

HNO 2020 · 68:344–351

<https://doi.org/10.1007/s00106-020-00845-w>

Online publiziert: 26. März 2020

© Der/die Autor(en) 2020

I. Seiwert¹ · J. Jonen¹ · T. Rahne¹ · A. Lauenroth² · T. E. Hullar³ · S. K. Plontke¹ · R. Schwesig²¹ Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Universitätsklinikum Halle (Saale), Halle (Saale), Deutschland² Department für Orthopädie, Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Universitätsklinikum Halle (Saale), Halle (Saale), Deutschland³ Department of Otolaryngology – Head and Neck Surgery, Oregon Health & Science University, School of Medicine, Portland, USA

Posturale Regulation und Stabilität unter akustischem Input bei Normalhörenden

Hintergrund und Fragestellung

Die Haltungsverregulierung basiert auf komplexen Interaktionsmechanismen posturaler Subsysteme. Dass das auditorische System dabei neben visuellen, propriozeptiven und vestibulären Reizen (bzw. Subsystemen) ebenfalls eine Rolle spielt, wurde bisher schon mehrfach an gesunden Probanden [5, 8, 9, 11, 17, 18, 28, 31, 33, 35] wie auch an Patienten mit Hörrehabilitation gezeigt [10, 19, 29, 30, 33, 34]. Dabei wurde in der Mehrzahl der Studien ein positiver Einfluss des Hörens auf das Gleichgewicht und die posturale Stabilität genannt. In einigen Arbeiten ließ sich dem Einfluss auditorischen Inputs kein [2, 4, 5, 12, 13] oder auch ein destabilisierender Effekt [4, 14, 32] auf das Gleichgewicht zuschreiben. Die Studien unterscheiden sich teils deutlich hinsichtlich des Probandenkollektivs, der Auswahl des posturographischen Messverfahrens und der Art und Präsentation des Geräuschs.

In der Mehrzahl der etablierten Messverfahren erfolgt die Bewertung der Gleichgewichtsregulation bzw. der

Haltungskontrolle anhand von Parametern, die auf der Ausübung oder Durchführung definierter Abläufe oder Testsituationen basieren. So spiegeln beispielsweise die Gangabweichung beim Unterberger-Tretversuch, die Druckänderungen bei Fußplatten-Messsystemen oder die Oberkörperschwankung bei der Ganganalyse jeweils die Haltungsverregulierung wider. Diese Fähigkeit, die korrekte Haltung und Orientierung des Körpers im Raum zu gewährleisten, ist das Ergebnis (Produkt) komplexer regulatorischer Mechanismen eingangs beschriebener posturaler Subsysteme (Prozesse).

Für die Fragestellung, inwieweit diese Subsysteme untereinander interagieren und welchen hierarchischen Stellenwert sie jeweils situationsabhängig einnehmen, ist die alleinige Betrachtung der Produktebene oft nicht ausreichend, auch wenn sich Rückschlüsse teils indirekt vermuten lassen.

Bei dem Interactive Balance System (IBS, Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich) handelt es sich um ein Fußplatten-Messverfahren, das neben der Messung von Parametern der Produktebene wie Stabilität oder Kräfteschwankungen zwischen Vor- und Rückfuß auch einen Einblick in die Arbeitsweise posturaler Subsysteme (Prozessebene) ermöglicht, basierend auf einer frequenzorientierten Fast-Fourier-Analyse des Kraft-Zeit-Verhältnisses. Dabei kann jedem posturalen Subsystem ein entsprechender Frequenzbereich zugeordnet werden.

Dies wurde in verschiedenen Studien validiert: So konnte beispielsweise das Frequenzband F1 (0,03–0,1 Hz) durch vergleichende Untersuchungen an Sehbehinderten und Normalsehenden dem visuellen System zugeordnet werden [7, 21]. In ähnlicher Weise wurden die Frequenzbereiche des nigrostriatalen, des zerebellären, des peripher-vestibulären und des somatosensorischen Systems bei an M. Parkinson erkrankten Patienten (nigrostriatal) [23], bei Patienten mit Kleinhirnerkrankungen [23] (zerebellär), bei Patienten nach Cochleaimplantatversorgung [21] sowie Patienten mit Neuropathia vestibularis [24] (peripher-vestibulär) und bei Untersuchungen mit plantarem Kältereiz [21] (somatosensorisch) validiert.

Das IBS-System wurde bereits mehrfach auf Reliabilität überprüft [22, 24, 27] und diente zur Evaluierung von Einflussfaktoren auf die posturale Stabilität und Regulation, wie beispielsweise beim Kleinhirn und nigrostriatalen System [23], beim visuellen System [7, 20], oder zur Überprüfung des Prädiktors Alter [25].

Ziel dieser prospektiven experimentellen Studie war es, die Hypothese zu überprüfen, dass ein Einfluss akustischer Inputs auf die posturale Kontrolle vorliegt. Zudem erwarteten die Autoren, ein tiefergehendes Verständnis in Bezug auf die Interaktionsmechanismen der an der posturalen Regulation beteiligten Subsysteme zu erhalten.

Die Autoren I. Seiwert und J. Jonen haben gleichermaßen zum Entstehen dieser Arbeit beigetragen.

Ergebnisse dieser Arbeit wurden in Auszügen beim Hennig-Vertigo-Symposium im September 2018 in Halle vorgestellt.

Die englische Version dieses Beitrags ist unter <https://doi.org/10.1007/s00106-020-00846-9> zu finden.

Studiendesign und Untersuchungsmethoden

Die Studie wurde mit gesunden, normalhörenden Probanden durchgeführt. Als Einschlusskriterien galten ein Alter von 18–70 Jahren, ein Body-Mass-Index (BMI) <30, Normakusis nach DIN ISO 7029 (mittlere 4-Frequenz-Reintonhörschwelle, 4PTA_{0,5–4 kHz}) und fehlende subjektive und objektive Schwindelbeschwerden. Dementsprechend galten als Ausschlusskriterien der Einfluss von Medikamenten mit vestibulärer Beeinträchtigung, Alkohol oder Drogen sowie körperliche Einschränkungen.

