

Messung der Höranstrengung älterer Mitarbeiter eines Callcenters mittels neuroergonomischer Messmethoden.

Neuroergonomic assessment of listening effort in older call center employees.

Axel Winneke¹, Markus Meis², Jan Wellmann¹, Tobias Bruns¹, Stefan Rahner³, Jan RENNIES¹, Frank Wallhoff¹, Stefan Goetze¹

¹Fraunhofer IDMT, Projektgruppe Hör-, Sprach-, und Audiotechnologie, Marie-Curie-Straße 2, 26129 Oldenburg, axel.winneke@idmt.fraunhofer.de

²Hörzentrum GmbH, Marie-Curie-Straße 2, 26129 Oldenburg

³TARGIS GmbH, Mittelkamp 118, 26125 Oldenburg

Kurzfassung

Ein erhöhter Lärm- oder Geräuschpegel führt zu einer erhöhten Höranstrengung. Es wird somit in Störgeräuschen schwieriger, einer Konversation zu folgen. Ist ein Mensch einer solchen, schwierigen Hörumgebung über einen längeren Zeitraum ausgesetzt, kann dies zusätzlich zu einer (kognitiven) Ermüdung führen. Mitarbeiter in Support- und Service-Centern sind diesem Problem in besonderem Maße ausgesetzt. Technische Assistenzsysteme können in solchen Situationen die Mitarbeiter unterstützen. Eine solche Technologie ist z.B. eine individuelle, d.h. auf das Hörvermögen und die Hörpräferenz des Nutzers angepasste Hörunterstützung am Telearbeitsplatz. In dieser Studie wird der Nutzen eines Systems zur Hörunterstützung durch Aufzeichnung der elektrophysiologische Gehirnaktivität (Elektroenzephalogramm – EEG) objektiv evaluiert. Die Aufgabe der Probanden bestand darin, gesprochenen Sätzen in Störgeräusch zuzuhören, um anschließend Fragen zu dem Inhalt der Sätze zu beantworten. Die EEG-Ergebnisse deuten darauf hin, dass die technologische Hörunterstützung zu einer Reduktion der Aktivität im Alpha-Frequenzband im EEG (9-10 Hz) führt. Dies wird als eine Reduktion der Höranstrengung bzw. der daraus resultierende kognitiven Belastung interpretiert. Dieser Befund deckt sich auch mit der subjektiven Einschätzung der empfundenen Anstrengung. Die Ergebnisse zeigen, dass eine individuelle Hörunterstützung eine wichtige Maßnahme ist, um den Komfort zu erhöhen und den Mitarbeiter zu entlasten. Mit Blick auf den demografischen Wandel ist dies von besonderer Bedeutung.

Abstract

An increased level of background noise can lead to an elevated listening effort and it becomes more difficult to follow a conversation. Being exposed to such a listening environment for an extended period of time can further induce (cognitive) fatigue. Employees in support and service centers are especially faced with these challenges. Technical assistance devices can support employees in these situations. One such technology is hearing support within the telephone that is customized to the individual's hearing ability and listening preferences. In the current study, the benefits of this hearing support technology were evaluated objectively by recording electrophysiological brain activity (electroencephalogram – EEG). The participants' task in this study was to listen to spoken sentences in a noisy background and subsequently answer questions regarding the content of these sentences. The EEG data indicated that the technological hearing support was linked to a decrease in the alpha frequency band activity in the EEG (9 – 10 Hz). This can be interpreted as a reduction in listening effort or cognitive load, which is often due to increased listening effort. This finding matches well the participants' subjective ratings of the experienced effort during the tasks. The results show that an individualized hearing support is an important measure to increase comfort and improve employees' work environment by reducing listening effort. This is of particular importance in the context of demographic change.

1 Hintergrund

In akustisch schwierigen Kommunikationsumgebungen wie Support- und Service-Centern können persönlich, anpassbare Hörunterstützungsmechanismen, die z.B. durch den Einsatz in Hörhilfen bekannt sind, das Sprachverstehen und den Hörkomfort verbessern und somit die Nutzer auch kognitiv entlasten [1]. In diesem Beitrag soll daher das Arbeitsumfeld und die Arbeitsprozesse für Telekommunikationsarbeitsplätze in Support- und Servicecentern im Hinblick auf Höranstrengung die kognitive Belastung

untersucht werden. Die Mitarbeiter müssen sich unmittelbar auf die Belange der Kunden einstellen, ihr Anliegen erkennen und eine Lösung anbieten. Dafür müssen sie beratungsrelevante Informationen über verschiedene elektronische Datenbanken zügig eingeben und abrufen. Gerade älteren Arbeitnehmern mit bereits eingeschränktem Hörvermögen fällt die Erbringung einer schnellen und flexiblen Beratung schwerer. Etwa 12-14 Millionen Menschen in Deutschland im Alter von 15-75 Jahren weisen einen versorgungsbedürftigen Hörverlust auf. In der Gruppe der 50-65-jährigen Personen trifft das auf jeden Vierten zu [2]. Die Anzahl dieser Altersgruppe wird von

