Erhöhung der Aerosolbildung beim professionellen Singen

Dirk Mürbe[1], **Mario Fleischer**[1], **Julia Lange**[2], **Hansjörg Rotheudt**[2], **Martin Kriegel**[2]

***For correspondence:**
dirk.muerbe@charite.de (Dirk Mürbe); mario.fleischer@charite.de (Mario Fleischer)

[1]Charité – Universitätsmedizin Berlin, Klinik für Audiologie und Phoniatrie, Berlin, Deutschland; [2]Technische 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 erregerhaltigen 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***).

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

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

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

Ergebnisse

Wie im Methodenteil aufgeführt, werden bei der Partikelzählmessmethode verschiedene Größen der Partikel von > 0.3 µm bis > 10 µm detektiert. Wie im log-probability-Plot in ***Abbildung 1*** zu sehen, sind > 99 % aller detektierten Partikel ≤ 5 µm (> 80 % aller Partikel ≤ 1 µm). Aufgrund dieser Beobachtung werden die nachfolgenden Ergebnisse für Partikel der Größe 0.3 µm – 5 µm angegeben, was im Einklang mit der Übereinkunft ist, dass diese als Aerosolpartikel bezeichnet werden.

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

Die Untersuchungen zeigten erhebliche Unterschiede in den Emissionsraten für die verschiedenen Messsituationen.

In ***Abbildung 2*** sind sowohl die Mediane der Partikelquellstärken als auch die maximalen Schalldruckpegel für die unterschiedlichen Messsituationen Mundatmung, Sprechen und Singen dargestellt.