Methode

Zur Prüfung der Einschlusskriterien wurde bei allen Probanden ein Trommelfellbefund erhoben, ein Reintonaudiogramm (Schalleitung) und ein Tympanogramm erstellt. Die vestibuläre Funktion wurde mittels Video-Kopfimpulstest des horizontalen Bogengangs (objektiv) sowie durch Beantwortung des Dizziness-Handicap-Inventory(DHI)-Fragebogens (subjektiv) evaluiert. Zudem erfolgte die Bestimmung des Richtungshörvermögens unter Berechnung des Lokalisationsfehlers als mittlerer quadratischer Fehler bei Schallpräsentation aus Winkeln von jeweils -90° , -45° , 0° , 45° und 90° . Alle Probanden willigten schriftlich in die Teilnahme an der Studie ein, welche durch die lokale Ethik-Kommission geprüft und genehmigt wurde und im Einklang mit der Deklaration von Helsinki steht (Nr. 2016-45).

Beim IBS handelt es sich um ein Fußplatten-Messsystem, bestehend aus 4 voneinander unabhängigen Kraftmessplatten, die jeweils dem Vorfuß oder der Ferse zugeordnet sind. Basierend auf der Messung vertikaler Druckschwankungen können allgemeine posturographische Parameter wie Stabilität oder Schwerpunktverlagerungen (Produktebene) bestimmt werden (Abtastfrequenz: 32 Hz). Darüber hinaus kann das Kraft-Zeit-Signal mittels Fast-Fourier-Transformation als Frequenzspektrogramm dargestellt werden. Dabei sind bestimmte Frequenzbänder den jeweiligen posturalen Subsystemen zugeordnet (**Tab. 1**): F1

entspricht dem visuellen [26] und nigrostriatalen [23] System, F2–4 dem peripher-vestibulären [21, 24], F5–6 dem somatosensorischen [21] und F7–8 dem zerebellären System [23]. Dies ermöglicht eine differenzierte Analyse der Aktivität einzelner an der posturalen Regulation beteiligter Komponenten (Prozessebene). Bei der Interpretation der Ergebnisse gilt es zu berücksichtigen, dass bis auf die Ausnahmen „left“ und „heel“ alle Parameter dimensionslos sind. Je niedriger die Werte (außer bei „Synchronisation“), desto höher ist der Grad der posturalen Regulation. Eine weiterführende detaillierte Beschreibung des IBS liegt bei Friedrich et al. [7], Schwesig et al. [25] und Reinhardt et al. [15] vor.

Bei der Messung selbst steht der Proband aufrecht und ohne Schuhe auf 2 Plattformen, in welche wiederum jeweils eine Messplatte für die Ferse und eine für den Vorfuß integriert sind. Die Platten sind in einem nach anterior offenen Winkel von 30° angeordnet (**Abb. 1**). Ein Messdurchlauf besteht aus 8 Testpositionen zu jeweils 32 s, wie in **Tab. 2** beschrieben.

Alle Messungen erfolgten in einer echoarmen, schallgedämmten Hörkabine (DIN ISO 8253, Nachhallzeit von $<0,35$ s). Jeder Messdurchlauf mit 8 Testungen wurde einmal verblockt in Ruhe mit Gehörsschutzstöpseln (E-A-R Classic, Fa. 3M, Saint Paul/MN, USA; einfacher Dämmwert, SNR, „single number rating“: 28 dB) und einmal unter Präsentation eines Geräuschs durchgeführt (Fastl-Rauschen [6], Frequenzspektrum: 40 Hz bis 20 kHz), welches über einen auf Ohrniveau adjustierten frontal positionierten Lautsprecher (Canton XL.3, Fa. Canton Elektronik GmbH & Co.KG, Weilrod, Deutschland), im Abstand von 1,85 m abgespielt wurde (**Abb. 1**). Die beiden Testkonditionen wechselten sich in einer pseudorandomisierten Reihenfolge ab.

Mit dem Ziel, subjektive Aspekte mit zu erfassen, mussten am Ende der Testung alle Probanden folgende 2 Fragen beantworten:

1. Welchen Einfluss hatte – Ihrem Gefühl nach – das Geräusch auf Ihren Gleichgewichtssinn (Antwortmög-

Hier steht eine Anzeige.

 Springer

Tab. 1 Prozess- und Produktparameter des IBS

Prozessparameter	
Frequenzbänder F1 (0,03–0,1 Hz) F2–4 (0,1–0,5 Hz) F5–6 (0,5–1,0 Hz) F7–8 (>1,0 Hz)	Posturales System Visuell und nigrostriatal Peripher-vestibulär Somatosensorisch Zerebellär
Produktparameter	
Parameter des motorischen Outputs	Beschreibung
Stabilitätsindikator (ST)	Berechnung aus der Quadratwurzel der Summe der quadrierten Differenzen zweier unmittelbar benachbarter Druckschwankungssignale. Beschreibt die posturale Stabilität. Je größer der ST-Wert, desto größer ist die Instabilität
Gewichtsverteilungsindex (WDI)	Standardabweichung des Körpergewichtsverteilungsscores (%) bezogen auf die 4 Platten (A,B,C,D) unter Annahme einer Gleichverteilungsrate von 25 % pro Platte
Synchronisation (Synch)	Verhältnis der Schwingungsmuster der 4 Platten zueinander, basierend auf 6 durch skalare Multiplikation berechnete Werte: 1000 = vollständige Koaktivität; –1000 = vollständige Kompensation; 0 = keine Koaktivität oder Kompensation
Vorfuß-Rückfuß-Ratio (Heel)	Prozentuale Lastverteilung der Vorfuß- vs. Rückfußbelastung unter Angabe der Rückfußbelastung
Seitigkeit (Left)	Prozentuale Lastverteilung rechts vs. links unter Angabe der linksseitigen Belastung

IBS Interactive Balance System (Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich)

- lichkeiten: verbessert, verschlechtert, kein Einfluss)?
2. Unter welchen Bedingungen hatten Sie das Gefühl, bei der Testung ein besseres Ergebnis zu erzielen (Antwortmöglichkeiten: mit Geräusch, ohne Geräusch, kein Unterschied)?

Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels IBM SPSS Statistics, Version 25.0, für Windows (Fa. IBM Co., Armonk/NY, USA). Der Mittelwertvergleich zwischen den beiden Konditionen mit Geräusch und verblockt wurde mittels Varianzanalyse (allgemeines lineares Modell) durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde nach Bonferroni-Korrektur für $p < 0,0056$ ($p < 0,05/9$) oder für $\eta_p^2 \geq 0,10$ als Indikator für die klinische Relevanz [16] festgelegt. Während mit dem p -Wert die Signifikanz bestimmt wird, erlaubt das partielle Eta-Quadrat (η_p^2) als Effektgrößenmaß eine Beurteilung der klinischen Relevanz.

Ergebnisse

Demografische Daten

In die Studie wurden 30 gesunde Probanden eingeschlossen (Altersdurchschnitt: $30,2 \pm 11,2$ Jahre; Spannweite: 19–62 Jahre; männlich: $n = 16$, weiblich: $n = 14$; BMI: $22,7 \pm 2,88$ kg/m²).

Alle Probanden wiesen Normakusis nach DIN ISO 7029 (4PTA_{0,5–4 kHz}) und einen regelrechten Trommelfellbefund auf. Tympanogramm und Video-Kopfpulstest zeigten sich normwertig. Der mittlere DHI-Score lag bei $0,4 \pm 1,1$. Beim Richtungshören wurde ein Lokalisationsfehler von $0,58^\circ \pm 2,25$ festgestellt.

Ergebnisse der IBS-Messung

Zwischen den beiden Konditionen zeigten sich keine signifikanten ($p < 0,0056$), jedoch klinisch relevanten Unterschiede ($\eta_p^2 \geq 0,10$): Im Vergleich der Fußplattenmessungen zwischen den Konditionen mit Geräusch und verblockt zeigte sich, bezogen auf den jeweiligen Mittelwert aller Positionen, in der Kondition mit Geräusch eine relevante ($\eta_p^2 \geq 0,10$) Re-

duktion der posturalen Regulation in den Frequenzbändern F1 (visuelles und nigrostriatales System, $\eta_p^2 = 0,122$) sowie F2–4 (peripher-vestibuläres System, $\eta_p^2 = 0,125$). Auf Produktebene ergab sich im Parameter WDI (Gewichtsverteilungsindex) eine relevante Zunahme mit Geräusch ($\eta_p^2 = 0,159$).

Hinsichtlich der posturalen Stabilität, die sich im ST-Parameter widerspiegelt, zeigte sich keine Änderung zwischen den beiden auditorischen Konditionen (Tab. 3).

Individuelle Ergebnisse

Basierend auf dem Quotienten (Q) der ST-Werte zwischen den Konditionen mit Geräusch und verblockt zeigte sich bei 30 % (9/30) eine Verbesserung der posturalen Stabilität in der Kondition mit Geräusch ($Q < 0,95$), 40 % (12/30) zeigten keinen Unterschied ($Q: 0,95–1,05$), und in weiteren 30 % (9/30) der Fälle kam es zu einer Verschlechterung in der Kondition mit Geräusch ($Q > 1,05$).

Subjektiver Eindruck

Hinsichtlich der subjektiven Auswertung gaben bei Frage 1 40 % (12/30) der Probanden an, das Geräusch habe ihren Gleichgewichtssinn verbessert, weitere 40 % (12/30) konnten über keinen Einfluss berichten, und 20 % (6/30) gaben eine Verschlechterung an. Bei Frage 2 hatten 50 % (15/30) der Probanden das Gefühl, mit Geräusch bei der Testung ein besseres Ergebnis zu erzielen, 20 % (6/30) gaben keinen Unterschied an, und bei 30 % (9/30) wurde ohne Geräusch über eine verbesserte Leistung berichtet.

Diskussion

In dieser Studie wurde der Einfluss des Hörens auf die posturale Regulation und Stabilität basierend auf einem Fußplatten-Messsystem bei gesunden, normalhörenden Probanden untersucht. Dabei konnte eine Umverteilung der Aktivität posturaler Subsysteme unter auditorischem Input nachgewiesen werden, während sich kein Unterschied hinsichtlich des Stabilitätsindikators (ST) ergab.

I. Seiwerth · J. Jonen · T. Rahne · A. Lauenroth · T. E. Hullar · S. K. Plontke · R. Schwesig

Posturale Regulation und Stabilität unter akustischem Input bei Normalhörenden

Zusammenfassung

Hintergrund. Die Haltungsregulierung basiert auf komplexen Interaktionenmechanismen posturaler Subsysteme. Dabei scheint auch das Hören einen Einfluss auf die posturale Kontrolle auszuüben.

Fragestellung. Ziel der Arbeit war es, den Einfluss auditorischer Inputs auf die posturale Stabilität zu erfassen und unter Berücksichtigung subjektiver Aspekte Erkenntnisse über Interaktionsmechanismen zwischen auditorischem Input und posturalen Subsystemen zu erhalten.

Material und Methoden. Bei 30 gesunden, normalhörenden Probanden wurde mittels Interactive Balance System (IBS; Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich) in 8 Testpositionen die posturale Regulation und Stabilität jeweils in den Konditionen mit Geräusch (frontale Präsentation) und verblockt ohne Geräusch

erfasst. Bei diesem elektrophysiologischen Messverfahren wird sowohl die posturale Kontrolle auf Produktebene (z. B. Stabilität, Gewichtsverteilung) wie auch mittels Fast-Fourier-Analyse des Kraft-Zeit-Verhältnisses die Arbeitsweise der posturalen Subsysteme auf Prozessebene (frequenzorientiert) erfasst. **Ergebnisse.** Es zeigte sich auf Prozessebene in der Kondition mit Geräusch eine relevante ($\eta_p^2 \geq 0,10$) Reduktion der posturalen Regulation in den Frequenzbändern F1 (0,03–0,1 Hz, visuelles und nigrostriatales System; $\eta_p^2 = 0,122$) sowie F2–4 (0,1–0,5 Hz, peripher-vestibuläres System; $\eta_p^2 = 0,125$). Auf Produktebene ergab sich im Parameter WDI (Gewichtsverteilungsindex) eine relevante Zunahme mit Geräusch ($\eta_p^2 = 0,159$). Bei der posturalen Stabilität (Parameter: Stabilitätsindikator, ST) zeigte sich keine

Änderung zwischen den beiden auditorischen Konditionen. Bezüglich der subjektiven Einschätzung des Einflusses auditorischer Inputs auf die Stabilität bestanden deutliche interindividuelle Schwankungen.