9,4 Millionen (2000) auf über 13 Millionen im Jahr 2020 angewachsen sein. Dieser Zuwachs hat auch eine gesellschaftspolitische und wirtschaftliche Bedeutung. Ältere Mitarbeiter sind hinsichtlich der Arbeitsplatzgestaltung, nicht nur in Callcentern, aufgrund sensorischer und kognitiver Einschränkungen besonders zu berücksichtigen. Diese Aspekte ziehen, neben der Zurverfügungstellung hörassistiver Technologien, weitere Implikationen für die Gestaltung altersgerechter Arbeitsplätze nach sich. Insgesamt soll der ältere Mitarbeiter kognitiv entlastet werden, um auch kompensatorischen Nebeneffekten einer erhöhten physiologischen Aktivierung entgegenzuwirken [3].

Bei einer Analyse der Arbeitsanforderungen der Call-Center und Kundensupport-Center wurde sehr deutlich, dass besonders ältere Mitarbeiter kognitiv stark gefordert sind, und dass eine Höreinschränkung nicht nur dazu führt, dass Kundeninformationen nicht verstanden werden, sondern eine erhöhte Höranstrengung die ohnehin knappen kognitiven Ressourcen zusätzlich belastet [3,4]. Diese Interpretation passt in die Geteilte-Ressourcen-Theorie [5], die besagt, dass sensorische und kognitive Prozesse auf ein gemeinsames Reservoir an (neuronalen) Ressourcen zugreifen. Werden aufgrund von sensorischen Beeinträchtigungen mehr Ressourcen für die Signalverarbeitung aufgewendet, fehlen diese für nachfolgende kognitive Prozesse, oder müssen durch einen Mehraufwand kompensiert werden, was letztlich zu einer (kognitiven) Ermüdung führen kann. Methoden der Neuroergonomie verfügen über das Potenzial Veränderungen in neurokognitiven Ressourcen zu messen und bieten somit ein geeignetes Werkzeug (z.B. durch Ableitung eines Elektroenzephalogramms (EEG)), um kognitive Belastung und Höranstrengung am Arbeitsplatz zu quantifizieren [6]. Erste Studien zeigen das Veränderungen im Alpha-Frequenzband des EEG neurophysiologische Indikatoren für kognitive Last und Höranstrengung darstellen [7,8].

1.1 Motivation

Untersuchungen von unterschiedlichen Telefonsignalen zeigten eine starke Varianz der Terzbandpegel über das nutzbare Frequenzspektrum. So werden einige Signale als eher dumpf und leise beurteilt, während andere als unangenehm laut und schrill beurteilt werden [9]. An Kommunikationsarbeitsplätzen in Support- und Service-Centern kommen zusätzlich oft störende Nebengeräusche durch die Gespräche der Arbeitskollegen hinzu. Dies verschlechtert zusätzlich Hörkomfort und Sprachverstehen und führt zu einer erhöhten Höranstrengung [10].

Eine Hörunterstützung im Telefon ermöglicht, dass jeder Anruf auf das individuelle Gehör und die Präferenz des Nutzers angepasst wird. Auch bei einer stark variierenden Klangqualität können so alle Signale auf ein gut verständliches Klangbild und einen angenehmen Lautstärkepegel eingestellt werden. Als eine möglichst einfache und intuitive Nutzerschnittstelle wurde hierzu eine 2-dimensionale Nutzeroberfläche [11] gewählt, die eine Änderung der Klangeinstellung auf der X-Achse und Lautstärkeänderungen auf der Y-Achse erlaubt (vgl. **Bild 1**, rechts).

Als weitere Unterstützung wurde mittels automatischer Spracherkennung eine Verschriftlichung des gesprochenen Textes (Speech-to-Text) in das Telefonsystem integriert. Der erkannte Text wurde auf einem weiteren Fenster angezeigt (vgl. **Bild 1**, links). Studien im Bereich der Multisensorik haben gezeigt, dass eine kombinierte audiovisuelle Darbietung des Reizes sich positiv auf die Verständlichkeit und Kognition auswirkt auch auf neurophysiologischer Ebene [12,13].

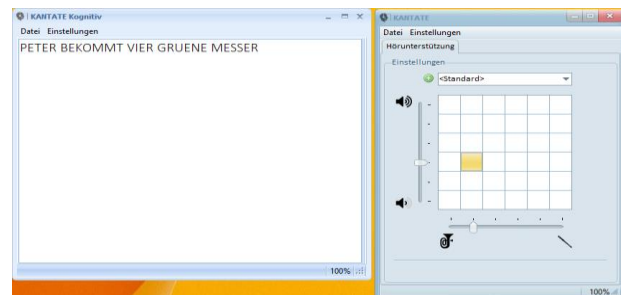


Bild 1. Nutzerschnittstellen für das untersuchte System. Links: Analyse der Sprachinhalts durch automatische Spracherkennung. Rechts: Dialog zur Anpassung der Hörunterstützung.

