

# Einfluss des Stapediusreflexes auf den Gehörschadenindex des AHA AH-Modells

Christian Kleinhenrich, Philipp Bechtel, Carsten Hudusch und Tobias Langenbacher

Cervus Consult GmbH, 47877 Willich, E-Mail: consult@cervus.de

## Einleitung

Das vom amerikanischen Army Research Laboratory (ARL) entwickelte AHA AH-Modell (Auditory Hazard Assessment Algorithm for Humans) stellt ein Bewertungsverfahren für Impulsschall dar. Mithilfe eines elektro-akustischen Ersatznetzwerks führt es die Analyse eines Schalldruckzeitverlaufs durch und gibt eine Abschätzung des Gefährdungsrisikos für das menschliche Gehör zurück. Seit dem Jahr 2015 ist es Teil des militärischen Standard MIL-STD-1474E und wird sowohl von den US- als auch bereits von anderen Streitkräften eingesetzt. Darüber hinaus findet das AHA AH-Modell zunehmend zivile Anwendung, wie zum Beispiel bei der Risikobewertung von Gehörschäden durch Airbags. Ein Alleinstellungsmerkmal des AHA AH-Modells ist die Integration des Stapediusreflexes als nicht-lineares Element. In der Implementierung des ARL ist eine Analyse von Schalldruckzeitverläufen nur unter der Annahme eines vorhandenen Reflexes möglich. Dieser setzt mit konstanter Verzögerung und Anstiegszeit nach Erreichen eines Schwellwerts im Eingangssignal von 134 dB ein. Verschiedene Forschungsergebnisse zeigen allerdings, dass der Mittelohrreflex in der Bevölkerung nicht so stark verbreitet ist, wie es das Modell annimmt [1]. Aus diesem Grund wird in diesem Beitrag der Frage nachgegangen, welche Ergebnisse das AHA AH-Modell ohne vorhandenen Stapediusreflex für ausgesuchte Signale liefert. Außerdem wird gezeigt, welchen Einfluss das zeitliche Verhalten des Reflexes auf das Analyseergebnis hat. Dazu werden sowohl der Zeitverlauf als auch das Abklingverhalten des Mittelohrreflexes modifiziert.

## Der Stapediusreflex

Erreicht Schall das menschliche Mittelohr, werden das Trommelfell und die damit verbundenen Gehörknöchelchen in Bewegung gesetzt und die akustische Energie an das Innenohr übertragen. Die Gehörknöchelchen sorgen für die notwendige Impedanzanpassung zur Übertragung des Luftschalls in das mit Flüssigkeit gefüllte Innenohr. Die Bewegung des Trommelfells und der Gehörknöchelchenkette reicht von stempelartig bis hin zu dynamisch rotierend und ist abhängig von der Frequenz und dem Pegel des einfallenden Schalls [2].

Das menschliche Ohr besitzt zwei nicht-lineare Systeme, die der Weiterleitung schädlicher Schalleinwirkung an das Innenohr entgegenwirken: das Ringband und den Stapediusreflex.

Das Ringband des Steigbügels (*ligamentum annulare*) besteht aus Bindegewebe und begrenzt die Auslenkung des Steigbügels mechanisch auf etwa 30  $\mu\text{m}$ . Diese Art der Spitzenpegelbegrenzung ist nicht signalabhängig.

Beim Stapediusreflex handelt es sich um die Kontraktion des Stapediusmuskels/Steigbügelmuskels aufgrund eines akustischen Reizes. Dieser ist abhängig von der Beschaffenheit des auftretenden Schallereignisses und kann bereits bei Pegeln von 70 dB gegenüber der Hörschwelle ausgelöst werden [3]. In Abbildung 1 ist dargestellt wie der gesamte Steigbügel und damit auch seine Fußplatte durch die Muskelkontraktion in eine Kippbewegung gegenüber dem ovalen Fenster versetzt werden. Dies bewirkt eine Dämpfung akustischer Signale im tiefen und mittleren Frequenzbereich von bis zu 20 dB. Das Einsetzen des Stapediusreflexes geschieht mit einer Latenz von etwa 10 ms nach Auftreten des auslösenden Reizes und führt nach spätestens 200 ms zur vollständigen Kontraktion des Muskels. Aus diesem Grund werden plötzliche, impulsartige Geräusche wie Airbag-Explosionen oder Waffenkalle nicht durch den Stapediusreflex vermindert. Allerdings besitzen manche Menschen die Fähigkeit in Erwartung einer erhöhten Schalleexposition den Reflex antizipatorisch auszulösen und so das Innenohr zu schützen.