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

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

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

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

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

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

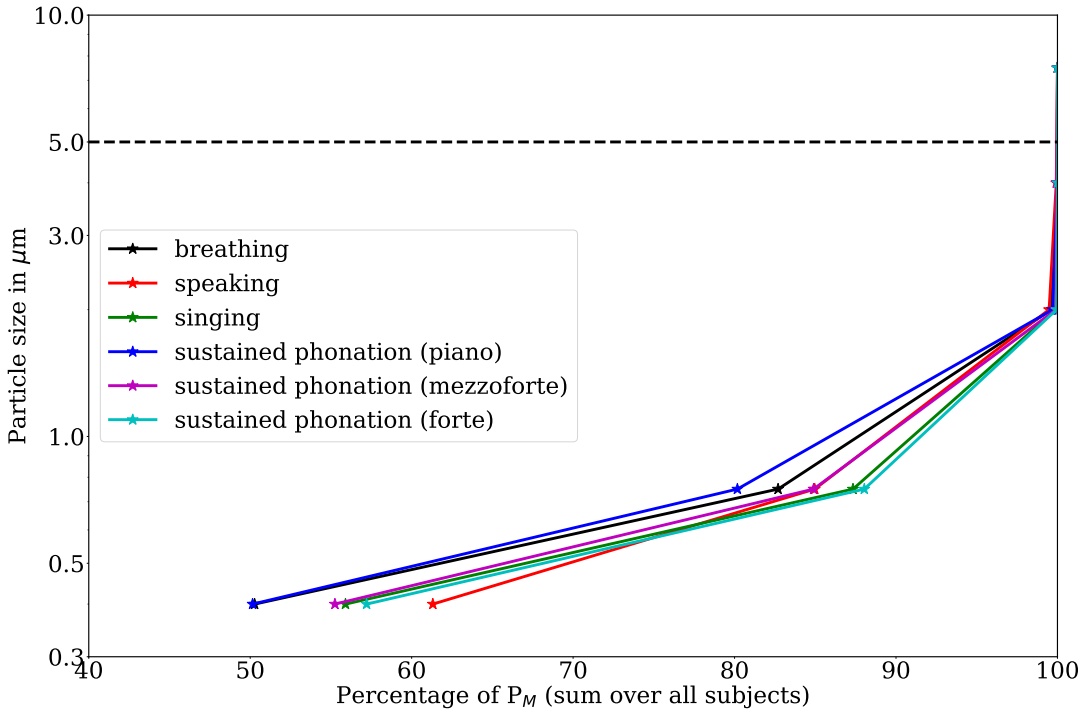

Abbildung 1. Log-probability-Plot der Häufigkeitsverteilung der Größe der detektierten Partikel. Unabhängig von der Messsituation sind > 99 % aller detektierten Partikel ≤ 5 µm (Strichlinie). Weiterhin zeigen alle Messsituationen, dass > 80 % aller Partikel ≤ 1 µm sind.

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

Diskussion

Aufgrund des erhöhten Risikos der Übertragung von SARS-CoV-2-Viren beim Singen und der beschriebenen Häufung von diesen Infektionen bei Chorproben ist die Erhebung von Partikelemissionen und der Beurteilung der Aerosole im Raum ein Kernstück für die Bewertung des Risikos von Ensemble- und Chorgesang in geschlossenen Räumen.

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

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

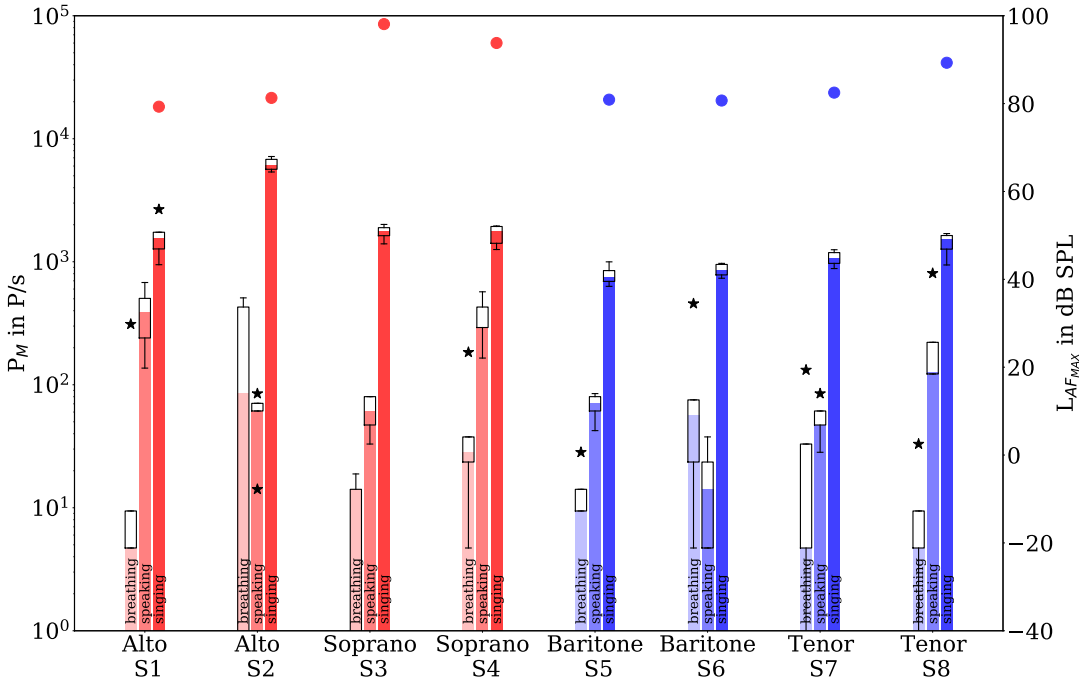

Abbildung 2. Boxplots der Partikelquellstärken (Balken repräsentiert den Median) in Abhängigkeit von Stimmgattung und Gender für die Messsituationen: Mundatmung, Sprechen und Singen (linke y-Achse). Nur Partikel ≤ 5 µm wurden berücksichtigt. Für das Singen sind zusätzlich die maximalen Schalldruckpegel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