Die entwickelten Technologien sind dazu geeignet, besonders ältere Mitarbeiter im Erwerbsleben in Support- und Service-Centern zu halten oder erst zu gewinnen und somit den Anforderungen des demographischen Wandels gerecht zu werden. Denn derzeit sind nur etwa 18% aller Erwerbstätigen im Call-Center älter als 50 Jahre.

1.2 Ziel

Um die entwickelten Lösungen zur Verbesserung des Sprachverstehens zu evaluieren, wurden die Effekte dieser Technologien auf die Höranstrengung gemessen. Die hier verwendete Hörunterstützung wurde bereits einer ersten subjektiven Nutzerevaluation in der Anwendungsumgebung unterzogen und die Supportcenter-Mitarbeiter bewerteten die Hörunterstützung als hilfreich und arbeits erleichternd [4]. In dieser Studie soll daher ein physiologischer Nachweis über den Effekt einer Hörunterstützung am Telefon auf die kognitive Last und Höranstrengung mithilfe neuroergonomischer Messmethoden erbracht werden. Verschiedene Parameter werden dazu ausgewertet: i) Verhaltensparameter (Antwortgenauigkeit), ii) neurophysiologische Marker abgeleitet aus einem EEG, aber auch iii) die subjektiv empfundene Anstrengung. Des Weiteren soll der Einsatz von EEG zur Erhebung dieser Parameter in dieser Studie verifiziert und validiert werden, um so die Methodenvielfalt im Bereich usability zu erweitern.

2 Material und Methoden

2.1 Stichprobe

Die Teilnehmer waren gesund, hatten einen unversorgten geringen bis mittleren Hörverlust und waren kognitiv nicht eingeschränkt (**Tabelle 1**).

Tabelle 1: Übersicht der Teilnehmer (Mittelwert (SD)).

N (♀/♂)	Alter	PTA [†]	DemTect (n=9) [§]
13 (5/8)	57,5 (5,0)	17,74 (8,93)	17,11 (0,93)

PTA= pure tone average in dB HL (gemittelter Hörverlust über linkes und rechtes Ohr); [§]DemTect= kognitives Schnellscreening [14].

2.2 Stimuli, experimentelles Design und Durchführung

2.2.1 Sprachmaterial

Der Oldenburger SATztest (OLSA, [15]) besteht aus überwiegend sinnlosen Sätzen, die aus fünf Wörtern (Name, Verb, Zahlwort, Adjektiv, Objekt) zusammengesetzt sind. Die Sätze sind nicht vorhersagbar, da für jeden Baustein zehn Wörter zur Verfügung stehen. Damit das Sprachverstehen für jeden Satz gleich ist, wurden bei der Entwicklung des OLSA der Pegel für schwer oder leicht verständliche Wörter angehoben, bzw. reduziert. In dieser Studie wurde in den Bedingungen mit auditorischer Hörunterstützung der Sprachpegel und -klang individuell von jedem Probanden über die 2-D Applikation für jedes der beiden Rauschsignale (siehe Abschnitt 2.2.2) und einmal in Ruhe als Referenzwert eingestellt (**Bild 2**). In Bedingungen ohne Hörunterstützung wurde der Sprachpegel auf 65 dB SPL festgesetzt. Die OLSA Sätze wurden über einen offenen Kopfhörer (Sennheiser HD-650) präsentiert.

2.2.2 Störsignal

Zwei Arten von Störgeräuschen wurden verwendet und über einen Lautsprecher in einer Entfernung von 1 m vor dem Probanden (aus Frontalrichtung, 0°) präsentiert. Während der Messung blieb der Störgeräuschpegel konstant bei 55 dB SPL. i) Beim **OINoise** handelt es sich um den spezifischen Maskierer für die OLSA Sätze. Dieses wurde durch zufällige Überlagerung der individuellen Worte des Sprachmaterials erzeugt. Das Rauschen hat dabei dasselbe Langzeitspektrum wie das Sprachmaterial des OLSAs, jedoch einen annähernd stationären Zeitverlauf. ii) Das International Speech Test Signal (**ISTS**) [16]) basiert auf Aufnahmen natürlicher Sprache. Dafür wurden die Stimmen von sechs verschiedenen weiblichen Sprecherinnen, die in ihrer Muttersprache (amerikanisches englisch, arabisch, chinesisches, französisch, deutsch, spanisch) die Fabel „Nordwind und Sonne“ lasen, aufgezeichnet. Aufgrund von Segmentierung und Vermischung der sechs verschiedenen Aufnahmen, ist das Signal überwiegend unverständlich, bildet jedoch die zeitliche und spektrale Struktur einer Sprecherin nach.