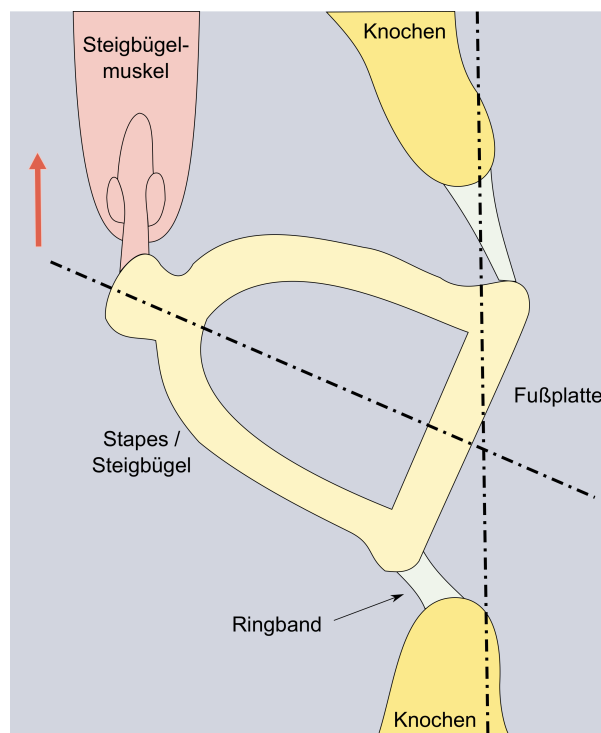


Abbildung 1: Auslenkung des Steigbügels bei aktiviertem Stapediusreflex (frei nach [2])

## Der Stapediusreflex im AHA AH-Modell

Im AHA AH-Modell und der vom ARL angebotenen Softwareimplementierung gibt es grundsätzlich zwei Arten den Stapediusreflex zu berücksichtigen: ungewarnt (*unwarned*) und gewarnt (*warned*).

Beim Modus *unwarned* liegt zu Beginn der Analyse keine Kontraktion des entsprechenden Muskels vor. Diese setzt mit einer Latenz von  $t_L = 9$  ms nach Auftreten eines Schalldruckpegels von 134 dB (100 Pa) ein. In der Software des ARL muss dieser Pegel bei  $t_0 = 5$  ms im zu untersuchenden Signal auftreten, damit der Reflex korrekt berücksichtigt wird. Letzterer wird nämlich unabhängig vom Eingangssignal immer mit der genannten Latenz aktiviert, also auch für Signale mit Spitzenpegeln unterhalb von 134 dB. Die Kontraktion des Stapediusmuskels wird durch eine exponentielle Stapediusfunktion  $s(t)$  beschrieben. Diese besitzt keine physikalische Einheit und kann Werte zwischen 1 und 12 annehmen. Im elektrischen Ersatzschaltbild des AHAH-Modells bewirkt diese Funktion eine zeitabhängige Veränderung des Kondensators  $C_{al}$  und des Widerstandes  $R_{al}$ . Demnach wird eigentlich nicht die Kontraktion des Stapediusmuskels modelliert, sondern stellvertretend Reibung und Steifigkeit des Ringbandes (*annular ligament*) verändert. Weitere Informationen dazu gibt [4]. Entsprechend Abbildung 2 sind nach Einsetzen der Kontraktion 63,2 % innerhalb von  $\tau = 11,7$  ms und 95,0 % nach  $3\tau = 35,1$  ms erreicht [5]. Der Stapediusreflex bleibt anschließend aktiviert und steigt weiterhin an.

