

Erhöhung der Aerosolbildung beim professionellen Singen

Dirk Mürbe¹, Mario Fleischer¹, Julia Lange², Hansjörg Rotheudt², Martin Kriegel²

***For correspondence:**

dirk.muerbe@charite.de (Dirk Mürbe); mario.fleischer@charite.de (Mario Fleischer)

¹Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Audiologie und Phoniatrie, Berlin, Deutschland; ²Technische Universität Berlin, Hermann-Rietschel-Institut, Berlin, Deutschland

Zusammenfassung In dieser Studie werden mittels Partikelzähler gemessene Partikelquellstärken von emittierten Aerosolen beim Singen bei professionellen Sängerinnen und Sängern vorgestellt und mit publizierten Daten für das Atmen und Sprechen verglichen. In der untersuchten Kohorte von acht Probandinnen und Probanden liegen die Partikelquellstärken beim Singen zwischen 753.4 und 6093.14 P/s. Die Steigerungsfaktoren zwischen Singen und Sprechen liegen zwischen 3.98 und 99.54. Die Untersuchungen sollen eine genauere Abschätzung einer möglichen Verbreitung von SARS-CoV-2-Viren beim Singen ermöglichen und insbesondere zu verbesserten Konzepten des Risikomanagements für den Chorgesang beitragen.

Einleitung

Hauptübertragungsweg für SARS-CoV-2-Viren ist die respiratorische Aufnahme virushaltiger Flüssigkeitspartikel (*Asadi et al., 2020a; Morawska and Cao, 2020*).

Je nach Partikelgröße kann zwischen Tröpfchen mit einem Durchmesser größer als 5 µm und Aerosolpartikeln kleiner als 5 µm unterschieden werden (*Couch et al., 1966; Tellier, 2006; Judson and Munster, 2019*). Sie differieren hinsichtlich ihrer Beeinflussung durch die Schwerkraft. Tröpfchen in der Größenordnung von 100 µm sinken innerhalb kurzer Zeit zu Boden und werden bis zu einer Distanz von 1.5 m transportiert (*Kähler and Hain, 2020; Wei and Li, 2015*).

Bei ausgeatmeten Aerosolen verdunstet die Wasserhülle der erregerehaltigen Tröpfchen zunehmend, sodass sie leichter werden, auch über längere Zeit in der Luft schweben können und sich durch Luftströmung und Diffusion in geschlossenen Räumen verteilen (*Stadnytskyi et al., 2020*). Als Grundlage einer möglichen aerogenen Übertragung von Viren ist die räumliche Verteilung der Aerosole von einer Vielzahl von Faktoren abhängig, wie der umgebenden Raumluft, Temperatur und Luftfeuchtigkeit (*Morawska, 2006*).

Tröpfchen und Aerosole entstehen auch beim Sprechen und Singen, denn die Atemwege dienen in Doppelfunktion neben dem Austausch von Atemluft auch als Entstehungsorte von Stimmschall und Lautsprache. Als aerosolgenerierende Mechanismen werden dabei Partikelentstehungen in den Lungenalveolen (*Johnson and Morawska, 2009*), Strömungseffekte an den schwingenden Stimmlippen und Einstellungen der Artikulationsinstrumente angesehen (*Johnson et al., 2011*).

Für das Sprechen ist im Vergleich zur Atmung eine stärkere Bildung von Aerosolen bekannt, wobei auch eine Abhängigkeit der Anzahl der entstehenden Partikel von der Stimmstärke beschrieben ist (*Hartmann et al., 2020; Asadi et al., 2020b*). Für das Singen wird eine deutlich höhere Aerosolproduktion angenommen, die in den zugrundeliegenden stimmphysiologischen Mechanismen und in der größeren Kontinuität der Stimmproduktion im Zeitverlauf liegen. Diese Vermutung wird durch Berichte über hohe Infektionsraten bei Chorproben in geschlossenen Räumen gestützt (*Hamner et al., 2020*).

43 Bisherige Messungen beschreiben insbesondere strömungsmechanische Aspekte im Nahfeld
44 am Mund beim Singen, beispielsweise die Verbreitung der emittierten Tröpfchen (*Anfinrud et al.,*
45 *2020; Köhler and Hain, 2020*). Daraus lassen sich Abstandsregeln zum Schutz vor Tröpfcheninfek-
46 tionen ableiten. Eine Risikobewertung aufgrund der Verteilung von Aerosolen in größeren Räumen
47 gelingt damit aber nicht.

48 Ziel der aktuellen Untersuchungen ist es, zunächst Anzahl und Größenverteilung auch kleiner
49 er beim Singen am Mund emittierter Partikel bei professionellen Sängerinnen und Sängern zu
50 ermitteln. Diese Quellinformationen können Grundlage einer darauf aufbauenden numerischen
51 Berechnung der Verteilung von Aerosolen in größeren Räumen sein, die für den Konzert- und
52 Opernbetrieb typische Randbedingungen beachtet.

53 Damit sollen die hier präsentierten Daten zu verbesserten Risikomanagementstrategien in
54 den Bereichen Kultur und Bildung beitragen und die Spezifizierung von Hygienemaßnahmen und
55 Lüftungskonzepten zur Erleichterung des Spielbetriebes unterstützen.

56 **Ergebnisse**

57 Wie im Methodenteil aufgeführt, werden bei der Partikelzählmessmethode verschiedene Größen
58 der Partikel von $> 0.3 \mu\text{m}$ bis $> 10 \mu\text{m}$ detektiert. Wie im log-probability-Plot in *Abbildung 1* zu
59 sehen, sind $> 99 \%$ aller detektierten Partikel $\leq 5 \mu\text{m}$ ($> 80 \%$ aller Partikel $\leq 1 \mu\text{m}$). Aufgrund
60 dieser Beobachtung werden die nachfolgenden Ergebnisse für Partikel der Größe $0.3 \mu\text{m} - 5 \mu\text{m}$
61 angegeben, was im Einklang mit der Übereinkunft ist, dass diese als Aerosolpartikel bezeichnet
62 werden.

63 Die Ergebnisse für das Atmen und Sprechen für die Probandinnen und Probanden der aktuellen
64 Studie wurden bereits im Rahmen einer größeren Kohorte analysiert und publiziert (*Hartmann*
65 *et al., 2020*). Um einen direkten Vergleich mit den Daten für das Singen zu ermöglichen, wurden für
66 die folgenden Angaben die Daten dieser Untergruppe erneut analysiert.