Schlussfolgerung. In dieser Studie wurde eine Umverteilung der Aktivität posturaler Subsysteme unter auditorischem Input nachgewiesen, während sich kein Unterschied hinsichtlich des Stabilitätsindikators (ST) zeigte. Daraus ergeben sich neue Erkenntnisse über Mechanismen audiovestibulärer Interaktion.

Schlüsselwörter

Posturographie · Muskuloskeletale physiologische Phänomene · Haltung · Hören · Gleichgewicht

Postural regulation and stability with acoustic input in normal hearing subjects. German version

Abstract

Background. Postural regulation is based on complex interactions among postural subsystems. The auditory system too appears to have an influence on postural control.

Objective. The aim of this study was to measure the influence of auditory input on postural control and to gain a deeper understanding of the interactions between auditory input and postural subsystems including subjective aspects.

Materials and methods. In 30 healthy normal-hearing subjects, postural regulation and stability was measured with the Interactive Balance System (IBS; Inc. neurodata GmbH, Wien, Österreich) in 8 test positions with noise (frontal presentation) and plugged without

noise. The IBS is an electrophysiological measurement device that measures postural control at the product level (e.g., stability, weight distribution) and the mechanisms of postural subsystems at the process level based on frequency-oriented fast-Fourier analysis of force–time relation.

Results. At the process level, we found a relevant reduction ($\eta_p^2 \geq 0,10$) of postural regulation with noise in the frequency bands F1 (visual and nigrostriatal system $\eta_p^2 = 0,122$) and F2–4 (peripheral vestibular system $\eta_p^2 = 0,125$). At the product level, the weight distribution index (WDI) parameter showed a relevant increase with noise ($\eta_p^2 = 0,159$). No difference between the

auditory conditions was found for postural stability (parameter: stability indicator, ST). Substantial interindividual variations in the subjective estimation of the influence of auditory inputs on stability were observed.

Conclusion. In this study, a shift in the activity of postural subsystems was observed with auditory input, while no difference was seen in ST. This leads to new insights into mechanisms of audiovestibular interaction.

Keywords

Posturography · Musculoskeletal physiological phenomena · Posture · Hearing · Postural balance

Das Verhältnis von Hören und Gleichgewicht wurde bisher mittels unterschiedlicher Herangehensweisen untersucht. Dabei kamen sowohl mobile als auch statische Messverfahren zum Einsatz. Die hier verwendete posturographische Messmethode (IBS) lässt sich, was die eingangs beschriebene Produktebene betrifft, in gewisser Weise mit anderen etablierten Fußplatten-Messsystemen vergleichen, die bei dieser Fragestellung zur Beurteilung der posturalen Stabilität verwendet wurden. Dabei spiegelt der

ST die posturale Stabilität wider und korreliert im Wesentlichen mit den in der Literatur beschriebenen Parametern anderer Messsysteme wie Schwankungsbereich, Schwankungsstrecke oder Schwankungsintensität [7].

Bisherige Arbeiten, deren Methoden auf Fußplattenmesssystemen basieren, berichten überwiegend von einem positiven Einfluss auditorischer Reize auf die Stabilität:

Bei Ross et al. [17] zeigte sich bei 19 gesunden Probanden eine reduzierte

Variabilität der Körperschwankung unter Präsentation von weißem Rauschen über Kopfhörer. Die Messung erfolgte hierbei mittels eines körperschwerpunkt-basierten Fußplatten-Messsystems. Dieser Effekt wurde mit der gleichen Methode auch bei einer älteren Population genannt [18].

Gandemer et al. [8] beschrieben eine Reduktion der Körperschwankung auf einem Fußplatten-Messsystem unter Präsentation von rotatorischem auditorischen Input im Vergleich zu einer Kon-

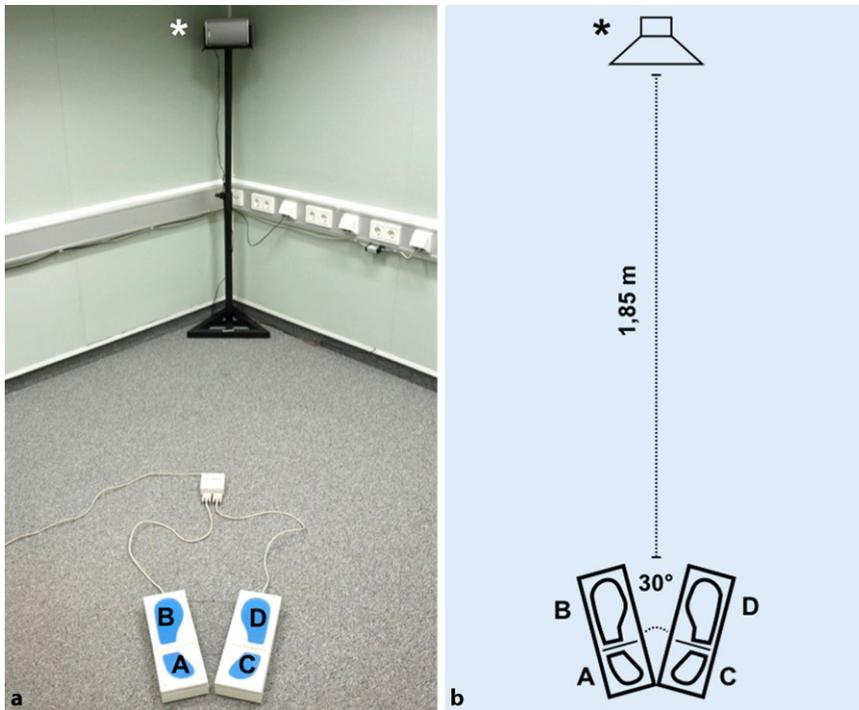


Abb. 1 ▲ **a** Übersicht und **b** schematische Darstellung des Messaufbaus in einer echoarmen, schallgedämmten Hörkabine. Sternchen Lautsprecher. A–D Kraftmessplatten des IBS-Messsystems (Interactive Balance System, Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich), in einem Winkel von 30° nach anterior angeordnet, mit Vorfuß- (B, D) und Fersenbereich (A, C)

dition mit einer statischen Schallquelle oder einer Kondition in Stille ($n=20$). In einer weiteren Arbeit untersuchten Gandemer et al. [9] bei 35 gesunden Probanden in 2 Experimenten 1. den Einfluss von verschiedenen statischen Schallquellen in einem echofreien und einem normalen Raum und 2. unter Zugabe multipler dreidimensional präsentierter Geräuschkulissen in echoreicher Umgebung. Zusammenfassend wiesen die Autoren eine Reduktion der Körperschwankung nach, die umso deutlicher ausgeprägt war, je reichhaltiger das auditorische Umfeld präsentiert wurde, was mit dem Modell einer räumlichen auditorischen Landkarte erklärt wurde.