Im Modus *warned* wird davon ausgegangen, dass der Stapediusmuskel bereits vollständig kontrahiert ist. Bei dieser Art der Untersuchung besitzt die Stapediusfunktion  $s(t)$  für den gesamten Analysezeitraum den Wert 12.

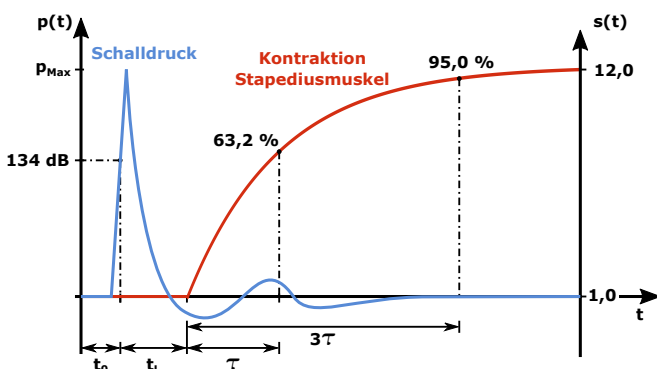


Abbildung 2: Stapediusreflex im AHAH-Modell: Parameter und zeitlicher Verlauf

### Kritik an der AHAH-Implementierung

Die Urheber des Modells räumen ein, dass die Implementierung die Vorgänge im Mittelohr rudimentär beschreibt [4]. Andere Veröffentlichungen weisen darauf hin, dass dies durchaus negative Folgen haben kann. So wurde innerhalb der Untersuchungen zu [6] festgestellt, dass nicht alle Menschen mit gesundem Hörorgan auf impulsartige Schallreize mit einem Mittelohrreflex reagierten, obwohl er bei diesen Personen medizinisch nachweisbar war. Auch konnte gezeigt werden, dass Stärke und zeitlicher Verlauf des Reflexes individuell variierten.

Jones et al. beschreiben eine Untersuchung des antizipatorischen Mittelohrreflexes [7]. In einer kleinen Testgruppe von 50 Probanden waren demnach lediglich zwei Personen befähigt, den Reflex willentlich vor dem Schalleignis auszulösen. Daher könne nach Meinung der Au-

toren der antizipatorische Stapediusreflex nicht als allgegenwärtig angesehen werden. Daraus resultiere, dass die AHAH-Software nicht im Modus *warned* verwendet werden sollte. Zusätzlich wird darauf hingewiesen, dass die zügigen Anstiegszeiten sowie das Aufrechterhalten der Kontraktion, wie sie im Modell verankert sind, nicht beobachtet werden konnten. Ein erster Impuls kann folglich den Schutzmechanismus auslösen, allerdings bildet dieser sich ebenso schnell wieder zurück und bietet somit keinen oder nur einen sehr geringen Schutz für nachfolgende Pulse. Jones et al. sehen daher eine Gefahr darin, durch den Einsatz der AHAH-Software Gehörgefährdungsrisiken zu unterschätzen.

Zwischen 1999 und 2012 wurde in den USA die Studie *National Health and Nutrition Examination Survey* (NHANES) mit etwa 15.000 Personen durchgeführt. Innerhalb dieser Gesundheitsstudie wurden über 60.000 Aufnahmen akustischer Reflexe aufgezeichnet. Auf Grundlage der Daten in [5] wurde geschlossen, dass akustische Reflexe des Mittelohrs nicht als weit verbreitet angesehen werden können. Somit sei eine Verwendung des Stapediusreflexes in Verfahren zur Abschätzung von Gehörschädigungen nicht ausreichend begründet.