67 Die Untersuchungen zeigten erhebliche Unterschiede in den Emissionsraten für die verschiede-
68 nen Messsituationen.

69 In *Abbildung 2* sind sowohl die Mediane der Partikelquellstärken als auch die maximalen Schall-
70 druckpegel für die unterschiedlichen Messsituationen Mundatmung, Sprechen und Singen darge-
71 stellt.

72 Dabei bestätigte sich die Hypothese deutlich höherer Emissionsraten beim Singen im Vergleich
73 zur Mundatmung und zum Sprechen.

74 Während sich bei der Mundatmung die Medianwerte zwischen 4.71 P/s (S1, S7 & S8) und
75 84.76 P/s (S2) bewegen, liegen diese beim Singen zwischen 753.4 P/s (S5) und 6093.14 P/s (S2).

76 Der Steigerungsfaktor der Emissionsraten im Vergleich von Singen zu Sprechen lag zwischen
77 3.98 (S1) und 99.54 (S2). Sängerinnen zeigten höhere Partikelquellstärken als Sänger.

78 Der Steigerungsfaktor der Emissionsraten im Vergleich von Singen zu Atmen lag dagegen
79 zwischen 15.25 (S6) und 330 (S1).

80 Die Auswertung der Schalldruckpegel zeigte, dass die höheren Stimmlagen Sopran (Frauen) und
81 Tenor (Männer) die erwarteten höheren Schalldruckpegel als die tieferen Stimmlagen Alt und Bariton
82 aufwiesen. Während bei Männern in der gewählten Stichprobe der maximale Schalldruckpegel
83 mit der Partikelemissionsrate immer positiv korreliert war, stellte sich für die Frauenstimmen
84 diesbezüglich kein eindeutiger Zusammenhang dar.

85 Die Ergebnisse der Messungen mit gehaltenem Vokal /a/ bei verschiedenen Stimmstärken sind
86 in *Abbildung 3* dargestellt. Sieben der acht Probandinnen und Probanden zeigten eine Erhöhung
87 der Emissionsrate bei steigender Stimmstärke. Beim Vergleich von leiser und lauter Stimmgebung
88 ergaben sich Steigerungsfaktoren bis 114.33 (S3). Auch hier finden sich geschlechtsspezifische
89 Unterschiede mit höheren Emissionsraten bei Frauen (2024.77 P/s (S1) bis 8075.53 P/s (S3)) im Ver-
90 gleich zu Männern (376.7 P/s bei S5 bis 2848.8 P/s bei S7) für die Messungen mit hoher Stimmstärke.
91 Für alle Probandinnen und Probanden gilt, dass sich die intendierte Steigerung der Stimmstärke
92 vom piano zum forte in den Messwerten der Schalldruckpegel widerspiegelt.

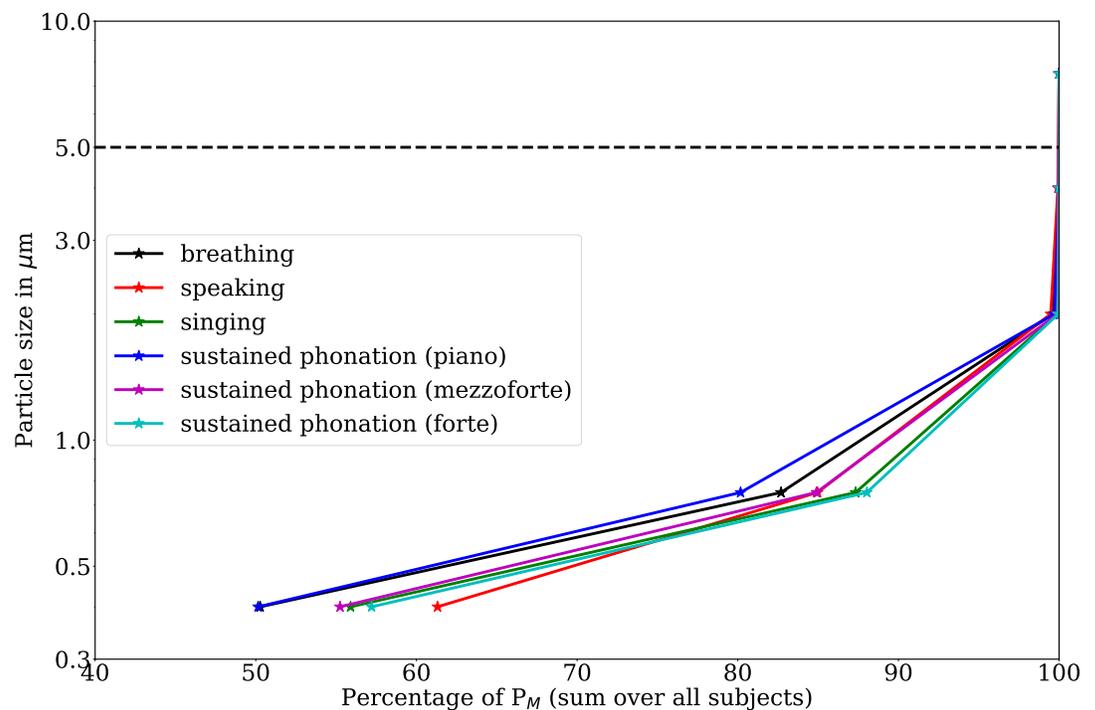


Abbildung 1. Log-probability-Plot der Häufigkeitsverteilung der Größe der detektierten Partikel. Unabhängig von der Messsituation sind > 99 % aller detektierten Partikel $\leq 5 \mu\text{m}$ (Strichlinie). Weiterhin zeigen alle Messsituationen, dass > 80 % aller Partikel $\leq 1 \mu\text{m}$ sind.

93 Ergänzend dazu ist in **Abbildung 4** der Zusammenhang zwischen der Emissionsrate und dem
 94 maximalen Schalldruckpegel dargestellt. Tendenziell kann die Aussage gemacht werden, dass die Er-
 95 höhung des Schalldruckpegels mit einer Erhöhung der Emissionsrate einhergeht. Hinsichtlich dieser
 96 Abhängigkeit verhalten sich Männer ähnlich wie Frauen. Es kann bezüglich der Phonation von gehal-
 97 tenen Vokalen festgestellt werden, dass die Emissionsraten um mehr als zwei Größenordnungen
 98 variieren können.

