



Gesellschaft für Aerosolforschung
Association for Aerosol Research

Positionspapier der Gesellschaft für Aerosolforschung zum Verständnis der Rolle von Aerosolpartikeln beim SARS-CoV-2 Infektionsgeschehen

Kontakt und Presseanfragen: positionspapier@gaef.de

Weitere Informationen zur GAeF: www.info.gaef.de

druckerfreundliche und inhaltsgleiche Version 19 Februar 2021



Inhaltsverzeichnis

Wer ist die Gesellschaft für Aerosolforschung?	2
Zusammenfassung	3
1. Ziel dieses Papiers	7
2. Was ist ein Aerosol?	8
3. COVID-19-relevante Grundlagen der Aerosolphysik	10
4. Wann und wie werden Viren bzw. virenhaltiges Aerosol exhalieret? ...	14
5. Möglichkeiten zur Verringerung der Virenkonzentration in der Innenraumluft.....	18
6. Wirksamkeit von Masken	27
7. Aktueller Forschungsbedarf	34
8. Autoren und Unterzeichner	36
9. Literaturverzeichnis	40

Wer ist die Gesellschaft für Aerosolforschung?

Die Gesellschaft für Aerosolforschung e. V. (GAeF) wurde 1972 als gemeinnütziger Verein von Pionieren der Aerosolforschung in deutschsprachigen Ländern (Deutschland, Österreich, Schweiz) und darüber hinaus gegründet und hat sich zur Aufgabe gemacht, die wissenschaftliche Aerosolforschung national und international zu fördern. Beispielsweise organisiert die GAeF regelmäßig die Europäische Aerosolkonferenz mit bis zu 1000 Teilnehmenden, zuletzt – erstmals online – im September 2020. Zu den Mitgliedern der Gesellschaft gehören neben national und international führenden ForscherInnen auch viele Studierende und DoktorandInnen aus allen Aerosolforschungsgebieten (atmosphärisches Umweltaerosol, Aerosoltechnik, Aerosolmesstechnik, medizinisches Aerosol, Grundlagenforschung). Die GAeF hat etwa 350 Mitglieder aus 35 Ländern und ist in der European Aerosol Assembly (<https://www.info.gaef.de/eea>) mit allen anderen europäischen Gesellschaften zur Aerosolforschung koordiniert und darüber hinaus in der International Aerosol Research Assembly (IARA, <http://www.iara.org>) global vernetzt.



Mehr Informationen unter <https://www.info.gaef.de>

Zusammenfassung

Dass Viren sich über Aerosolpartikel ausbreiten können, wurde bereits in vielen Studien gezeigt. Als Aerosol bezeichnet man ein Gemisch aus Luft mit darin verteilten festen oder flüssigen Partikeln. Ein Aerosol ist dabei immer dynamisch, da Partikel neugebildet, in oder mit der Luft transportiert und aus der Luft entfernt werden oder sich im luftgetragenen Zustand verändern. Zum Verständnis der Rolle von Aerosolpartikeln als Übertragungsweg von SARS-CoV-2 ist daher die Kenntnis der verschiedenen Prozesse in einem Aerosol von besonderer Bedeutung. Mit diesem Papier möchte die GAeF einen Beitrag dazu leisten, den momentan so häufig anzutreffenden Begriff „Aerosol“ sowie die relevanten Aerosolprozesse anschaulich darzustellen und zu erläutern. Dabei wird im Rahmen dieses Papiers nur auf die wesentlichen Grundlagen eingegangen. Für ein tiefergehendes Verständnis der teilweise komplexen Prozesse sei auf die angeführte Sekundärliteratur verwiesen. Das Papier fasst eine Vielzahl von Studien zur Entstehung von virenbeladenen Aerosolpartikeln sowie deren Ausbreitung zusammen. Darauf basierend kann festgestellt werden, dass ausgeatmete Aerosolpartikel auch bei der Corona-Pandemie eine prominente Rolle bei der Verbreitung der Viren spielen. Abschließend geht dieses Papier auf mögliche Maßnahmen zur Verringerung der Ausbreitung von Aerosolpartikeln ein. Die diskutierten Maßnahmen orientieren sich an der derzeitigen öffentlichen Diskussion und beinhalten entsprechend die folgenden Punkte: Lüften, Luftreiniger, Lüftungsanlagen und Masken. Es werden Hinweise zum richtigen und sinnvollen Einsatz dieser Maßnahmen gegeben.

Aerosolpartikel haben Größen zwischen ca. 0,001 und mehreren 100 Mikrometern (und nicht wie in vielen Publikationen derzeit definiert $< 5\mu\text{m}$) und verteilen sich mit Luftströmungen relativ schnell, auch über größere Distanzen. Größere Aerosolpartikel sinken – abhängig von ihrer Größe und Dichte – zu Boden; kleine Aerosolpartikel können hingegen sehr lange in der Luft verbleiben (s. Kapitel 3). Jeder Mensch stößt durch die Atmung sowie beim Sprechen, Husten und Niesen flüssige Aerosolpartikel unterschiedlicher Größen aus (s. Kapitel 4). Ist eine Person mit einem Virus, wie z. B. SARS-CoV-2, infiziert, so können diese Aerosolpartikel Viren enthalten, die in die Luft gelangen und von anderen Personen eingeatmet werden können. SARS-CoV-2 hat eine Größe von 0,06 bis

0,14 Mikrometer, die exhalieren flüssigen Aerosolpartikel sind hingegen größer. Die flüssigen Aerosolpartikel können aber je nach Umgebungsbedingungen durch Verdunstung schrumpfen (s. Kapitel 3.3). Für den Partikeltransport und die Partikelabscheidung ist dabei jeweils die aktuelle Partikelgröße relevant. Das höchste Infektionsrisiko besteht in geschlossenen Innenräumen, da sich hierin Aerosolpartikel anreichern können. Insbesondere hier sind entsprechende Maßnahmen zu treffen, die eine Reduktion der Aerosolpartikelkonzentration ermöglichen (s. Kapitel 5).

Vor dem Hintergrund der Aerosolwissenschaften ordnet die GAeF die aktuellen Maßnahmen zur Eindämmung der Pandemie wie folgt ein:

- Prinzipiell gilt: Keine Maßnahme kann für sich alleine funktionieren! Das Zusammenspiel der verschiedensten Maßnahmen ist nach derzeitigem Wissensstand der beste Weg zur Minimierung des Infektionsrisikos.
- Abstand halten ist wichtig, denn mit zunehmendem Abstand werden direkt ausgeatmete Viren verdünnt, und die Wahrscheinlichkeit sich anzustecken sinkt. Der vielfach vorgeschriebene Mindestabstand kann als Anhaltspunkt dienen, sollte aber insbesondere bei längeren Zusammenkünften und auch in Innenräumen mit verringerter Luftbewegung vergrößert und durch weitere Maßnahmen (s.u.) ergänzt werden.
- Masken helfen, einen Teil der exhalieren Partikel (und Viren) zu filtern. Dadurch sinkt die Konzentration der exhalieren Partikel (und Viren) in einem Raum und damit das Infektionsrisiko. Hierbei ist zu beachten, dass die ausgeatmeten Aerosolpartikel durch anhaftende Feuchtigkeit relativ groß sind und somit auch von einfachen Masken effizient zurückgehalten werden können (s. Abbildung 6). Da diese Partikel aber mit längerer Verweilzeit in der Raumluft schrumpfen, sind einfache Mund-Nasen-Bedeckungen für den Selbstschutz weniger effizient. Hierfür sind Atemschutzmasken erforderlich, die auch für feine Partikel eine hohe Abscheidung zeigen, z. B. der Klassen FFP2, N95 oder KN95. Diese sind sowohl für den Selbst- als auch den

Fremdschutz effizient, sofern sie über kein Ausatemventil verfügen. Masken mit Ausatemventil dienen hingegen nur dem Selbstschutz und widersprechen daher dem Solidaritätskonzept, dass Mitmenschen durch kollektives Maskentragen geschützt werden (s. Kapitel 6).

- Gesichtsvisiere, die ohne zusätzliche Verwendung von Masken eingesetzt werden, sind hinsichtlich Aerosolpartikeln weitgehend nutzlos, da die Luft mit Partikeln (und Viren) ungefiltert um die Visiere herumströmt. Gesichtsvisiere werden im klinischen Alltag zusätzlich zu Masken getragen, um Tröpfcheninfektion über die Schleimhäute der Augen zu verhindern. Ebenfalls weitgehend unwirksam gegen die Aerosolverbreitung in Innenräumen sind mobile oder fest installierte Plexiglasbarrieren. Diese können nur kurzfristig die kleinräumige Ausbreitung eines Aerosols, z. B. im Kassenbereich eines Supermarkts, verhindern, bieten aber längerfristig keinen Schutz. Gesichtsvisiere und Plexiglasscheiben dienen im Wesentlichen als Spuck- und Spritzschutz gegenüber großen Tröpfchen.
- Im Freien finden so gut wie keine Infektionen durch Aerosolpartikel statt. Allerdings können Tröpfcheninfektionen auftreten, insbesondere in Menschenansammlungen, wenn Mindestabstände nicht eingehalten und/oder keine Masken getragen werden. In geschlossenen Räumen ist Lüften unerlässlich, um die ausgeatmete Luft in einem Raum durch frische Luft von draußen zu ersetzen. Häufiges Stoß- und Querlüften sind dabei vergleichbar effektiv wie dauernd das Fenster vollständig geöffnet zu lassen. Aus energetischer Sicht ist Stoß- oder Querlüften insbesondere im Winter allerdings effizienter. CO₂-Monitore können bei der Überwachung der Luftqualität in Innenräumen helfen. Sie zeigen an, wann gelüftet werden sollte und wann die Luft in einem Raum während des Lüftens ausreichend gewechselt ist. Sie können jedoch nur als Indikator verwendet werden und verhindern selbst bei Einhaltung der vorgeschlagenen CO₂-Grenzkonzentrationen keine direkte Infektion durch unmittelbar benachbarte Personen.
- Luftreiniger können einen sinnvollen Beitrag leisten, um die Partikel- und Virenkonzentration in einem Raum zu reduzieren. Bei der Beschaffung von Luftreinigern muss darauf geachtet werden, dass diese für den betrachteten Raum und die betrachtete Anwendung

ausreichend dimensioniert sind, um die Partikel- und Virenlast signifikant zu verringern. Dem Luftdurchsatz des Gerätes kommt dabei eine größere Bedeutung zu, als der reinen Effizienz des Filters. Aus energetischen und Kostenerwägungen kann die Verwendung hoch-effizienter Filter sogar kontraproduktiv sein (s. Kapitel 5.2). Fest verbaute Lüftungsanlagen können ebenso sinnvoll sein, sofern sie die Luft filtern, um die Partikel- und Virenlast in einem Raum zu verringern. Hierbei ist es zur Vermeidung von Infektionen sinnvoll, diese möglichst mit 100 % Frischluft zu betreiben (s. Kapitel 5.3).

Aus Sicht der Gesellschaft für Aerosolforschung besteht erheblicher Forschungsbedarf insbesondere an den interdisziplinären Grenzen zu Forschungsfeldern der Epidemiologie, Infektiologie, Virologie, Lüftungstechnik und Strömungsmechanik. Die Durchführung gezielter Studien sollte kurzfristig mit speziellen Förder- und Forschungsprogrammen ermöglicht werden (s. Kapitel 7).

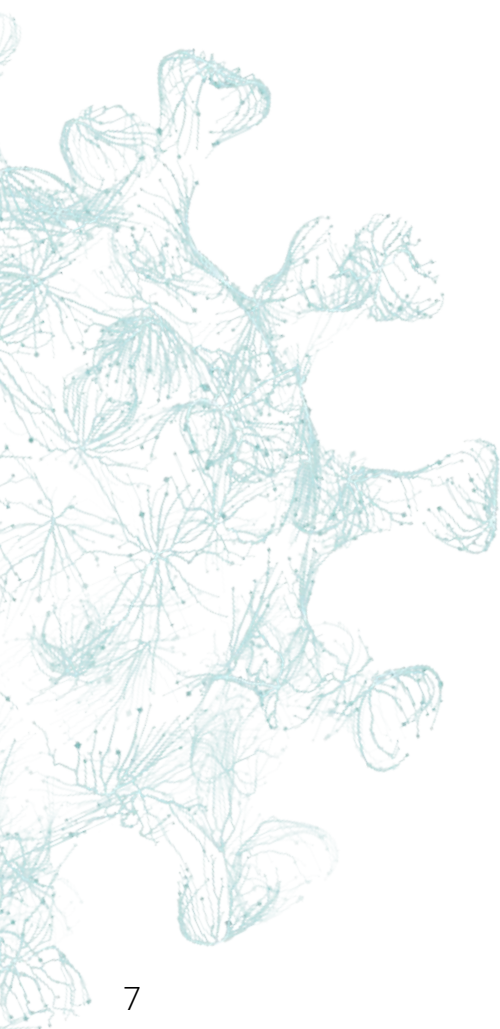
Dieses Papier wurde von Mitgliedern der Gesellschaft für Aerosolforschung verfasst und wird von einer Vielzahl internationaler Aerosolexperten unterstützt (s. Kapitel 8). Neben der vorliegenden Version existiert auch eine englischsprachige Übersetzung (siehe www.info.gaef.de).

Sämtliche Abbildungen in diesem Papier stehen unter folgendem Link zum kostenlosen Download bereit: <https://www.info.gaef.de/positionspapier>. Bei jeder Verwendung ist „Gesellschaft für Aerosolforschung e. V.“ als Quelle zu nennen.

1. Ziel dieses Papiers

Das vorliegende Positionspapier richtet sich an Vertreter von Medien, Behörden, Verwaltung und Politik, sowie an die interessierte Öffentlichkeit. Die Gesellschaft für Aerosolforschung (GAeF, <https://www.info.gaef.de>) leistet mit dem Papier einen Beitrag zur Bewältigung der durch das SARS-CoV-2 Virus hervorgerufenen Pandemie, indem es zum Verständnis möglicher Übertragungswege beiträgt. Im Rahmen der Erforschung von Übertragungswegen wird seit einiger Zeit neben der Schmierinfektion und der Tröpfcheninfektion auch die Aerosolübertragung als wichtiger Infektionsweg diskutiert [1, 2]. Das Virus kann dabei im luftgetragenen Zustand mehrere Stunden überleben [3]. Aus Sicht der

GAeF werden in der öffentlichen Diskussion jedoch einige Dinge vermischt. Da die möglichen Übertragungswege Maßnahmen zur Unterbindung der Übertragung nahelegen, möchte die GAeF an dieser Stelle das notwendige Expertenwissen allgemein verständlich beitragen. Dabei wird die Thematik rein aus der Sicht der Aerosolforschung betrachtet und es werden keine medizinischen, epidemiologischen, virologischen oder infektiologischen Schlüsse gezogen. Zur Aufklärung der Übertragungswege ist aus unserer Sicht eine verstärkte Kooperation der verschiedenen Disziplinen notwendig, auch über die aktuelle Pandemie hinaus.



2. Was ist ein Aerosol?

Das Wort Aerosol ist ein Kunstwort, zusammengesetzt aus dem altgriechischen Wort $\alpha\epsilon\rho$ (aēr) für „Luft“ und dem lateinischen Wort solutio für „Lösung“. Ein Aerosol ist physikalisch gesehen ein heterogenes Gemisch aus Partikeln zusammen mit dem sie umgebenden Gas oder Gasgemisch (hier: Luft, s. Abbildung 1). Die luftgetragenen Partikel können sowohl Feststoffe wie z.B. Ruß oder Mineralstaub als auch flüssige Tropfen sein. Bei einem stabilen Aerosol sind die flüssigen oder festen Bestandteile als schwebfähige Partikel homogen verteilt. Entsprechend ist z. B. unsere Umgebungsluft mit dem darin verteilten Feinstaub¹ ein Aerosol. In diesem Papier wird daher für die Gesamtheit der luftgetragenen Teilchen der Begriff „Aerosolpartikel“ oder kurz „Partikel“ verwendet. Häufig wird jedoch, insbesondere in der aktuellen öffentlichen Diskussion, fälschlicherweise der Begriff Aerosol verwendet, wenn damit eigentlich nur die Aerosolpartikel gemeint sind (z. B. [4]). Da der größte Teil der Luft aus gasförmigen Molekülen wie Stickstoff und Sauerstoff besteht, sind die festen oder flüssigen Partikel die Besonderheit des Aerosols. Aerosolpartikel sind so klein und leicht, dass sie in Abhängigkeit von ihrer Größe für eine gewisse Zeit in der Luft schweben können. In der Außenluft können Aerosolpartikel viele Stunden oder Tage verweilen und damit auch über weite Strecken transportiert werden.

In einem Liter Luft finden sich normalerweise viele Millionen Aerosolpartikel, die unter anderem das Klima und die Bildung von Wolken [5] sowie chemische Reaktionen in der

Atmosphäre [6] beeinflussen. In erhöhten Konzentrationen können sie als Feinstaub auch die menschliche Gesundheit [7] beeinträchtigen. Im Laufe eines Tages atmet ein erwachsener Mensch durchschnittlich etwa einhundert Milliarden Partikel ein. Die Wirkung von Aerosolpartikeln hängt dabei von ihrer Anzahl, Größe, Masse und/oder ihrer chemischen Zusammensetzung ab. Diese Eigenschaften werden wiederum durch die verschiedensten natürlichen und vom Menschen geschaffenen Quellen unterschiedlich beeinflusst [8]. Der Größenbereich von Aerosolpartikeln ist nicht genau definiert, wird aber typischerweise für Partikeldurchmesser von etwa 1 bis 2 Nanometern (nm, Millionstel Millimeter, d. h. 0,001-0,002 μm) bis >100 Mikrometern (μm , Tausendstel Millimeter) angegeben [9, 10]. Die Mehrzahl der atmosphärischen Aerosolpartikel (wie zum Beispiel Ruß- oder Ammoniumsulfatpartikel) ist kleiner als 1 μm . Mineralstaub- oder Seesalzpartikel, aber auch Bakterien sind meist größer als 1 μm . Die Größe von Pollen liegt zwischen 10 μm und 60 μm . SARS-CoV-2-Viren haben Größen zwischen etwa 0,06 μm und 0,14 μm [11], ggf. auch etwas kleiner [12]. Zum Vergleich: menschliche Haare haben Durchmesser zwischen 20 μm und 80 μm .

Viren werden in bzw. auf einem Gewebe gebildet. Sie können sich nicht einzeln von einer Oberfläche lösen. Folglich existieren Viren typischerweise nicht als einzelne, auch Virionen genannte, Partikel im Aerosol, sondern werden in der Luft an größeren festen oder in flüssigen Partikeln transportiert. Vor allem in der medizinischen Literatur und auch in der öffentlichen Diskussion zu SARS-CoV-2 findet sich häufig die missverständliche und

¹ Partikel mit einem sog. „aerodynamischen Durchmesser“ kleiner als 10 μm (PM_{10}) bzw. 2,5 μm ($\text{PM}_{2,5}$) werden auch als Feinstaub bezeichnet.

willkürliche Abgrenzung von Aerosolpartikeln mit Durchmessern $< 5 \mu\text{m}$ und Tröpfchen mit Durchmessern $> 5 \mu\text{m}$, die ein unterschiedliches Verhalten von Aerosolpartikeln und Tröpfchen unterstellt. Diese Unterscheidung von Aerosolpartikeln und Tröpfchen ist weder hinsichtlich des Transportverhaltens [13, 14] (s. Kapitel 3.1), noch der Infektiosität der Partikel (s. Kapitel 4) sinnvoll, zumal die flüssigen

Anteile der Aerosolpartikel schnell verdunsten. Entscheidend ist in jedem Fall die Größenverteilung der Partikel. In der Literatur finden sich unterschiedliche Einteilungen in Größenklassen, die allerdings häufig durch die verwendete Messtechnik und nicht ausschließlich durch das für das Infektionsgeschehen relevante Partikelverhalten bedingt sind.