Die hier genannten Studien weisen auf die grundlegende Schwierigkeit hin, dass natürlich keine Untersuchungen am Menschen mit Impulsen hoher Schalldruckamplitude durchgeführt werden können. Es sei daher nicht mit Sicherheit zu sagen, wie die menschlichen Mittelohrmuskeln in diesem Fall reagieren. Dennoch kann festgehalten werden, dass die derzeitige Implementierung des Stapediusreflexes zu hinterfragen ist. Nachfolgend wird daher beschrieben, wie sich die Modifikation des Stapediusreflexes im AHAH-Modell auf Prognosen der Gehörgefährdung auswirken. Da die Software des ARL keine Möglichkeit bietet den Mittelohrreflex in ausreichendem Maße zu modifizieren, wurden die Untersuchungen mit einer eigenen Implementierung des Modells vorgenommen, die zudem eine Skript-gesteuerte und Server-basierte Verarbeitung ermöglicht, was die Auswertung großer Datenmengen erheblich beschleunigt.

### Gehörgefährdungsindizes bei modifiziertem Stapediusreflex

Die Untersuchungen beschränken sich auf impulsartige Signale und stellen drei verschiedene Arten von Mittelohrreflexen gegenüber:

1. Stapediusreflex der AHAH-Software des ARL (*unwarned*)
2. Deaktivierter Stapediusreflex
3. Adaptiver Stapediusreflex mit Rückbildung

Die erste Art entspricht der AHAH-Software des ARL im Modus *unwarned*. Nr. 2 geht davon aus, dass kein Stapediusreflex auftritt, wie es laut der genannten Studien bei großen Teilen der Bevölkerung der Fall sein kann. Die dritte Implementierung des Stapediusreflexes beruht auf der Erkenntnis, dass der Mittelohrreflex ebenso schnell wieder nachlässt, wie er auftritt. Der Mittel-

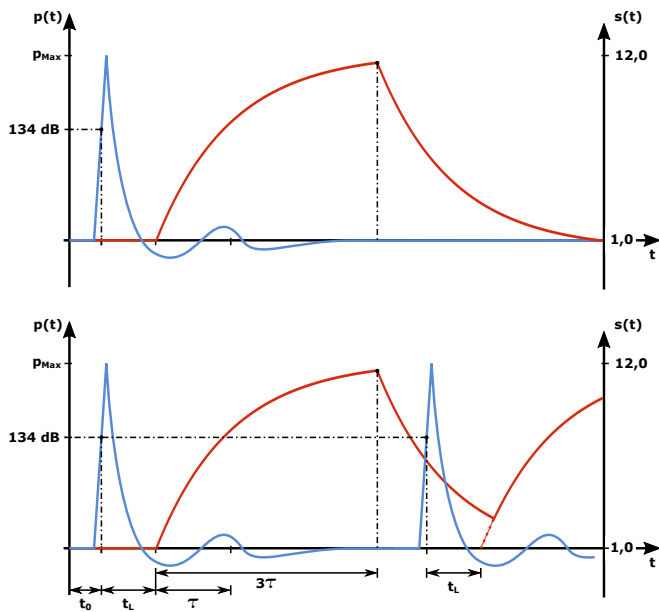


Abbildung 3: Adaptiver Stapediusreflex

ohrreflex wurde entsprechend Abbildung 3 umgesetzt. Nach Überschreiten des Grenzwertes von 134 dB prägt sich der Reflex mit den für das AHAH-Modell genannten Verzögerungs- und Anstiegszeiten aus. Erreicht der Schalldruckzeitverlauf nicht erneut den Schwellwert, fällt die Funktion  $s(t)$  nach Erreichen des 95 %-Wertes in gleicher Weise ab wie sie angestiegen ist. Dies ist im oberen Teil der Abbildung zu sehen. Wird hingegen der Schwellwert erneut überschritten, bildet sich der Stapediusreflex wie im unteren Teil von Abbildung 3 dargestellt erneut aus. Es wird die Latenzzeit  $t_L$  verwendet. Bei dieser Implementierung handelt es sich um ein einfaches Modell auf Basis der aus der Literatur entnommenen Informationen. Es soll den Einfluss des Mittelohrreflexes auf die Ergebnisse des AHAH-Modells aufzeigen und keine medizinische Annahme darstellen.