99 Diskussion

100 Aufgrund des erhöhten Risikos der Übertragung von SARS-CoV-2-Viren beim Singen und der be-
 101 schriebenen Häufung von diesen Infektionen bei Chorproben ist die Erhebung von Partikelemis-
 102 sionen und der Beurteilung der Aerosole im Raum ein Kernstück für die Bewertung des Risikos von
 103 Ensemble- und Chorgesang in geschlossenen Räumen.

104 Das dabei genutzte Messverfahren (Laserpartikelzähler) liefert eine sehr hohe Genauigkeit bzgl.
 105 der absolut ermittelten Partikel und deren Größe, da Störquellen auf ein Minimum reduziert wurden.
 106 Weiterhin konnte im Rahmen von Testmessungen die Tauglichkeit des peripheren Versuchsaufbaus
 107 nachgewiesen werden.

108 Eine weitere Methode, um die Größenverteilung von Tröpfchen beim Atmen, Sprechen und
 109 Singen zu untersuchen, ist das bildgebende Verfahren der Particle Image Velocimetry (PIV). Dieses
 110 erfolgt auf Basis hochauflösender Fotos der Partikel, welche z.B. mit Laserlicht beleuchtet werden.
 111 Studien unter Verwendung der PIV zeigen ebenfalls, dass beim Sprechen in hoher Lautstärke mehr
 112 Partikel emittiert werden als in niedriger Lautstärke (*Anfinrud et al., 2020*). Aufgrund mehrerer
 113 Einflussfaktoren können hierbei jedoch nur qualitative Aussagen gemacht werden. Größe und
 114 Anzahl der Partikel können nur geschätzt werden, es besteht eine Hintergrundkonzentration an
 115 Partikeln im Raum und einige Tropfen können jeweils nur verschwommen aufgenommen werden.
 116 In einer Studie von *Chen-Yu et al. (2000)* wurden Partikel der Größen 1, 10 und 100 μm mit PIV
 117 vermessen, und es zeigte sich eine hohe Genauigkeit ab einer Partikelgröße von 6 μm . Dies kann

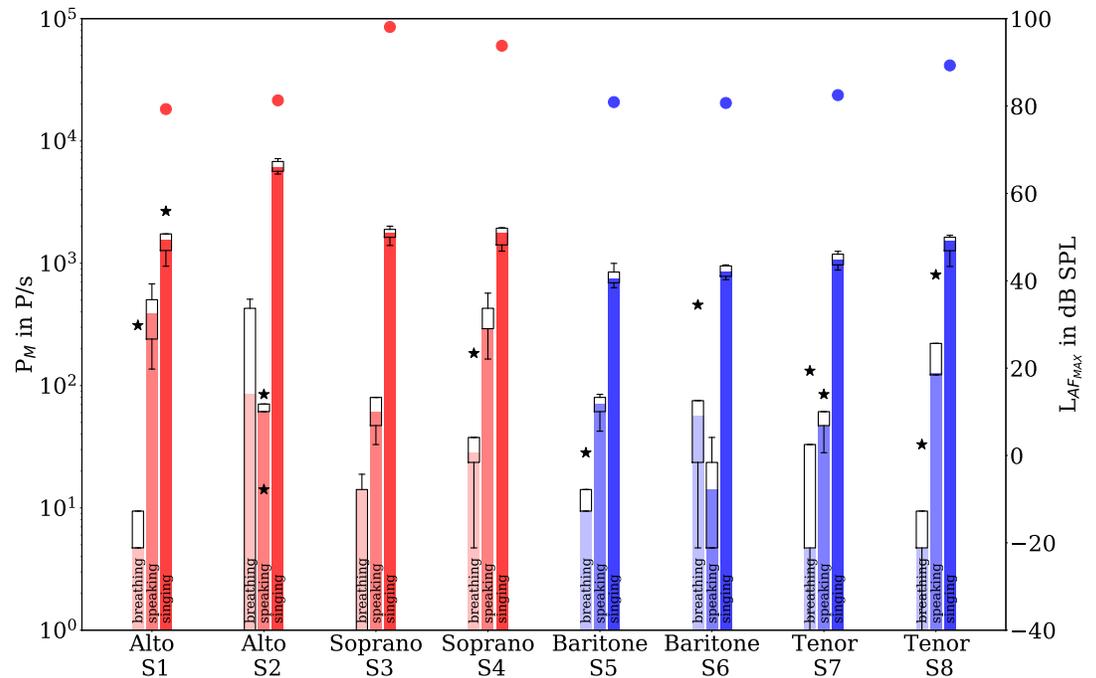


Abbildung 2. Boxplots der Partikelquellstärken (Balken repräsentiert den Median) in Abhängigkeit von Stimmgattung und Gender für die Messsituationen: Mundatmung, Sprechen und Singen (linke y-Achse). Nur Partikel $\leq 5 \mu m$ wurden berücksichtigt. Für das Singen sind zusätzlich die maximalen Schalldruckpegel $L_{AF_{MAX}}$ dargestellt (Vollkreise, rechte y-Achse).