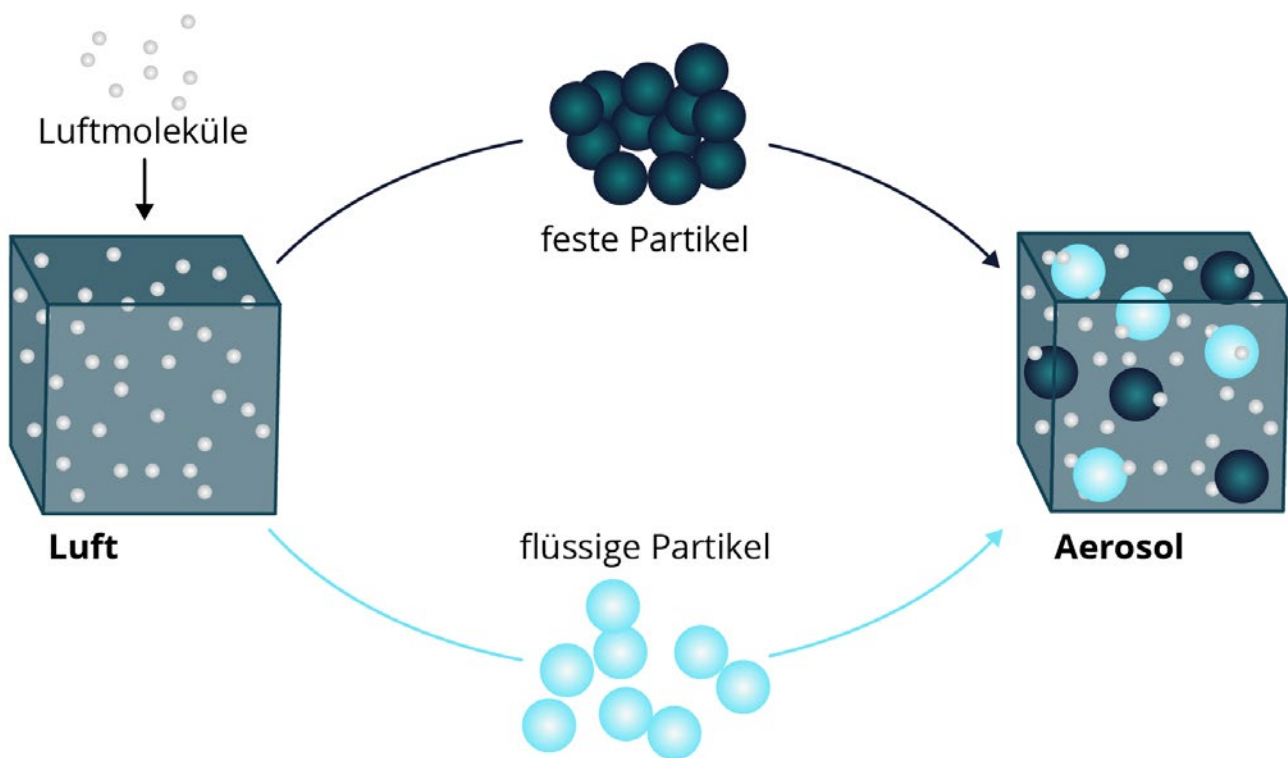


Abbildung 1: Definition eines Aerosols: Luft mit darin verteilten flüssigen und/oder festen Partikeln

3. COVID-19-relevante Grundlagen der Aerosolphysik

3.1 Grundlagen der Partikelbewegung

Die Relevanz der Aerosolphysik für das Verständnis des Infektionsgeschehens wurde kürzlich u.a. von Drossinos und Stilianakis [13] in einem Editorial zur Fachzeitschrift *Aerosol Science and Technology* herausgestellt. Ein wesentlicher Bestandteil der Aerosolphysik ist die Bewegung von Aerosolpartikeln, die sehr stark von der Größe der Partikel abhängig ist [4, 9]. Da Aerosolpartikel nicht immer eine definierte geometrische Form haben, wird zur Beschreibung der Partikelgröße nur im einfachsten und idealisierten Fall der geometrische Durchmesser einer Kugel verwendet. Um den Einfluss der Partikelgeometrie (aerodynamischer Widerstand) und der chemischen Zusammensetzung (Dichte des Partikels) zu berücksichtigen, wird dazu die Größe von Partikeln meist als sogenannter aerodynamischer Durchmesser angegeben. Der aerodynamische Durchmesser ist definiert als Durchmesser eines kugelförmigen Partikels mit einer Dichte von 1 Gramm pro Kubikzentimeter (zum Beispiel ein Wassertropfen), dessen Verhalten dem eines realen Partikels entspricht, das sich in der Luftströmung bewegt.

Aerosolpartikel werden mit der oft turbulenten Luftströmung transportiert und dadurch sowohl im Innenraum als auch im Freien schnell verteilt. Um den Partikeltransport zu verstehen, muss außerdem die Partikelbewegung relativ zur Luftströmung beschrieben werden, die von den in einem Aerosol auf

die Partikel wirkenden Kräfte bestimmt wird. Luftmoleküle sind in Abhängigkeit von der Temperatur in ständiger thermischer Bewegung mit zufälliger Richtung und Geschwindigkeit und prallen dadurch mit den in der Luft verteilten Aerosolpartikeln zusammen. Hierdurch übertragen sie Energie und Impuls und führen somit zu häufigen Änderungen der Geschwindigkeit und Bewegungsrichtung der Partikel. Durch diese sogenannte Brownsche Molekularbewegung ergibt sich ein diffusiver Transport [15, 16], der mit kleiner werdenden Partikeldurchmessern zunimmt und vor allem für Partikel mit Durchmessern von weniger als $0,1\ \mu\text{m}$ relevant ist. In diesem Partikelgrößenbereich ist die Diffusion der wichtigste Transportmechanismus über kurze Distanzen, der zum Beispiel bei der Partikelfiltration [17] oder der Partikeldeposition, d.h. der Ablagerung/Entfernung von Partikeln, zum Beispiel in der Lunge [18] wichtig ist. Für Partikel, die größer sind als ca. $0,1\ \mu\text{m}$, spielt die Diffusion mit wachsender Partikelgröße eine zunehmend untergeordnete Rolle, und die Schwerkraft (Gravitation) gewinnt an Bedeutung. Bei jeglicher Bewegung von Partikeln relativ zur umgebenden Luft wirkt eine der Bewegung entgegengesetzte bremsende Reibungskraft, bedingt durch den aerodynamischen Widerstand. So stellt sich beim Absinken von Aerosolpartikeln aufgrund der Schwerkraft in ruhender Luft schnell eine stabile Sedimentationsgeschwindigkeit ein, die

von der Partikelgeometrie und -dichte, d.h. dem aerodynamischen Durchmesser, der Partikel abhängig ist. In ruhender Luft würde ein 1 μm großes sphärisches Aerosolpartikel mit der Dichte von Wasser etwa 7,5 Stunden benötigen, um aus einer Höhe von 1 Meter zu Boden zu sinken. Ein 10 μm großes Partikel benötigt dazu nur rund sechs Minuten. Einige Beispiele für die Zeiten, die Partikel benötigen, um allein aufgrund der Schwerkraft einen Meter abzusinken sind in Abbildung 2 dargestellt. Hierzu wurde angenommen, dass sich die Partikelgröße während des Transports nicht ändert. Exhalierete flüssige Aerosolpartikel hingegen geben typischerweise Wasser ab und schrumpfen dadurch. Zum besseren Verständnis dieses Prozesses sei auf Kapitel 3.3 verwiesen.

Die Angaben in Abbildung 2 beziehen sich auf ruhende Luft. Partikel werden allerdings auch durch die Luftbewegung im Freien und in Innenräumen transportiert (Advektion und turbulenter Transport) und können dadurch ggf. sehr viel länger in der Luft verbleiben als in der Abbildung angegeben, wenn nach oben gerichtete Kräfte der Gravitationskraft entgegenwirken. Durch die sogenannte Advektion (waagerechte Verfrachtung) mit der Luftströmung können Aerosolpartikel im Freien über

sehr weite Strecken transportiert werden. Mit der turbulenten Luftbewegung werden Aerosolpartikel auch vertikal transportiert. In Innenräumen können typische Strömungsgeschwindigkeiten um 0,1 m/s Partikel bis zu einem aerodynamischen Durchmesser von 20 μm über längere Zeit in der Schwebe halten [19] und schnell im ganzen Raum verteilen. Dabei wird die ausgeatmete Luft, die eventuell mit Viren beladene Partikel enthält, mit der Raumluft vermischt und rasch verdünnt. Wird die Raumluft allerdings nicht ausgetauscht (Lüften) oder gefiltert (Lüftungsanlage oder Luftreiniger) dann kommt es mit der Zeit zu einer Anreicherung. Im Gegensatz hierzu wird die exhalierete Partikelkonzentration in der Außenluft schnell verdünnt und abtransportiert, sodass es zu keiner Anreicherung kommt. Erst für Partikel mit Durchmessern weit über 100 μm kann eine ballistische Flugbahn zur Beschreibung des Transports angenommen werden, sodass diese Partikel schnell sedimentieren und nicht mehr luftgetragen sind. Hiermit wird die Ausbreitung von Partikeln, die beim Husten oder Niesen mit großer Geschwindigkeit ausgestoßen werden, wie bei einem geworfenen Ball beschrieben (s. hierzu Kapitel 4.2 und Abbildung 3).

Zeit, die ein Aerosolpartikel mit einer Dichte von 1 g/cm^3 benötigt, um 1 m zu sedimentieren:

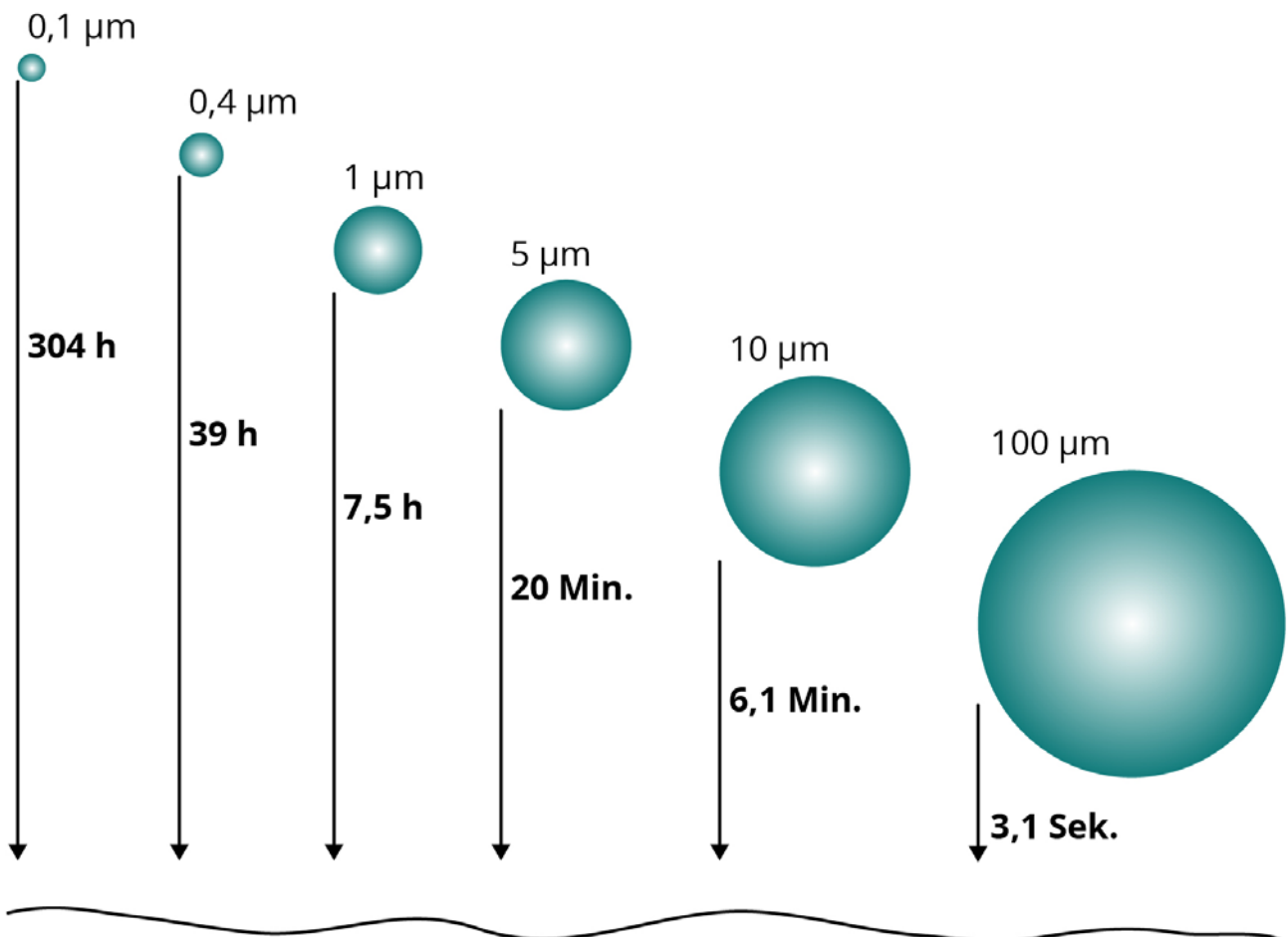


Abbildung 2: Beispielhafte Darstellung der durch die Schwerkraft bedingten Sedimentation kugelförmiger Partikel mit der Dichte 1 g/cm^3 in ruhender Luft

**Abbildung nicht maßstabsgetreu*

3.2 Partikeldeposition

Verschiedene Prozesse führen dazu, dass Aerosolpartikel aus der Luft entfernt werden. Eine ganz wesentliche Rolle spielt die Partikeldeposition, d.h. die Ablagerung von Aerosolpartikeln auf dem Boden oder auf Oberflächen. Für größere Partikel (typischerweise $> 1 \mu\text{m}$) ist die Schwerkraft relevant für die Deposition, also das Absinken der Partikel zu

Boden. Bei hoher relativer Luftfeuchtigkeit können auch ursprünglich kleine Partikel aufgrund ihrer chemischen Beschaffenheit Feuchtigkeit aufnehmen und anwachsen und somit schneller sedimentieren [20, 21]. Umgekehrt schrumpfen flüssige Partikel bei geringer Luftfeuchtigkeit. Kleinere Partikel (ca. $< 0,1 \mu\text{m}$) hingegen können durch die

Brownsche Molekularbewegung an Oberflächen abgelagert werden. Wenn Luftströmungen an Hindernissen umgelenkt werden und besonders größere Partikel aufgrund ihrer Trägheit der Richtungsänderung nicht folgen können, werden diese großen Partikel durch die Impaktion am Hindernis abgelagert [9]. Können Aerosolpartikel der Luftströmung um ein Hindernis folgen, werden aber aufgrund ihrer Ausdehnung und der Nähe zum Hindernis abgeschieden, spricht man von Interzeption [9]. Diese Abscheidemechanismen werden in Partikelfiltern gezielt ausgenutzt, um Partikel aus der Luft zu entfernen [17]. Partikelfilter werden in Abschnitt 5.1 erläutert.

Die Partikeldeposition ist – abhängig von den Bedingungen vor Ort – typischerweise in einem Partikelgrößenbereich von ca. $0,1 - 0,3 \mu\text{m}$ am geringsten (die Verhältnismäßigkeiten sind anhand der Abscheidung in einem Filter im Abschnitt zur Partikelfiltration in Abbildung 5 grafisch dargestellt). Das bedeutet, dass diese Partikel sehr lange im luftgetragenen Zustand verbleiben und in abgeschlossenen Räumen ohne Luftaustausch länger als 24 Stunden in der Luft schweben können.

3.3 Verdunsten von flüssigen Partikeln

Aerosolpartikel stehen mit dem sie umgebenden Wasserdampf in dauerndem Austausch. Dies gilt insbesondere für flüssige Aerosolpartikel, die häufig zu großen Teilen aus Wasser bestehen. Die Partikel streben ein Gleichgewicht mit dem Wasserdampf an. Wie viel Wasser ein Aerosolpartikel enthält, hängt von seiner Zusammensetzung und der relativen

Luftfeuchtigkeit ab. Dies gilt insbesondere für die im Kontext von COVID-19 besonders relevanten exhalieren flüssigen Partikel. Im Atmungstrakt herrschen warme und feuchte Bedingungen (relative Luftfeuchtigkeit von ca. 100 %), sodass Aerosolpartikel dort einen hohen Wassergehalt haben. Nach dem Ausatmen verdunstet Wasser von den Partikeln. Dieser Prozess wurde bereits 1934 von Wells beschrieben [22]. Die Partikel trocknen und schrumpfen dadurch mit einer Geschwindigkeit, die von der Partikeloberfläche sowie der Lufttemperatur und der relativen Luftfeuchtigkeit abhängig ist [23]. Für Partikel gleicher Zusammensetzung gilt, dass durch das größere Verhältnis der Oberfläche zu Volumen, kleinere Partikel schneller verdunsten [24]. Drewnick et al. [25] haben berechnet, dass ein anfangs $100 \mu\text{m}$ großer reiner Wassertropfen bei einer relativen Luftfeuchtigkeit von 50 % 15 s benötigt, um durch Verdunstung auf die Größe eines SARS-CoV-2 Virus ($0,14 \mu\text{m}$) zu schrumpfen, ein $10 \mu\text{m}$ großer Wassertropfen 0,1 s und ein $1 \mu\text{m}$ großer Tropfen nur 0,003 s. Bei 90 % relativer Feuchtigkeit benötigen die Wassertropfen hierfür etwa vier- bis fünfmal so lang. Diese Größenänderung beeinflusst sowohl Transport als auch Filtrationseigenschaften. Deshalb muss man die Größenveränderung der Partikel nach dem Ausatmen berücksichtigen. Während die exhalierete Partikelgröße – das ist die Größe des Partikels direkt nach dem Ausatmen – für die Abscheidung in einer Maske beim Ausatmen relevant ist, muss die durch Trocknung verringerte Größe für die Aufenthaltsdauer der Aerosolpartikel in der Umgebungsluft und für deren Abscheidung in Masken zum Selbstschutz, in Luftreinigern und in Lüftungsanlagen berücksichtigt werden.

4. Wann und wie werden Viren bzw. virenhaltiges Aerosol exhaliiert?

Im Atemtrakt des Menschen werden Aerosolpartikel freigesetzt. Ganz offensichtlich geschieht dies beim Niesen und Husten. Allerdings werden auch Partikel beim ganz normalen Atmen, Sprechen, Singen, Flüstern und Schreien generiert. Die im Folgenden genannten Partikelgrößen beziehen sich auf die frisch exhaliierten Partikel, die aber aufgrund von Verdunstung nach der Exhalation schrumpfen können (siehe vorangegangenes Kapitel 3.3).

Ein viel diskutierter Mechanismus der Virusinfektion mit Atemwegsbeteiligung ist das reine Atmen. Da wir 24 Stunden am Tag atmen und ein Erwachsener dabei zwischen 10 und 25 m³ Luft ein- und wieder ausatmet [9], genügen schon geringe Aerosolkonzentrationen bei der Freisetzung, um erhebliche Mengen von potenziell mit Viren beladenen Aerosolpartikeln in die Umwelt abzugeben. Im Vergleich zu den typischen im Innen- und Außenbereich vorherrschenden Partikelkonzentrationen sind diese Mengen hingegen klein, sodass die ausgeatmeten Partikel nur einen vernachlässigbaren Beitrag zur Feinstaubkonzentration leisten. Der gesunde Mensch atmet bei normaler Ruheatmung zwischen einem und einigen hundert Aerosolpartikeln pro Liter² Luft aus, die in der peripheren Lunge während der Inhalation durch das „Wiederöffnen kollabierter Atemwege“ erzeugt werden. Erstmals beschrieben wurde das Phänomen 1988 von Gebhart et al. [26], Johnson und Morawska [27] bestätigten 2009 den Mechanismus. Olin

et al. [28, 29, 30, 31] untersuchten daraufhin detailliert, woraus diese exhaliierten Partikel bestehen und fanden heraus, dass es sich hauptsächlich um Lungenflüssigkeit (*Surfactant*) handelt, wobei auch Viren in den Partikeln gefunden wurden. Hohlfeld et al. [32, 33, 34] konnten die Partikelgröße bestimmen, die bei 0,2 – 0,4 µm liegt. Da in vielen Studien über exhaliierte Aerosolpartikel aber aufgrund messtechnischer Einschränkungen erst ab einer Größe von 0,3 µm oder 0,5 µm gemessen wird, geben viele Veröffentlichungen deutlich zu niedrige Anzahlkonzentrationen für die exhaliierten Partikel an. In derzeit laufenden Untersuchungen wurde festgestellt, dass bei einer Atemwegsinfektion die Anzahl der exhaliierten Partikel dramatisch auf Werte von mehreren zig- bis hunderttausend Partikeln pro Liter Luft ansteigen kann. Dies geschieht aber nicht notwendigerweise bei jeder infizierten Person. Nach Abklingen des Infektes atmeten diese dann wieder nur wenige Partikel pro Liter Luft aus [35, 36].

Ein weiterer Mechanismus für die Verbreitung von Viren über den Luftpfad ist das Sprechen und Singen [37, 38]. Bei diesen Aktivitäten werden mehrere tausend bis hunderttausend Aerosolpartikel pro Liter durch die Vibration der Stimmbänder und der Bewegung der Zunge sowie der Zähne und der Lippen erzeugt [39]. Diese Partikel sind jedoch in der Regel größer als die durch das Atmen generierten Partikel. Asadi et al. [40] fanden, dass die Partikel eine Größe von ca. 1 µm haben

² Anmerkung: 1 l = 1000 cm³

und mit steigender Lautstärke mehr Partikel erzeugt werden. Bisher noch nicht publizierte Untersuchungen von Jensen et al.³ zeigten Partikelgrößen um 2 µm.

4.1 Die Ausbreitung von Viren durch Atemluft

Bereits 2008 konnte die Gruppe um Patricia Fabian und Donald Milton von der University of Massachusetts Influenza-Viren in exhalieren Aerosolpartikeln nachweisen [41]. Die Autoren zeigten, dass 87 % der exhalieren Aerosolpartikel Größen von weniger als 1 µm hatten. Später wiesen Milton et al. [42] erneut Influenza-Viren in der von infizierten Patienten ausgeatmeten Luft nach. Bei 35 von 37 mit Influenza infizierten Patienten fanden sie erhebliche Mengen an Influenzaviren im kleinen Partikelgrößenbereich, die durch normales Atmen entstanden, während sie beim Husten nur bei 16 von 37 Patienten Virus-RNA nachweisen konnten. Auch die Mengen des gesammelten Virusmaterials waren um ein Vielfaches geringer als die bei normalem Atmen in den kleinen Aerosolpartikeln gefundenen Mengen.

Lindsley et al. [43] konnten ebenfalls deutliche Mengen von Influenza-A-Viren im Exhalat nachweisen. Die Autoren fanden zwar beim Husten etwas mehr Viren als bei einer normalen Atmung, merkten aber an, dass das Husten sehr viel seltener stattfindet, als das Atmen und damit die Verbreitung der Viren vermutlich sehr viel häufiger und effektiver durch die normale Atmung geschieht.

Fabian et al. [44] fanden im Exhalat infizierter Patienten auch Rhinoviren. Diese wurden

hauptsächlich in den kleinsten von ihnen messbaren Partikeln gefunden. Dass die Ausbreitung von unterschiedlichen Viren durch die normale Atmung der infizierten Personen geschieht, ist inzwischen auch von verschiedenen anderen Arbeitsgruppen nachgewiesen. Für SARS-CoV-1-Viren finden sich die Ergebnisse in den Studien von Wang et al [45] und Gralton et al. [46]. Mitchell et al. [47] fanden Rhinovirus, RSV, Influenza-A, Influenza-B, Parainfluenza-Virus 1, 2 & 3 und Humanes Metapneumovirus, Yip et al. [48] Influenza-A-Viren. Shiu et al. [49] fanden Influenza-A-RNA im Aerosol in der Umgebungsluft auf einer Kinderstation im Zimmer von Patienten. Es kann angenommen werden, dass sich die Erkenntnisse dieser Untersuchungen auch auf SARS-CoV-2-Viren übertragen lassen.