Aus Abbildung 2 ist ersichtlich, dass der Reflex des Mittelohrs nicht ausreichend schnell reagiert, um dem Innenohr einen nennenswerten Schutz zu bieten. Mehr Aussagekraft hat daher die Bewertung von Signalen mit nacheinander auftretenden Impulsen (siehe dazu auch [8]). Diese können aufgrund von Reflexionen auftreten oder durch zusätzliche Quellen entstehen, deren Beiträge zeitversetzt beim Empfänger eintreffen. Aus einer der Software des ARL beigestellten Aufnahme eines M16-Mündungsknalls wurden 672 Testsignale erzeugt. Dem unveränderten Originalsignal wurde dabei jeweils eine im Pegel um 3 dB verringerte Kopie mit einem um die Schrittweite von 0,5 ms zunehmendem Zeitversatz  $\Delta t = 0,5 \text{ ms} \dots 250 \text{ ms}$  hinzuaddiert. Die Signale wurden auf einen Spitzenschalldruck von 2 kPa normiert. Jedes der erzeugten Signale wurde mit den genannten Voreinstellungen für den Stapediusreflex durch das AHAH-Modell beurteilt. Die Berechnungen wurden ohne Berücksichtigung von Gehörschutz durchgeführt.

Die Ergebnisse der Untersuchung sind in Abbildung 4 dargestellt. Die Abszisse zeigt den Zeitversatz  $\Delta t$  zwi-

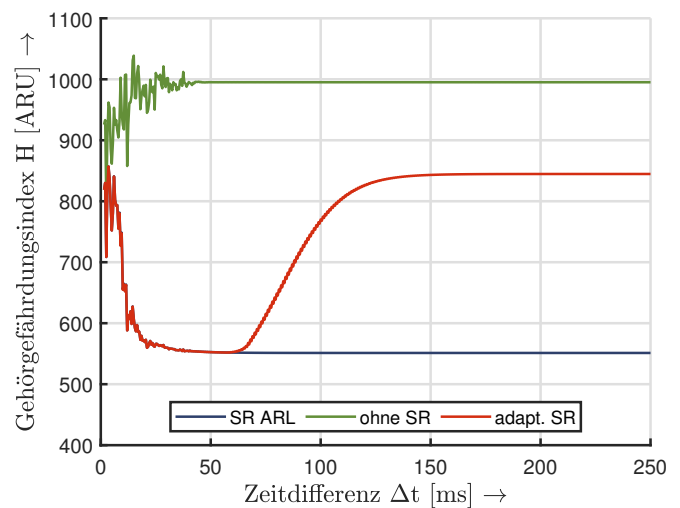
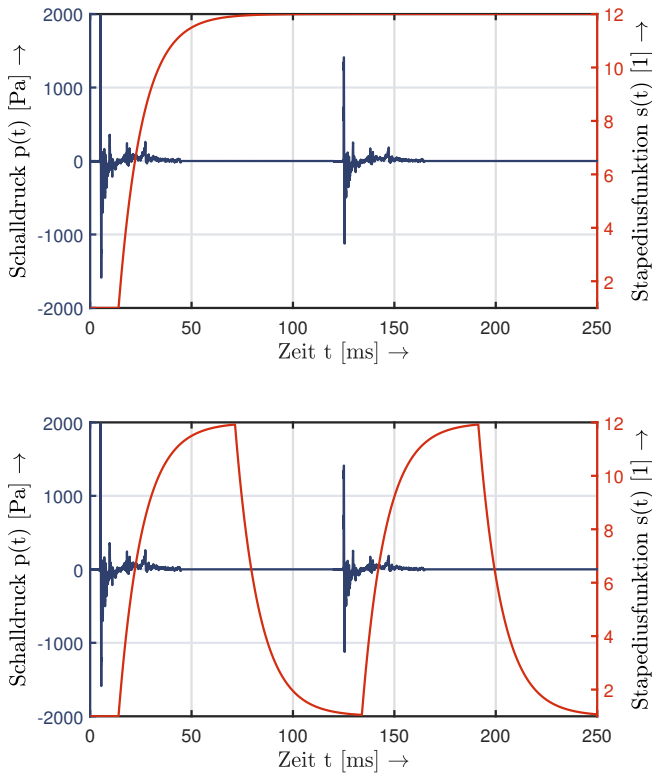