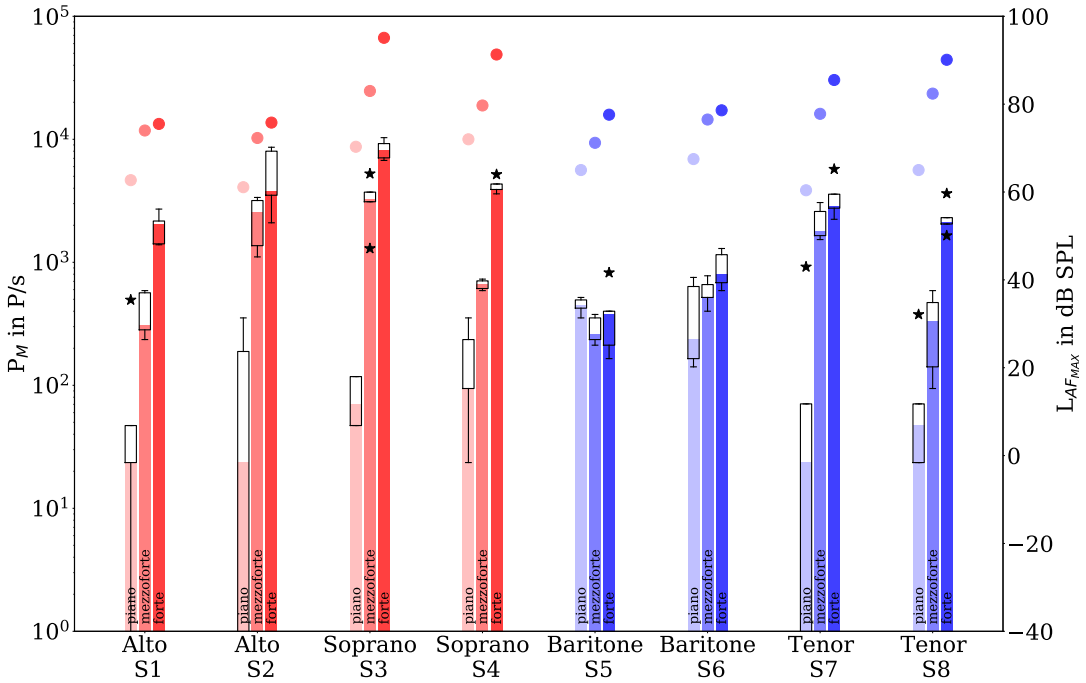

Abbildung 3. Boxplots der Partikelquellstärken (Balken repräsentiert den Median) in Abhängigkeit von Stimmgattung, Gender und Stimmstärke beim gehaltenen Vokal /a/ (linke y-Achse). Nur Partikel ≤ 5 µm wurden berücksichtigt. Für die unterschiedlichen Stimmstärken sind zusätzlich die maximalen Schalldruckpegel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