2.2.3 Experimentelles Design und Versuchsablauf

Pro Bedingung wurden 10 Sets/Blöcke bestehend aus jeweils 3 OLSA-Sätzen präsentiert. Die Aufgabe der Versuchspersonen bestand darin, sich den Inhalt der drei Sätze zu merken. Im Anschluss an jeden Block (d.h. nach jedem dritten Satz) wurden die Probanden entweder nach

den gehörten Namen, den gehörten Zahlwörtern oder den gehörten Objekten gefragt. Nach welchem von den drei Satzteilen gefragt wurde, war zufällig. Den Probanden wurde pro gehörten Satz immer 10 Antwortmöglichkeiten präsentiert aus denen sie per Mausklick auswählen konnten. Zu Beginn durften die Probanden in einem Probendurchgang den experimentellen Ablauf üben, um sicherzustellen, dass die Aufgabenstellung verstanden wurde. Die zwei unterschiedlichen Rauschsignale, die auditorische Hörunterstützung über die individuelle 2-D Hörpräferenz und die textbasierte Unterstützung durch die implementierte Spracherkennung in ein Speech-To-Text System wurden zu insgesamt 6 Bedingungen kombiniert:

1. *A_OINoise*: individuell eingestellte Hörpräferenz (A) in OINoise (55 dB SPL).
2. *B_OINoise*: keine individuell angepasste Höreinstellung (B – baseline) in OINoise (55 dB SPL). Sprachsignal wurde bei 65 dB SPL präsentiert.
3. *A_ISTS*: individuell eingestellte Hörpräferenz (A) in ISTS Rauschen (55 dB SPL).
4. *B_ISTS*: keine individuell angepasste Höreinstellung (B – baseline) in ISTS Rauschen (55 dB). Sprachsignal wurde bei 65 dB SPL präsentiert.
5. *T_ISTS*: Visuelle Darbietung der gehörten Sätze mit dem entwickelten Speech-To-Text Algorithmus (T - Text) plus akustische Darbietung (65 dB SPL) aber OHNE individuell angepasste Höreinstellung in ISTS Rauschen (55 dB SPL).
6. *AT_ISTS*: individuell eingestellte Hörpräferenz (A) und Speech-To-Text (T) in ISTS Rauschen (55dB SPL).

Die Reihenfolge der der Bedingungen wurde über die Probanden hinweg ausbalanciert, um so mögliche Reihenfolgeeffekte zu vermeiden.

Ein OLSA Satz dauert ca. 2 s. Zwischen jedem Satz wurde eine Pause von 1,5 s eingefügt. In den Bedingungen mit Speech-To-Text (*T_ISTS* und *AT_ISTS*) wurde der Satz während dieser Pause auf dem Monitor präsentiert und verschwand mit dem Beginn des folgenden Satzes. Die Störsignale wurden kontinuierlich abgespielt, bis die Fragen auf dem Monitor erschienen. Die Zeit zur Beantwortung der Fragen wurde nicht eingegrenzt. Im Anschluss an jede Bedingung wurden die Probanden gebeten ihre empfundene Anstrengung während der letzten Bedingung anzugeben. Für die kategoriale Skalierung der Anstrengung wurde eine 14-stufige Skala (1= "müheles" – 14= "nichts verstanden") verwendet [17]. Die Gesamtdauer einer Bedingung belief sich auf 5 -7 Minuten.

2.3 Technischer Aufbau

Zur Darbietung und Anpassung der Stimuli wurden zwei PCs verwendet. Die OLSA Sätze wurden dabei mit Hilfe einer Messsoftware auf einem PC generiert und über eine Soundkarte abgespielt (**Bild 2**, orangener Kasten). Zur Untersuchung in einer möglichst realistischen Telefonsituation wurden die Signale an ein Telefon geschickt und über eine VoIP Verbindung an eine Asterisk Telefonanlage übertragen und über ein handelsübliches IP Telefon

(Snom 821) ausgegeben (**Bild 2**, gelber Kasten unten). Im Asterisk System erfolgte die personalisierte Klanganpassung für die Probanden und die Weiterleitung an das Spracherkennungssystem. Auf dem zweiten PC (**Bild 2** gelber Kasten oben) waren die Nutzerschnittstellen und ein Software-Telefon implementiert, das die Telefonverbindung entgegennahm und die verarbeiteten Signale auf dem Headset abspielte.

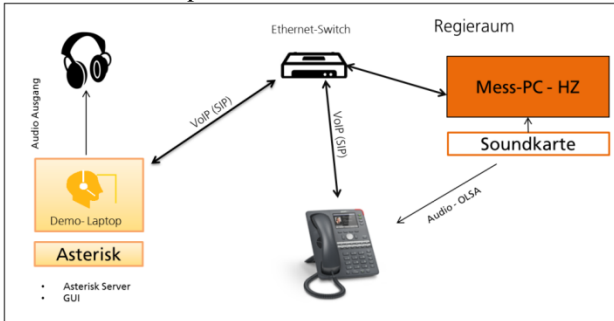


Bild 2 Darstellung des technischen Aufbaus.