In einer umfangreichen Studie wiesen Vitkovic et al. [33] bei Normalhörenden ($n=50$), bei Patienten mit Hörminderung ($n=28$) und bei Patienten mit vestibulärer Dysfunktion ($n=19$) einen positiven Effekt auditorischer Reize, insbesondere rotatorischer Reize, auf die posturale Stabilität nach. Die Messungen erfolgten dabei auf einem Nintendo-Wii-Balance-Board (Fa. Nintendo, Kyoto, Japan).

Eine weitere Untersuchung mit einem schwerpunktbasierten Fußplatten-Messsystem wurde von Stevens et al. [31] durchgeführt. Dabei wurden 18 Individuen, darunter 6 mit Gleichgewichtsstörungen, in unterschiedlichen auditorischen, visuellen und propriozeptiven Konditionen getestet. Unter anderem wurde ein auditorisches Umfeld durch 4 über Kreuz angeordnete Lautsprecher generiert, wobei eine signifikante Reduktion der Körperschwankung unter Schallexposition beschrieben wurde, was insbesondere bei den Individuen mit Gleichgewichtsstörungen deutlich wurde.

In einer bereits einige Jahre zurückliegenden Arbeit, die auf einem Fußplattenmesssystem mit Romberg-Test basierte, beschrieben Easton et al. [5] eine Reduktion der Körperschwankung unter Präsentation von 2 lateral angeordneten Schallquellen, was wiederum bei einer einzelnen Schallquelle nicht der Fall war. Dabei muss berücksichtigt werden, dass die lateral angeordneten Schallquellen nur wenige Zentimeter vor der Ohrmuschel platziert wurden.

Xu et al. [35] untersuchten den frequenzspezifischen Einfluss von Musik auf das Gleichgewicht bei 110 gesunden Probanden und berichteten von einer Verbesserung der posturalen Kontrolle bei 100 Hz.

Während die genannten Arbeiten im Wesentlichen einen Nutzen von auditorischen Reizen auf die posturale Stabilität beschreiben, stellten Palm et al. [13] bei 23 gesunden Individuen keinen signifikanten Nutzen von auditorischem Input (Musik über Kopfhörer) im Vergleich zu visuellen und propriozeptiven Situationen fest.

Eine weitere Studie, in der – basierend auf einem Fußplatten-Messsystem – die Körperschwankung bei 14 gesunden Probanden mit und ohne Gehörschutz während der Präsentation von posterior präsentiertem weißem Rauschen untersucht wurde, ergab ebenfalls keinen Einfluss des Hörens auf die posturale Stabilität [12]. Auch bei Azevedo et al. [2], die den frequenzspezifischen Einfluss von Schall auf die posturale Kontrolle bei 20 gesunden Probanden untersuchten, zeigte sich kein Unterschied.

In einer Arbeit, in der die „affektive“ Qualität des präsentierten Geräusches im Vordergrund stand, berichteten Chen et al. [4] über erhöhtes Schwanken in anterior-posteriorer Richtung während der räumlichen Präsentation von als unangenehm empfundenen Geräuschen, während bei angenehmen und neutralen Geräuschen kein Unterschied feststellbar war. Auch Park et al. [14] beschrieben eine Verschlechterung der körperschwerpunktbasierter Schwankung bei höheren Frequenzen, und bei Tanaka et al. [32] führte ein rotierender, über Kopfhörer präsentierter Schall zu erhöhtem Schwanken bei Älteren.

In der vorliegenden Arbeit zeigte sich bezüglich der posturalen Stabilität kein Unterschied zwischen den Konditionen mit Geräusch und verblockt. Dies ist vereinbar mit den Ergebnissen von Azevedo et al. [2], Maheu et al. [12] und Palm et al. [13], die ebenfalls keinen Vorteil durch auditorischen Input messen konnten. Auch bei Easton et al. [5] wurde bei Schallpräsentation von einer frontalen Schallquelle im Raum kein Vorteil im Vergleich zu Stereo-Sound festgestellt.

	Mit (+)/ohne (-) Schaumstoffpolster	Augen offen/ geschlossen	Kopfposition
NO	-	Offen	Gerade
NC	-	Geschlossen	Gerade
PO	+	Offen	Gerade
PC	+	Geschlossen	Gerade
HR	-	Geschlossen	45° nach rechts gedreht
HL	-	Geschlossen	45° nach links gedreht
HB	-	Geschlossen	Nach oben (Reklination)
HF	-	Geschlossen	Nach unten (Anteversion)

IBS Interactive Balance System (Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich)

Parameter	Deskriptive Statistik		Varianzanalyse		Effektgröße
	Mit Geräusch (MW \pm SD)	Verblockt (MW \pm SD)	p	η_p^2	d
F1	15,8 \pm 5,61	14,5 \pm 4,21	0,054	0,122	0,37
F2–4	8,44 \pm 1,99	8,17 \pm 1,79	0,051	0,125	0,38
F5–6	3,64 \pm 0,76	3,67 \pm 0,80	0,627	0,008	0,09
F7–8	0,66 \pm 0,16	0,64 \pm 0,15	0,259	0,044	0,22
ST	20,2 \pm 4,80	20,2 \pm 4,77	0,995	0,000	0
WDI	5,55 \pm 1,70	5,12 \pm 1,64	0,026	0,159	0,44
Synch	567 \pm 105	566 \pm 110	0,932	0,000	0
Heel (%)	46,0 \pm 7,79	46,4 \pm 7,04	0,627	0,008	0,09
Left (%)	50,5 \pm 2,49	50,1 \pm 2,20	0,071	0,108	0,35