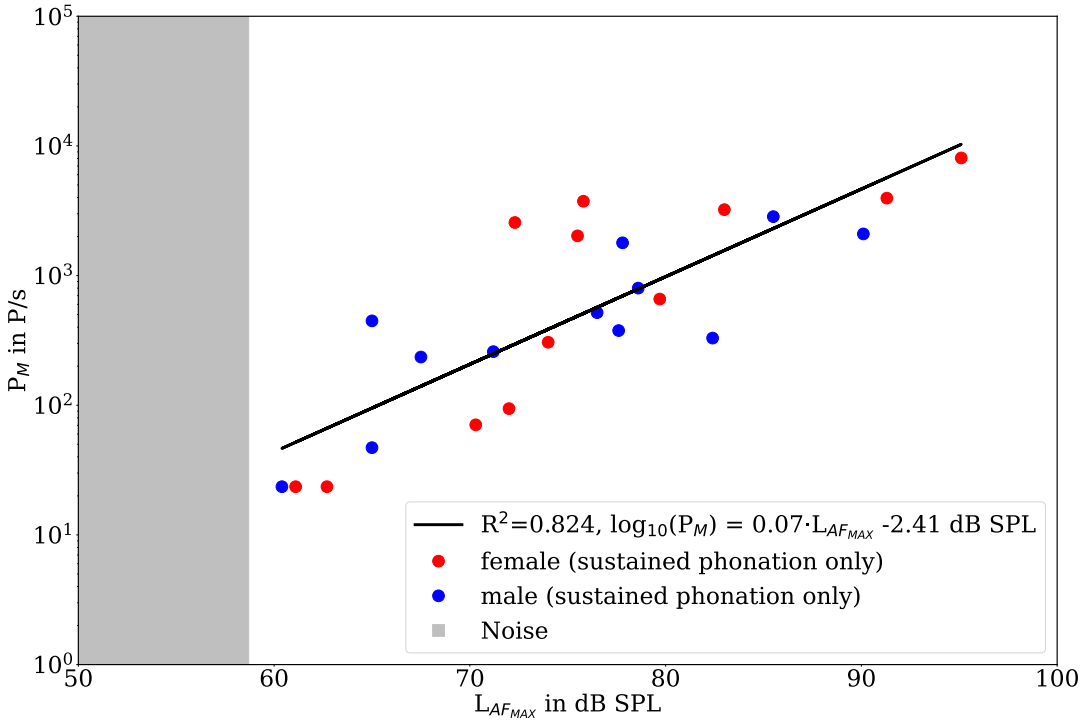

Abbildung 4. Zusammenhang zwischen Partikelquellstärken und dem maximalen Schalldruckpegel für die Messsituation gehaltener Vokal /a/ für alle drei Stimmstärken getrennt nach Geschlecht inklusive linearer Regression der logarithmierten Partikelquellstärken. Nur Partikel ≤ 5 µm wurden berücksichtigt.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

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

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

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

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

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

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

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

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

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

Material und Methoden

Probanden

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

Messaufbau – Partikelmessung

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

In dieser hochreinen Umgebung befindet sich der eigentliche Versuchsstand ***Abbildung 5***, bestehend aus einem durchströmten Glasrohr. Ein Volumenstrom durch das Rohr von 400 m^3/h wird von einer Filter Fan Unit (Ziehl-Abegg, Künzelsau, Deutschland) erzeugt. Mittig im Rohr befindet sich die Probenahmesonde des Laserpartikelzählers (Lighthouse Solair 3100 E, Lighthouse Worldwide Solutions, Fremont (CA)).

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

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

$$P_M = c_M \cdot \dot{V}_{FFU} \tag{1}$$

berechnet.

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

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

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

Messaufbau – Audiomessung

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

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

Messparadigma

Die Probandinnen und Probanden wurden in sitzender Position vor dem Messaufbau zur Partikelzählung im Reinraum platziert. Es wurden vier Testsituationen unterschieden:

(1) Ruheatmung durch den Mund

(2) Lesen eines standardisierten Textes

(3) Singen der Einzelstimme eines vierstimmigen Chorsatzes

(4) Aufnahme eines gehaltenen Tones auf den Vokal /a/, der jeweils zehn Sekunden gesungen wurde und mit leiser (piano), mittlerer (mezzoforte) und hoher (forte) Stimmstärke aufgenommen wurde.

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

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

Danksagung

Wir danken den Mitgliedern des RIAS Kammerchores für die Unterstützung.