Morawska und Cao [50] weisen auf die vielen Beobachtungen hin, die es äußerst plausibel machen, dass auch die SARS-CoV-2-Epidemie mindestens zu einem großen Teil durch die Übertragung von exhalieren Viren beeinflusst wird und dass dies unbedingt bei den Maßnahmen zur Eindämmung der Pandemie berücksichtigt werden muss.

Van Doremalen et al. [3] untersuchten, wie lange SARS-CoV-2-Viren in einem Aerosol aktiv bleiben. Sie fanden Halbwertszeiten zwischen 1 und 1,1 Stunden. Smither et al. [51] stellten, abhängig von der Luftfeuchtigkeit, Halbwertszeiten bei Tageslicht zwischen etwa einer halben und drei Stunden fest. Im Dunkeln waren die Viren hingegen über lange Zeit stabil. Brlek et al. [52] konnten zeigen, dass sich in einer Squash-Halle in Slowenien Sportler, nachdem eine infizierte Person dort Squash spielte, mit SARS-CoV-2 infizierten. Fears et al. [53] zeigten, dass luftgetragene SARS-CoV-2-Viren unter Umständen über 16 Stunden lang infektiös bleiben können.

³ Persönliche Kommunikation mit Prof. Dr. Keld A. Jensen, NRCWA, Kopenhagen, Dänemark.

Ma et al. [36] fanden in einer Untersuchung heraus, dass es einzelne Personen gibt, die bis zu 400.000 Viren pro Minute ausatmen. In zahlreichen Untersuchungen wurden zudem Viren und Virus RNA in der Luft von Krankenzimmern und sogar auf Fluren in Krankenhäusern gefunden, obwohl sie in 75 % der Patienten keinerlei Viren im Exhalat nachweisen konnten. Lednicky et al. [54] konnten infektiöse SARS-CoV-2 Viren in luftgetragenen Aerosolpartikeln in einer Entfernung von 4,8 m von einem Covid-19-Patienten im Krankenhaus nachweisen. Zhou et al. [55] fanden im exhalieren Atemkondensat zweier von neun untersuchten Patienten, die nach einer Covid-19 Erkrankung aus dem Krankenhaus entlassen werden sollten, noch SARS-CoV-2 Viren. Die Konzentration betrug ca. 100 Viren pro Liter Atemluft.

In einer Untersuchung von Infektionsketten wurde von Qian et al. [56] festgestellt, dass die COVID-19-Infektion im Wesentlichen ein Phänomen in Innenräumen ist und im Außenbereich, also außerhalb geschlossener Räume, nahezu keine Ansteckungen auftreten. Von über 7000 beobachteten und dokumentierten Infektionen fand nur eine einzige im Außenbereich statt. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass im Außenraum eine schnelle Verdünnung der mit Viren beladenen Aerosolpartikel zu erwarten ist, wodurch das Infektionsrisiko sinkt (s. Kapitel 3.1). Vor allem in größeren Menschenmengen mit geringen Abständen ist aber auch im Freien eine Ansteckung nicht ausgeschlossen.

Basierend auf der Vielzahl der vorliegenden Studien und Erkenntnisse kann man davon ausgehen, dass ausgeatmete Aerosolpartikel auch bei der Corona-Pandemie eine prominente Rolle bei der Verbreitung der Viren spielen. In den Kapiteln 5 und 6 wird daher darauf eingegangen, wie sich die Verbreitung von Viren eindämmen lässt.

4.2 Tröpfchenübertragung

Beim Husten, Niesen sowie beim Reden oder Singen werden u. a. auch Tropfen ausgestoßen, deren Durchmesser grösser als 100 μm sind und die, wie oben erklärt, sich nicht mehr wie Aerosolpartikel verhalten. Diese können aber bei der direkten Tröpfchenübertragung eine wesentliche Rolle spielen. Aufgrund ihres im Vergleich zu Aerosolpartikeln sehr viel größeren Volumens können sie entsprechend mehr Viren enthalten, wodurch der Tröpfcheninfektion häufig eine dominante Rolle zugeschrieben wird. Die Flugbahn solcher Partikel ist stark von der Emissionsgeschwindigkeit und -richtung abhängig. Abbildung 3 zeigt Beispiele von Flugbahnen von 200 μm großen Tropfen für Ausstoßgeschwindigkeiten wie sie insbesondere beim Husten auftreten können. Beim Niesen sind die Ausstoßgeschwindigkeiten häufig noch höher, sodass die Partikel noch weiter transportiert werden können. Für die Berechnung wurde angenommen, dass die Tropfen in einer Mundhöhe von 1,70 m ausgestoßen werden und sich die Tropfengröße während des Transports nicht ändert. Man erkennt, dass die Abstandsregel von 1,5 m im Hinblick auf solche Partikel sehr sinnvoll, bzw. ggf. sogar eher knapp bemessen ist. Gesichtsvisiere oder schlecht anliegende Masken, die für kleine Aerosolpartikel nur eine geringe Wirksamkeit haben, können für diese großen Tröpfchen hingegen effektiv sein. Man beachte, dass bei Tröpfchen über 100 μm die Verdünnung keine Rolle spielt, wodurch es im Hinblick auf die direkte Tröpfcheninfektion nicht wichtig ist, ob sich die Personen im Außen- oder im Innenraum befinden.

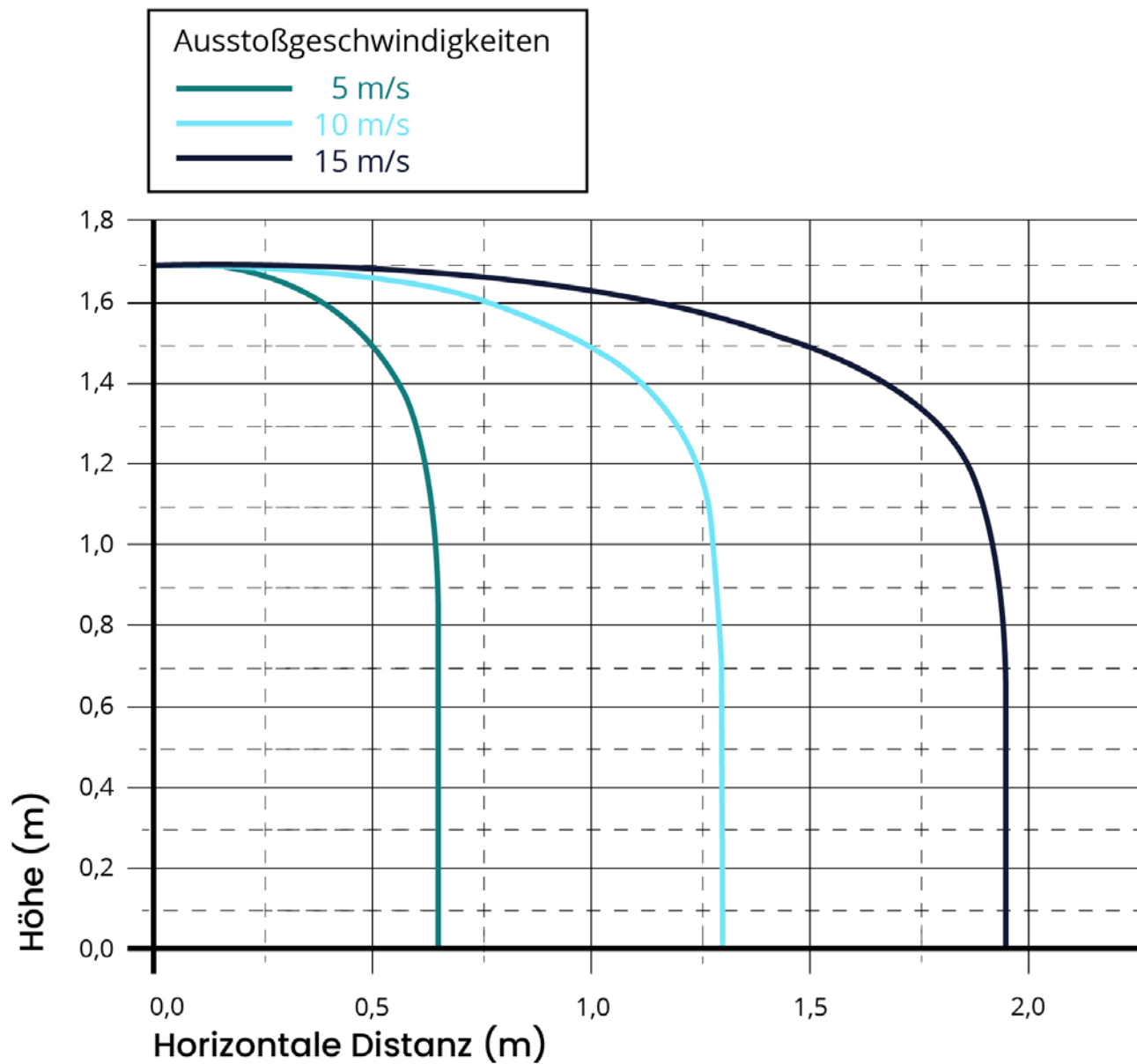


Abbildung 3: Flugbahnen von Tröpfchen eines Durchmessers von 200 μm und der Dichte von Wasser, die in einer Höhe von 1,70 m mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten ausgestoßen werden (in Anlehnung an [57])

5. Möglichkeiten zur Verringerung der Virenkonzentration in der Innenraumluft

Es existieren verschiedene Möglichkeiten, die Virenkonzentration in der Raumluft zu reduzieren. Während Maßnahmen, wie das Lüften und Filtration darauf abzielen, die Virenkonzentration zu reduzieren, wird die Bestrahlung der Luft oder von Filtern mit UV-Licht dazu angewendet, Viren zu inaktivieren.

Ein effektiver Prozess zur Verringerung der Partikelkonzentration in einem Raum – und damit in analoger Weise der Konzentration von virenhaltigen Aerosolpartikeln – ist die Verdünnung mit sauberer, partikelärmerer, d.h. virenfreier Luft. Im Außenbereich findet Verdünnung ständig durch natürliche Luftbewegungen statt. Im Innenbereich kann eine Verdünnung durch effizientes Lüften erreicht werden. Hierzu sollten Fenster geöffnet und für Luftbewegung gesorgt werden. Dies geschieht am effektivsten durch Stoß- oder Querlüften, d.h. außer den Fenstern im Raum sollten Oberlichter und/oder Türen, sowie Fenster und Türen in Nebenräumen geöffnet werden. Die benötigte Lüftungsdauer ist dabei abhängig von der Raumgröße, Anzahl und Größe der Fenster, sowie dem Temperaturunterschied innen und außen. Ggf. lässt sich der Luftaustausch mechanisch, z. B. durch einen Ventilator, forcieren. Dabei sollte bedacht werden, dass die Außenluft zwar in der Regel virenfrei, aber nicht frei von anderen Luftschadstoffen ist und durch Lüften dadurch zwar die Virenkonzentration gesenkt, die allgemeine Luftqualität im Innenraum aber ggf. sogar verschlechtert werden kann.

Die Notwendigkeit des Lüftens kann z. B. durch die kontinuierliche Messung der Kohlenstoffdioxid- (CO_2) Konzentration im Innenraum überwacht werden. Ausreichend genaue CO_2 -Monitore (auch als CO_2 -Ampeln bekannt) sind im Handel kostengünstig erhältlich. Da CO_2 genauso mit der Atmung entsteht wie ggf. virenbelastete Aerosolpartikel, kann die CO_2 Konzentration unter bestimmten Voraussetzungen auch als Indikator für die Konzentration exhalierter Aerosolpartikel angenommen werden. Dies gilt allerdings nur in Fällen, in denen keine aktive Filterung der Innenraumluft, z. B. mit Luftreinigern (s. Kapitel 5.2) oder Lüftungsanlagen im Umluftbetrieb (s. Kapitel 5.3) vorgenommen wird. In diesen Fällen werden der Luft zwar Aerosolpartikel, nicht aber das CO_2 entnommen. Dies würde bedeuten, dass tendenziell zu häufig gelüftet würde, was energetisch ungünstig sein kann. Das Risiko einer Infektion würde dadurch allerdings eher sinken. Ab welcher CO_2 -Konzentration gelüftet werden soll, ist Gegenstand aktueller Diskussion. Laut der Kommission Innenraumhygiene des deutschen Umweltbundesamts zeigt eine CO_2 -Konzentration von unter 1000 ppm (0,1 vol%) unter normalen Bedingungen einen hygienisch ausreichenden Luftwechsel an [58]. Die Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung rät dazu, in Kindertagesstätten diesen Wert so weit wie möglich zu unterschreiten [59]. Die natürliche CO_2 -Konzentration in der Außenluft beträgt ca. 410 ppm und kann auch in Innenräumen nicht unterschritten werden.

Lüften kann zwar die Partikelkonzentration und Virenlast in Innenräumen senken, jedoch eine direkte Tröpfcheninfektion zwischen zwei Personen bei zu geringem Abstand nicht verhindern.

Weitere Möglichkeiten zur Reduktion der Partikel- und Virenkonzentration besteht in Filtrationslösungen, die im Folgenden beschrieben werden.

5.1 Grundlagen der Filtration

Partikelfilter bestehen in der Regel aus Vliesstoffen, im Englischen als *Nonwovens* bezeichnet. Unter Vliesstoffen versteht man gemäß EN 29092 Netzwerke aus dreidimensional angeordneten Fasern. Aerosolpartikel werden in Filtern durch unterschiedliche Mechanismen abgeschieden. Die häufig anzutreffende Vorstellung, dass Partikelfilter wie „Siebe“ oder „Fischernetze“ funktionierten und entsprechend nur große Partikel zurückhalten, ist dabei grundlegend falsch, denn gerade sehr kleine Partikel können aufgrund

ihrer Brownschen Molekularbewegung mit sehr hoher Effizienz herausgefiltert werden [60, 61]. Strömt ein Aerosol durch die offenen Bereiche zwischen den Fasern in einem Filter, so führen im Wesentlichen drei verschiedene Mechanismen dazu, dass Partikel an den Fasern abgeschieden werden [9]: Impaktion, Interzeption und Diffusion [17], siehe Abbildung 4 und Kapitel 3.2.

Diese drei Mechanismen wirken sich auf Partikel verschiedener Größen unterschiedlich aus. Die Impaktion, d.h. die Trägheitsabscheidung von Partikeln, ist für Partikel $>1\ \mu\text{m}$ der dominante Abscheidemechanismus. Der Einfluss der Interzeption nimmt ebenfalls mit zunehmender Partikelgröße zu. Die Diffusion aufgrund Brownscher Molekularbewegung hingegen nimmt mit kleiner werdender Partikelgröße zu und ist für Partikelgrößen $< 0,1\ \mu\text{m}$ der wesentliche und hocheffiziente Abscheidemechanismus in Filtern. Sobald ein Partikel auf eine Faser auftrifft, bleibt es dort haften. Eine Wiederablösung in einem Filter oder an anderen Oberflächen abgeschiedener Partikel ist weitgehend ausgeschlossen, da hierzu unrealistisch hohe Kräfte benötigt würden [62].

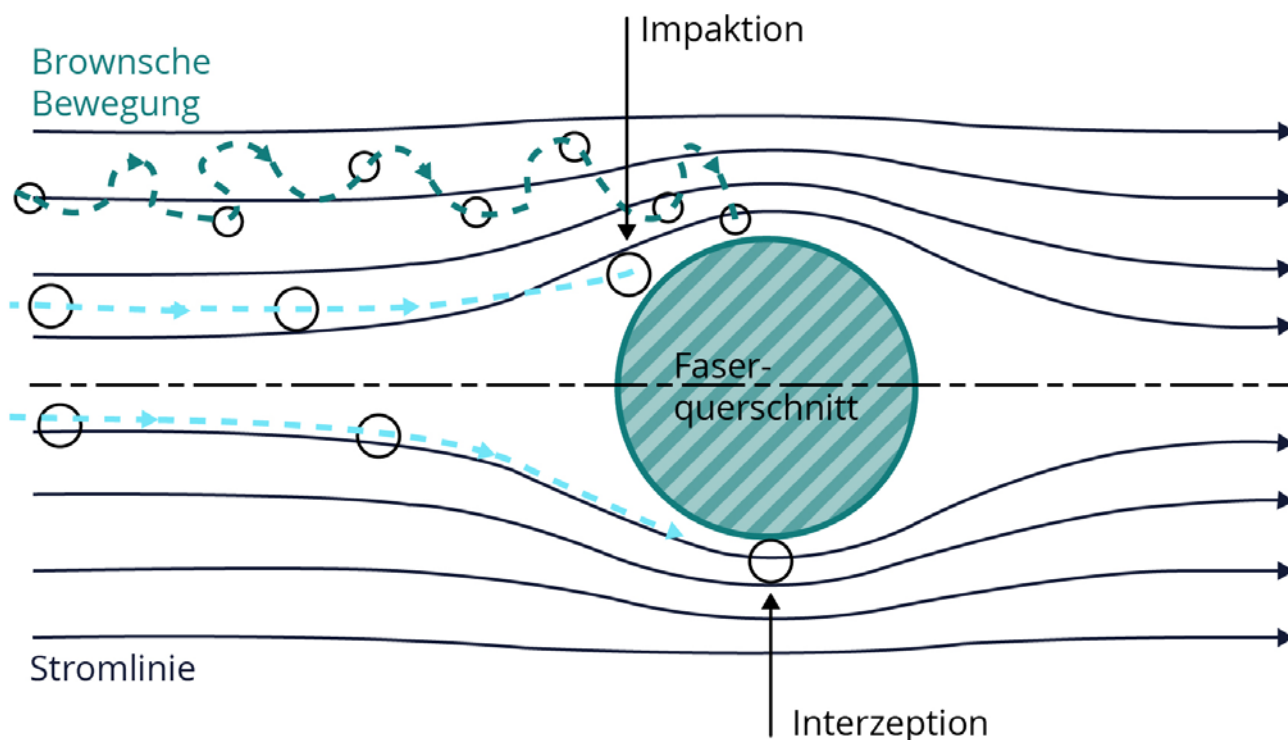


Abbildung 4: Abscheidemechanismen in einem Faserfilter (basierend auf [61])

Aus der Überlagerung dieser drei Abscheidemechanismen ergibt sich eine typische U-Förmige Abscheidkurve (s. Abbildung 5). Je nach Filter und Anströmgeschwindigkeit liegt das resultierende Minimum der Abscheideeffizienz (auch als *most penetrating particle size*, MPPS, bekannt) typischerweise zwischen $0,1\ \mu\text{m}$ und $0,3\ \mu\text{m}$. Im Umkehrschluss bedeutet das, dass Partikel aller anderen Größen, auch sehr kleine, noch effizienter abgeschieden werden. Bei herkömmlichen Raumluftfiltern liegt die minimale Effizienz je nach Filterklasse bei 30-90 %. Bei hocheffizienten HEPA (*High Efficiency Particulate Air*) Filtern gemäß EN 1822-1 bzw. ISO 29463 beträgt die minimale Filtereffizienz je nach Filterklasse mindestens 99,95 %. Diese normgerechten Angaben beziehen sich immer auf den Nennvolumenstrom⁴ der Fil-

ter. Wird ein Filter mit einem niedrigeren Volumenstrom betrieben, so werden große Partikel aufgrund nachlassender Impaktion mit geringerer, kleine Partikel hingegen mit höherer Effizienz abgeschieden, da ihnen mehr Zeit für die diffusive Abscheidung zur Verfügung steht. Das Abscheideminimum wandert daher zu größeren Partikeln. Bei Betrieb eines Filters mit höherem als dem Nennvolumenstrom ist es genau umgekehrt. Ganz allgemein gilt, dass zur Erlangung eines höheren Abscheidegrades ein dichteres, dickeres oder mehrlagiges Filtermedium benötigt wird. Hierdurch steigt aber auch der Strömungswiderstand (Druckverlust) des Filters [63] und damit z. B. im Falle von Atemschutzmasken der Atemwiderstand sowie beim Betrieb von Filtern für Luftreiniger oder Lüftungsanlagen der Energiebedarf.

⁴ Volumenstrom, für den dieser Filter ausgelegt ist. Dieser ist typischerweise im Datenblatt des Filters angegeben.

Eine Besonderheit stellen in diesem Zusammenhang sogenannte Elektretfilter dar.

Deren Fasern sind herstellungsbedingt elektrisch geladen [64, 65]. Ein Teil der luftgetragenen Partikel trägt eine natürliche elektrische Ladung [66] und lässt sich somit im Vergleich zur rein mechanischen Filtration mit erhöhter Effizienz aus der Luft entfernen. Aber auch ungeladene Partikel werden in dem resultierenden elektrischen Feld innerhalb des Filters polarisiert und damit ebenfalls vermehrt abgeschieden [64, 67]. Diese beiden elektrischen Effekte wirken sich unterschiedlich stark auf verschiedene Partikelgrößen aus, sodass die

Abscheidekurve eines Elektretfilters in der Regel mehrere lokale Minima aufweist [68, 69]. Da das Einbringen elektrisch geladener Fasern keinen merklichen Einfluss auf den Druckverlust hat, sind Elektretfilter insbesondere für Anwendungen von Interesse, in denen ein hoher Druckverlust vermieden werden soll, bei gleichzeitig hoher Abscheideeffizienz [70]. Sie kommen beispielsweise in Atemschutzmasken [71, 72] oder für Haushalts-Raumluftreinigern [73] zum Einsatz.