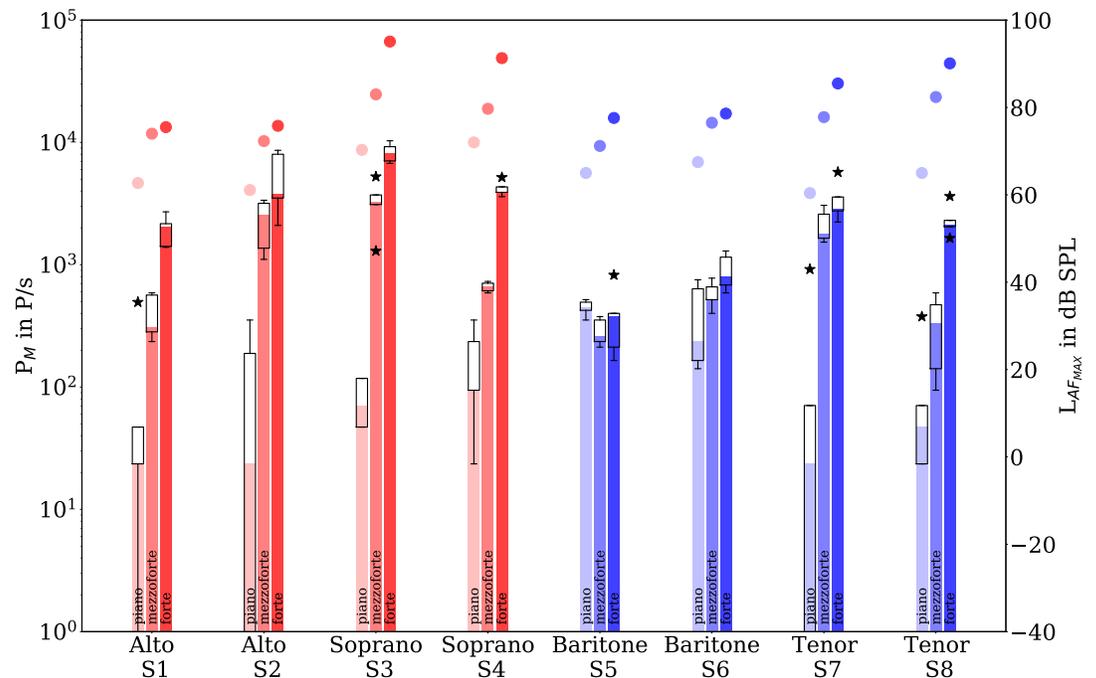


Abbildung 3. Boxplots der Partikelquellstärken (Balken repräsentiert den Median) in Abhängigkeit von Stimmgattung, Gender und Stimmstärke beim gehaltenen Vokal /a/ (linke y-Achse). Nur Partikel $\leq 5 \mu m$ wurden berücksichtigt. Für die unterschiedlichen Stimmstärken sind zusätzlich die maximalen Schalldruckpegel $L_{AF_{MAX}}$ dargestellt (Vollkreise, rechte y-Achse).

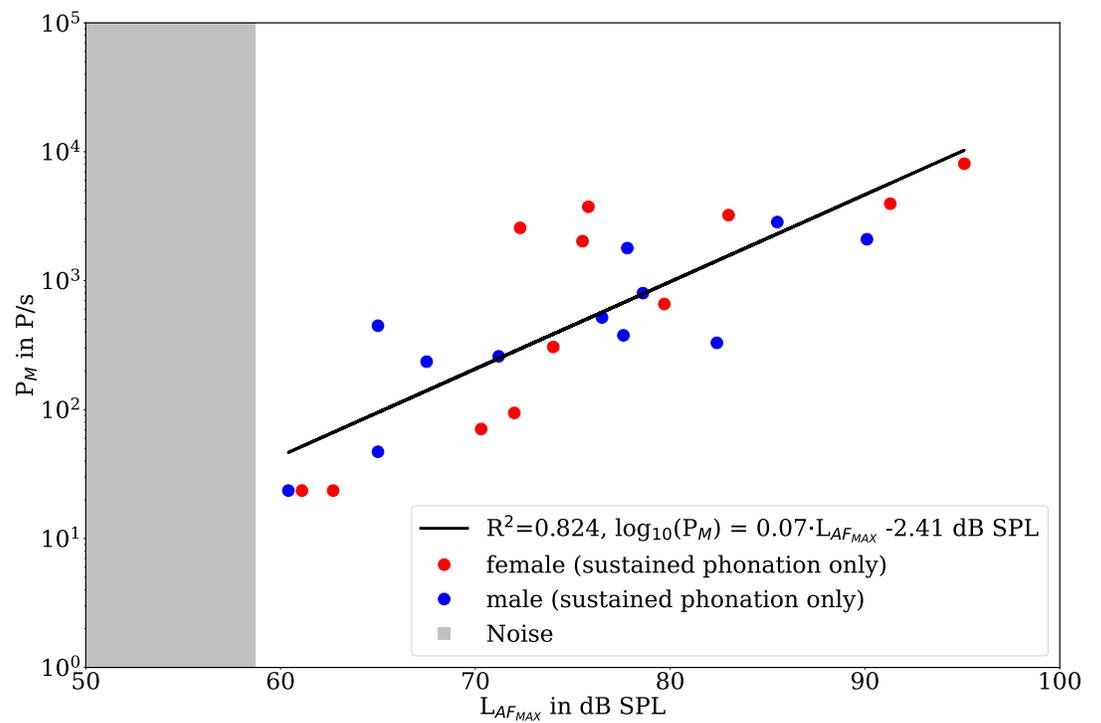


Abbildung 4. Zusammenhang zwischen Partikelquellstärken und dem maximalen Schalldruckpegel für die Messsituation gehaltener Vokal /a/ für alle drei Stimmstärken getrennt nach Geschlecht inklusive linearer Regression der logarithmierten Partikelquellstärken. Nur Partikel $\leq 5 \mu\text{m}$ wurden berücksichtigt. Das graue Feld repräsentiert den Schalldruckpegel der ausschließlich aus den Umgebungsbedingungen (primär Partikelzähler) resultiert.

118 ein Grund sein, warum Untersuchungen der Größenverteilung der Tröpfchen mittels PIV zu deutlich
119 höheren mittleren Partikeldurchmessern kommen (*Chao et al., 2009*). Neueste Studien zeigen, dass
120 mittels PIV Partikel auch in der Größenordnung von 1 μm untersucht werden können (*Kähler and*
121 *Hain, 2020*). Für Partikel in der Größenordnung 0.3 – 20 μm bietet der Laserpartikelzähler jedoch
122 eine höhere Genauigkeit in der Bestimmung der Anzahl und der Größe der Partikel.

123 Da die beim Sprechen und Singen ermittelten emittierten Aerosole hauptsächlich < 1 μm groß
124 sind, kann nicht davon ausgegangen werden, dass diese zügig zu Boden sinken. Ihre Verweildauer
125 liegt im Bereich von Minuten bis Stunden, und die Sinkgeschwindigkeit liegt in der Größenord-
126 nung von < 1 mm/s (*Stadnytskyi et al., 2020; Tellier, 2006*). Die ermittelte Größenordnung der
127 Partikelgröße der aktuellen Studie liegt deutlich unter den Ergebnissen der einzigen Studie in der
128 ebenfalls die Partikelemission beim Singen untersucht wurde. Die durch Berechnung abgeschätzte
129 Partikelgröße beim Singen wurde von *Loudon and Roberts (1967, 1968)* mit ca. 68 μm im Median
130 bestimmt. Weiterhin sind in der gleichen Studie die Größen der emittierten Partikel beim Sprechen
131 mit 81 μm bestimmt worden. Die Diskrepanz zwischen diesen und den in diesem Artikel vorge-
132 stellten Messwerten dürfte primär in den zur damaligen Zeit noch nicht verfügbaren hochpräzisen
133 Messverfahren zu suchen sein. U. a. konnten *Asadi et al. (2019)* zeigen, dass die emittierten Partikel
134 beim Sprechen und Atmen deutlich kleiner als 10 μm sind (siehe auch *Papineni and Rosenthal*
135 *(1997)*).