Contributions

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

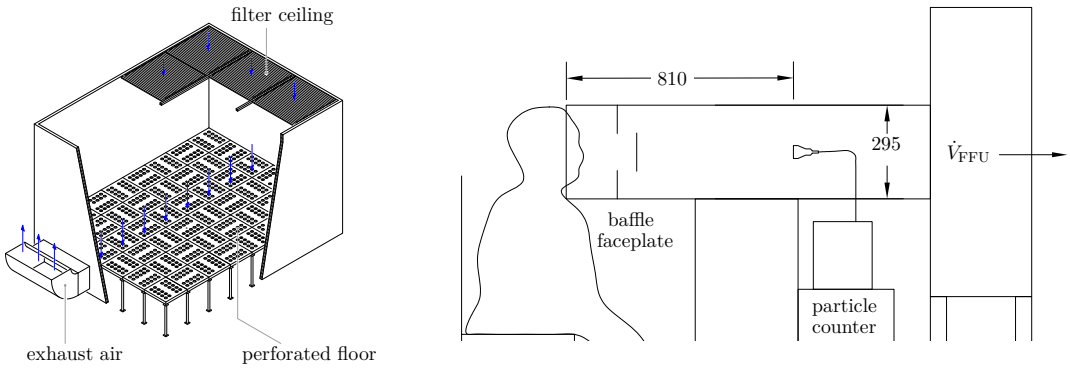

Abbildung 5. Links: Schematischer Aufbau des Reinraums mit vertikaler Verdrängungsströmung (Abbildung angepasst aus Abb. II-37 in ***Kriegel et al.*** (***2017***)). Rechts: Schematischer Versuchsaufbau mit einer Person in Reinraumbekleidung, deren ausgeatmete Luft vom Partikelzähler erfasst wird. Die 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

Anfinrud P, Stadnytskyi V, Bax CE, Bax A. Visualizing Speech-Generated Oral Fluid Droplets with Laser Light Scattering. New England Journal of Medicine. 2020; https://www.nejm.org/doi/full/10.1056/NEJMc2007800, doi: 10.1056/NEJMc2007800.

Asadi S, Bouvier N, Wexler AS, Ristenpart WD. The coronavirus pandemic and aerosols: Does COVID-19 transmit 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.

Asadi S, Wexler AS, Cappa CD, Barreda S, Bouvier NM, Ristenpart WD. Aerosol emission and superemission during human speech increase with voice loudness. Scientific Reports. 2019; 9(1):2348–. https://doi.org/10.1038/s41598-019-38808-z.

Asadi S, Wexler AS, Cappa CD, Barreda S, Bouvier NM, Ristenpart WD. Effect of voicing and articulation manner 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.

Bar-On YM, Flamholz A, Phillips R, Milo R. Science Forum: SARS-CoV-2 (COVID-19) by the numbers. Elife. 2020; 9:e57309. doi: 10.7554/eLife.57309.

Chao CYH, Wan MP, Morawska L, Johnson GR, Ristovski ZD, Hargreaves M, Mengersen K, Corbett S, Li Y, Xie X, Katoshevski D. Characterization of expiration air jets and droplet size distributions immediately at the mouth 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.

Chen-Yu C, Atkinson Joseph F, VanBenschoten John E, Bursik Marcus I, DePinto Joseph V. Image-Based System 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), doi: 10.1061/(asce)0733-9372(2000)126:3(258).

Couch RB, Cate TR, Douglas RG, Gerone PJ, Knight V. Effect of route of inoculation on experimental respiratory viral disease in volunteers and evidence for airborne transmission. Microbiology and Molecular Biology Reviews. 1966; 30(3):517–529. https://mmbr.asm.org/content/30/3/517.

van Doremalen N, Bushmaker T, Morris DH, Holbrook MG, Gamble A, Williamson BN, Tamin A, Harcourt JL, Thornburg NJ, Gerber SI, Lloyd-Smith JO, de Wit E, Munster VJ. Aerosol and Surface Stability of SARS-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.

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, Zhang K, Gao YW, Lu B, Chen W. Aerosol and Surface Distribution of Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus 2 in Hospital Wards, Wuhan, China, 2020. Emerging Infectious Disease journal. 2020; 26(7):1583. 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.

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.

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.

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.

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, 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-
318 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/
322 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.

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, 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.

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: htt-
335 ps://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, Zwirglmaier 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.