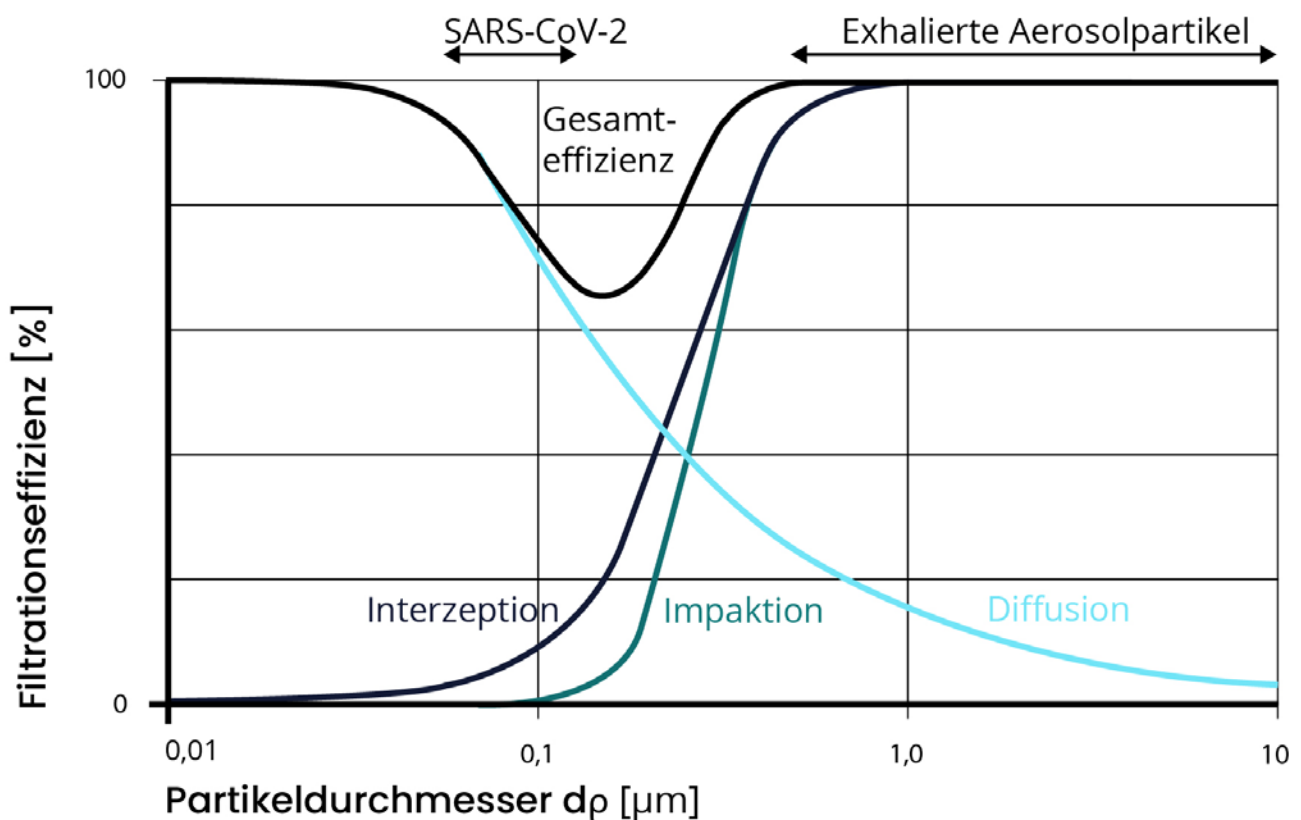


Abbildung 5: Filtrationseffizienz eines hocheffizienten Luftfilters in Abhängigkeit vom Partikeldurchmesser (basierend auf [60]); die Gesamteffizienz des Filters wird durch die Abscheidemechanismen Diffusion, Interzeption und Impaktion bestimmt; der Verlauf des Abscheidegrades von Filtern mit niedrigerer Effizienz ist ähnlich, liegt aber niedriger und erreicht ggf. nicht (nahezu) 100% für sehr kleine und sehr große Partikel

Während des Betriebs von Luftfiltern werden Partikel auf bzw. in dem Vlies abgeschieden, wodurch sich die freien porenartigen Luftvolumina verengen. Aufgrund des dichteren Filtermediums steigt somit mit zunehmender Betriebsdauer die Filtereffizienz, aber auch der Druckverlust [74] und damit der Energiebedarf bzw. der Atemwiderstand. Bei Elektretfiltern geht die Beladung des Filters zudem mit einer elektrischen Entladung des Filters einher [75, 76]. Der Einfluss nachlassender Ladung auf die Abscheideeffizienz ist dabei in der Regel stärker als die Zunahme der mechanischen Effizienz durch die Partikelabscheidung, sodass für Elektretfilter der Gesamtab-scheidegrad während des Betriebs sinkt [76]. Die Entladung der Filter wird zudem durch Luftfeuchtigkeit [77, 78] und insbesondere Lösungsmitteldämpfe [79, 80, 81] beschleunigt. Die Lager- und Einsatzdauer von Elektretfiltern ist somit stärker beschränkt als die nicht-geladener Filter. Eine mögliche Entladung während der Lagerung wird in der wissenschaftlichen Literatur allerdings als gering [82] bis vernachlässigbar [83] beschrieben. Derzeit existiert keine technische Lösung, um Elektretfilter nach dem Gebrauch wiederaufzuladen.

5.2 Effektivität von Luftreinigern

Luftreiniger sind mobile Geräte, die an beliebiger Stelle in einem Raum positioniert werden können. Sie verfügen über ein Gebläse, das die Raumluft ansaugt, diese durch Filter leitet und die gereinigte Luft wieder an den Raum abgibt. Somit haben sie bezüglich der Partikelkonzentration quasi den gleichen Effekt wie das Lüften mit sauberer Außenluft, indem sie die Partikelkonzentration im Zeitverlauf senken oder niedrig halten [84]. Luftreiniger sind in den letzten Jahren als Haushaltsgeräte

zunehmend populär geworden. Im Rahmen der COVID-19-Pandemie sind zudem größere, häufig als professionell bezeichnete Luftreiniger z. B. für Klassenräume oder industrielle Arbeitsplätze auf den Markt gekommen. Vorteile von Luftreinigern im Vergleich zum Lüften sind, dass dem Raum insbesondere in der kalten Jahreszeit keine Wärme entweicht und die Effektivität unabhängig von der Partikelkonzentration in der Außenluft ist. Aus diesem Grund werden Luftreiniger insbesondere für Räume, in denen regelmäßiges Lüften nicht möglich ist, als zusätzlicher Baustein zur Minimierung des Infektionsrisikos betrachtet [1]. Nachteile von Luftreinigern sind mögliche zusätzliche Anschaffungskosten, der Stromverbrauch und die Geräuschemissionen des Gebläses. Insbesondere die Geräuschemissionen können die Akzeptanz im Alltag dabei maßgeblich mindern [85]. Nachteilig ist zudem, dass lediglich eine Luftumwälzung und kein Luftaustausch erfolgt. Dies geschieht jedoch bei geschlossenen Fenstern ebenfalls nicht. Anders als beim Lüften und dem damit verbundenen Eintrag von Sauerstoff reichert sich die Konzentration des ausgeatmeten CO_2 im Raum daher an. Zudem kann - ebenso wie beim Lüften - eine direkte Tröpfcheninfektion zwischen zwei Personen bei zu geringem Abstand nicht verhindert werden.

Die meisten Luftreiniger verfügen über Vliesstofffilter zur Abscheidung von Partikeln [86]. Dabei handelt es sich bei Haushaltsgeräten häufig um Elektretfilter, um einen geringen Strömungswiderstand zu erreichen. Dies hat den Vorteil, dass bei gleichem Stromverbrauch aber niedriger Geräuscentwicklung mehr Luft umgewälzt werden kann. Jedoch sind regelmäßige Filterwechsel notwendig, da die anfängliche Effizienz durch Entladung der Filter stark abfallen kann [81]. Neuere „professionelle“ Luftreiniger verfügen hingegen häufig über hocheffiziente, aber ungeladene

Filter der HEPA-Klassen H13⁵ oder H14 mit entsprechend höherem Druckverlust. Viele Luftreiniger enthalten zusätzlich Aktivkohle, um auch gasförmige Schadstoffe und Gerüche abzuscheiden [87]. Die Aktivkohle hat jedoch keinen nennenswerten Einfluss auf die Partikelabscheidung. Teilweise werden zudem Zusatzfunktionen zur Inaktivierung von Mikroorganismen durch UV-Licht, Plasma oder Ozon angeboten. Dass die UV-Bestrahlung von Viren zu deren Inaktivierung führen kann, ist bereits seit Jahrzehnten bekannt [88] und wird in vielen Luftreinigern eingesetzt [89, 90]. Die Effizienz von UV-Bestrahlung zur Inaktivierung anderer Coronaviren konnte auch bereits nachgewiesen werden [91]. Allerdings wurden die in dem Übersichtsartikel von Heßling et al. [91] aufgeführten Studien nicht an luftgetragenen, sondern an auf Oberflächen deponierten Viren durchgeführt. Entscheidend für eine effiziente Inaktivierung ist die Strahlungsdosis. Heßling et al. vermuten, dass eine Dosis von 0,0037 J/cm² benötigt wird, um 90 % der Viren zu inaktivieren. Hamzavi et al. [92] berichten von einer benötigten Dosis von 1 J/cm², um 99,9 % der Viren auf Atemschutzmasken zu inaktivieren. Während sich mithilfe von UV-Bestrahlung auf Filtern abgeschiedene Viren also effizient inaktivieren lassen, ist derzeit unklar, ob sich die Erkenntnisse auf luftgetragene Viren übertragen lassen. Zudem birgt die Methode potenzielle Risiken: UV-Strahlen führen bei direkter Bestrahlung zu einer Schädigung der menschlichen Haut. Darüber hinaus kann die UV-Bestrahlung zur Bildung von Ozon in der Raumluft führen. Entsprechend sollten derartige Verfahren nicht angewendet werden, wenn sich Personen im Raum befinden, die gegenüber der UV-Strahlung bzw. dem Ozon expo-

niert werden könnten.

Es sollte stets kritisch geprüft werden, welchen Nachweis die Hersteller zur Wirksamkeit ihrer Luftreiniger erbringen. Gängige Prüfnormen für Luftreiniger wie die chinesische GB/T 18801:2015 oder die US-amerikanische ANSI/AHAM AC-1:2015 beinhalten nämlich keine genormten Prüfmethoden, um die Effektivität der UV-Bestrahlung oder des Einsatzes von Ozon oder eines Plasma zu überprüfen. Eine europäische Prüfnorm für Luftreiniger existiert derzeit nicht. Eine internationale IEC Norm, welche die nationalen Normen ablösen soll, ist aktuell in Vorbereitung.

Die Effektivität von Luftreinigern wird meist über die *Clean Air Delivery Rate* (CADR) bewertet, die standardisiert über Abklingraten in einer Prüfkammer bestimmt wird [93]. Die CADR gibt an, wieviel Kubikmeter gereinigte Luft der Luftreiniger pro Stunde zur Verfügung stellt und entspricht somit dem Produkt von Filtereffizienz und Volumenstrom, den das Gerät umwälzt. Insbesondere bei Haushaltsgeräten ist jedoch meist nur die CADR bei höchster Lüfterstufe angegeben, die aufgrund der Geräuschentwicklung allerdings meist gar nicht oder nur kurz zur Anwendung kommt. Die entsprechenden Angaben zu niedrigeren Lüfterstufen sind bei diesen Geräten häufig nicht verfügbar. Zusätzlich zur manuellen Einstellung der Lüfterstufe verfügen viele Haushaltsluftreiniger über Automatikmodi, welche den Volumenstrom eigenständig basierend auf vom Gerät durchgeführten Partikelkonzentrationsmessungen regeln. Da bei typischer Partikelbelastung in Innenräumen die virenhaltigen Partikel nur einen kleinen Anteil der gesamten Partikel ausmachen und die verbauten Sensoren nicht zwischen virenhaltigen und virenfreien Partikeln unterscheiden können, sollte beim Einsatz von Luftreinigern zur Vermeidung von Infektionen der

⁵ Die Filterbezeichnungen entstammen der europäischen Norm EN1822-1. Gemäß der internationalen Norm ISO 29463 werden E11 Filter als ISO 15 E, H13 als ISO 35 H und H14 als ISO 45 H bezeichnet

Automatikmodus nicht verwendet werden.

Entscheidend ist also nicht allein eine möglichst hohe Filtereffizienz, sondern stets die Kombination mit einem ausreichenden Luftumsatz. So kann beispielsweise mit einem H13-Filter mit 99,95 % Abscheideeffizienz die gleiche Reinigungsleistung (CADR) erzielt werden wie mit einem E11-Filter mit 95 % Abscheideeffizienz bei einem um etwa 5 % höheren Luftdurchsatz. Da der Druckverlust des H13-Filters jedoch typischerweise in etwa doppelt so hoch liegt wie für den E11-Filter [94], wird dafür etwa doppelt so viel elektrische Energie benötigt. Zudem ist der Aufbau des Luftreinigers mit einem H13-Filter aufwändiger und teurer. Bei Verwendung eines H14-Filters mit einer minimalen Effizienz von 99,995 % fällt diese Bilanz noch ungünstiger aus. Die Verwendung von H13- und H14-Filtern bringt somit technisch keine Vorteile und ist weder wirtschaftlich noch energetisch sinnvoll. Ebenso kann es kontraproduktiv sein, bereits vorhandene Luftreiniger mit hocheffizienten Filtern nachzurüsten, wenn nämlich die Reduktion des Volumenstroms durch den höheren Druckverlust den Zugewinn an Filtereffizienz übersteigt und die CADR letztlich sogar sinkt [95]. Somit geht der Einsatz von hocheffizienten Filtern in Luftreinigern häufig zu Lasten von Energieeffizienz und Geräuschemissionen oder zu Lasten der Effektivität und ist somit nicht generell zu empfehlen. Ausnahmen können ggf. Luftreiniger sein, die in der direkten Nähe einer (potenziell) infizierten Person Luft absaugen und die gereinigte Luft wieder in den Raum zurückgeben. Auch existieren neuere Entwicklungen hocheffizienter H13-Filter aus PTFE-Membranen, die einen deutlich verringerten Druckverlust gegenüber herkömmlichen Vliesstofffiltern aufweisen, sodass auch mit einem H13-Filter hohe Luftdurchsätze erreicht werden können.

Für den Betrieb von Luftreinigern sind prinzipiell zwei Szenarien vorstellbar: Sind während des Betriebs Personen im Raum (z.B. während des Schulunterrichts oder Besprechungen), unter denen sich eine infizierte Person befindet, die Viren bzw. virenhaltige Partikel exhaliert, stellt sich unter der Annahme einer homogenen Verteilung⁶ mit der Zeit eine Gleichgewichtskonzentration an Viren im Raum ein [96]. Diese liegt umso niedriger, je höher die CADR des Luftreinigers ist, kann allerdings niemals bei exakt null liegen. Werden die Viren im Raum gleichmäßig verteilt, so ist die resultierende Gleichgewichtskonzentration nur von der Menge der exhaliierten Viren (Quelle) und der pro Zeiteinheit entfernten Menge an Viren (Senke) abhängig. Letztere hängt nur von der CADR, nicht aber vom Raumvolumen ab. Kriegel et al. [97] errechneten, dass bei einer CADR von 750 m³/h das Infektionsrisiko pro Stunde Aufenthaltszeit in einem Raum mit einer infizierten Person auf 10 % reduziert werden kann. Das Infektionsrisiko wird also minimiert, aber andere Schutzmaßnahmen, wie das Lüften oder Tragen von Masken, dürfen keinesfalls vollständig vernachlässigt werden [98]. Zum anderen können Luftreiniger z. B. in Schulpausen oder zwischen Besprechungen ohne Belegung des Raumes eingesetzt werden, um eine vorhandene Ausgangskonzentration zu reduzieren. Dies geht umso schneller, je höher die Luftwechselrate⁷ ist. Diese ergibt sich als Quotient aus CADR und Raumvolumen. Die zuvor genannten Prüfnormen empfehlen etwa drei bis sechs Luftwechsel pro Stunde. Der höhere

⁶ Diese Annahme ist in der Realität nicht immer gegeben, da sich bei ungünstigen Strömungssituationen ggf. keine homogene Durchmischung in kurzer Zeit realisieren lässt.

⁷ Streng genommen ist der Begriff Luftwechselrate in diesem Zusammenhang nicht korrekt, da die Luft umgewälzt und nicht ausgetauscht wird. Trotzdem wird er zur Beschreibung dieses Sachverhalts üblicherweise verwendet.

Wert wird auch aktuell im Kontext der COVID-19-Pandemie empfohlen [99]. Für einen 2,5 m hohen Raum mit einer Fläche von 20 m² (50 m³ Raumvolumen) würde entsprechend ein Luftreiniger mit einer CADR von 300 m³/h benötigt. Noch höhere Luftwechselraten bewirken prinzipiell eine noch schnellere Abnahme der Partikelkonzentration, sind jedoch wiederum mit höherem Energieverbrauch und Geräuschemissionen verbunden. Hier gilt es also stets einen für den jeweiligen Anwendungsfall geeigneten Kompromiss zu finden.

Bei der Positionierung von Luftreinigern im Raum sollte beachtet werden, dass diese die Raumluft frei ansaugen und die gereinigte Luft wieder frei in den Raum zurückblasen können, da die gereinigte Luft sonst nicht gleichmäßig im Raum verteilt werden kann [100]. Luftreiniger sollten entsprechend nicht hinter Gegenständen oder Möbeln oder nicht unter Tischen positioniert werden. Das Absinken der Aerosolkonzentration mit der Zeit hängt stark von den aerodynamischen Strömungsverhältnissen im betrachteten Raum, der Position des aufgestellten Gerätes im Raum und dessen Volumenstrom ab. In sehr großen Räumen können zudem Strömungshindernisse an der Decke die gleichmäßige Verteilung der Luft negativ beeinflussen [99]. Alternativ zu einem einzelnen Gerät mit hoher CADR können auch mehrere Geräte mit geringerer CADR verwendet werden [96], wobei darauf geachtet werden sollte, dass ein Gerät nicht direkt die ausgeblasene gereinigte Luft eines anderen Geräts ansaugt. Die Verwendung mehrerer Luftreiniger kann auch dazu führen, dass die exhalierte Luft einzelner Personen direkter abgesaugt und eine Verteilung der Viren im Raum verringert wird.

5.3 Effektivität von Lüftungsanlagen

Im Gegensatz zu mobilen Luftreinigern sind Lüftungsanlagen fest in Gebäuden installierte Einrichtungen, um die Luftqualität in Innenräumen zu verbessern. Häufig werden diese auch als raumlufttechnische (RLT-) Anlagen bezeichnet. Je nach Ausführung können RLT-Anlagen als reine Frischluft- oder Umluftanlagen oder als Kombination daraus konzipiert sein. Im Falle einer reinen Umluftanlage ist für die Effektivität der Luftreinigung immer die Kombination aus Volumenstrom und verwendetem Filter relevant (wie beim Luftreiniger), wohingegen für reine Frischluftanlagen die Effizienz des Filters von größerer Bedeutung ist, da die Luft diesen nur einmal passiert und die gereinigte Luft dann die Innenraumluft verdrängt. Dies gilt jedoch nur für die allgemeinen Luftschadstoffe. Wird hingegen die Virenkonzentration in der Außenluft als vernachlässigbar angesehen, dann spielt die Auswahl des Filters für die Reduktion der Virenlast in einem Raum mit Frischluftanlage keine Rolle. Frischluftanlagen haben den Vorteil, dass im Innenraum emittierte Gase, wie z. B. ausgeatmetes Kohlendioxid, aus dem Raum entfernt werden. Allerdings sind reine Frischluftanlagen energetisch ungünstiger, da von außen angesaugte Luft auf die Innenraumbedingungen, z. B. in einem Wärmetauscher, temperiert werden muss [101].

In RLT-Anlagen verwendete Filter werden gemäß der internationalen Norm ISO 16890 geprüft und klassifiziert. Diese Klassifizierung in die Filtergruppen ISO ePM1, ISO ePM2,5 und ISO ePM10 sowie ISO Coarse zielt im Wesentlichen auf die Abscheideeffizienz für verschiedene Feinstaubfraktionen einer typischen städtischen oder ländlichen Außenluft ab. Als ePMx klassifizierte Filter müssen

für die jeweilige Feinstaubfraktion einen Mindestabscheidegrad von 50 % aufweisen. Der in Normtests bestimmte Abscheidegrad wird der jeweiligen Filterklasse hinzugefügt. Ein RLT-Filter der Klasse „ISO ePM_{2,5} 65 %“ scheidet entsprechend mindestens 65 % von PM_{2,5} ab. Da für RLT-Anlagen häufig Elektretfilter verwendet werden, bezieht sich die Angabe der Mindesteffizienz immer auf den Mittelwert des geladenen und ungeladenen Filters.

Häufig wird eine Kombination aus einem ISO Coarse und einem höher effizienten Filter verwendet, wobei der Grobstaubfilter dem Schutz des Feinfilters dient. Für die Versorgung von Räumen mit besonders hohen Ansprüchen an die Luftqualität, z. B. Reinräume oder OP-Säle, können anstelle der ISO ePM Filter auch EPA (E10 – E12), HEPA (H13 oder H14) oder ULPA (U15 - U17) Filter gemäß der Normen EN 1822-1 und ISO 29463 eingesetzt werden, deren Verwendung aber aufgrund des bei gleichem Luftdurchsatz höheren Strömungswiderstands immer mit einem erhöhten Energiebedarf einhergeht.

Im Rahmen der derzeitigen COVID-19-Pandemie kommt Lüftungsanlagen eine besondere Bedeutung zu. Es ist bereits seit einiger Zeit bekannt, dass es durch den Umluftbetrieb einer Lüftungsanlage bei nicht ausreichender Filterung zu einer Anreicherung von Pathogenen im Innenraum kommen kann [102]. Im Frühjahr 2020 hatte sich bei den Ausbrüchen von COVID-19-Erkrankungen in der westfälischen Fleischindustrie genau dieses Szenario gezeigt, da die Luft zur Kühlung im Umluftbetrieb ohne Filterung umgewälzt wurde [103]. Auch der Ausbruch in einem Restaurant in Guangzhou, China wird auf die Umwälzung der Luft durch eine Klimaanlage ohne Filterung zurückgeführt [104]. Ebenso wird vermutet, dass sich auf dem Kreuzfahrtschiff Diamond Princess das Coronavirus über die

Lüftungsanlage mit unzureichender Filterung verbreitet und zu hohen Infektionszahlen geführt hat, obwohl sich die Passagiere in ihren Kabinen in Quarantäne befanden [105].