2.4 EEG Messung und Datenanalyse

Ein kontinuierliches EEG wurde mit einem kabellosem 24-Kanal EEG System (mBrainTrain, Belgrad, Serbien) aufgezeichnet, während die Probanden die OLSA Sätze hörten und die entsprechenden Fragen beantworteten. Die Gehirnaktivität wurden an 24 Elektroden, angebracht nach dem internationalen 10-20 System [18] in einer elastischen EEG Kappe (EasyCap, Herrsching), abgeleitet. Zur Aufzeichnung des EEG wurden Lab Streaming Layer [19] und Smarting Streamer 2.1.1 (mBrainTrain, Belgrad, Serbien) Software verwendet. Das EEG wurde mit einer Abtastrate von 500 Hz sowie einem Tiefpassfilter von 250 Hz abgeleitet. Offline wurden die EEG Daten mit EEGLab v.13 bearbeitet und analysiert [20]. Die Daten wurden auf Elektroden an dem linken und rechten Mastoiden re-referenziert und mit einem 0.1 – 30 Hz Bandpass gefiltert. EEG Artefakte wurden durch eine *independent component analysis* identifiziert und entfernt.

Aus dem kontinuierlichen EEG wurden 8 Sekunden lange Zeitfenster jeweils zum Beginn eines OLSA Satz-Sets extrahiert. Das Zeitfenster beinhaltet ein 1,5 Sekunden Baseline-Intervall vor dem Beginn der Sätze. Für diese Zeitfenster wurden Zeit x Frequenz Analysen durchgeführt.

Die so gewonnenen Zeit x Frequenzdaten wurden mit dynamischen Morlet wavelets extrahiert (3 Zyklen für die niedrigsten Frequenzen bis zu 250 Zyklen bei den höchsten Frequenzen). Das Leistungsdichtespektrum (*power spectrum*) wurde für das gesamte Zeitfenster (-1500 ms bis 8000 ms relativ zum Stimulusbeginn) von 3 Hz bis 250 Hz geschätzt. Für jede der 6 Bedingungen wurden *event-related-spectral power* (ERSP) Werte bei jedem Probanden ermittelt (d.h. Ereigniskorrelierte Frequenzspektren mit zeitlicher Auflösung im Millisekundenbereich; vgl. **Bild 5**). Aufgrund des Umfangs und der Relevanz beschränken wir die Ergebnisse im Folgenden jedoch nur auf den Vergleich der Bedingungen *B_ISTS*, *A_ISTS* und *AT_ISTS*. Die ERSP Daten wurden mit Bonferroni-korrigierten Permutations t-tests (2-seitig, 1000

Permutationen) mit einem statistischen Signifikanz-Level von $\alpha = 0.05$ analysiert. Die Analysen wurden auf das Spektrum von 3 Hz bis 25 Hz begrenzt. Schwerpunkt wurde auf das Alpha-Frequenzband (8-12 Hz) gelegt, da dieses mit Höranstrengung und kognitiver Belastung in Verbindung gebracht wird [7,8]. Des Weiteren wurden die Analysen a-priori auf die Elektroden P3, Pz, und P4 beschränkt, um so die Anzahl der statistischen Permutationstests einzuzugrenzen.

3 Ergebnisse

3.1 Verhaltensdaten

3.1.1 Einstellung der Hörpräferenz

In der individuellen Einstellung der Hörpräferenz wurde das Sprachsignal im Vergleich zur Ruhe-Referenz in beiden Störsignalen geringfügig, aber statistisch signifikant, lauter eingestellt (OINoise: $p = 0,02$; ISTS: $p = 0,48$). Die Präferenz für das Klangbild unterscheidet sich signifikant zwischen ISTS und OINoise ($p = 0,03$) (**Bild 3**).

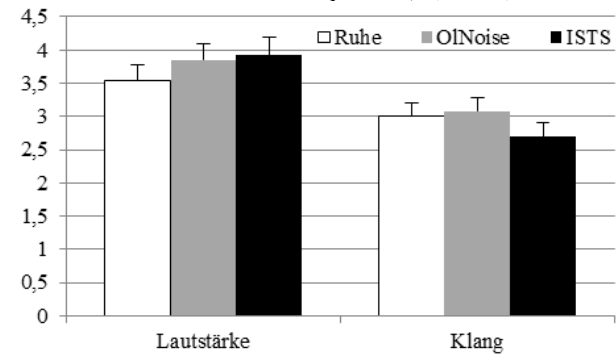


Bild 3 Mittelwerte mit Standardfehler der Einstellungen der Hörpräferenz.