136 Die vorliegende Untersuchung bestätigt, dass beim Singen höhere Emissionsraten der Aerosole
137 entstehen als beim Sprechen und Atmen. In Bestätigung einer Untersuchung des Sprechens
138 durch *Asadi et al. (2019)* zeigen unsere Messungen eine Zunahme der Aerosolrate bei erhöhtem
139 Schalldruckpegel beim Singen – besonders bei gehaltenen Vokalen. Die Studie von *Asadi et al.*
140 *(2019)* zeigte eine Bandbreite der Partikelquellstärke beim Sprechen von 1 bis 100 P/s, die ähnlich
141 zu unseren Messwerten (14.13 bis 390.83) ist. Ähnliche Werte von 330 P/s bei einer Größe von
142 0.8 – 5.5 μm wurden auch von *Morawska et al. (2009)* bei gehaltenen Vokalen ermittelt, während
143 besonders bei stimmlosen Plosiven deutlich größere Tröpfchen bis zu 500 μm auftreten können
144 (*Anfinrud et al., 2020*). Weiterhin besteht eine gute Übereinstimmung der Partikelquellstärke für
145 das Atmen mit *Asadi et al. (2019)*.

146 Das Messen von gehaltenen Vokalen mit periodischer Kollision der Stimmlippen in der Frequenz
147 des gesungenen Tones spiegelt aber nicht die reale Situation beim Chorgesang wider, wo sich in
148 einer gesungenen Passage Konsonanten und Vokale abwechseln und durch Pausen unterbrochen
149 sind. Deshalb wurde in der vorliegenden Studie eine Sequenz von 50 Sekunden des Chorsatzes
150 "Abschied vom Walde" von Felix Mendelssohn Bartholdy ausgewählt, in der die Einzelstimmen in
151 der entsprechenden Stimmlage (Sopran, Alt, Tenor, Bariton) gesungen wurden. Dieses Zeitfenster
152 wurde mit den Referenzsituationen der Ruheatmung durch den Mund und des Lesens eines
153 standardisierten Textes verglichen. Auch hier zeigt sich eine Erhöhung der Partikelquellstärke beim
154 Singen im Vergleich zum Sprechen. Dies ist zum einen in der erhöhten Phonationsrate (Vokalisation
155 pro Zeiteinheit) und in dem erhöhten Schalldruckpegel aber auch mit der Beobachtung begründet,
156 dass stimmhafte Lautäußerungen zu höheren Aerosolemissionen führen (*Asadi et al., 2020a,b*).

157 In den präsentierten Daten zeigt sich allerdings eine deutliche Inhomogenität innerhalb der Ko-
158 horte. So schwanken die beim Singen ermittelten Partikelquellstärken um fast eine Größenordnung.
159 Auch die Erhöhung von P_M zwischen Singen und Sprechen schwankt um fast zwei Größenordnun-
160 gen, sodass einige Probanden als high-emitter in Frage kommen könnten (*Asadi et al., 2019*).

161 Die ermittelten Partikelquellstärken geben aber keine Auskunft über eine eventuelle Konzentra-
162 tion von SARS-CoV-2-Viren. Die Wahrscheinlichkeit, dass ein 1 μm großes Partikel ein Virus enthält,
163 beträgt lediglich 0.01 % (*Stadnytskyi et al., 2020*). Unter Berücksichtigung einer durchschnittlichen
164 viralen RNA-Last von $7 \cdot 10^{-6}$ bis $2.35 \cdot 10^9$ pro mm^3 (*Wölfel et al., 2020*) kann abgeschätzt werden,
165 dass eine Minute lautes Sprechen mindestens 1000 virushaltige Tröpfchenkerne erzeugt, die län-
166 gere Zeit in der Luft verbleiben können. Allerdings kann zum aktuellen Zeitpunkt mit dieser Zahl
167 nicht die Infektiosität oder die Wahrscheinlichkeit einer Ansteckung beurteilt werden (*Bar-On et al.,*
168 *2020*).

169 Es ist abschließend festzuhalten, dass im bisherigen Verlauf der Pandemie zahlreiche Situationen
170 mit hoher Wahrscheinlichkeit eine aerogene Übertragung nahelegen (Kreuzfahrtschiffe, Gaststätten,
171 Chorproben). Es liegen auch Nachweise von lebensfähigen SARS-CoV-2-Viren in der Raumluft
172 vor (*Guo et al., 2020*). Hier fehlen noch umfassende Informationen zur Übertragungsmenge und
173 Überlebensfähigkeit von SARS-CoV-2-Viren in Aerosolen (*van Doremalen et al., 2020*).

174 Deswegen kann die vorliegende Arbeit auch nur ein Bestandteil in der Risikobewertung des Singens
175 sein, die wiederum maßgeblich durch die aktuelle Prävalenz bestimmt wird. Schließlich fehlen
176 Daten, ob spezifische Atembesonderheiten beim Singen (tiefe Einatmung, höhere intrapulmonale
177 Drücke beim lauten Singen) das Übertragungsrisiko beeinflussen.

178 In jedem Fall sollen die Daten zu einer Verbesserung des Risikomanagements insbesondere
179 beim Chorgesang beitragen.

180 **Material und Methoden**

181 **Probanden**

182 An den Untersuchungen nahmen jeweils vier Sängerinnen und vier Sänger (Alter zwischen 22 und
183 62 Jahren; Berufserfahrung zwischen 1 und 34 Jahren) eines professionellen Kammerchores (RIAS
184 Kammerchor Berlin) teil. Jeweils zwei gehören den Stimmgattungen Alt (S1 & S2), Sopran (S3 & S4),
185 Bariton (S5 & S6) und Tenor (S7 & S8) an. Die Probandinnen und Probanden wurden bezüglich der
186 Untersuchungen aufgeklärt und gaben ihr schriftliches Einverständnis.