IBS Interactive Balance System (Fa. neurodata GmbH, Wien, Österreich), *F* Frequenzband, *ST* Stabilitätsindikator, *WDI* Gewichtsverteilungsindex, *Synch* Synchronisation; *Heel* Vorfuß-Rückfuß-Ratio, *Left* Seitigkeit, *MW* Mittelwert, *SD* Standardabweichung
Signifikanz wurde für $p < 0,0056$ oder $\eta_p^2 \geq 0,10$ festgelegt und hervorgehoben

Dies scheint auch ein möglicher Erklärungsansatz für das Ergebnis dieser Studie zu sein: Hier wurde das Geräusch ebenfalls über eine frontal positionierte Schallquelle im Raum präsentiert, während in den meisten Studien, in denen ein positiver Effekt genannt wird, 2 oder mehr bzw. rotierende Schallquellen vorlagen. Dies ist auch mit Gandemer et al. [9] vereinbar, die schlussfolgerten, dass die posturale Stabilität umso mehr von auditorischen Inputs profitierte, je reichhaltiger bzw. komplexer das auditorische Umfeld beschaffen war, was, wie in diesem Fall, mit einer einzigen Schallquelle in einem echoarmen Umfeld, nicht gegeben war.

Möglicherweise macht sich der Nutzen auditorischen Inputs vermehrt bei mobilen Aufgaben bemerkbar, die ei-

ne komplexe Interaktion der posturalen Subsysteme und ständige Abfrage der eigenen Position in Bezug auf den Raum erforderlich machen, wie es bereit in einer vorausgehenden Arbeit beim Unterberger-Tretversuch (auch Fukuda-Tretversuch genannt) beschrieben wurde [28].

Auf Produktebene zeigt sich des Weiteren ein größerer Gewichtsverteilungsindex in der Kondition mit Geräusch (WDI: 5,55) im Vergleich zur Kondition verblockt (WDI: 5,12). Auch wenn der Wert sich innerhalb des Referenzbereichs befindet [25], sind diese Unterschiede dennoch Indizien für eine Gewichtsverteilung unter Präsentation auditorischer Signale.

In Bezug auf die Prozessebene, die einen Einblick in die Arbeitsweise posturaler Subsysteme ermöglicht, zeigte sich

bei der Analyse der Frequenzbereiche jeweils ein Effekt in den Frequenzbändern F1 und F2–4, was auf eine Reduktion der posturalen Regulation in den visuellen und vestibulär-nigrostriatalen Subsystemen unter auditorischem Input hindeutet. Diese Beobachtung ist insofern von Bedeutung, als daraus Hinweise auf Umverteilungsmechanismen posturaler Subgruppen zu entnehmen sind. Unter auditorischem Input weisen die visuelle und die vestibuläre Achse eine reduzierte Aktivität auf, was sich in einer niedrigeren posturalen Regulationsfähigkeit dieser Bereiche widerspiegelt. Dies scheint einem Kompensationsmechanismus zu folgen, da sich insgesamt auf Produktebene keine Auswirkung auf die posturale Stabilität ergibt. Die somatosensorischen und zerebellären Frequenzen sind davon nicht betroffen. Auch Maheu et al. [12] beschrieben eine sensorische Umverteilung im Sinne einer Zunahme der Gewichtung der visuellen Komponente in Abwesenheit von Schall, was sich bei der somatosensorischen Ebene nicht zeigte. Somit unterstützen die Ergebnisse der hier vorliegenden Arbeit diese Studie.

Sensorische Umverteilungsmechanismen wurden bereits anderweitig beschrieben und untersucht [1]: Baltes und Baltes [3] verdeutlichten in dem als universell anzuwendenden Modell der selektiven und kompensatorischen Optimierung – welches durchaus auch auf das posturale System übertragen werden kann – eine kompensatorische Ressourcenverteilung zugunsten einer optimierten Funktionsfähigkeit.

Was den subjektiven Eindruck des Hörens auf das Gleichgewicht betrifft, so fallen die Ergebnisse interindividuell teils deutlich unterschiedlich aus. Auch wenn sich, je nach Frage, bei 40 % der Probanden der Gleichgewichtssinn durch das Geräusch verbessert habe und 50 % das Gefühl hatten, mit Geräusch ein besseres Ergebnis zu erzielen, gaben dennoch 20 % eine Verschlechterung durch das Geräusch bzw. 30 % eine bessere Leistung ohne Geräusch an.

Dies ist möglicherweise auch auf die Art des Geräuschs zurückzuführen. Das hier verwendete Fastl-Rauschen [6] gleicht hinsichtlich seiner spektralen

Verteilung und Hüllkurvenschwankung menschlicher Sprache und hat den Vorteil, kognitiv nicht abzulenken. Dennoch scheint es von einzelnen Individuen als unangenehm empfunden zu werden, was sich auch negativ auf die posturale Kontrolle auswirken kann. Dies wurde in der Studie von Chen et al. [4] gezeigt: Die Autoren berichteten von erhöhtem Schwanken auf einer Messplatte bei unangenehmen Geräuschen verglichen mit neutralen oder angenehmen Geräuschen.

Fazit für die Praxis

- In dieser Studie wiesen die Autoren unter auditorischem Input eine Umverteilung der Aktivität posturaler Subsysteme nach und erzielten Erkenntnisse über audiovestibuläre Interaktionsmechanismen.
- Das Ausmaß des Einflusses auditorischer Reize auf die posturale Kontrolle scheint von mehreren Faktoren wie Qualität und Quantität des auditorischen Umfelds und dessen subjektiver Wirkung wie auch von der Komplexität und Dynamik der Testuntersuchung abhängig zu sein, was Gegenstand weiterführender Studien sein sollte.

Korrespondenzadresse

Dr. I. Seiwerth

Klinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Universitätsklinikum Halle (Saale)
Ernst-Grube-Str. 40, 06120 Halle (Saale), Deutschland
ingmar.seiwerth@uk-halle.de

Funding. Open Access funding provided by Projekt DEAL.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. I. Seiwerth, J. Jonen, T. Rahne, A. Lauenroth, T. E. Hullar, S. K. Plontke und R. Schwesig geben an, dass kein Interessenkonflikt besteht.