3.1.2 Subjektive Einschätzung der Anstrengung

Die Daten zeigen, dass die empfundene Anstrengung in den Bedingungen mit individueller Hörunterstützung am geringsten war (**Bild 4**). Unterschiede zwischen *A_ISTS* und *B_ISTS* und *A_ISTS* und *T_ISTS* sind statistisch signifikant ($p < .05$). Ebenfalls signifikant unterschiedlich sind *B_OINoise* und *B_ISTS*. Letzteres ist interessant hinsichtlich des irrelevant speech Effekts, da das ISTS-Rauschen sprachähnlicher ist als das OINoise-Rauschen.

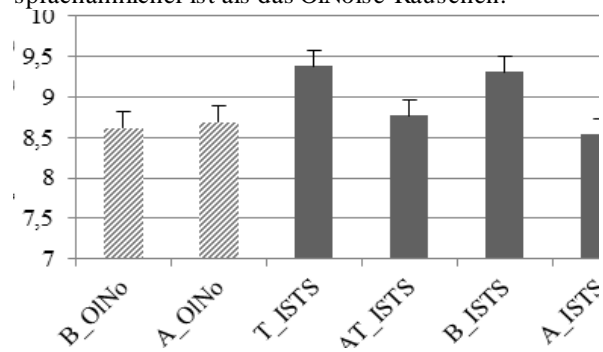


Bild 4 Mittelwerte und Standardfehler der subjektiven Anstrengung für die 6 getesteten Bedingungen (OINo = OINoise).

3.1.3 Antwortgenauigkeit

Beim Vergleich der Bedingungen in Bezug auf die Antwortgenauigkeit (Prozent korrekte Antworten) zeigten sich keine statistisch signifikanten Unterschiede (**Bild 5**).

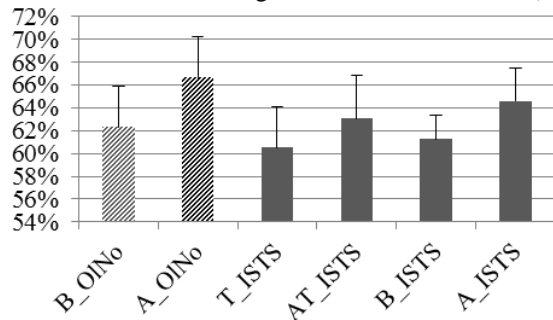


Bild 5 Mittelwerte und Standardfehler der Antwortgenauigkeit (Prozent richtige Antworten) in 6 Bedingungen.

3.2 EEG-Daten

Die Analyse der ERSP Daten zeigt eine signifikant erhöhte Aktivität im Alphafrequenzband zwischen 9 und 10 Hz in der Bedingung *B_ISTS* (keine Hörunterstützung) im Vergleich mit der Bedingung *A_ISTS* (mit Hörunterstützung). Dieser Unterschied erstreckt sich fast durchgehend über das gesamte Zeitfenster und ist am deutlichsten an der parietalen Elektrode Pz (**Bild 6**). Der Vergleich von *A_ISTS* mit *AT_ISTS* zeigt auch sporadisch signifikante Unterschiede im oberen Alphabereich (13 – 14 Hz), allerdings auch nur zu Beginn des Zeitfensters (**Bild 7**). Diese Unterschiede sind bedingt durch eine erhöhte Alpha-Aktivität in der *AT_ISTS* Bedingung im Vergleich zu der *A_ISTS* Bedingung.

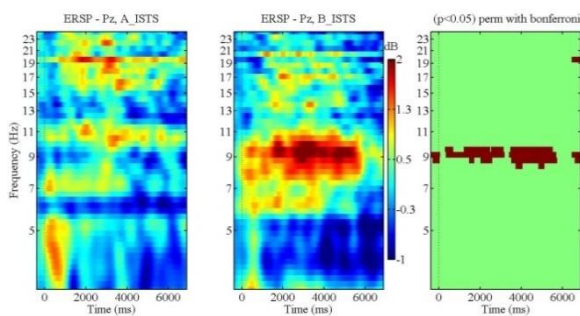


Bild 6 ERSP an der Elektrode Pz während *A_ISTS* (links) und *B_ISTS* (Mitte); rechts: signifikante Unterschiede (rote Fläche; $p < 0,05$) im Alphaband (9-10 Hz).

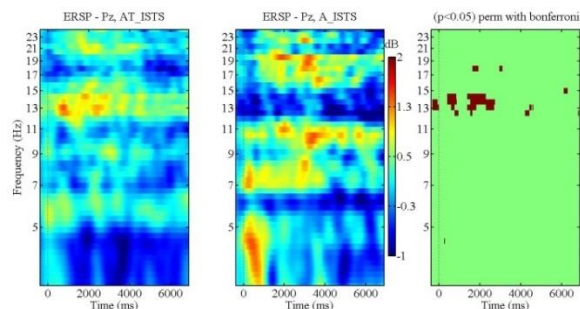


Bild 7 ERSP an der Elektrode Pz während *AT_ISTS* (links) und *A_ISTS* (Mitte); rechts: signifikante Unterschiede (rote Fläche; $p < 0,05$).