187 **Messaufbau – Partikelmessung**

188 Die Untersuchungen wurden in einem Forschungsreinraum des Hermann-Rietschel-Institutes der
189 Technischen Universität Berlin durchgeführt. Die Zuluft wird entsprechend **Abbildung 5** über eine
190 vertikale turbulenzarme Verdrängungsströmung (TAV) über die gesamte Deckenfläche von 4.8 x
191 4.8 m² eingebracht. Die Zuluftgeschwindigkeit beträgt 0.3 m/s und unterbindet somit den ther-
192 mischen Auftrieb an den Personen. Die Abluft wird über einen Doppelboden ebenfalls vollflächig
193 aus dem Raum abgeführt. Die Raumtemperatur beträgt 295.15 K ± 0.50 K, die relative Feuchte ist
194 40% ± 2% und der Raum hat 15 Pa Überdruck zu den umgebenden Räumen (*Hartmann et al.,*
195 *2020*).

196 In dieser hochreinen Umgebung befindet sich der eigentliche Versuchsstand **Abbildung 5**, be-
197 stehend aus einem durchströmten Glasrohr. Ein Volumenstrom durch das Rohr von 400 m³/h wird
198 von einer Filter Fan Unit (Ziehl-Abegg, Künzelsau, Deutschland) erzeugt. Mittig im Rohr befindet sich
199 die Probenahmesonde des Laserpartikelzählers (Lighthouse Solair 3100 E, Lighthouse Worldwide
200 Solutions, Fremont (CA)).

201 Der Partikelzähler zählt mit einem Volumenstrom von 28.3 l/min, mit einer Messzeit von jeweils
202 10 Sekunden und detektiert die Partikel in sechs Größenklassen: > 0.3 µm – 0.5 µm, > 0.5 µm –
203 1.0 µm, > 1.0 µm – 3.0, > 3.0 µm – 5.0 µm, > 5.0 µm – 10 µm und > 10 µm.

204 Die in **Abbildung 2**, **Abbildung 3** und **Abbildung 4** angegebenen Quellstärken P_M werden anhand
205 der gemessenen Partikelkonzentration c_M und dem Volumenstrom durch die Filter Fan Unit (FFU)
206 \dot{V}_{FFU} zu

$$P_M = c_M \cdot \dot{V}_{FFU} \quad (1)$$

207 berechnet.

208 Zur Abschätzung von Störquellen, wie z.B. einer Hintergrundkonzentration von Partikeln im
209 Raum sowie durch Abrieb an Kleidung und Haaren der untersuchten Personen wurde eine Nullmes-
210 sung zu Beginn der Untersuchung durchgeführt. Zur Partikelreduktion durch Bewegungsartefakte
211 trugen dabei die Probandinnen und Probanden Reinraumkleidung und eine Kopfbedeckung mit
212 Abdichtung der Ränder mit Klebeband, so dass nur Augen, Nase und Mund unverdeckt waren.

213 In dieser Nullmessung wurde über einen Messzeitraum von 10 Minuten, eine Nullzählrate des
214 Partikelzählers < 1 Partikel/5 Minuten ermittelt.

215 Die Zähleffizienz für Partikel der Größe 0.3 μm liegt bei 50 % und für Partikel der Größe 0.5 μm
216 bei 100 % \pm 10 % gemäß ISO 21501-4. Um zu untersuchen, wie viele Partikel über die Messstrecke
217 abgeschieden werden, wurden Vergleichsmessungen über eine kurze Distanz zum Partikelzähler
218 durchgeführt. Hierbei wurde das Aerosol beim Atmen und Sprechen direkt über einen 150 mm
219 hohen Trichter aufgenommen und zum Partikelzähler geführt. Es zeigte sich hierbei dieselbe
220 Größenverteilung wie bei der untersuchten Messtrecke.

221 **Messaufbau – Audiomessung**

222 Die Bestimmung des Schalldruckpegels erfolgte mittels eines kalibrierten Schallpegelmessers
223 (CENTER 322_ Datalogger Sound Level Meter, Fa. Center Technologies, www.centertek.com). Die-
224 ser befand sich während aller Messungen aufgrund eingeschränkter Zugänglichkeit ca. 60 cm
225 vorn/seitlich vom Mund der Probanden entfernt. Die Messanordnung des Partikelzählers ließ keine
226 Standardpositionierung von 30 cm Mundabstand des Messgerätes zu. Weiterhin erlaubte die hohe
227 Empfindlichkeit des Partikelzählers keine frontale Positionierung des Schallpegelmessers innerhalb
228 der Glasröhre. Demzufolge sind die ermittelten Pegel nicht als Absolutpegel zu betrachten, sondern
229 sind um einen gleichbleibend konstanten Wert von ca. 10 dB SPL abgesenkt.

230 Aufgrund der zeitlichen Varianz der ermittelten Pegel (primär beim Sprechen und Singen) wurde
231 als Vergleichswert jeweils der Maximalwert L_{AFMAX} des A-frequenzbewerteten und F-zeitbewerteten
232 akustischen Druckes für die Ergebnisse protokolliert.

233 **Messparadigma**

234 Die Probandinnen und Probanden wurden in sitzender Position vor dem Messaufbau zur Partikel-
235 zählung im Reinraum platziert. Es wurden vier Testsituationen unterschieden:

- 236 (1) Ruheatmung durch den Mund
- 237 (2) Lesen eines standardisierten Textes
- 238 (3) Singen der Einzelstimme eines vierstimmigen Chorsatzes
- 239 (4) Aufnahme eines gehaltenen Tones auf den Vokal /a/, der jeweils zehn Sekunden gesungen
240 wurde und mit leiser (piano), mittlerer (mezzoforte) und hoher (forte) Stimmstärke aufgenommen
241 wurde.

242 Für die Situationen (1), (2) & (3) wurde jeweils ein Messzeitfenster von 50 Sekunden, für die
243 Situation (4) von 10 Sekunden eingerichtet. Für das Lesen in Vortragslautstärke wurde der Text
244 „Der Nordwind und die Sonne“ von Åsop ausgewählt. Aus dem Chorsatz des Liedes „Abschied vom
245 Walde“ von Felix Mendelssohn-Bartholdy wurden die Einzelstimmen der jeweiligen Stimmgattung
246 gesungen. Jede dieser Sequenzen mit einer Analysedauer von 50 Sekunden (Situation 1, 2 & 3)
247 bzw. 10 Sekunden (Situation 4) wurde fünf Mal wiederholt, so dass für alle Situationen jeweils fünf
248 Testdurchläufe vorliegen.