Basierend auf diesen Erkenntnissen wird mittlerweile generell von der Verwendung des Umluftbetriebs abgeraten und stattdessen die Zufuhr von 100 % Frischluft mit möglichst hohem Volumenstrom und Wärmeaustausch empfohlen [1]. Die deutsche Bundesregierung hat dementsprechend am 20.10.2020 ein Förderprogramm gestartet, in dem insgesamt 500 Millionen Euro für die Um- und Aufrüstung raumlufttechnischer Anlagen in öffentlichen Gebäuden und Versammlungsstätten bereitgestellt werden [106]. Der Umbau von Umluft- in Zuluftanlagen wird hierin explizit erwünscht. Aus Sicht der GAeF sind diese Maßnahmen sinnvoll, jedoch sollte bei dem Betrieb der Anlagen und bei der Auswahl der Filter Augenmaß bewiesen werden. Die Einbringung von Viren oder anderen Pathogenen mit der Außenluft ist unwahrscheinlich, sodass die Verwendung von hocheffizienten, z. B. H13- oder H14-Filtern nicht notwendig ist und unter Gesichtspunkten der Energieeinsparung und des Klimaschutzes davon abgesehen werden sollte. Im Umluftbetrieb muss unterschieden werden, ob die Anlage einen einzelnen Raum oder mehrere Räume versorgt. Für einen einzelnen Raum ist die Verwendung eines hocheffizienten Filters nicht nötig (s. Argumentation bezüglich Luftreinigern in Kapitel 5.2). Versorgt die Anlage hingegen mehrere Räume, dann kann die Verwendung hocheffizienter Filter sinnvoll sein, um die mögliche Verbreitung von Viren aus einem Raum in weitere Räume zu verhindern. In Krankenhäusern gibt es beispielsweise zu meist eine zweistufige Filtration. In der ersten Stufe werden dort üblicherweise vor allem grobe Partikel abgeschieden. Für alle sensible Zonen wie beispielsweise Operationssäle und

Isolierzimmer gibt es dann eine zweite Stufe mit strengeren Anforderungen, bei denen Filter mit höherer Effizienz für kleinere Partikel zum Einsatz kommen.

Eine kürzlich vom Max-Planck-Institut für Chemie in Mainz entwickelte Abluftanlage für Klassenräume, die mit recht einfachen Mitteln selbst hergestellt werden kann, sieht die Absaugung der Luft über den Köpfen der Schüler vor, da die ausgeatmete Luft aufgrund von Thermik ohnehin nach oben steigt [107]. Eine vergleichbare Absaugung könnte auch bei herkömmlichen Lüftungsanlagen sinnvoll sein. Die Frischluftzufuhr erfolgt direkt mit Außenluft. Mit diesem Konzept wurden bei etwa zwei Luftwechseln pro Stunde sehr gute Werte für die Absaugung von eingebrachten Testpartikeln mit simulierter Wärmekonvektion am Ort der Erzeugung erreicht [78].

Generell gilt für Lüftungsanlagen, dass sie regelmäßig gewartet und Filter ausgetauscht werden müssen. Eine Kontrolle der Filter erfolgt in der Regel nur über den Druckverlust der Filter. Im Falle von Elektretfiltern ist jedoch der Druckverlust ggf. nicht das richtige Maß für einen Filterwechsel, sondern eher der Verlust der Filtereffizienz. Eine permanente Kontrolle der Filtereffizienz lässt sich ggf. über seit einigen Jahren verfügbare kostengünstige Staubsensoren [108] realisieren, ist aber derzeit nicht Stand der Technik. Insbesondere für große Lüftungsanlagen, die von vielen Menschen genutzte Räumlichkeiten wie Hotels, Messezentren oder Hörsäle versorgen ist eine solche Entwicklung wünschenswert.

6. Wirksamkeit von Masken

Das Bundesinstitut für Arzneimittel und Medizinprodukte (BfArM) unterteilt Masken prinzipiell in drei Kategorien [109]:



Partikelfiltrierende Halbmasken,
zu denen Atemschutzmasken der Schutzstufen FFP1, FFP2 und FFP3 zählen, aber auch denen äquivalente Halbmasken z.B. KN95 aus China und N95 aus den USA



Mund-Nasen-Bedeckungen,
zu denen sogenannte Alltags-, Stoff- oder Community-Masken zählen.



Medizinische Gesichtsmasken der Klassen Typ I, Typ II und Typ IIR,
Medizinische Gesichtsmasken der Klassen Typ I, Typ II und Typ IIR, hierzu zählen Mund-Nasenschutze und OP-Masken;

Die für partikelfiltrierende Halbmasken und medizinische Gesichtsmasken geltenden Normen sind in Tabelle 1 mit den wichtigsten Prüfbedingungen aufgeführt. Für Mund-Nasen-Bedeckungen (Community-Masken) existieren bislang keine Prüfnormen, sondern nur Vorschläge aus verschiedenen Normungsgremien. Eine Auswahl ist ebenfalls in Tabelle 1 aufgeführt.

Kategorie	Norm/Richtlinie	Klasse	min. Effizienz	max. Druckverlust Einatmen/Ausatmen	Prüfaerosole (Mediandurchmesser)	Gültigkeits- bereich	Anmerkungen
Partikelfiltrierende Halbmaske	EN149:2001- A1:2009 in Verbindung mit EN13274-7:2019	FFP1	80%	210 Pa, bei 95 l/min 300 Pa, bei 160 l/min	NaCl (0,08±0,02 µm) UND Paraffinöl (0,37±0,08 µm) bei 95 l/min	Europa	Test der gesamten Maske
		FFP2	94%	240 Pa, 95 l/min 300 Pa, bei 160 l/min			
		FFP3	99%	300 Pa, bei 95 l/min 300 Pa, bei 160 l/min			
	GB 2626-2006	KN95	95%	350 Pa, bei 85 l/min 250 Pa, bei 85 l/min	NaCl (0,075±0,02 µm) bei 85 l/min	China	
	42 CFR part 84	N95	95%	343,2 Pa, bei 85 l/min 245,2 Pa, bei 85 l/min	NaCl (0,075±0,02 µm) bei 85 l/min	USA	
Medizinische Gesichtsmaske	EN 14683	Typ I	95%	196 Pa, bei 27,2 cm/s	Bakterienbeladene Wassertropfen > 1 µm bei 28,3 l/min	Europa	Test des Filtermediums (49 cm² für Effizienz, 4,9 cm² für Druckverlust)
		Typ II	98%	196 Pa, bei 27,2 cm/s			
		Typ IIR	98%	294 Pa, bei 27,2 cm/s			
Mund-Nasen-Bedeckung	CWA 17553	level 90%	90%	240 Pa, bei 95 l/min 300 Pa, bei 160 l/min	3±0,5 µm	Europa	Testaufbauten gemäß geltender Normen, z. B. EN149 oder EN14683
		level 70%	70%				
	SNR 3000	level 70%	70% bei 1 µm	294 Pa bei 27,2 cm/s	1±0,1 µm, bei 8 cm/s	Schweiz	Schweizer Regel soll im Q1/2021 erscheinen
	UNI/PdR 90.1:2020	CFC-NR	80% im MPPS	210 Pa bei 95 l/min	DEHS, Größenbereich 0,3 - 10 µm (größenaufgelöste Messung)	Italien	nicht wiederverwendbar
		CFC-R					wiederverwendbar
		CFC-BIO					biologisch abbaubar

Tabelle 1: Übersicht über gängige Prüfnormen für unterschiedliche partikelfiltrierende Halbmasken und medizinische Gesichtsmasken, sowie Dokumente verschiedener Normungsgremien zur Prüfung von Mund-Nasen-Bedeckungen

Die Verwendung einer Mund-Nasen-Bedeckung wird derzeit in vielen Bereichen empfohlen und ist z. B. in den meisten europäischen Ländern bei Benutzung des öffentlichen Personenverkehrs und in vielen Ländern, z. B. in Deutschland und Österreich (mit Unterbrechungen) seit dem Frühjahr 2020 auch bei Betreten eines Geschäfts verpflichtend. Bei sachgemäßer und großflächiger Verwendung geeigneter Masken können sie effektiv die Verbreitung von Viren über die Luft eindämmen [110, 111, 112, 113]. In der Bevölkerung besteht dennoch ein großes Bedürfnis nach mehr Aufklärung, welcher Maskentyp wie gut vor der Übertragung des Virus

schützt. Gegenwärtig stehen der Bevölkerung die drei oben aufgeführten Maskentypen zum Schutz vor virenhaltigen Partikeln zur Verfügung. Die Partikelabscheidung in Masken ist dabei nur von der Partikelgröße abhängig (s. Abbildung 4), nicht aber davon, ob es sich um biologisch aktive oder inaktive Partikel handelt [114]. Hier gilt zu beachten, dass frisch ausgeatmetes Aerosol aufgrund der höheren Luftfeuchtigkeit u. U. eine andere Größenverteilung aufweist, als Umgebungsaerosol. Es ist folglich wichtig, nicht nur den Eigenschutz durch die einzelne Maske sondern auch den Fremdschutz zu betrachten.

Allgemein gilt, dass jede Maske besser als keine Maske ist, insbesondere hinsichtlich des Fremdschutzes, also des Schutzes der Mitmenschen [115]. Dabei ist zu berücksichtigen, dass die Masken zwar im Wesentlichen dazu dienen, potenziell virenbeladene Partikel beim Ausatmen zurückzuhalten. Sie bieten aber auch einen gewissen Selbstschutz beim Einatmen, auch wenn dieser in der Regel deutlich geringer ausfällt, da die flüssigen Partikel zwischen dem Aus- und Einatmen schrumpfen. Um einen weitgehenden Schutz beim Zusammentreffen mehrerer Personen zu gewährleisten, ist es von großer Bedeutung, dass alle eine möglichst effiziente Maske verwenden und sie richtig, d.h. möglichst dicht über Mund und Nase sitzend tragen. Abbildung 6 zeigt die Abscheideeffizienzen einer FFP2-, zweier medizinischer Typ II Masken und einiger Stoffmasken. Man erkennt, dass eine FFP2-Maske die höchste und die Stoffmasken die geringste Effizienz zeigen. Die beiden Typ II Masken verhalten sich für Partikel, die kleiner als $0,3\ \mu\text{m}$ sind, sehr unterschiedlich. Für mikrometergroße Partikel hingegen sind diese Masken sehr effizient. Viele Stoffmasken zeigen erst ab einer Partikelgröße von mehreren Mikrometern hohe Abscheidegrade.

Um sich selbst effektiv vor Viren zu schützen, muss die Maske indes zwingend feine Partikel gut filtern und darüber hinaus auch dicht sitzen. Gleichzeitig gilt, dass Masken keine Allheilmittel sind, sondern immer mindestens die AHA-Regeln zu befolgen sind, zu denen auch das Abstand halten und die üblichen Hygienemaßnahmen zählen. Ferner ist darauf zu achten, die Maske nach Möglichkeit auch beim Abnehmen nicht zu berühren, da sich sonst ggf. Viren an die Hände gelangen per Schmierinfektion weiterverbreitet werden.

Zusätzlich existieren Gesichtsvisiere (engl. *Face Shields*), die aber keinerlei Filterwirkung haben und nur Partikel ab einer Größe von mehreren Mikrometern, die z. B. beim Husten oder Niesen mit hoher Geschwindigkeit ausgestoßen werden, durch Impaktion abhalten. Kleinere Partikel werden hingegen nur unzulänglich oder gar nicht zurückgehalten [116]. Gesichtsvisiere dienen nur als Spuck- und Spritzschutz gegenüber großen Tröpfchen. Empfohlen werden diese Visiere daher nur als zusätzliche Maßnahme z. B. für medizinisches und Pflegepersonal, um die eigenen Augen vor ggf. infektiösen großen Tröpfchen zu schützen [117, 118]. Eine vergleichbare Wirkung könnte auch mit einer Schutzbrille erreicht werden.

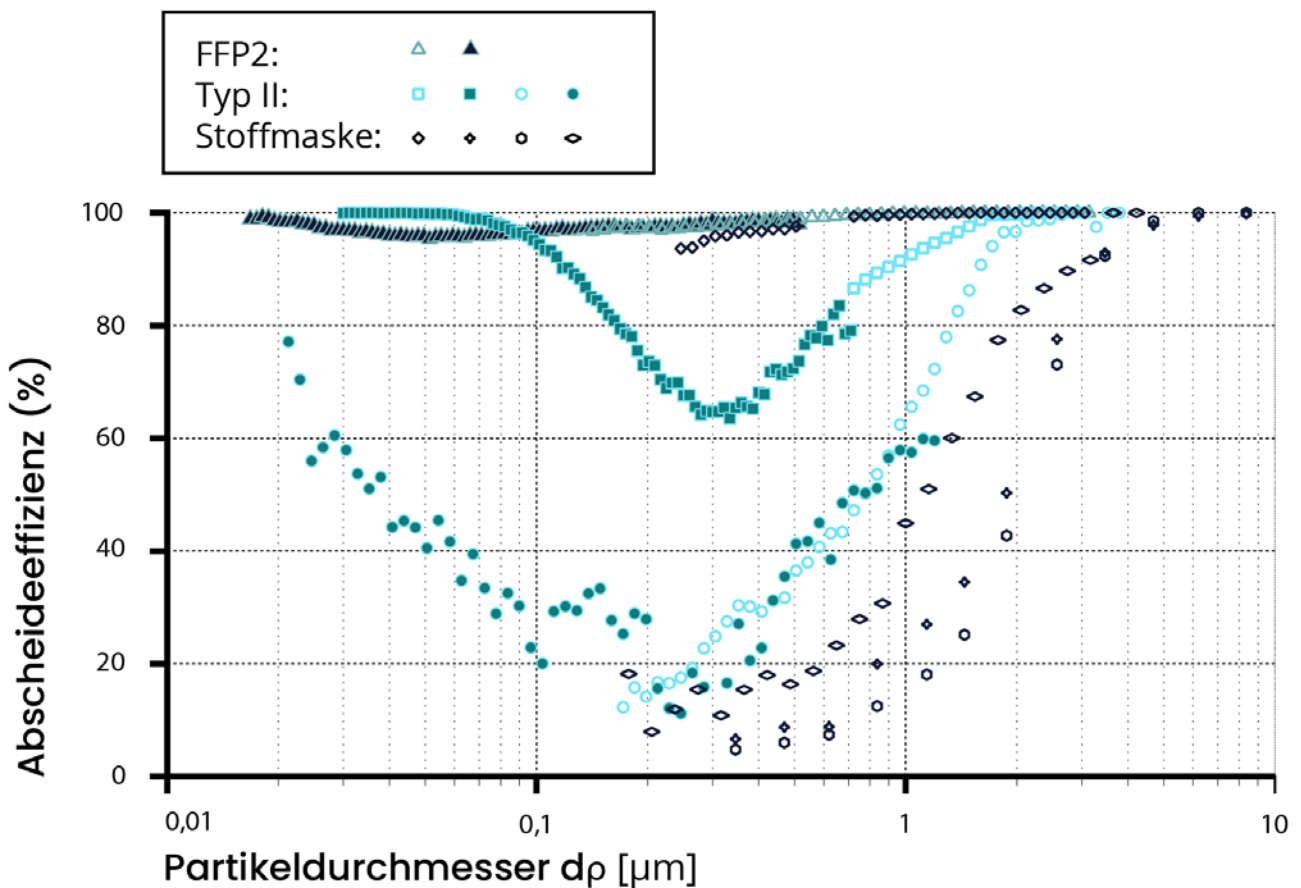


Abbildung 6: Abscheideeffizienz verschiedener Maskentypen in Abhängigkeit von der Partikelgröße, gemessen mit optischen Aerosolspektrometern, die Abscheidung sehr kleiner Partikel in FFP2 und Typ II Masken wurden zudem mittels elektrischer Mobilitätsanalyse bestimmt (gefüllte Symbole); Datenquellen: FFP2 – Prof. Dr. H.J. Schmid, Universität Paderborn, Typ II – Prof. Dr. E. Weingartner, FH Nordwestschweiz und Dr. C. Asbach, IUTA, Stoffmasken: Prof. Dr. P. Tronville und Dr. J. Marval, Politecnico di Torino, Prof. Dr. E. Weingartner, FH Nordwestschweiz und Dr. C. Asbach, IUTA

6.1 Partikelfiltrierende Halbmasken

Partikelfiltrierende Halbmasken kommen aus dem Bereich des Arbeitsschutzes und stehen z. B. dem medizinischen Personal für dessen Arbeit zur Verfügung. Sie dienen zum Selbstschutz vor der Inhalation schädlicher Partikel, wobei das je nach Schutzstufe von Grobstaub bis hin zu ultrafeinen Partikeln reicht [119]. Entsprechend zertifizierte Masken müssen

strenge Prüfnormen erfüllen, die unterschiedliche Prüfaerosole vorsehen (s. Tabelle 1). Viren wie SARS-CoV-2 schweben nicht als freie Partikel durch die Luft, sondern stets mit einer Hülle aus Lungenflüssigkeit, Speichel und/oder Schleim als exhalierter Tröpfchen [120]. Auch wenn diese Hülle über die Zeit durch Verdunstung schrumpft, kann das Virus sie nicht

ganz freilegen, auch nicht bei geringer relativer Luftfeuchtigkeit. Der Durchmesser dieser Tröpfchen ist also weit größer (s. Kapitel 4) als der Durchmesser des Virus und ebenfalls größer als der Mediandurchmesser des durch die Normen vorgeschriebenen Prüfaerosols. Daher ist davon auszugehen, dass die tatsächliche Filtrationseffizienz für diese Partikel sogar noch um einiges höher ist als die bei der MPPS der jeweils gültigen Norm.

Wichtig ist in jedem Fall, dass partikelfiltrierende Halbmasken über ein gültiges Zertifikat verfügen. Hersteller von FFP-Halbmasken müssen ihre Produkte gemäß der verbindlichen EN 149:2001+A1:2009 Norm testen lassen, bevor sie auf den europäischen Markt gebracht werden. Zum Nachweis der Konformität mit der Norm dürfen nur Prüfanlagen verwendet werden, die alle Anforderungen dieser Norm auch vollständig erfüllen. Das ist wichtig, da aufgrund der im Frühling 2020 aufgetretenen Maskenknappheit viele falsch deklarierte bzw. komplett gefälschte Produkte auf dem Markt existieren, die nicht den angegebenen Schutz bieten. Der Anwender erkennt eine geprüfte und zugelassene Maske am CE Zeichen, an der darauffolgenden vierstelligen *Notified Body Number* (NBnr) des Prüflabors und der Nennung der angewandten Norm, z. B. EN 149:2001 auf dem Produkt und der Verpackung. Eine Aufstellung falsch bezeichneter Masken wurde von der amerikanischen Seuchenschutzbehörde CDC auf deren Webseite veröffentlicht (<https://www.cdc.gov/niosh/npptl/usernotices/counterfeitResp.html>).

Selbst beste Atemschutzmasken mit hoher Abscheideeffizienz bieten aber nur dann einen guten Selbstschutz vor virenhaltigen Partikeln, wenn es einen nichtdurchlässigen Kontakt zwischen der Haut des sie Tragenden und der Maske gibt. Die Gesichter der Menschen

unterscheiden sich aber erheblich z. B. in ihrer Form, Größe und dem Nasentypen. Daraus folgt, dass nicht jede Atemschutzmaske auch bei jedem Menschen dicht sitzt und einen ausreichenden Schutz bietet [121]. Dazu kommt, dass es auch in jeder Schutzstufe viele Modelle mit ganz unterschiedlichen Schnitten, Formen und Größen gibt. Eine schlechte Passform und ein unzureichender Dichtsitz verringert den Schutz des Tragenden aber erheblich und kann der Auslöser sein, dass man trotz zertifizierter Maske mit hoher Abscheideeffizienz erkranken kann. Zur Überprüfung des Dichtsitzes der Masken gibt es mittlerweile den ISO-Standard 16975-3. In einigen Ländern wie Großbritannien oder den USA ist daher eine verpflichtende Dichtsitzprüfung für alle Arbeitnehmer vorgeschrieben, die eine Atemschutzmaske beruflich tragen müssen, z.B. im Krankenhaus oder in der Pflege. Nur eine Dichtsitzprüfung kann überprüfen, ob ein bestimmtes Modell und eine bestimmte Größe der Maske mit dem individuellen Gesicht des Trägers übereinstimmen und diese zum Eigenschutz tatsächlich verwendet werden kann. Hierzu werden speziell angepasste aerosolmesstechnische Verfahren eingesetzt. Voraussetzung für das Bestehen dieser Prüfung ist ein richtiges Anlegen der Maske, das richtige Andrücken der Nasenklammer und die passende Auswahl der Maskenform und Größe. Exemplarisch soll hier auf die nationale Vorschrift für die Dichtsitzprüfung für Atemschutzgeräte der britischen Aufsichtsbehörde HSE verwiesen werden, die in der Richtlinie INDG479 festgelegt ist [122]. Zur weitläufigen Implementierung wurde dort in Zusammenarbeit von Interessengruppen mit der HSE zudem das Akkreditierungsprogramm „Fit2Fit“ (<https://www.fit2fit.org>) als Nachweis der Kompetenz von Anbietern von Dichtsitzprüfungen entwickelt, das einen besonders hohen Sicherheitsstandard garantiert.

Einige Atemschutzmasken haben ein Ventil zum leichteren Ausatmen. Sie filtern die Luft beim Ausatmen nicht und tragen daher zur Virenverbreitung bei. Die Ventile sind zwar so gestaltet, dass die exhalierete Luft nach unten abgeleitet wird [123], allerdings können kleine Partikel dennoch z. B. durch turbulente Strömung oder die Brownsche Molekularbewegung über lange Zeit in der Luft verweilen. Masken mit Ausatemventil sind für den Fremdschutz ungeeignet und sollten daher im Rahmen der Pandemiebekämpfung nicht verwendet werden.