4 Diskussion

Ziel dieser Studie war es, neuroergonomische Messmethoden einzusetzen, um den Effekt hörunterstützender Technologien auf neurophysiologische Marker der Höranstrengung zu evaluieren. Dazu mussten Probanden unter verschiedenen Hörbedingungen gesprochenen Sätzen zuhören und Fragen hierzu beantworten. Die kognitive Aufgabe war sehr anspruchsvoll, wodurch aber weder Boden- noch Deckeneffekt auftraten. Der Fokus in der Diskussion liegt zunächst auf den Bedingungen mit *ISTS* Sprachrauschen aufgrund der größeren ökologischen Validität im Vergleich zu *OiNoise* hinsichtlich Störgeräuschkulissen bei Telearbeitsplätzen.

4.1 *ISTS* Bedingungen

Aus den Verhaltensdaten (Prozent richtige Antworten) konnten keine eindeutigen Hinweise auf eine erhöhte kognitive Belastung oder Höranstrengung abgeleitet werden, da sich keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Bedingungen in *ISTS* zeigten (**Bild 5**).

Eine mögliche Erklärung für das Fehlen von Unterschieden in den Verhaltensdaten liegt möglicherweise in kompensatorischen Faktoren. Aufgrund der suboptimalen Hörumgebung in den Bedingungen ohne Hörunterstützung (*B_ISTS* und *T_ISTS*), mussten sich die Probanden mehr anstrengen und kompensierten so für eine schlechtere Performanz. D.h., für die gleiche Leistung musste in den suboptimalen Hörbedingungen mehr kognitive Anstrengung investiert werden. Unterstützung für diese Interpretation liefern zum einen die subjektiven Einschätzungen sowie die EEG Daten. Die empfundene Anstrengung war am höchsten in den Bedingungen ohne Hörunterstützung (**Bild 4**; *B_ISTS* und *T_ISTS*) relativ zu *A_ISTS*. Die zusätzliche Unterstützung durch das Spracherkennungssystem (*AT_ISTS*) führte zu keiner zusätzlichen Verringerung der subjektiven Anstrengung. Die Analyse der EEG Daten (**Bild 6**) zeigt eine höhere Aktivität im Alphafrequenzbereich ohne Hörunterstützung (*B_ISTS*) im Vergleich zu der Bedingung mit Hörunterstützung (*A_ISTS*). Diese Ergebnisse sind im Einklang mit Daten von anderen Studien, die Veränderungen der Höranstrengung mittels neurophysiologischer Messmethoden quantifiziert haben [7,8]. Wie bei der subjektiven Bewertung (**Bild 4**) zeigt sich auch bei den EEG Daten (**Bild 7**) keine weitere Verringerung der Höranstrengung (d.h. Verringerung der Alpha-Aktivität) durch zusätzliche Informationen aus dem Speech-To-Text-Modul (*AT_ISTS*).

4.2 Fazit

In dieser Studie konnten wir mit objektiven Messmethoden aus dem Bereich der Neuroergonomie den Nutzen von hörunterstützenden Algorithmen am Telefon evaluieren. Die Ergebnisse zeigen, dass eine individuelle Einstellung der Hörpräferenz zu einer Verringerung der Höranstrengung führt. Wir konnten dies sowohl mit subjektiven Daten als auch mit objektiven, physiologischen Daten zeigen. Aufgrund einer alternden Arbeitnehmerkohorte ist

eine individuelle Hörunterstützung von großer Bedeutung [4]. Somit stellen die implementierten Technologien einen wichtigen Schritt zur Hörunterstützung älterer Mitarbeiter in Call-, Support- und Service-Centern dar. Solch eine Technologie erhöht zum einen den Komfort, trägt aber vor allem zu einer kognitiven Entlastung bei und beugt somit eine kognitive Ermüdung vor [3]. Der zusätzliche Nutzen durch Speech-To-Text Unterstützung scheint, zumindest in dieser Studie, eher gering. Allerdings sind die Einstellung in dieser Studie nicht direkt auf ein Speech-To-Text System in einem echten Callcenter übertragbar, da die textbasierte Information nur sehr kurz (1-2 s) zu sehen war. Wie groß der Nutzen eines zusätzlichen Speech-To-Text Systems tatsächlich ist, und ob die angezeigten Daten ggf. weiter aufgearbeitet werden müssen, muss in einer weiteren Studie genauer untersucht werden. Aus methodischer Sicht scheint EEG eine geeignetes „Werkzeug“ zu sein, um kognitive Belastung und Höranstrengung zu evaluieren. Ein besonderer Mehrwert liegt darin, dass, wie man auch in dieser Studie sehen kann, Effekte unabhängig von Verhaltensdaten gezeigt werden können. Damit ist es möglich kompensatorische Prozesse auf physiologischer Ebene aufzuspüren. Somit ist EEG möglicherweise sensitiver als übliche Verhaltensmaße.