Alle beschriebenen Untersuchungen am Menschen oder an menschlichem Gewebe wurden mit Zustimmung der zuständigen Ethikkommission (Nr. 2016-45), im Einklang mit nationalem Recht sowie gemäß der Deklaration von Helsinki von 1975 (in der aktuellen,

überarbeiteten Fassung) durchgeführt. Von allen beteiligten Patienten liegt eine Einverständniserklärung vor.

Open Access Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Asslander L, Peterka RJ (2014) Sensory reweighting dynamics in human postural control. *J Neurophysiol* 111:1852–1864
2. Azevedo R, Teixeira N, Abade E et al (2016) Effects of noise on postural stability when in the standing position. *Work* 54:87–91
3. Baltes PB, Baltes MM (1989) Selective optimization with compensation—a psychological model of successful aging. *Z Padagog* 35:85–105
4. Chen X, Qu X (2017) Influence of affective auditory stimuli on balance control during static stance. *Ergonomics* 60:404–409
5. Easton RD, Greene AJ, Dizio P et al (1998) Auditory cues for orientation and postural control in sighted and congenitally blind people. *Exp Brain Res* 118:541–550
6. Fastl H (1987) Ein Störgeräusch für Sprachaudiometrie. *Audiol Acoust* 2:22–13
7. Friedrich M, Grein HJ, Wicher C et al (2008) Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. *Exp Brain Res* 186:305–314
8. Gandemer L, Parseihian G, Kronland-Martinet R et al (2014) The influence of horizontally rotating sound on standing balance. *Exp Brain Res* 232:3813–3820
9. Gandemer L, Parseihian G, Kronland-Martinet R et al (2017) Spatial cues provided by sound improve postural stabilization: evidence of a spatial auditory map? *Front Neurosci* 11:357
10. Hallemans A, Mertens G, Van De Heyning P et al (2017) Playing music May improve the gait pattern in patients with bilateral caloric Areflexia wearing a cochlear implant: results from a pilot study. *Front Neurol* 8:404
11. Karim AM, Rumalla K, King LA et al (2018) The effect of spatial auditory landmarks on ambulation. *Gait Posture* 60:171–174
12. Maheu M, Sharp A, Landry SP et al (2017) Sensory reweighting after loss of auditory cues in healthy adults. *Gait Posture* 53:151–154
13. Palm HG, Strobel J, Achatz G et al (2009) The role and interaction of visual and auditory afferents in postural stability. *Gait Posture* 30:328–333
14. Park SH, Lee K, Lockhart T et al (2011) Effects of sound on postural stability during quiet standing. *J Neuroeng Rehabil* 8:67
15. Reinhardt L, Heilmann F, Teicher M et al (2019) Comparison of posturographic outcomes between two different devices. *J Biomech* 86:218–224
16. Richardson JTE (2011) Eta squared and partial eta squared as measures of effect size in educational research. *Educ Res Rev* 6:135–147
17. Ross JM, Balasubramaniam R (2015) Auditory white noise reduces postural fluctuations even in the absence of vision. *Exp Brain Res* 233:2357–2366
18. Ross JM, Will OJ, McGann Z et al (2016) Auditory white noise reduces age-related fluctuations in balance. *Neurosci Lett* 630:216–221
19. Rumalla K, Karim AM, Hullar TE (2015) The effect of hearing aids on postural stability. *Laryngoscope* 125:720–723
20. Schwartz S, Segal O, Barkana Y et al (2005) The effect of cataract surgery on postural control. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 46:920–924
21. Schwesig R (2006) Das posturale System in der Lebensspanne. Kovac, Hamburg
22. Schwesig R, Becker S, Fischer D (2014) Intraobserver reliability of posturography in healthy subjects. *Somatosens Mot Res* 31:16–22
23. Schwesig R, Becker S, Lauenroth A et al (2009) A novel posturographic method to differentiate sway patterns of patients with Parkinson's disease from patients with cerebellar ataxia. *Biomed Tech* 54:347–356
24. Schwesig R, Fischer D, Becker S et al (2014) Intraobserver reliability of posturography in patients with vestibular neuritis. *Somatosens Mot Res* 31:28–34
25. Schwesig R, Fischer D, Kluttig A (2013) Are there changes in postural regulation across the lifespan? *Somatosens Mot Res* 30:167–174
26. Schwesig R, Goldich Y, Hahn A et al (2011) Postural control in subjects with visual impairment. *Eur J Ophthalmol* 21:303–309
27. Schwesig R, Hollstein L, Plontke SK et al (2017) Comparison of intraobserver single-task reliabilities of the Interactive Balance System (IBS) and Vertiguard in asymptomatic subjects. *Somatosens Mot Res* 34:9–14
28. Seiwerth I, Jonen J, Rahne T et al (2018) Influence of hearing on vestibulospinal control in healthy subjects. German version. *HNO* 66:590–597
29. Shayman CS, Earhart GM, Hullar TE (2017) Improvements in gait with hearing aids and cochlear implants. *Otol Neurotol* 38:484–486
30. Shayman CS, Mancini M, Weaver TS et al (2018) The contribution of cochlear implants to postural stability. *Laryngoscope* 128:1676–1680
31. Stevens MN, Barbour DL, Gronski MP et al (2016) Auditory contributions to maintaining balance. *J Vestib Res* 26:433–438
32. Tanaka T, Kojima S, Takeda H et al (2001) The influence of moving auditory stimuli on standing balance in healthy young adults and the elderly. *Ergonomics* 44:1403–1412
33. Vitkovik J, Le C, Lee SL et al (2016) The contribution of hearing and hearing loss to balance control. *Audiol Neurootol* 21:195–202
34. Weaver TS, Shayman CS, Hullar TE (2017) The effect of hearing aids and cochlear implants on balance during gait. *Otol Neurotol* 38:1327–1332
35. Xu H, Ohgami N, He T et al (2018) Improvement of balance in young adults by a sound component at 100 Hz in music. *Sci Rep* 8:16894

SARS-CoV-2: HNO-Ärzte besonders gefährdet

Schutzausrüstung dringend benötigt / Nicht notwendige Eingriffe verschieben

Bonn, April 2020 – Das neuartige Coronavirus SARS-CoV-2 ist weltweit vor allem deshalb gefürchtet, weil es schwere, in vielen Fällen auch tödliche Lungenentzündungen verursachen kann. Die größte Virusdichte findet sich in der Regel aber nicht in der Lunge, sondern in den oberen Atemwegen, vor allem in der Nase und im Nasenrachenraum. Hals-Nasen-Ohren-Ärzte sind daher einem besonders hohen Infektionsrisiko ausgesetzt. Die Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie (DGHNO-KHC) richtet sich daher mit einem dringenden Appell an Fachkollegen, Patienten und Verantwortliche im Gesundheitswesen, um gemeinsam den Schutz von Ärzten, medizinischem Fachpersonal und Patienten in der HNO zu verbessern.