Zwar wird bei der üblichen Nutzung im Rahmen des Infektionsschutzes die maximale Staubspeicherkapazität der Masken typischerweise nicht erreicht. Dennoch ist, unabhängig von einer möglichen Kontamination der Maske, die Nutzungsdauer der Masken begrenzt, da diese in der Regel aus Elektretfiltermaterial hergestellt sind [75]. Entsprechend ist auf der Verpackung von Atemschutzmasken häufig auch ein Verfallsdatum für die maximale Lagerdauer angegeben. Beim Tragen reduziert sich die Filtereffizienz mit der Zeit, da das Filtermaterial z. B. durch die Feuchtigkeit der ausgeatmeten Luft, seine elektrische Ladung verliert. Gleichzeitig können diese Masken nicht wiederverwendet werden, da die hohe Effizienz der Maske bei gleichzeitig niedrigem Atemwiderstand nur durch das Elektretmaterial erreicht wird. Grinshpun et al. fanden zudem, dass die Filtereffizienz durch eine Sterilisation von Masken sowohl im Autoklaven als auch mit einer Ethanol-Lösung deutlich nachließ und zudem der Atemwiderstand stieg [124].

6.2 Medizinische Gesichtsmasken

Diese Einwegmasken kommen aus dem medizinischen Bereich und unterliegen dem Medizinproduktegesetz. Hygienemasken vom „Typ II“ oder „Typ IIR“ müssen gemäß EN 14683 eine bakterielle Mindestfilterwirkung von 98 % erzielen, eine vom „Typ I“ von 95 % (s. Tabelle 1). Da Bakterien gegenüber Viren vergleichsweise groß sind (mehrere Mikrometer im Durchmesser), ist bei den Hygienemasken die Filterleistung für feine Partikel, z. B. Viren, häufig geringer als bei Atemschutzmasken. Zudem schließen diese Masken nicht dicht am Gesicht ab, sodass beim Atmen Leckageströmungen entstehen, die nicht gefiltert werden. Die Auswirkung dieser Leckageströmungen ist bei den Abscheidekurven in Abbildung 6 nicht berücksichtigt, da diese Messungen mit dichten Filterhaltern durchgeführt wurden.

Werden durch Niesen oder Husten mikrometergroße virenhaltige Tröpfchen ausgestoßen, so halten Hygienemasken einen relativ großen Anteil dieser zurück, sodass ein entsprechender Fremdschutz gewährleistet wird. Sie tragen somit dazu bei, dass das Infektionsrisiko für Personen in der Umgebung sinkt. Milton et al. [42] untersuchten in einer Studie mit 37 mit Influenza infizierten Patienten, ob Atemmasken Partikel, die beim Husten entstehen, zurückhalten. Dies gelang für die grobe Aerosolpartikelfraktion (hier definiert als $>5 \mu\text{m}$) recht gut, denn nur bei 4 von 37 Patienten war noch Virusmaterial nachzuweisen, wenn die Patienten OP-Masken trugen. Für die feine Aerosolpartikelfraktion traf dies hingegen nicht zu. Bei 29 der 37 Patienten fand man auch mit Atemmaske noch Viren. Die exhalierete Virenmenge konnte durch das Tragen einer OP-Maske aber immerhin um 55 % reduziert werden. Darüber hinaus wird durch

das Tragen einer Maske insbesondere beim Husten oder Niesen der Luftstrom über eine größere Fläche verteilt und die Geschwindigkeit der exhaliierten Partikel und deren Reichweite verringert sich. Ein guter Sitz der Maske auf dem Gesicht, d.h. über Mund und Nase, ist dabei entscheidend.

6.3 Mund-Nasen-Bedeckungen

Mund-Nase-Bedeckungen sind Stoffmasken, die auch als Community- oder Alltagsmasken bezeichnet werden und bestehen aus einer oder mehreren Textillagen mit in der Regel nicht spezifizierten Filtereigenschaften. Die Masken können mehrfach verwendet werden und sind z.T. waschbar. Messungen der Filtrationseffizienz an verschiedenen kommerziell erhältlichen Stoffmasken zeigen ein uneinheitliches Bild: Nur wenige Produkte weisen eine vergleichbare oder höhere Effizienz auf als Hygienemasken, während andere Stoffmasken kleinere Partikel zwischen 0,1 und 0,5 μm in hohem Maße durchlassen [125, 126]. Erst bei sehr kleinen Partikeln ($< 0,1 \mu\text{m}$) wird die Filtereffizienz auch bei diesen Stoffen, aufgrund der Diffusionsabscheidung wieder besser (s. Kapitel 5.1). Drewnick et al. [126] untersuchten die Eignung unterschiedlicher Materialien, die sich im Haushalt finden lassen, als Filtermedien für Alltagsmasken. Von den untersuchten textilen Materialien zeigte Seide die niedrigste und 2-lagiger Trikotstoff die höchste Effizienz. Der zweilagige Trikotstoff erreichte bei einer Partikelgröße

von 1 μm eine Abscheideeffizienz von etwa 75 %. Die Autoren testeten auch das Material eines Staubsaugerbeutels, das die mit Abstand höchste Effizienz aufwies, im MPPS bei ca. 0,1 μm von $> 90 \%$.

Die Effizienz von Stoffmasken lässt sich vom Käufer in der Regel nicht beurteilen. Generell gilt aber, dass zwei- oder mehrlagige Masken eine höhere Partikelabscheidung zeigen als einlagige Masken, dichtere Stoffe besser Partikel abscheiden als losere Materialien, und vliesartige Stoffe ein besseres Abscheideverhalten zeigen als gewebte Stoffe. Da dünnere, lockere Materialien jedoch einen geringeren Atemwiderstand zeigen, können durch Erhöhung der Anzahl der Stofflagen die Unterschiede zwischen den Materialien zum großen Teil ausgeglichen werden, sodass Abscheidewerte von OP-Masken erreicht werden können [126, 25].

Derzeit existieren keine gültigen Normen, wie Stoffmasken zu testen und zu klassifizieren sind. In der Schweiz [127] und in Italien [128, 129] wurden allerdings Initiativen gestartet, mit denen dieser Missstand behoben werden soll. Die französische Normungsbehörde AFNOR empfiehlt zudem, Stoffmasken in Anlehnung an EN149 in Verbindung mit EN 13274-7:2019, d.h. vergleichbar zu FFP Masken zu testen [130]. Auf europäischer Ebene existiert der Konsens eines Workshops (CWA 17553) der europäischen Normungsbehörde CEN, wie Stoffmasken zu testen seien [131]. Die Kriterien dieser Vorgaben sind in Tabelle 1 aufgeführt.

7. Aktueller Forschungsbedarf

Aus Sicht der Gesellschaft für Aerosolforschung herrscht akuter Forschungsbedarf, um das Infektionsgeschehen über den Aerosolpfad einerseits besser zu verstehen und andererseits aus dem gesteigerten Verständnis verbesserte Maßnahmen zur Eindämmung der Pandemie und zum Schutz der Bevölkerung vor der Pandemie ergreifen zu können. Viele dieser Forschungsfelder erfordern ein konzertiertes Zusammenwirken der verschiedenen involvierten wissenschaftlichen Disziplinen.

Die drängendsten offenen Forschungsfragen sind aus Sicht der GAeF:

- Kooperationen zwischen den Aerosolforschungsbereichen und der medizinisch-epidemiologischen Forschung, sowie der Lüftungstechnik und der Strömungsmechanik sollten gefördert werden, um die Expertise aus allen Bereichen bestmöglich zu kombinieren.
- Im Zuge dieser Kooperationen ist neben der Bewältigung der Folgen der Pandemie die parallele Erforschung der Übertragungswege entscheidend, da nur in einer pandemischen Situation „in situ“ geforscht werden kann.
- Da die Partikelgrößenverteilung für nahezu alle Bereiche des Übertragungsgeschehens relevant ist, sollte diese durch geeignete Messmethoden besser erfasst werden und beeinflussende Parameter (z.B. relative Luftfeuchtigkeit und Temperatur der Umgebung) zwingend miterfasst werden. Diese Daten stellen eine wichtige Grundlage für die computergestützte

Modellierung des Infektionsgeschehens dar.

- Für die Forschung in der Zeit nach der Pandemie müssen geeignete Modellsysteme gefunden und die Übertragbarkeit von Ergebnissen mit verschiedenen Virenstämmen erforscht werden.
- Als Symptom und Spätfolge einer Covid-19 Erkrankung wird häufig von Atemwegsproblemen und reduziertem Lungenvolumen berichtet. Der Einfluss der Luftverschmutzung auf diese Symptome und den generellen Krankheitsverlauf muss näher erforscht werden.
- Gestützt werden sollte dies durch den Einsatz von theoretischen Simulationsmodellen und begleitenden Modellexperimenten zur Ausbreitung und Übertragung von aerosolgetragenen Viren und weiteren aerosolgetragenen Krankheitserregern zur Evaluation möglicher Schutz-, Hygiene-, Lüftungs- und Luftreinigungsmaßnahmen.
- Mehr Erkenntnisse über die „akute Phase“ mit der höchsten Aerosolproduktion sowie höchsten Virenproduktion würden helfen Quarantänemaßnahmen besser anzupassen.
- Die Dauer der Infektiosität aerosolgetragener Viren und weiteren aerosolgetragenen Krankheitserregern ist bisher nicht hinreichend erforscht. Hierzu ist vermutlich auch die Entwicklung neuer Methoden nötig, um insbesondere die Infektiosität im Vergleich zu anderen Übertragungswegen beurteilen zu können. Letzteres

schließt auch die Frage nach für Infektion minimal notwendigen Virendosen ein.

- Die Wirksamkeit von UV-Strahlung gegenüber luftgetragenen Viren ist bisher kaum erforscht. Insbesondere fehlen Informationen zur benötigten Exposition (Intensität \times Expositionszeit) zur Inaktivierung luftgetragener Viren. Dies ist insbesondere wichtig im Kontext von Luftreinigern oder Lüftungsanlagen ohne abscheidende Filter, wo in der Regel nur sehr kurze Verweilzeiten herrschen. Zudem existieren bisher keine Möglichkeiten, dies in realem Maßstab zu testen.
- Lüftungskonzepte, insbesondere für Schulen aber auch für andere öffentliche Gebäude und Versammlungsstätten müssen unter wissenschaftlichen Gesichtspunkten, auch im Hinblick auf andere über Aerosol übertragbare Krankheiten, evaluiert werden um volkswirtschaftlichen Schaden zu minimieren. Dabei gilt es auch Aspekte der Energieeffizienz und entsprechend des Klimaschutzes mit zu berücksichtigen.
- Mögliche Nebenprodukte von Luftreinigungssystemen wie Ozon oder flüchtige organische Verbindungen und ihre Wirkung auf die sekundäre Aerosolbildung in Innenräumen sollten sowohl experimentell in Laborstudien, als auch in realen Innenräumen untersucht werden.

- Die Luftqualität in Innenräumen im Allgemeinen ist neben der Außenluftqualitätsüberwachung ein wichtiges und zu stärkendes Forschungsfeld, da Menschen einen Großteil (in Europa typischerweise über 90 %) ihrer Zeit in Innenräumen verbringen.

- Systematische Untersuchungen zum Dichtsitz von Masken sämtlicher Maskentypen, insbesondere beim Ausatmen, und unter realistischen Bedingungen, fehlen bisher weitgehend.

Um diese und weitere Forschungsthemen zeitnah und möglichst umfassend bearbeiten zu können sollten die bereits unternommenen Anstrengungen ausgeweitet werden und kurzfristig Forschungsmittel zur Verfügung gestellt werden. Die Vergabe dieser Forschungsmittel sollte insbesondere auch an den interdisziplinären Fragestellungen ansetzen, mit dem Ziel einen kongruenten und fortlaufenden Maßnahmenkatalog für künftige Pandemie-Situationen entwickeln zu können. Gemessen an den globalen wirtschaftlichen Verlusten der derzeitigen Pandemie sollte deutlich werden, welchen Vorteil früh und breit angelegte wissenschaftliche Studien für die Zukunft bieten können.

8. Autoren und Unterzeichner

Dieses Positionspapier der Gesellschaft für Aerosolforschung wurde federführend von den folgenden Autoren verfasst:

Dr. Christof Asbach, Institut für Energie- und Umwelttechnik e. V. (IUTA), Duisburg, Deutschland; Präsident der GAeF · Prof. Dr. Andreas Held, Technische Universität Berlin, Deutschland; stellv. Präsident der GAeF · Prof. Dr. Astrid Kiendler-Scharr, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich GmbH, Jülich, Deutschland; ehemalige GAeF-Präsidentin · Dr. Gerhard Scheuch, GS-Bio-Inhalation GmbH, Gemünden, Deutschland · Prof. Dr. Hans-Joachim Schmid, Universität Paderborn, Deutschland · Dr. Sebastian Schmitt, TSI GmbH, Aachen; Kassenführer der GAeF · Dr. Stefan Schumacher, Institut für Energie- und Umwelttechnik e. V. (IUTA), Duisburg, Deutschland · Dr. Birgit Wehner, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland; Generalsekretärin der GAeF · Prof. Dr. Ernest Weingartner, Fachhochschule Nordwestschweiz, Windisch, Schweiz · Prof. Dr. Bernadett Weinzierl, Universität Wien, Österreich; ehemalige stellvertretende GAeF-Präsident

Das Papier wurde allen Mitgliedern der Gesellschaft für Aerosolforschung vor der Veröffentlichung zur Kenntnisnahme und Kommentierung auf Deutsch und Englisch zur Verfügung gestellt. Folgende Experten auf dem Gebiet der Aerosolforschung unterstützen dieses Papier. Mit * gekennzeichnete Personen haben durch Kommentierung und Ergänzung zum Papier beigetragen:

Prof. Dr. Urs Baltensperger, Paul Scherrer Institut, Villigen PSI, Schweiz · Dr. Sébastien Bau*, Institut national de recherche et de sécurité (INRS), Nancy, Frankreich · Dr. Paulus Bauer*, Universität Wien, Österreich · Daniel Becker*, Georg-August-Universität Göttingen, Göttingen, Deutschland · Klaus Beckert, ENVILYSE GmbH, Essen, Deutschland · Nicholas Beres, Universität Wien, Österreich · Dr. Bernd Benker*, CUTEC - Clausthaler Umwelttechnik Forschungszentrum, Clausthal-Zellerfeld, Deutschland · Oliver F. Bischof*, TSI GmbH, Aachen und IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Prof. Dr. Pratim Biswas, President of IARA, University of Miami, FL, USA · Dr.-habil. Andrei Bologa, Karlsruher Institut für Technologie, Eggenstein-Leopoldshafen, Deutschland · Dr. Harald Bresch*, Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung, Berlin, Deutschland · Dr. Ulrich Bundke, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Dr. Julia Burkart, Universität Wien, Österreich · Prof. Dr. Heinz Burtscher*, Fachhochschule Nordwestschweiz, Windisch, Schweiz · Dr. Ana Isabel Calvo Gordaliza, Universidad de León, Spanien · Prof. Dr. Jose L. Castillo*, UNED-Facultad de Ciencias, Madrid, Spanien · Prof. Dr. Daren Chen, Virginia Commonwealth University, Richmond, VA, USA · Gang Chen, Paul Scherrer Institut, Villigen PSI, Schweiz · Dr. Charles Clement*, University College London, UK · Dr. Martine Collaud Coen, Meteoswiss, Payerne, Schweiz · Dr. José Carlos Morán Cofre*, Normandie Université, UNIROUEN, INSA Rouen, CNRS, CORIA, Rouen, Frankreich · Dr. Guy Coulson, National Institute of Water and Atmospheric Research, Auckland, Neuseeland · Prof. Dr. Joachim Curtius*, Goethe-Universität Frankfurt am Main, Deutschland · Dr. Florian Dahlkötter, TSI GmbH, Aachen, Deutschland · Dr. Carmen Dameto, Universität Wien, Wien, Österreich · Prof. Dr. Knut Deppert,

Lund University, Lund, Schweden · Dr. Karoline Diehl, Johannes Gutenberg-Universität, Mainz, Deutschland · Prof. Dr. Mohamed Diouri*, Université Mohamed Premier, Oujda-Angad, Marokko · Dr. Florian Ditas, Hessisches Landesamt für Naturschutz, Umwelt und Geologie (HLNUG), Wiesbaden, Deutschland · Dr. Jeannine Ditas, Deutscher Wetterdienst, Offenbach, Deutschland · Prof. Dr. Achim Dittler*, Karlsruher Institut für Technologie, Karlsruhe, Deutschland · Maximilian Dollner*, Universität Wien, Wien, Österreich · Yannis Drossinos*, Joint Research Center, Europäische Kommission, Ispra, Italien · Prof. Dr. Derek Dunn-Rankin, University of California, Irvine, CA, USA · Prof. Dr. Uli Dusek, Energy and Sustainability Research Institute, Groningen, Niederlande · Sebastian Düsing, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland · Prof. Dr. Paulo Fialho, Institute for Volcanology and Risk Assessment, University of the Azores, Portugal · Prof. Dr. Heinz Fissan, Universität Duisburg-Essen, Duisburg, Deutschland · Prof. Dr. Mathias Forjan*, Fachhochschule Technikum Wien, Österreich · Prof. Dr. Roberto Fraile, Universidad de León, Spanien · Dr. Andrew Freedman, Aerodyne Research, Inc., Billerica MA, USA · Dr. Franz Friebe, Eidgenössische Technische Hochschule, Zürich, Schweiz · Pedro L. Garcia-Ybarra*, Universidad Nacional de Educacion a Distancia Senda del Rey 9, Madrid, Spanien · Dr. Josef Gasteiger*, Universität Wien, Österreich · Prof. Dr. Michael J. Gatari, University of Nairobi, Kenia · Dr. Georgios Gkatzelis, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Daniel Göhler*, TOPAS GmbH, Dresden, Deutschland · Dr. Dmitry Golentsov, GAeF Mitglied, Russland · Dr. Irena Grgić, National Institute of Chemistry, Ljubljana, Slowenien · Prof. Dr. Sergey A. Grinshpun*, University of Cincinnati, OH, USA · Dr. Stephan Grosse*, TOPAS GmbH, Dresden, Deutschland · Dr. Martin Gysel-Beer, Paul-Scherrer-Institut, Villigen PSI, Schweiz · Barbara Harm-Altstädter*, Technische Universität Braunschweig, Deutschland · Dr. Michael Heim, Mann + Hummel GmbH, Ludwigsburg, Deutschland · Dr. Silvia Henning, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland · Prof. Dr. Hartmut Herrmann, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland · Dr. Markus Hermann, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig · Dr. Lars Hillemann*, TOPAS GmbH, Dresden, Deutschland · Dr. Dieter Hochrainer, Pensionär (ehem. Generalsekretär der GAeF), Oberkirchen, Deutschland · Prof. Dr. Werner Hofmann, Universität Salzburg, Österreich · Prof. Dr. Helmuth Horvath*, Universität Wien, Österreich · Dr. Christoph Hüglin*, Eidgenössische Materialprüfungs- und Forschungsanstalt, Dübendorf, Schweiz · Tim Hülser, Institut für Energie- und Umwelttechnik e. V. (IUTA), Duisburg, Deutschland · Prof. Dr. Ruprecht Jaenicke*, Johannes Gutenberg-Universität, Mainz, Deutschland · Prof. Dr. Keld Alstrup Jensen*, National Research Center for the Working Environment (NRCWE), Kopenhagen, Dänemark · Dr. Gregor Jereb*, University of Ljubljana, Ljubljana, Slowenien · Prof. Dr. Jingkun Jiang, Tsinghua University, Peking, China · Prof. Dr. Markus Kalberer, Universität Basel, Basel, Schweiz · Erwin Karg*, Helmholtz Zentrum München, München, Deutschland · Prof. Dr. Konrad Kandler*, Technische Universität Darmstadt, Darmstadt, Deutschland · Dr. Matthias Karl, Helmholtz Zentrum Geesthacht – Zentrum für Material- und Küstenforschung, Geesthacht, Deutschland · Dr. Alejandro Keller, Fachhochschule Nordwestschweiz, Windisch, Schweiz · Prof. Dr. David B. Kittelson, University of Minnesota, Minneapolis, MN, USA · Dr. Wolfgang Koch*, Fraunhofer-Institut für Toxikologie und Experimentelle Medizin (ITEM), Hannover, Deutschland · Prof. Dr. Athanasios G. Konstandopoulos, Aristotle University and Centre for Research & Technology-Hellas, Thessaloniki, Griechenland · Dr. Martina Krämer*, IEK-7: Stratosphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Dr. Alois Krasenbrink, Joint Research Centre, Europäische Kommission, Ispra, Italien · Dr. Wolfgang G.