5 Literatur

- [1] Ciba, S., Baumgartner, H., Bruns, T. & Rannies, J. (2015). „Individualisierung von Hörunterstützung während eines Telefonats - Experimentelle Untersuchung der kognitiven Belastung und Nutzerakzeptanz.“ 41. DAGA, Nürnberg.
- [2] Heger, D. & Holube, I. (2010). Wie viele Menschen sind schwerhörig? *Zeitschrift für Audiologie*, 49(2) 61–70
- [3] Schapkin, S.A. (2012) „Kompensation altersbezogener Änderungen kognitiver Fähigkeiten – physiologische Kosten“ – Projekt F 2152 – der BAuA.
- [4] Meis, M., Glende, S., Wellmann, J., Rannies, J. & Goetze, S. (2015). Bedarfsanalyse und Evaluation kognitiver und hörbasierter Assistenztechnologien für ältere Arbeitnehmer in Call- und Service-Centern', 8. AAL-Kongress, Frankfurt, 29.-30. April.
- [5] Rabbitt, P. M. (1968). Channel-capacity, intelligibility and immediate memory. *Quarterly Journal of Experimental Psychology*, 20, 241–248.
- [6] Parasuraman, R. & Wilson, G. (2008). Putting the Brain to Work: Neuroergonomics Past, Present, and Future. *Human Factors*, 50 (3), 468–474.
- [7] Obleser, J., Wöstmann, M., Hellbernd, N., Wilsch, A., & Maess, B. (2012). Adverse listening conditions and memory load drive a common alpha oscillatory network. *The Journal of Neuroscience*, 32(36), 12376-12383.
- [8] Winneke, A., De Vos, M., Wagener, K., Latzel, M., Derleth, P., Appell, J., & Wallhoff, F. (2015). Reduzierung der Höranstrengung durch binaurale Funktionen im Hörgerät: Eine EEG-Studie. 60. Int. Hörgeräteakustiker-Kongress, Nürnberg. 14.-16. Oktober.
- [9] Bruns, T., Oetting, D., Rannies, J., Hohmann, V. (2014). Entwicklung und Evaluation eines auditorisch motivierten Algorithmus zur Verbesserung der Sprachqualität in Telefonsystemen. *Fortschritte der Akustik - 40. DAGA*, Oldenburg.
- [10] Oetting, D., Appell J.-E. (2013): Technische Möglichkeiten der Hör- und Audiounterstützung für altersgerechte Lebenswelten, 16. DGA-Jahrestagung, Rostock.
- [11] Baumgartner, H., Paluch, R., Fuhrmann, K., Rannies, R., Meis, M., Appell, J.-E. (2014): Usability Evaluation of Self-Fitting Interfaces for Personalized Sound Systems, 17. DGA-Jahrestagung, Oldenburg.
- [12] Winneke, A. H., & Phillips, N. A. (2011). Does audiovisual speech offer a fountain of youth for old ears? An event-related brain potential study of age differences in audiovisual speech perception. *Psychology and aging*, 26(2), 427.
- [13] Frtusova, J. B., Winneke, A. H., & Phillips, N. A. (2013). ERP evidence that auditory-visual speech facilitates working memory in younger and older adults. *Psychology and Aging*, 28 (2), 481-494.
- [14] Kalbe, K., Kessler, J., Calabrese, P., Smith, R., Passmore, A.P., Brand, M. & Bullock, R. (2004). DemTect: a new, sensitive cognitive screening test to support the diagnosis of mild cognitive impairment and early dementia. *International Journal of Geriatric Psychiatry*, 19, 136–143.
- [15] Wagener, K., Brand, T., & Kollmeier, B. (1999). Entwicklung und Evaluation eines Satztests für die deutsche Sprache II: Optimierung des Oldenburger Satztests. *Zeitschrift für Audiologie* (38), S. 44-56.
- [16] Holube, I., Fredelake, S., Vlaming, M., & Kollmeier, B. (2010). Development and analysis of an international speech test signal (ISTS). *International Journal of Audiology* (49), S. 891-903.
- [17] Krüger M., Schulte M., & Holube I. (2015). Entwicklung einer adaptiven Skalierungsmethode zur Ermittlung der subjektiven Höranstrengung. 18. DGA-Jahrestagung, Bochum.
- [18] Jasper, H. H. (1958). The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 10, 371–375.
- [19] code.google.com/p/labstreaminglayer
- [20] Delorme, A. & Makeig, S. (2004) EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics. *Journal of Neuroscience Methods* 134, 9-21.