Die Ergebnisse dieser Studie können genutzt werden, um als Grundlage für die Berechnung des Einflusses des Tragens einer Maske auf das Infektionsrisiko in Innenräumen zu dienen. Die Reduktion der Partikelemissionsrate von potenziell ansteckenden Personen lässt sich unter Berücksichtigung der Filtereigenschaften des Maskenmaterials sowie der Eigenschaften der infektiösen respiratorischen Partikel so für die diversen Maskentypen und Aktivitäten abschätzen. Allerdings bleibt festzuhalten, dass sich im Einzelfall immer eine hohe interindividuelle Variabilität zeigt.

## Zur Unbedenklichkeit der Studie:

Die Studie wurde nach den ethischen Grundsätzen der WMA-Deklaration von Helsinki durchgeführt und vom Ethikvotum der Technischen Universität Berlin genehmigt. Studien-

teilnehmerinnen und -teilnehmer wurden über die Ziele und Inhalte der Studie sowie über den Datenschutz informiert und haben ihre Einwilligung (informed consent) gegeben.

## Danksagung

Die Studie wurde durch die Heinz-Trox-Stiftung mit der Kennung HTx0023 gefördert. Die Ergebnisse sind unabhängig von den Interessen der Mittelgeber ausgewertet und veröffentlicht. Die Autoren bedanken sich bei Hansjörg Rotheudt für das Konzept des Messaufbaus sowie bei Hendrik Ziem und Tobias Hagemann für ihre Unterstützung bei der Betreuung der Probandenstudie.

Die Autoren erklären, dass kein potenzieller Interessenkonflikt besteht. Die Autoren haben kein sekundäres Interesse, welches die Validität der Forschungsergebnisse beeinflusst.

## Literatur:

Bagheri, G. et al. (2021) 'An upper bound on one-to-one exposure to infectious human respiratory particles', *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 118(49). Available at: <https://doi.org/10.1073/pnas.2110117118>.

CEN Workshop Agreement (2020) 'Community face coverings: - Guide to minimum requirements, methods of testing and use'.

Davies, A. et al. (2013) 'Testing the efficacy of homemade masks: would they protect in an influenza pandemic?', *Disaster medicine and public health preparedness*, 7(4), pp. 413–418. Available at: <https://doi.org/10.1017/dmp.2013.43>.

'DIN EN 149:2009-08, Atemschutzgeräte - Filtrierende Halbmasken zum Schutz gegen Partikel - Anforderungen, Prüfung, Kennzeichnung; Deutsche Fassung EN 149:2001+A1:2009' (no date). Berlin: Beuth Verlag GmbH. Available at: <https://doi.org/10.31030/1527555>.

'DIN EN 1822-1:2019-10, Schwabstofffilter (EPA, HEPA und ULPA) - Teil 1: Klassifikation, Leistungsprüfung, Kennzeichnung; Deutsche Fassung EN 1822-1:2019' (no date). Berlin: Beuth Verlag GmbH. Available at: <https://doi.org/10.31030/3015805>.

'DIN EN 14683:2019-10, Medizinische Gesichtsmasken - Anforderungen und Prüfverfahren; Deutsche Fassung EN 14683:2019+AC:2019' (no date). Berlin: Beuth Verlag GmbH. Available at: <https://doi.org/10.31030/3089330>.

Dreller, S. et al. (2006) 'Zur Frage des geeigneten Atemschutzes vor luftgetragenen Krankheitserregern', *Gefahrstoffe - Reinhaltung der Luft*, (66), pp. 14–24.

Hao, W. et al. (2020) 'Filtration performances of non-medical materials as candidates for manufacturing facemasks and respirators', *International journal of hygiene and environmental health*, 229, p. 113582. Available at: <https://doi.org/10.1016/j.ijheh.2020.113582>.

Hartmann, A. et al. (2020) 'Emissionsrate und Partikelgröße von Bioaerosolen beim Atmen, Sprechen und Husten'. Technische Universität Berlin. Available at: <https://doi.org/10.14279/DEPOSITONCE-10332>.

Hinds, W.C. and Zhu, Y. (2022) *Aerosol technology: Properties, behavior, and measurement of airborne particles*. Third edition. Hoboken, NJ: Wiley.

Konda, A. et al. (2020) 'Aerosol Filtration Efficiency of Common Fabrics Used in Respiratory Cloth Masks'. *ACS nano*, 14(5), pp. 6339–6347. Available at: <https://doi.org/10.1021/acsnano.0c03252>.

## Autoren:

**Lukas Schumann,**

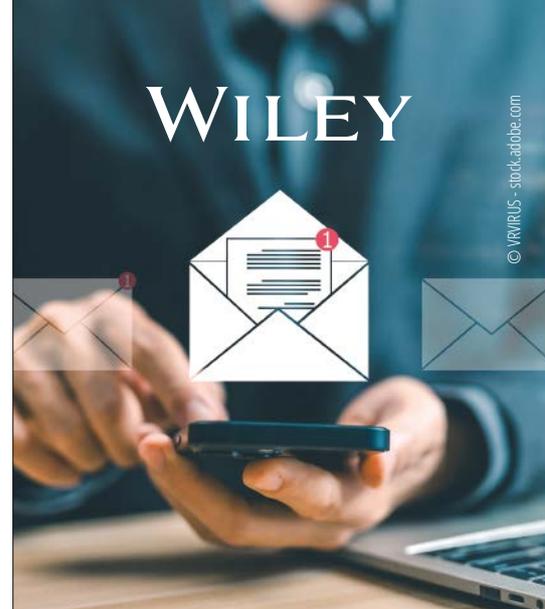
**Prof. Dr.-Ing. Martin Kriegel**

Hermann-Rietschel-Institut,  
Technische Universität Berlin

## KONTAKT

**Lukas Schumann**

Hermann-Rietschel-Institut  
Technische Universität Berlin, Berlin  
Tel.: +49 30 314 24 - 170  
lukas.schumann@tu-berlin.de  
[www.hermann-rietschel-institut.de](http://www.hermann-rietschel-institut.de)



# Erfahren Sie als Erster alle Neuigkeiten

Möchten Sie immer auf dem Laufenden bleiben und keine wichtigen Neuigkeiten mehr verpassen? Dann melden Sie sich jetzt für unseren Newsletter an! Mit dem Newsletter von **processtechnology.wiley.com** erhalten Sie regelmäßig Top-Meldungen, exklusiven Zugriff auf die neuesten E-paper und viele weitere Neuigkeiten für die Prozessindustrien. Wir freuen uns auf Ihre Anmeldung!

Die Anmeldung zu unserem Newsletter ist einfach und dauert nur wenige Sekunden. Geben Sie einfach Ihre E-Mail-Adresse in das Anmeldeformular auf unserer Website – **processtechnology.wiley.com** – ein.



[processtechnology.wiley.com](https://processtechnology.wiley.com)

**WILEY**  
Process  
Technology