Kreyling*, Institut für Epidemiologie, Helmholtz-Zentrum München, Deutschland · Dr. Ana Kroflič*, Kemijski inštitut, Ljubljana, Slowenien · Prof. Dr. Markku Kulmala*, University of Helsinki, Finland · PD Dr. Andreas Kürten*, Goethe Universität Frankfurt am Main, Deutschland · Dr. Carsten Kykal*, TSI GmbH, Aachen, Deutschland · Peter Lauer*, MAN Energy Solutions SE, Augsburg, Deutschland · Prof. Dr. Chung-Te Lee, National Central University, Zhongli, Taoyuan, Taiwan · Dr. Martin Lehmann*, Mann + Hummel GmbH, Ludwigsburg, Deutschland · Dr.-Ing. Christian Lübbert*, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland · Dr. Janet Marie Macher, University of California, Berkeley, CA, USA · Prof. Dr. Lutz Mädler, Leibniz-Institut für Werkstofforientierte Technologien und Universität Bremen, Deutschland · Prof. Dr. Willy Maenhaut, Ghent University, Belgien · Nina Maherndl, Universität Wien, Österreich · Dr. Christoph Mahnke*, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Dr. Anne Maisser, The Cyprus Institute, Nicosia, Zypern · Dr. Alexander Mangold, Royal Meteorological Institute of Belgium, Brüssel, Belgien · Dr. Jesús Marval, Politecnico di Torino, Turin, Italien · Andreas Massling, Aarhus University, Roskilde, Dänemark · Dr. Roger O. McClellan, DVM, MMS, DSc(Honorary), Independent Advisor, Inhalation Toxicology and Human Risk Analysis, Albuquerque, NM, USA · Dr. Amewu A. Mensah, Umwelt- und Gesundheitsschutz, Fachbereich Luftqualität, Stadt Zürich, Schweiz · PD Dr. Thomas Mentel*, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Prof. Dr. Maria Messing*, Lund University, Lund, Schweden · Dr. Emilio Milla*, Madrid, Spanien · Dr. Rob L. Modini, Paul Scherrer Institut, Villigen PSI, Schweiz · Dr. Ali Mohamadi-Nasrabadi, Institut für Energie- und Umwelttechnik e. V. (IUTA), Duisburg, Deutschland · Prof. Dr. Claudia Mohr, Stockholm University & Bolin Centre for Climate Research, Stockholm, Schweden · Dr. Otmar Möhler, Karlsruher Institut für Technologie, Karlsruhe, Deutschland · Prof. Dr. Peter Molnár, Sahlgrenska University Hospital and University of Gothenburg, Göteborg, Schweden · Vaios Moschos, Paul Scherrer Institut, Villigen PSI, Schweiz · Erny Niederberger, Swisens AG, Horw, Schweiz · Prof. Dr. Reinhard Niessner, Technische Universität München, Deutschland · Richard Paštěka, Brno University of Technology, Brunn, Tschechische Republik · Dr. Hanns-Rudolph Paur*, Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Karlsruhe, Deutschland · Dr. Markus Pesch, Grimm Aerosol Technik Ainring GmbH & CO.KG, Ainring, Deutschland · Christian Peters*, TOPAS GmbH, Dresden, Deutschland · PD Dr. Andreas Petzold, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Prof. Dr. Wolfgang Peukert*, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland · Christian Pilz, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland · Dr. Calle Preger*, Lund University, Lund, Schweden · Pragati Rai, Paul Scherrer Institut, Villigen PSI, Schweiz · Dr. Jürgen Reith, TSI GmbH, Aachen, Deutschland · Prof. Dr. Francisco José Olmo Reyes, Universidad de Granada, Spanien · Dr. Andreas Rudolph*, TOPAS GmbH, Dresden, Deutschland · Prof. Dr. Imre Salma, Eötvös University, Budapest, Ungarn · Dr. Daniel Sauer, Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt e. V. (DLR), Oberpfaffenhofen, Deutschland · Dr. Mark Scerri, L-Università ta' Malta, Msida, Malta · Dr. Helmut Schaffernicht*, Overath, Deutschland · Prof. Dr.-Ing. Annette Schafmeister, Hochschule Biberach, Deutschland · Dr. Jürg Schlatter, Liebefeld, Schweiz · Prof. Dr. Julia Schmale*, École Polytechnique Fédérale de Lausanne, Schweiz · Dr. Otmar Schmid, Helmholtz Zentrum München, Neuherberg/München, Deutschland · Prof. Dr. Eberhard Schmidt, Bergische Universität Wuppertal, Deutschland · Prof. Dr. Andreas Schmidt-Ott*, Technische Universität Delft, Niederlande · Dr. Johannes Schneider*, Max Planck Institut für Chemie, Mainz, Deutschland · Manuel Schöberl, Universität Wien, Österreich · Dr. Christiane Schulz,

Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland und Max-Planck-Institut für Chemie, Mainz, Deutschland · Dr. Stephen E. Schwartz*, Brookhaven National Laboratory, Upton, NY, USA · Dr. Martin Seipenbusch, ParteQ GmbH, Malsch, Deutschland · Nikolina Leona Serdarević*, Technische Universität Berlin, Deutschland · Dr. Stefan Seeger*, Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung, Berlin, Deutschland · Prof. Dr. Michael Shapiro*, Technion – Israel Institute of Technology, Haifa, Israel · Dr. Pourya Shahpoury*, Environment and Climate Change Canada (ECCC), Toronto, Kanada · Timur Sograbi, Ural Federal University, Ekaterinburg, Russland · Prof. Dr. Georgios A. Sotiriou, Karolinska Institutet, Stockholm, Schweden · Jürgen Spielvogel, TSI GmbH, Aachen, Deutschland · Dr. Gerald Spindler, Leibniz-Institut für Troposphärenforschung (Tropos), Leipzig, Deutschland · Prof. Dr. Michael Stintz, Technische Universität Dresden, Dresden · Dr. Frank Stratmann, Institut für Troposphärenforschung, Leipzig, Deutschland · Prof. Dr. Wladyslaw W. Szymanski, Universität Wien, Österreich · Dr. Gerhard Steiner, Grimm Aerosol Technik Ainring GmbH & CO.KG, Ainring, Deutschland · Prof. Dr. Eduard Tamm, University of Tartu, Estland · Prof. Dr. Alexandra Teleki, Uppsala University, Uppsala, Schweden · Marilena Teri, Universität Wien, Österreich · Dr. Ana Maria Todea*, Institut für Energie- und Umwelttechnik e. V., Duisburg, Deutschland · Dr. Torsten Tritscher, TSI GmbH, Aachen, Deutschland · Una Trivanovic, Eidgenössische Technische Hochschule (ETH), Zürich, Schweiz · Prof. Dr. Paolo Tronville*, Politecnico di Torino, Turin, Italien · Dr. Janek Uin, Brookhaven National Laboratory, Upton, NY, USA · Dr. Marko Vana, University of Tartu, Estland · Prof. Dr. Reinhard Vehring, University of Alberta, Edmonton, Kanada · Dr. Silvia López Vidal, RAMEM SA, Madrid, Spanien · Prof. Dr. Yrjö Viisanen, Finnish Meteorological Institute, Helsinki, Finland · Dr. Bernhard Vogel, Karlsruher Institut für Technologie, Karlsruhe, Deutschland · Patrick Weber, IEK-8: Troposphäre, Forschungszentrum Jülich, Deutschland · Prof. Dr. Stephan Weinbruch, Technische Universität Darmstadt, Deutschland · Dr. Frederik Weis, Palas GmbH, Karlsruhe, Deutschland · Prof. Dr. Peter Wiesen*, Bergische Universität Wuppertal, Deutschland · Prof. Dr. Paul Winkler, Universität Wien, Österreich · Dr. Richard Winterhalter, Bayerisches Landesamt für Gesundheit und Lebensmittelsicherheit, München, Deutschland · Peter Wlasits, Universität Wien, Österreich · Dr. Sabine Wurzler*, Landesamt für Natur, Umwelt und Verbraucherschutz NRW (LANUV), Recklinghausen, Deutschland · Prof. Dr. Valery Zagaynov, National Research Nuclear University MEPhI, Moskau, Russland · Prof. Dr. Shamil Zaripov*, Kazan Federal University, Kazan, Russland · Prof. Dr. Thomas Zeuch*, Georg-August-Universität Göttingen, Göttingen, Deutschland · Prof. Dr. Paul Zieger*, Stockholm University, Stockholm, Schweden · Volker Ziegler*, Grimm Aerosol Technik Ainring GmbH & CO.KG, Ainring, Deutschland

9. Literaturverzeichnis

- [1] L. Morawska, J. Tang, W. Bahnfleth, P. Bluysen, A. Boerstra, G. Buonanno, J. Cao, S. Dancer, A. Floto, F. Franchimon, C. Haworth, J. Hogeling, C. Isaxon, J. Jimenez, J. Kurnitski, Y. Li, M. Loomans, G. Marks und L. e. a. Marr, „How can airborne transmission of COVID-19 indoors be minimised?“, *Environment International*, Bd. 142, p. 105832, 2020.
- [2] Y. Li, H. Qian, J. Hang, X. Chen, L. Hong, P. Liang, J. Li, S. Xiao, J. Wei, L. Liu und M. Kang, „Evidence for probable aerosol transmission of SARS-CoV-2 in a poorly ventilated restaurant“, *medRxiv* (pre-print), p. <https://doi.org/10.1101/2020.04.16.20067728> , 2020.
- [3] N. van Doremalen, D. Morris, M. Holbrook, A. Gamble, B. Williamson, A. Tamin, J. Harcourt, N. Thornburg, S. Gerber, J. Lloyd-Smith, E. de Wit und V. Munster, „Aerosol and surface stability of SARS-CoV-2 as compared with SARS-CoV-1“, *New England Journal of Medicine*, Bd. 382, pp. 1564-1567, 2020.
- [4] J. Seinfeld und S. Pandis, *Atmospheric Chemistry and Physics: From Air Pollution to Climate Change*, Bd. 3rd edition, Wiley, 2016, p. 1152.
- [5] V. McNeill, „Atmospheric Aerosols: Clouds, Chemistry, and Climate“, *Annual Review of Chemical and Biomolecular Engineering*, Bd. 8, pp. 427-444, 2017.
- [6] T. Hoffmann, C. Zetzsch und M. Rossi, „Chemie von Aerosolen“, *Chemie in unserer Zeit*, Bd. 41, pp. 232-246, 2007.
- [7] P. Bruckmann und T. Eikmann, „Feinstäube und menschliche Gesundheit“, *Chemie in unserer Zeit*, Bd. 41, pp. 248-253, 2007.
- [8] J. Schnelle-Kreis, M. Sklorz, H. Hermann und R. Zimmermann, „Atmosphärische Aerosole: Quellen, Vorkommen, Zusammensetzung“, *Chemie in unserer Zeit*, Bd. 41, pp. 220-230, 2007.
- [9] W. Hinds, *Aerosol Technology: Properties, Behavior, and Measurement of Airborne Particles*, New York: Wiley, 1999.
- [10] M. Kulmala, „How particles nucleate and grow“, *Science*, Bd. 302, pp. 1000-1001, 2003.
- [11] Y.-H. Jin, L. Cai, Z.-S. Cheng, H. Cheng, T. Deng, Y.-P. Fan, C. Fang, D. Huang, L.-Q. Huang, Q. Huang, Y. Han, B. Hu, F. Hu, B.-H. Li, Y.-R. Li, K. Liang, L.-K. Lin, L.-S. Luo, J. Ma, L.-L. Ma, Y.-Z. Peng, Y.-B. Pan und e. al., „A rapid advice guideline for the diagnosis and treatment of 2019 novel coronavirus (2019-nCoV) infected pneumonia (standard version)“, *Military Medical Research*, Nr. 7, p. 4, 2020.
- [12] J. Jiang, Y. Fu, L. Liu und M. Kulmala, „Transmission via aerosols: Plausible differences among emerging coronaviruses“, *Aerosol Science and Technology*, Bd. 54, pp. 865-868, 2020.
- [13] Y. Drossinos und N. Stilianakis, „What aerosol physics tells us about airborne pathogen transmission“, *Aerosol Science and Technology*, Bd. 54, pp. 639-643, 2020.
- [14] L. Bourouiba, „Turbulent Gas Clouds and Respiratory Pathogen Emissions - Potential Implications for Reducing Transmission of COVID-19“, *JAMA*, Bd. 323, pp. 1837-1838, 2020.
- [15] A. Einstein, „Über die von der molekularkinetischen Theorie der Wärme geforderte Bewegung von in ruhenden Flüssigkeiten suspendierten Teilchen“, *Annalen der Physik*, Bd. 322, pp. 549-560, 1905.
- [16] M. Smoluchowski, „Zur kinetischen Theorie der Brownschen Molekularbewegung und der Suspensionen“, *Annalen der Physik*, Bd. 326, pp. 756-780, 1906.

- [17] R. Brown, Air Filtration - An integrated approach to the theory and applications of fibrous filters, Exeter: Pergamon Press, 1993.
- [18] J. Heyder, J. Gebhart, G. Rudolf, C. Schiller und W. Stahlhofen, „Deposition of particles in the human respiratory tract in the size range 0.005-15 μm ,“ Journal of Aerosol Science, Bd. 17, pp. 811-825, 1986.
- [19] V. Vuorinen, M. Aarnio, M. Alava, V. Alopaeus, N. Atanasova, M. Auvinen, B. H. Balasubramanian, E. P., R. Grande, N. Hayward, A. Hellsten, S. Hostikka, J. Hokkanen, O. Kaario, A. Karvinen, I. Kivistö, M. Korhonen und e. al., „Modelling aerosol transport and virus exposure with numerical simulations in relation to SARS-CoV-2 transmission by inhalation indoors,“ Safety Science, Bd. 130, p. 104866, 2020.
- [20] A. Ahlawat, A. Wiedensohler und S. Mishra, „An overview on the role of relative humidity in airborne transmission of SARS-CoV-2 in indoor environments,“ Aerosol and Air Quality Research, Bd. 20, pp. 1856-1861, 2020.
- [21] K. Lin und L. Marr, „Humidity-dependent decay of viruses, but not bacteria, in aerosols and droplets follows disinfection kinetics,“ Environmental Science and Technology, Bd. 54, pp. 1024-1032, 2020.
- [22] W. Wells, „On Air-borne Infection. Study II. Droplets and Droplet Nuclei,“ American Journal of Hygiene, Bd. 20, pp. 611-618, 1934.
- [23] D. Parienta, L. Morawska, G. Johnson, Z. Ristovski, M. Hargreaves, K. Mengersen, S. Corbett, C. Chao, Y. Li und D. Katoshevski, „Theoretical analysis of the motion and evaporation of exhaled respiratory droplets of mixed composition,“ Journal of Aerosol Science, Bd. 42, pp. 1-10, 2011.
- [24] D. Kincaid und T. Longley, „A water droplet evaporation and temperature model,“ Transactions of the ASAE, Bd. 32, pp. 457-463, 1989.
- [25] F. e. a. Drewnick, „Abscheideeffizienz von Mund-Nasen-Schutz Masken, selbstgenähten Gesichtsmasken, potentiellen Maskenmaterialien sowie „Community Masken“,“ 20 05 2020. [Online]. Available: https://www.mpic.de/4670174/filtermasken_zusammenfassung.pdf. [Zugriff am 25 11 2020].
- [26] J. Gebhart, J. Anselm, J. Heyder und W. Stahlhofen, „The Human Lung as Aerosol Generator,“ Journal of Aerosols in Medicine, Bd. 1, pp. 196-197, 1988.
- [27] G. Johnson und L. Morawska, „The mechanism of breath aerosol formation,“ Journal of Aerosol Medicine and Pulmonary Drug Delivery, Bd. 22, pp. 229-237, 2009.
- [28] B. Bake, E. Ljungström, A. Claesson, H. Carlsen, H. M. und A. Olin, „Exhaled Particles after a Standardized Breathing Maneuver,“ Journal of Aerosol Medicine and Pulmonary Drug Delivery, Bd. 30, pp. 267-273, 2017.
- [29] B. Bake, P. Larsson, G. Ljungkvist, E. Ljungström und A. Olin, „Exhaled particles and small airways,“ Respiratory Research, Bd. 20, pp. 1-14, 2019.
- [30] P. Larsson, E. Mirgorodskaya, L. Samuelsson, B. Bake, A. Almstrand, A. Bredberg und A. Olin, „Surfactant protein A and albumin in particles in exhaled air,“ Respiratory Medicine, Bd. 106, pp. 197-204, 2012.
- [31] S. Kokelj, J. Kim, M. Andersson, E. G. B. Bake und A. Olin, „Intra-individual variation of particles in exhaled air and of the contents of Surfactant protein A and albumin,“ PLoS One, Bd. 15, p. e0227980, 2020.
- [32] K. Haslbeck, K. Schwarz, J. Hohlfeld, J. Seume und W. Koch, „Submicron droplet formation in the human lung,“ Journal of Aerosol Science, Bd. 41, pp. 429-438, 2010.

- [33] K. Schwarz, H. Biller, H. Windt, W. Koch und J. Hohlfeld, „Characterization of exhaled particles from the healthy human lung - A systematic analysis in relation to pulmonary function variables,” *Journal of Aerosol Medicine and Pulmonary Drug Delivery*, Bd. 23, pp. 371-379, 2010.
- [34] K. Schwarz, H. Biller, H. Windt, W. Koch und J. Hohlfeld, „Characterization of exhaled particles from the human lungs in airway obstruction,” *Journal of Aerosol Medicine and Pulmonary Drug Delivery*, Bd. 28, pp. 52-58, 2015.
- [35] G. Scheuch, „Breathing is enough: For the spread of influenza virus and SARS-CoV-2 by breathing only,” *Journal of Aerosol Medicine and Pulmonary Drug Delivery*, Bd. 33, pp. 230-234, 2020.
- [36] J. Ma, X. Qi, H. Chen, X. Li, Z. Zhang, H. Wang, L. Sun, L. Zhang, J. Guo, L. Morawska, G. S., P. Biswas, R. Flagan und M. Yao, „COVID-19 patients in earlier stages exhaled millions of SARS-CoV-2 per hour,” *Clinical Infectious Diseases*, p. <https://doi.org/10.1093/cid/ciaa1283>, 2020.
- [37] F. Gregson, N. Watson, C. Orton, A. Haddrell, L. McCarthy, T. Finnie, N. Gent, G. Donaldson, P. Shah, J. Calder und e. al., „Comparing the Respirable Aerosol Concentrations and Particle Size Distributions Generated by Singing, Speaking and Breathing,” *ChemRxiv* (preprint), p. https://chemrxiv.org/articles/preprint/Comparing_the_Respirable_Aerosol_Concentrations_and_Particle_Size_Distributions_Generated_by_Singing_Speaking_and_Breathing/12789221/1, 2020.
- [38] D. Mürbe, M. Fleischer, J. Lange, H. Rotheudt und M. Kriegel, „Aerosol emission is increased in professional singing,” (Preprint), pp. <https://depositonce.tu-berlin.de/handle/11303/11490>, 2020.
- [39] C. Stadnytskyi, C. Bax, A. Bax und P. Anfinrud, „The airborne lifetime of small speech droplets and their potential importance in SARS-CoV-2 transmission,” *PNAS*, Bd. 117, pp. 11875-11877, 2020.
- [40] S. Asadi, A. Wexler, C. C. S. Barreda, N. Bouvier und W. Ristenpart, „Aerosol emission and super-emission during human speech increase with voice loudness,” *Scientific Reports*, Bd. 9, pp. 1-10, 2019.
- [41] P. Fabian, J. McDevitt, W. DeHaan, R. Fung, B. Cowling, K. Chan, G. Leung und D. Milton, „Influenza virus in human exhaled breath: An observational study,” *PLoS One*, Bd. 3, p. e2691, 2008.
- [42] D. Milton, M. Fabian, B. Cowling, G. M. und J. McDevitt, „Influenza Virus Aerosols in Human Exhaled Breath: Particle Size, Culturability, and Effect of Surgical Masks,” *PLoS Pathology*, Bd. 9, p. e1003205, 2013.
- [43] W. Lindsley, B. F. und D. e. a. Beezhold, „Viable influenza A virus in airborne particles expelled during coughs versus exhalations,” *Influenza and Other Respiratory Viruses*, Bd. 10, pp. 404-413, 2016.
- [44] P. Fabian, J. McDevitt, W. Lee, E. Houseman und D. Milton, „An optimized method to detect influenza virus and human rhinovirus from exhaled breath and the airborne environment,” *Journal of Environmental Monitoring*, Bd. 11, pp. 314-317, 2009.
- [45] B. Wang, A. Zhang, J. Sun, H. Liu, J. Hu und L. Xu, „Study of SARS transmission via liquid droplets in air,” *Journal of Biomedical Engineering*, Bd. 127, pp. 32-38, 2005.
- [46] J. Gralton, E. Tovey, M. Mclaws und W. Rawlinson, „Respiratory virus RNA is detectable in airborne and droplet particles,” *Journal of Medical Virology*, Bd. 85, pp. 2151-2159, 2013.
- [47] A. Mitchell, B. Mourad, E. Tovey, L. Buddle, M. Peters, L. Morgan und B. Oliver, „Spirometry filters can be used to detect exhaled respiratory viruses,” *Journal of Breath Research*, Bd. 10, p. 046002, 2016.
- [48] L. Yip, M. Finn, A. Granados, K. Prost, A. McGeer, J. Gubbay, J. Scott und S. Mubareka, „Influenza virus RNA recovered from droplets and droplet nuclei emitted by adults in an acute care setting,” *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, Bd. 16, pp. 341-348, 2019.