249 Für die vierte Messsituation mit dem über zehn Sekunden gehaltenen Vokal /a/ in verschiedenen
250 Stimmstärken wurden folgende Tonhöhen ausgewählt: Sopran: C5 (523 Hz), Alt: F4 (349 Hz), Tenor:
251 C4 (262 Hz) und Bariton: F3 (175 Hz). Die Gesamtmesszeit pro Proband betrug in Summe ca.
252 30 Minuten. Für die jeweils 5 Versuche wurden jeweils Median, Quantile und Quartile bestimmt.
253 Aufgrund des geringen Stichprobenumfangs werden keine kohortenübergreifenden statistischen
254 Analysen durchgeführt, sondern probandenspezifische Angaben gemacht.

255 **Danksagung**

256 Wir danken den Mitgliedern des RIAS Kammerchores für die Unterstützung.

257 **Contributions**

258 D. M. and M. F. contributed equally to this work. D. M., M. F., and M. K. designed research. J. L., H. R.
259 and M. F. made measurements. M. F., J. L., D. M. and M. K. wrote the paper.

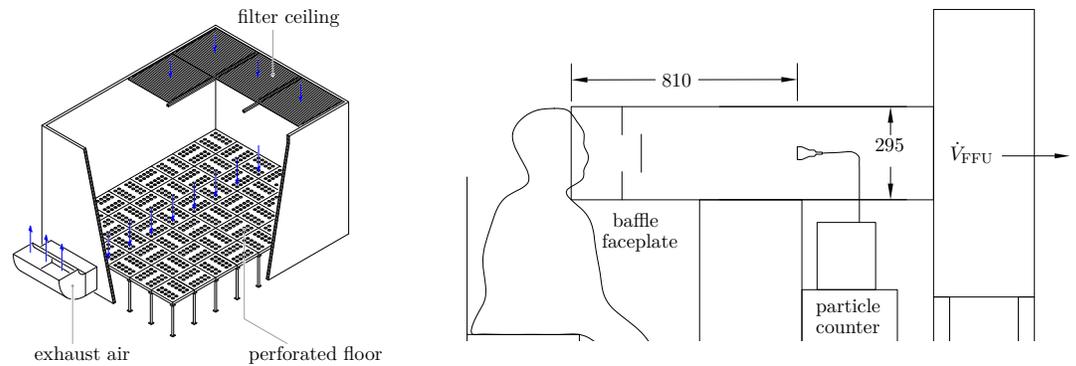


Abbildung 5. Links: Schematischer Aufbau des Reinraums mit vertikaler Verdrängungsströmung (Abbildung angepasst aus Abb. II-37 in *Kriegel et al. (2017)*). Rechts: Schematischer Versuchsaufbau mit einer Person in Reinraumbekleidung, deren ausgeatmete Luft vom Partikelzähler erfasst wird. Die Messstrecke aus Glas befindet sich auf der Saugseite einer horizontal aufgestellten Filter Fan Unit (FFU). Alle geometrischen Maße sind in mm (Abbildung angepasst aus Abb. 2 in *Hartmann et al. (2020)*).

Literatur

- 260 **Anfinrud P**, Stadnytskyi V, Bax CE, Bax A. Visualizing Speech-Generated Oral Fluid Droplets with Laser Light
 261 Scattering. *New England Journal of Medicine*. 2020; <https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc2007800>,
 262 doi: 10.1056/NEJMc2007800.
- 264 **Asadi S**, Bouvier N, Wexler AS, Ristenpart WD. The coronavirus pandemic and aerosols: Does COVID-19 transmit
 265 via expiratory particles? *Aerosol Science and Technology*. 2020; 54(6):635–638. <https://doi.org/10.1080/02786826.2020.1749229>, doi: 10.1080/02786826.2020.1749229.
- 267 **Asadi S**, Wexler AS, Cappa CD, Barreda S, Bouvier NM, Ristenpart WD. Aerosol emission and superemission
 268 during human speech increase with voice loudness. *Scientific Reports*. 2019; 9(1):2348–. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-38808-z>.
- 270 **Asadi S**, Wexler AS, Cappa CD, Barreda S, Bouvier NM, Ristenpart WD. Effect of voicing and articulation manner
 271 on aerosol particle emission during human speech. *PLOS ONE*. 2020 01; 15(1):1–15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0227699>, doi: 10.1371/journal.pone.0227699.
- 273 **Bar-On YM**, Flamholz A, Phillips R, Milo R. Science Forum: SARS-CoV-2 (COVID-19) by the numbers. *Elife*. 2020;
 274 9:e57309. doi: 10.7554/eLife.57309.
- 275 **Chao CYH**, Wan MP, Morawska L, Johnson GR, Ristovski ZD, Hargreaves M, Mengersen K, Corbett S, Li Y, Xie X,
 276 Katoshevski D. Characterization of expiration air jets and droplet size distributions immediately at the mouth
 277 opening. *Journal of Aerosol Science*. 2009; 40(2):122 – 133. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021850208001882>, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2008.10.003>.
- 279 **Chen-Yu C**, Atkinson Joseph F, VanBenschoten John E, Bursik Marcus I, DePinto Joseph V. Image-Based System
 280 for Particle Counting and Sizing. *Journal of Environmental Engineering*. 2000 Mar; 126(3):258–266. [https://doi.org/10.1061/\(ASCE\)0733-9372\(2000\)126:3\(258\)](https://doi.org/10.1061/(ASCE)0733-9372(2000)126:3(258)), doi: 10.1061/(asce)0733-9372(2000)126:3(258).
- 282 **Couch RB**, Cate TR, Douglas RG, Gerone PJ, Knight V. Effect of route of inoculation on experimental respiratory
 283 viral disease in volunteers and evidence for airborne transmission. *Microbiology and Molecular Biology*
 284 *Reviews*. 1966; 30(3):517–529. <https://mbr.asm.org/content/30/3/517>.
- 285 **van Doremalen N**, Bushmaker T, Morris DH, Holbrook MG, Gamble A, Williamson BN, Tamin A, Harcourt
 286 JL, Thornburg NJ, Gerber SI, Lloyd-Smith JO, de Wit E, Munster VJ. Aerosol and Surface Stability of SARS-
 287 CoV-2 as Compared with SARS-CoV-1. *New England Journal of Medicine*. 2020; 382(16):1564–1567. <https://doi.org/10.1056/NEJMc2004973>, doi: 10.1056/NEJMc2004973.
- 289 **Guo ZD**, Wang ZY, Zhang SF, Li X, Li L, Li C, Cui Y, Fu RB, Dong YZ, Chi XY, Zhang MY, Liu K, Cao C, Liu B,
 290 Zhang K, Gao YW, Lu B, Chen W. Aerosol and Surface Distribution of Severe Acute Respiratory Syndrome
 291 Coronavirus 2 in Hospital Wards, Wuhan, China, 2020. *Emerging Infectious Disease Journal*. 2020; 26(7):1583.
 292 https://wwwnc.cdc.gov/eid/article/26/7/20-0885_article.