Abbildung 4: Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit des zeitlichen Abstandes zweier M16-Impulse für verschiedene Implementierungen des Stapediusreflexes

schen beiden Impulsen und auf der Ordinate ist der Gehörgefährdungsindex  $H$  aufgetragen. Die blaue Linie gibt die Ausgaben der AHAH-Software des ARL wieder. Sie wird zu Anfang von der roten Linie überdeckt, welche die Ergebnisse für den adaptiven Mittelohrreflex aufträgt. Die Gehörgefährdungsindizes des AHAH-Modells ohne Stapediusreflex sind in grün dargestellt. Allen drei Verläufen ist gemein, dass die Höchstgrenze von 500 ARU überschritten wird. Ab diesem Wert tritt mit sehr hoher Wahrscheinlichkeit eine permanente Hörschwellenverschiebung auf (PTS - *permanent threshold shift*) [4]. Für  $\Delta t \leq 20 \text{ ms}$  sind auch bei vorhandenem Reflex hohe Gehörschädigungsindizes aufzufinden, was mit der natürlichen Verzögerung von 44 ms bis zur Ausprägung des Reflexes zusammenhängt. Ohne vorhandenen Stapediusreflex liegen diese Werte noch einmal höher und hängen ausschließlich von der zeitlichen Struktur der sich überlagernden Impulse ab. Bleibt der Reflex weiterhin ausgeschaltet, nimmt die grüne Kurve ab einem Zeitversatz von 50 ms den konstanten Wert 995 ARU an. Die beiden Impulse sind dann so weit auseinander, dass durch die Überlagerung keinerlei Interferenzen im Summensignal entstehen und der zugehörige Gehörgefährdungsindex der Summe der Indizes der Einzelimpulse entspricht.

Die Implementierung des ARL und der adaptive Ansatz verlaufen bis  $\Delta t = 60 \text{ ms}$  gleich. Anschließend steigt die Gehörgefährdung beim adaptiven Stapediusreflex auf 844 ARU an, während sie in der Software des ARL bei einem Wert von 551 ARU stagniert. Zur Erklärung kann Abbildung 5 herangezogen werden. Es sind jeweils der Schalldruckzeitverlauf des Doppelimpulses in Blau mit  $\Delta t = 120 \text{ ms}$  und der zugehörige Verlauf der Stapediusfunktion  $s(t)$  in Rot dargestellt. Die obere Abbildung zeigt das Verhalten der AHAH-Implementierung des ARL. Der Mittelohrreflex bildet sich nach dem ersten Impuls vollständig aus und wird anschließend aufrecht erhalten. Der zweite Puls erfährt somit die vollständige Dämpfung eines maximal kontra-

hierten Stapediusmuskels und trägt entsprechend gering zum Gehörschadenindex H bei. Das Verhalten des adaptiven Stapediusreflexes ist im unteren Teil von Abbildung 5 zu sehen. Es wird deutlich, dass sich der Muskel nach der Kontraktion wieder entspannt und es nach dem zweiten Puls erst zu einer Neuausprägung kommen muss, um die Schutzfunktion zu aktivieren. Da diese retardiert auftritt, erhöht der zweite Impuls das Gehörgefährdungsrisiko erheblich.