Erste Analysen der Erkrankungswellen in China (Wuhan), Italien und dem Iran zeigen bereits jetzt, dass HNO-Ärzte besonders häufig von einer SARS-CoV-2-Infektion und der durch sie verursachten Erkrankung COVID-19 betroffen sind. Professor Dr. med. Andreas Dietz, Präsident der DGHNO-KHC und Direktor der Universitäts-Hals-Nasen-Ohren-Klinik Leipzig, erklärt: „Die Schleimhäute der oberen Atemwege wirken wie ein Virenreservoir. Von dort aus gelangen die Viren nicht nur beim Husten, Niesen und Sprechen nach außen – auch viele HNO-ärztliche Untersuchungen und Eingriffe wirbeln feinste Tröpfchen auf und lassen einen stark virushaltigen Sprühnebel entstehen.“ Noch einmal gesteigert werde die Ansteckungsgefahr dadurch, dass für die Behandlung eine große räumliche Nähe zum Patienten erforderlich sei.

Auch aus einem anderen Grund arbeiten HNO-Ärzte quasi an vorderster Front: Viele Infizierte entwickeln zunächst recht unspezifische Symptome im HNO-Bereich, vor allem Atemwegsbeschwerden oder Erkältungssymptome, aber auch Riech- oder Schmeckstörungen. „Sie suchen daher häufig einen HNO-Arzt auf, noch bevor sie auf das neue Virus getestet wurden“, sagt Dietz. Weil eine Infektion mit dem neuartigen Coronavirus zudem oft sehr mild, mit unspezifischen Symptomen oder gar symptomlos verlaufe, müsse derzeit jeder Patient so behandelt werden, als sei er infiziert. Denn mittlerweile weiß man, dass auch symptomlose SARS-CoV-2-Träger das Virus ebenso weitergeben können wie Patienten, die erkennbar erkrankt sind.

Die DGHNO-KHC rät HNO-Ärzten daher dringend dazu, bei allen Eingriffen eine zusätzliche Schutzausrüstung mit idealerweise FFP-2-Mund-Nasen-Schutzmaske und Augenschutz (Visier) anzulegen. Bei definitiv erkrankten COVID-19-Patienten sind weitreichendere Schutzmaßnahmen insbesondere bei dringenden Eingriffen an den oberen Luftwegen, vor allem der Luftröhre zu bedenken. Als un-

haltbar bezeichnet es die Fachgesellschaft, dass von dem derzeitigen Mangel an Schutzkleidung auch viele HNO-Ärzte betroffen sind. Aufgrund ihrer besonders exponierten Tätigkeit müssten sie prioritär ausgestattet werden.

International gibt es bereits klare Empfehlungen, Eingriffe, die mit einem besonders hohen Infektionsrisiko für den Arzt verbunden sind, während der Corona-Krise auszusetzen. „Dieser Empfehlung möchten wir uns vollumfänglich anschließen“, sagt DGHNO-KHC-Präsident Dietz. Auf verschiebbare Untersuchungen und Behandlungen solle derzeit generell verzichtet werden. Auch die Patienten könnten dazu beitragen, das Infektionsrisiko für beide Seiten zu senken, indem sie HNO-Praxen oder -Ambulanzen nur nach telefonischer Absprache aufsuchten.

Noch längst ist die neue Erkrankung nicht in all ihren Facetten bekannt. Daher ruft die DGHNO-KHC alle HNO-Ärzte dazu auf, ihre Erfahrungen mit COVID-19 an die Fachgesellschaft zu melden – wie etwa den Fall eines Patienten, der sich ursprünglich mit einer schweren, blutigen Entzündung der Nasenschleimhaut vorstellte. Solche ungewöhnlichen Fallberichte seien ein wertvoller Erfahrungsschatz, der an alle Fachmitglieder weitergegeben wird, betont Dietz. Sie könnten dazu beitragen, die große Bandbreite möglicher COVID-19-Symptome zu erfassen, um dann im Einzelfall schneller reagieren zu können: „Wir alle lernen gerade erst, mit diesem neuen Krankheitsbild umzugehen.“

Quelle: Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V. (DGHNO-KHC)

Literatur zum Thema:

- Dringender Appell an das BMG: Atemschutzmasken für HNO-Ärzt*innen und Phoniater*innen besonders wichtig: https://cdn.hno.org/media/Corona-Ticker/Stellungnahme_HNO-PP-Verb%C3%A4nde_zu_Atemschutzmasken_23-3-20.pdf
- <https://www.entuk.org/tracheostomy-guidance-during-covid-19-pandemic>
- <https://www.entuk.org/entuk-guidelines-changes-ent-during-covid-19-pandemic>
- <https://www.entnet.org/content/academy-supports-cms-offers-specific-nasal-policy>
- <http://msg.entnet.org/q/12EIVEPLLnVDGyHVAzPT0872/wv>
- <https://link.springer.com/article/10.1007%2Fs00101-020-00758-x>
- <https://jamanetwork.com/journals/jamaotolaryngology/fullarticle/2763406>

Kontakt für Journalisten:

Pressestelle
Deutsche Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde,
Kopf- und Hals-Chirurgie e. V. (DGHNO-KHC)
Stephanie Priester
Postfach 30 11 20
70451 Stuttgart
Tel.: 0711 8931-605
Fax: 0711 8931-167
E-Mail: priester@medizinkommunikation.org