- [49] E. Shiu, W. Huang und D. Ye, „Frequent recovery of influenza A but not influenza B virus RNA in aerosols in pediatric patient rooms,” *Indoor Air*, Bd. 30, pp. 805-815, 2020.
- [50] L. Morawska und J. Cao, „Airborne transmission of SARS-CoV-2: The world should face the reality,” *Environment International*, Bd. 139, p. 105730, 2020.
- [51] S. Smither, L. Eastough, J. Findlay und M. Lever, „Experimental aerosol survival of SARS-CoV-2 in artificial saliva and tissue culture media at medium and high humidity,” *EMerging Microbes & Infections*, Bd. 9, pp. 1415-1417, 2020.
- [52] A. Brlek, Š. V. S. Vidovič, K. Turk und Z. Simonović, „Possible indirect transmission of COVID-19 at squash court, Slovenia, March 2020: case report,” *Epidemiology and Infection*, Bd. 148, pp. 1-3, 2020.
- [53] A. Fears, W. Klimstra, P. Duprex, A. Hartman, S. Weaver, K. Plante, D. Mirchandani, J. Plante, P. Aguilar, D. Fernández, A. Nalca und e. al., „Persistence of Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2 in Aerosol Suspensions,” *Emerging Infectious Diseases*, Bd. 26, pp. 2168-2171, 2020.
- [54] J. Lednicky, M. Lauzardo, Z. Fan, A. Jutla, T. Tilly, M. Gangwar, M. Usmani, S. Shankar, K. Mohamed, A. Eiguren-Fernandez, C. Stephenson, M. Alam, M. Elbadry, J. Loeb, K. Subramaniam, T. Waltzek, K. Cherabuddi und e. al., „Viable SARS-CoV-2 in the air of a hospital room with COVID-19 patients,” *medRxiv* (preprint), p. <https://doi.org/10.1101/2020.08.03.20167395>, 2020.
- [55] L. Zhou, M. Yao, X. Zhang, B. Hu, X. Li, H. Chen, L. Zhang, Y. Liu, M. Du, B. Sun, Y. Jiang, K. Zhou, J. Hong, N. Yu, Z. Ding, Y. Xu, M. Hu, L. Morawska, S. Grinshpun, P. Biswas, R. Flagan, B. Zhu, W. Liu und Y. Zhang, „Breath- air- and surface-borne SARS-CoV-2 in hospitals,” *Journal of Aerosol Science*, p. in press (<https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2020.105693>), 2020.
- [56] H. Qian, T. Miao, L. Liu, X. Zheng, D. Luo und Y. Li, „Indoor transmission of SARS-CoV-2,” *medRxiv* (preprint), p. <https://doi.org/10.1101/2020.04.04.20053058>, 2020.
- [57] S. Das, J.-e. Alam, S. Plumari und V. Greco, „Transmission of airborne virus through sneezed and coughed droplets,” *AIP Physics of Fluids*, Bd. 32, p. 097102, 2020.
- [58] Kommission Innenraumhygiene des UBA, „Richtiges Lüften reduziert Risiko der SARS-CoV-2-Infektion,” Umweltbundesamt, 13.08.2020. [Online]. Available: <https://www.umweltbundesamt.de/presse/pressemitteilungen/richtiges-lueften-reduziert-risiko-der-sars-cov-2>. [Zugriff am 02.12.2020].
- [59] Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung, „Kits richtig Lüften mit Hilfe der CO2-App,” Deutsche Gesetzliche Unfallversicherung (DGUV), 30.09.2020. [Online]. Available: https://www.dguv.de/de/mediencenter/pm/pressearchiv/2020/quartal_3/details_3_406030.jsp. [Zugriff am 02.12.2020].
- [60] A. Todea, F. Schmidt, T. Schuldt und C. Asbach, „Development of a method to determine the fractional deposition efficiency of full scale HVAC and HEPA filter cassettes for nanoparticles >3.5 nm,” *Atmosphere*, Bd. 11, p. 1191, 2020.
- [61] C. Wang und Y. Otani, „Removal of nanoparticles from gas streams by fibrous filters: A review,” *Industrial & Engineering Chemistry Research*, Bd. 52, pp. 5-17, 2013.
- [62] J. Israelachvili, *Intermolecular and Surface Forces* (3rd edition), Amsterdam: Elsevier, 2011.
- [63] X. Wang, K. Kim, C. Lee und J. Kim, „Prediction of air filter efficiency and pressure drop in air filtration media using a stochastic simulation,” *Fibers and Polymers*, Bd. 9, pp. 34-38, 2008.
- [64] S.-C. Wang, „Electrostatic forces in fibrous filters - a review,” *Powder Technology*, Bd. 118, pp. 166-170, 2001.
- [65] R. Thakur, D. Da und A. Das, „Electret Air Filters,” *Separation & Purification Reviews*, Bd. 42, pp. 87-129, 2013.

- [66] N. A. Fuchs, „On the stationary charge distribution on aerosol particles in a bipolar ionic atmosphere,” *Pure and Applied Geophysics*, Bd. 56, pp. 185-193, 1963.
- [67] F. Romy, B. Liu und S. Chae, „Experimental study of electrostatic capture mechanisms in commercial electret filters,” *Aerosol Science & Technology*, Bd. 28, pp. 224-234, 1998.
- [68] R. Lathrache und H. Fissan, „Fractional penetrations for electrostatically charged fibrous filters in the submicron particle size range,” *Particle Characterization*, Bd. 3, pp. 74-80, 1986.
- [69] M. Kerner, K. Schmidt, S. Schumacher, V. Puderbach, C. Asbach und S. Antonyuk, „Evaluation of electrostatic properties of electret filters for aerosol deposition,” *Separation and Purification Technology*, Bd. 239, p. 116548, 2020.
- [70] J. Van Turnhout, W. Hoeneveld, J. Adamse und L. Van Rossen, „Electret filters for high-efficiency and high-flow air cleaning,” *IEEE Transactions on Industry Applications*, Bd. IA 17, pp. 240-248, 1981.
- [71] L. Janssen und J. Bidwell, „Performance of four class 95 electret filters against diesel particulate matter,” *Journal of the International Society for Respiratory Protection*, Bd. 23, pp. 21-29, 2006.
- [72] G. Bostock, „Electret filter for respiratory protection,” in *Electret Filters, Production and Properties, Proceedings of the International Workshop on Electret Filters, Production and Properties*, Warsaw, Poland, January 29 and 30, 1999, 1999, pp. 59-68.
- [73] S. Schumacher, D. Spiegelhoff, U. Schneiderwind, H. Finger und C. Asbach, „Performance of new and artificially aged electret filters in indoor air cleaners,” *Chemical Engineering & Technology*, Bd. 41, pp. 27-34, 2018.
- [74] D. Bémer und S. Calleé, „Evolution of the efficiency and pressure drop of a filter media with loading,” *Aerosol Science and Technology*, Bd. 33, pp. 427-439, 2000.
- [75] L. Janssen, J. Bidwell, H. Mullins und T. Nelson, „Efficiency of degraded electret filters: Part I - Laboratory testing against NaCl and DOP before and after exposure to workplace aerosols,” *Journal of the International Society for Respiratory Protection*, Bd. 20, pp. 71-80, 2003.
- [76] M. Lehtimäki und K. Heinonen, „Reliability of Electret Filters,” *Building and Environment*, Bd. 29, pp. 353-355, 1994.
- [77] A. Viraneva, T. Yovcheva, E. Gencheva und G. Mekishev, „Low pressure and humidity influences on the electret surface potential decay,” *Journal of Physics: Conference Series*, Bd. 253, p. 012069, 2010.
- [78] E. Motyl und B. Łowkis, „Effect of air humidity on charge decay and lifetime of PP electret nonwovens,” *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, Bd. 14, pp. 39-42, 2006.
- [79] H.-J. Choi, E.-S. Park, J.-U. Kim, S.-H. Kim und M.-H. Lee, „Experimental study on charge decay of electret filter due to organic solvent exposure,” *Aerosol Science & Technology*, Bd. 49, pp. 977-983, 2015.
- [80] J. Kim, J. Hinestroza, W. Jasper und R. Barker, „Effect of solvent exposure on the filtration performance of electrically charged polypropylene filter media,” *Textile Research Journal*, Bd. 79, pp. 343-350, 2009.
- [81] S. Schumacher, R. Jasti und C. Asbach, „Einfluss von Entladungsmethode und Aerosolmaterial auf die Abscheideeffizienz von Elektretfiltern,” *Gefahrstoffe - Reinhaltung der Luft*, Bd. 78, pp. 316-322, 2018.
- [82] T. Lin, C. Tseng, Y. Huang, H. Lin, C. Lai und S. Lee, „Effectiveness of N95 facepiece respirators in filtering aerosol following storage and sterilization,” *Aerosol and Air Quality Research*, Bd. 20, pp. 833-843, 2020.

- [83] D. Viscusi, M. Bergmann, E. Sinkule und R. Shaffer, „Evaluation of the filtration performance of 21 N95 filtering face piece respirators after prolonged storage,” *American Journal of Infection Control*, Bd. 37, pp. 381-386, 2009.
- [84] D. Ciuzas, T. Prasauskas, E. Krugly, A. Jurelionis, L. Seduikyte und D. Martucevicius, „Indoor air quality management by combined ventilation and air cleaning: An experimental study,” *Aerosol and Air Quality Research*, Bd. 16, pp. 2550-2559, 2016.
- [85] J. Pei, C. Dong und J. Liu, „Operating behavior and corresponding performance of portable air cleaners in residential build-ings, China,” *Building and Environment*, Bd. 147, pp. 473-481, 2019.
- [86] J. Siegel, „Primary and secondary consequences of indoor air cleaners,” *Indoor Air*, Bd. 26, pp. 88-96, 2016.
- [87] H. J. Kim, B. Han, Y. J. Kim, Y. H. Yoon und T. Oda, „Efficient test method for evaluating gas removal performance of room air cleaners using FTIR measurement and CADR calculation,” *Building and Environment*, Bd. 47, pp. 385-393, 2012.
- [88] E. Budowsky, S. Bresler, E. Friedman und N. Zheleznova, „Principles of selective inactivation of viral genome,” *Archives of Virology*, Bd. 68, pp. 239-247, 1981.
- [89] J. Kim und J. Jang, „Inactivation of airborne viruses using vacuum ultraviolet photocatalysis for a flow-through indoor air purifier with short irradiation time,” *Aerosol Science and Technology*, Bd. 52, pp. 557-566, 2018.
- [90] K. Shiraki, H. Yamada, Y. Yoshida, A. Ohno, T. Watanabe, T. Watanabe, H. Watanabe, H. Watanabe, M. Yamaguchi, F. Tokuoka, S. Hashimoto, M. Kawamura und N. Adachi, „Improved photocatalytic air cleaner with decomposition of aldehyde and aerosol-associated influenza virus infectivity in indoor air,” *Aerosol and Air Quality Research*, Bd. 17, pp. 2901-2912, 2017.
- [91] M. Heßling, K. Hönes, P. Vatter und C. Lingenfelder, „Ultraviolet irradiation doses for coronavirus inactivation - review and analysis of coronavirus photoinactivation studies,” *GMS Hygiene and Infection Control*, Bd. 15, pp. 1-8, 2020.
- [92] I. Hamzavi, A. Lyons, I. Kohli, S. Narla, A. Parks-Miller, J. Gelfand, H. Lim und D. Ozog, „Ultraviolet germicidal irradiation: Possible method for respirator disinfection to facilitate reuse during the COVID-19 pandemic,” *Journal of the American Academy of Dermatology*, Bd. June 2020, pp. 1511-1512, 2020.
- [93] H. Finger, U. Schneiderwind und C. Asbach, „Bewertung mobiler Raumluftreinigungsgeräte,” *Gefahrstoffe - Reinhaltung der Luft*, Bd. 75, pp. 497-502, 2015.
- [94] W. Jeon, B. Lee, H. Yun, J. Kim, S. Kang und Y. Seo, „Characterization of pressure drop through two-stage particulate air filters,” *Science and Technology for the Built Environment*, Bd. 26, pp. 835-843, 2020.
- [95] J. Kim und M. Lee, „Effect of filter collection efficiency on the clean air delivery rate in an air cleaner,” *Indoor Air*, Bd. (accepted for publication), 2020.
- [96] J. Curtius, M. Granzin und J. Schrod, „Testing mobile air purifiers in a school classroom: Reducing the airborne transmission risk for SARS-CoV-2,” *medRxiv (preprint)*, p. <https://www.medrxiv.org/content/10.1101/2020.10.02.20205633v2>, 2020.
- [97] M. Kriegel, U. Buchholz, P. Gastmeier, P. Bischoff, I. Abdelgawad und A. Hartmann, „Predicted infection risk for aerosol transmission of SARS-CoV-2,” *medRxiv (preprint)*, p. <https://doi.org/10.1101/2020.10.08.20209106>, 2020.
- [98] L. Marr, S. Miller, K. Prather, C. Haas, W. Bahnfleth, R. Corsi, J. Tang, H. Herrmann, K. Pollitt, J. Bal-
lester und J. Jimenez, „FAQs on Protecting Yourself from COVID-19 Aerosol Transmission,” 07 11

2020. [Online]. Available: <https://tinyurl.com/FAQ-aerosols> . [Zugriff am 16 11 2020].

- [99] C. Kähler, T. Fuchs und R. Hain, „Können mobile Raumluftreiniger eine indirekte SARS-CoV-2 Infektionsgefahr durch Aerosole wirksam reduzieren?“, 05 08 2020. [Online]. Available: <https://www.unibw.de/lrt7/raumluftreiniger.pdf>. [Zugriff am 11 11 2020].
- [100] M. Küpper, C. Asbach, U. Schneiderwind, H. Finger, D. Spiegelhoff und S. Schumacher, „Testing of an Indoor Air Cleaner for Particulate Pollutants under Realistic Conditions in an Office Room,“ *Aerosol and Air Quality Research*, Bd. 19, pp. 1655-1665, 2019.
- [101] J. Joo, Q. Zheng, G. Lee, J. Kim und S. Kim, „Optimum energy use to satisfy indoor air quality needs,“ *Energy and Buildings*, Bd. 46, pp. 62-67, 2012.
- [102] P. Azimi und B. Stephens, „HVAC filtration for controlling infectious airborne disease transmission in indoor environments: Predicting risk reductions and operational costs,“ *Building and Environment*, Bd. 70, pp. 150-160, 2013.
- [103] T. Guenther, M. Czech-Sioli, D. Indenbirken, A. Robitailles, P. Tenhaken, M. Exner, M. Ottinger, N. G. A. Fischer und M. Brinkmann, „Investigation of the superspreading event preceding the largest meat processing plant-related SARS-Coronavirus 2 outbreak in Germany (July 17, 2020),“ 2020. [Online]. Available: https://papers.ssrn.com/sol3/papers.cfm?abstract_id=3654517. [Zugriff am 06 11 2020].
- [104] J. Lu, J. Gu, C. Xu, W. Su, Z. Lai, D. Zhou, C. Yu, B. Xu und Z. Yang, „COVID-19 outbreak associated with air conditioning in restaurant, Guangzhou China, 2020,“ *Emerging Infectious Diseases*, Bd. 26, pp. 1628-1631, 2020.
- [105] O. Almilaji und P. Thomas, „Air recirculation role in the infection with COVID-19, lessons learned from Diamond Princess cruise ship,“ 09 Juli 2020. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1101/2020.07.08.20148775> . [Zugriff am 06 11 2020].
- [106] B. f. W. u. E. und B. f. W. u. A. , „Gemeinsame Pressemitteilung: 500 Millionen Euro für Raumlufttechnische Anlagen in öffentlichen Gebäuden und Versammlungsstätten zur Eindämmung des Corona-Virus,“ 19 10 2020. [Online]. Available: <https://www.bmwi.de/Redaktion/DE/Pressemitteilungen/2020/10/20201019-500-millionen-euro-fuer-raumlufttechnische-anlagen-in-oeffentlichen-gebaeuden-und-versammlungsstaetten-zur-eindaemmung-des-corona-virus.html>. [Zugriff am 06 11 2020].
- [107] T. Klimach und F. Helleis, „Vorläufige Dokumentation Abluftanlage für Klassenräume,“ 10 11 2020. [Online]. Available: https://www.mpic.de/4782901/doku_lueftung_mpic_10112020.pdf. [Zugriff am 12 11 2020].
- [108] C. Asbach, B. Hellack, S. Schumacher, M. Bässler, M. Spreitzer, T. Pohl, C. Monz, S. Bieder, T. Schultze und A. Todea, „Anwendungsmöglichkeiten und Grenzen kostengünstiger Feinstaubsensoren,“ *Gefahrstoffe - Reinhaltung der Luft*, Bd. 78, pp. 242-250, 2018.
- [109] Bundesinstitut für Arzneimittel u. Medizinprodukte, „Hinweise des BfArM zur Verwendung von Mund-Nasen-Bedeckungen, medizinischen Gesichtsmasken sowie partikelfiltrierenden Halbmasken (FFP1, FFP2 und FFP3) im Zusammenhang mit dem Coronavirus (SARS-CoV-2 / Covid-19),“ 12 11 2020. [Online]. Available: <https://www.bfarm.de/SharedDocs/Risikoinformationen/Medizinprodukte/DE/schutzmasken.html>. [Zugriff am 28 11 2020].
- [110] L. Lee, E. Lam, C. Chan, S. Chan, M. Chiu, W. Chong, K. Chu, M. Hon, L. Kwan, K. Tsang, S. Tsoi und C. Wu, „Practice and technique of using face mask amongst adults in the community: a cross-sectional descriptive study,“ *BMC Public Health*, Bd. 20, p. 948, 2020.
- [111] D. Chu, E. Akl, S. Duda, K. Solo, S. Yaacoub und H. Schünemann, „Physical distancing, face masks, and eye protection to prevent person-to-person transmission of SARS-CoV-2 and COVID-19: a

systematic review and meta-analysis," *The Lancet*, Bd. 395, pp. 1973-1987, 2020.

- [112] W. Lyu und G. Wehby, „Community Use Of Face Masks And COVID-19: Evidence From A Natural Experiment Of State Mandates In The US," *Health Affairs*, Bd. 39, pp. 1419-1425, 2020.
- [113] C. Leffler, E. Ing, J. Lykins, M. Hogan, C. McKeown und A. Grzybowski, „Association of Country-wide Coronavirus Mortality with Demographics, Testing, Lockdowns, and Public Wearing of Masks," *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene*, pp. <https://doi.org/10.4269/ajtmh.20-1015>, 2020.
- [114] R. Eninger, A. Adhikari, T. Reponen und S. Grinshpun, „Differntiating between physical and viable penetrations when challenging respirator filters with bioaerosols," *Clean - Soil, Air, Water*, Bd. 36, pp. 615-621.
- [115] V. Cheng, S. Wong, V. Chuang, S. So, J. Chen, S. Sridhar, K. To, J. Chan, I. Hung, P. Ho und K. Yuen, „The role of community-wide wearing of face mask for control of coronavirus disease 2019 (COVID-19) epidemic due to SARS-CoV-2," *Journal of Infection*, Bd. 81, pp. 107-114, 2020.
- [116] W. Lindsley, J. Noti, F. Blachere, J. Szalajda und D. Beezhold, „Efficacy of face shields against cough aerosol droplets from a cough simulator," *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, Bd. 11, pp. 509-518, 2014.
- [117] M. Ferioli, C. Cisternino, V. Leo, L. Pisani, P. Palange und S. Nava, „Protecting healthcare workers from SARS-CoV-2 infection: practical indications," *Frontiers in Clinical Practice - Respiratory Infections*, Bd. 29, p. 200068, 2020.
- [118] P. Peng, P. Ho und S. Hota, „Outbreak of a new coronavirus: what anaesthetists should know," *Britisch Journal of Anaesthesia*, Bd. 124, pp. 497-501, 2020.
- [119] R. Eninger, T. Honda, T. Reponen, R. McKay und S. Grinshpun, „What does respirator certification tell us about filtration of ultrafine particles?," *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, Bd. 5, pp. 286-295, 2008.
- [120] L. Marr, J. Tang, J. Van Mullekom und S. Lakdawala, „Mechanistic insights into the effect of humidity on airborne influenza virus survival, transmission and incidence," *Journal of the Royal Society, Interface*, p. <https://doi.org/10.1098/rsif.2018.0298>, 2019.
- [121] S. Grinshpun, H. Haruta, R. Eninger, T. Reponen, R. McKay und S. Lee, „Performance of an N95 filtering facepiece particulate respirator and a surgical mask during human breathing: two pathways for particle penetration," *Journal of Occupational and Environmental Hygiene*, Bd. 6, pp. 593-603, 2009.
- [122] Health and Safety Executive, „Guidance on respiratory protective equipment (RPE) fit testing," 2020 03 2019. [Online]. Available: <https://www.hse.gov.uk/pubns/indg479.pdf>. [Zugriff am 28 11].
- [123] S. Verma, M. Dhanak und J. Frankenfield, „Visualizing droplet dispersal for face shields and masks with exhalation valves," *Physics of Fluids*, Bd. 32, p. 091701, 2020.
- [124] S. Grinshpun, M. Yermakov und M. Khoudoun, „Autoclave sterilization and ethanol treatment of re-used surgical masks and N95 respirators during COVID-19: impact on their performance and integrity," *Journal of Hospital Infection*, Bd. 105, pp. 608-614, 2020.
- [125] E. Weingartner, „Masken auf dem Prüfstand: Wie gut schützen sie vor feinen Aerosolen?," [Online]. Available: <https://www.fhnw.ch/de/die-fhnw/hochschulen/ht/institute/forschungsprojekte/beurteilung-der-filterwirkung-von-materialien-fuer-ein-und-mehrwegmasken>. [Zugriff am 11 11 2020].
- [126] F. Drewnick, J. Pikmann, F. Fachinger, L. Moormann, F. Sprang und S. Borrmann, „Aerosol filtration efficiency of household materialsfor homemade face masks: Influence of materialproperties,

particle size, particle electrical charge, face velocity, and leaks," Aerosol Science and Technology, p. <https://doi.org/10.1080/02786826.2020.1817846>, 2020.

- [127] SNV, „Überblick über Normung von Community-Masken," 01 11 2020. [Online]. Available: <https://www.snv.ch/de/news/news-details/ueberblick-ueber-normung-von-community-masken.html>. [Zugriff am 11 11 2020].
- [128] UNI, „UNI/PdR 90.1:2020: Maschere di comunità - Parte 1: Requisiti, tipologia e marcatura," 01 07 2020. [Online]. Available: <http://store.uni.com/catalogo/uni-pdr-90-1-2020>. [Zugriff am 29 11 2020].
- [129] UNI, „UNI/PdR 90.1:2020: Maschere di comunità - Parte 1: Requisiti, tipologia e marcatura," 01 07 2020. [Online]. Available: <http://store.uni.com/catalogo/uni-pdr-90-2-2020>. [Zugriff am 29 11 2020].
- [130] AFNOR, „AFNOR SPEC S76-001: Barrier masks - Guide to minimum requirements, methods of testing, making and use," 27 03 2020. [Online]. Available: <https://masques-barrieres.afnor.org/home/PdfMasque?token=eed57dce-d956-445f-8fa6-8943d105f7e7&culture=en-GB>. [Zugriff am 01 12 2020].
- [131] European Committee for Standardization, „CEN Workshop Agreement (CWA 17553): Community face coverings - Guide to minimum requirements, methods of testing and use," Juni 2020. [Online]. Available: ftp://ftp.cencenelec.eu/EN/ResearchInnovation/CWA/CWA17553_2020.pdf. [Zugriff am 28 11 2020].



**Gesellschaft für Aerosolforschung
Association for Aerosol Research**

Kontakt und Presseanfragen: positionspapier@gaef.de

Weitere Informationen zur GAeF: www.info.gaef.de

19. Februar 2021