- 293 **Hamner L**, Dubbel P, Capron I, Ross A, Jordan A, Lee J, Lynn J, Ball A, Narwal S, Russell S, Patrick D, H L. High
294 SARS-CoV-2 Attack Rate Following Exposure at a Choir Practice – Skagit County, Washington, March 2020.
295 *MMWR Morb Mortal Wkly Rep.* 2020; 69:606–610. doi: [10.15585/mmwr.mm6919e6](https://doi.org/10.15585/mmwr.mm6919e6).
- 296 **Hartmann A**, Lange J, Rotheudt H, Kriegel M. Emission rate and particle size of bioaerosols during breathing,
297 speaking and coughing; 2020, <http://dx.doi.org/10.14279/depositonce-10331>, doi: 10.14279/depositonce-
298 10331, preprint Technische Universität Berlin.
- 299 **Johnson G**, Morawska L, Ristovski Z, Hargreaves M, Mengersen K, Chao CYH, Wan M, Li Y, Xie X, Katoshevski D,
300 et al. Modality of human expired aerosol size distributions. *Journal of Aerosol Science.* 2011; 42(12):839–851.
301 doi: [10.1016/j.jaerosci.2011.07.009](https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2011.07.009).
- 302 **Johnson GR**, Morawska L. The mechanism of breath aerosol formation. *Journal of Aerosol Medicine and*
303 *Pulmonary Drug Delivery.* 2009; 22(3):229–237. doi: [10.1089/jamp.2008.0720](https://doi.org/10.1089/jamp.2008.0720).
- 304 **Judson SD**, Munster VJ. Nosocomial Transmission of Emerging Viruses via Aerosol-Generating Medical Procedu-
305 res. *Viruses.* 2019 Oct; 11(10):940. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31614743>.
- 306 **Kähler CJ**, Hain R. Fundamental protective mechanisms of face masks against droplet infections. *Journal of*
307 *Aerosol Science.* 2020; accepted for publication.
- 308 **Kriegel M**, Hofer V, Zielke B, Rotheudt H, Eneff: Reine Räume - Optimierung von Luftströmungen bei minima-
309 lem Energieeinsatz : Abschlussbericht des Projektes der Technischen Universität Berlin im Rahmen des 6.
310 Energieforschungsprogrammes der Bundesregierung; 2017. doi: [10.2314/GBV:1012676811](https://doi.org/10.2314/GBV:1012676811).
- 311 **Loudon RG**, Roberts RM. Relation between the Airborne Diameters of Respiratory Droplets and the Diameter
312 of the Stains left after Recovery. *Nature.* 1967 Jan; 213(5071):95–96. <https://doi.org/10.1038/213095a0>.
- 313 **Loudon RG**, Roberts RM. Singing and the Dissemination of Tuberculosis. *American Review of Respira-*
314 *tory Disease.* 1968; 98(2):297–300. <https://www.atsjournals.org/doi/abs/10.1164/arrd.1968.98.2.297>, doi:
315 [10.1164/arrd.1968.98.2.297](https://doi.org/10.1164/arrd.1968.98.2.297), PMID: 5667756.
- 316 **Morawska L**. Droplet fate in indoor environments, or can we prevent the spread of infection? *Indoor Air.* 2006;
317 16(5):335–347. <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1111/j.1600-0668.2006.00432.x>, doi: [10.1111/j.1600-0668.2006.00432.x](https://doi.org/10.1111/j.1600-0668.2006.00432.x).
- 319 **Morawska L**, Johnson GR, Ristovski ZD, Hargreaves M, Mengersen K, Corbett S, Chao CYH, Li Y, Katoshevski D.
320 Size distribution and sites of origin of droplets expelled from the human respiratory tract during expiratory
321 activities. *Journal of Aerosol Science.* 2009; 40(3):256 – 269. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021850208002036>, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jaerosci.2008.11.002>.
- 323 **Morawska L**, Cao J. Airborne transmission of SARS-CoV-2: The world should face the reality. *Environment*
324 *International.* 2020; p. 105730. doi: [10.1016/j.envint.2020.105730](https://doi.org/10.1016/j.envint.2020.105730).
- 325 **Papineni RS**, Rosenthal FS. The Size Distribution of Droplets in the Exhaled Breath of Healthy Human Sub-
326 jects. *Journal of Aerosol Medicine.* 1997; 10(2):105–116. <https://doi.org/10.1089/jam.1997.10.105>, doi:
327 [10.1089/jam.1997.10.105](https://doi.org/10.1089/jam.1997.10.105), PMID: 10168531.
- 328 **Stadnytskyi V**, Bax CE, Bax A, Anfinrud P. The airborne lifetime of small speech droplets and their potential im-
329 portance in SARS-CoV-2 transmission. *Proceedings of the National Academy of Sciences.* 2020; 117(22):11875–
330 11877. <https://www.pnas.org/content/117/22/11875>, doi: [10.1073/pnas.2006874117](https://doi.org/10.1073/pnas.2006874117).
- 331 **Tellier R**. Review of aerosol transmission of influenza A virus. *Emerging infectious diseases.* 2006 Nov;
332 12(11):1657–1662. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17283614>.
- 333 **Wei J**, Li Y. Enhanced spread of expiratory droplets by turbulence in a cough jet. *Building and Environ-*
334 *ment.* 2015; 93:86 – 96. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360132315300329>, doi: <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2015.06.018>.
- 336 **Wölfel R**, Corman VM, Guggemos W, Seilmaier M, Zange S, Müller MA, Niemeyer D, Jones TC, Vollmar P,
337 Rothe C, Hoelscher M, Bleicker T, Brünink S, Schneider J, Ehmann R, Zwirgmaier K, Drosten C, Wendtner
338 C. Virological assessment of hospitalized patients with COVID-2019. *Nature.* 2020 May; 581(7809):465–469.
339 <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2196-x>.