**Abbildung 5:** Schalldruckzeitverlauf und zugehörige Stapediusfunktion – Oben: AHAAH-Implementierung des ARL – Unten: adaptiver Stapedius-Reflex

## Zusammenfassung und Ausblick

Für den vorliegenden Beitrag wurde das vom ARL entwickelte AHAAH-Modell in einer eigenen Softwareimplementierung modifiziert, um Gehörgefährdungsindizes unter der Berücksichtigung unterschiedlicher Stapediusfunktionen bestimmen zu können. Anlass geben aktuelle Veröffentlichungen zu medizinischen Untersuchungen, welche die derzeitige Implementierung des Mittelohrreflexes in Frage stellen. Der Reflex wurde auf drei verschiedene Arten umgesetzt: in der Variante der ARL-Software, als nicht vorhanden und als adaptiv. Zwei kurz hintereinander auftretende Impulse mit steigendem Zeitabstand wurden als Testsignale verwendet, da der Stapediusreflex bei einem einzelnen Impuls noch nicht wirksam ist. Die Untersuchung hat gezeigt, dass mit der ARL-Implementierung des Mittelohrreflexes deutlich geringere Gehörschadenindizes prognostiziert werden als mit den beiden anderen Varianten. Wird angenommen, dass eine Person keinen Mittelohrreflex besitzt, liegt der Gehörschadenindex bis zu 80 % höher als in der Software des ARL. Für den adaptiven Ansatz sind die Werte bis zu 53 % höher. Die Schutzfunktion des Stapediusre-

flexes im aktuellen AHAAH-Modell ist daher kritisch zu hinterfragen und sollte auf Grundlage medizinischer Untersuchungen verbessert werden. Derzeit besteht die Gefahr, dass Gehörgefährdungen bei Verwendung der Software des ARL unterschätzt werden. Weiterhin sollte das Zusammenspiel von Gehörschutz und Stapediusreflex im AHAAH-Modell untersucht werden. Es erscheint fraglich, ob ein unabhängig vom Eingangssignal per se vorhandener Reflex und die damit verbundene Dämpfung sinnvoll sind, wenn ein Schalldruckzeitverlauf bereits durch den Gehörschutz so weit gedämpft wurde, dass dieser unterhalb der Auslöseschwelle des Reflexes liegt.

## Literaturverzeichnis

- [1] K. D. McGregor u. a., „Acoustic reflexes are common but not pervasive: evidence using a diagnostic middle ear analyser,“ *International Journal of Audiology*, Jg. 57, Nr. sup1, S. 42–50, Dez. 2017.
- [2] H. Zenner, *Hören. Physiologie, Biochemie, Zell- und Neurobiologie*. Georg Thieme Verlag Stuttgart, New York, 1994.
- [3] K. Chiveralls und R. Fitzsimons, „Stapedial Reflex Action in Normal Subjects,“ *British Journal of Audiology*, Jg. 7, Nr. 4, S. 105–110, Jan. 1973.
- [4] G. R. Price und J. T. Kalb, „The Philosophy, Theoretical Bases, and Implementation of the AHAAH Model for Evaluation of Hazard from Exposure to Intense Sounds,“ United States Army Research Laboratory, Techn. Ber. ARL-TR-8333, Apr. 2018.
- [5] G. A. Flamme u. a., „Acoustic reflexes are common but not pervasive: evidence from the National Health and Nutrition Examination Survey, 1999 - 2012,“ *International Journal of Audiology*, Jg. 56, Nr. sup1, S. 52–62, Nov. 2016.
- [6] K. K. Deiters u. a., „Generalizability of clinically measured acoustic reflexes to brief sounds,“ *The Journal of the Acoustical Society of America*, Jg. 146, Nr. 5, S. 3993–4006, Nov. 2019.
- [7] H. G. Jones u. a., „Human middle-ear muscles rarely contract in anticipation of acoustic impulses: Implications for hearing risk assessments,“ *Hearing Research*, Jg. 378, S. 53–62, Juli 2019.
- [8] C. Kleinhenrich u. a., „Das C-Peak-Kriterium des Arbeitsschutzes im Vergleich zum Gehörgefährdungsindex des AHAAH-Modells,“ in *Fortschritte der Akustik - DAGA 2019*, 2019.