

Variationsrechnungen

Die hier verwendete Implementierung des AHAAH-Modells liegt sowohl in MATLAB als auch in der Hochsprache C++ vor. Die letztgenannte Version ermöglicht es, die Variationsrechnungen parallel in insgesamt 32 Threads auf einem AMD Epyc 7282 basierten Rechnersystem auszuführen. Dieses System erreicht bei der Gehörgefährdungsanalyse eine Verarbeitungsrate von über 66 Signalen pro Sekunde und ermöglicht im Gegensatz zu allen anderen uns bekannten Implementierungen eine Steuerung per Skript.

In den durchgeführten Variationsrechnungen wird zunächst zu jedem der zuvor beschriebenen 91 Weberimpulse sowie zum Waffenknall der Gehörschadenindex H berechnet. Anschließend werden alle Parameter des Modells einzeln mit dem Faktor k skaliert und der Gehörschadenindex erneut bestimmt. Dabei liegt der Skalierungsfaktor im Bereich $k = 0,5 \dots 1,5$ und wird mit einer Schrittweite von $\Delta k = 0,01$ variiert.

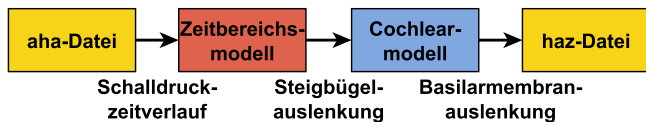


Abbildung 4: Grundelemente des AHAAH-Modells

Abbildung 4 zeigt den zweiteiligen Aufbau des Gehörmodells, der aus dem Zeitbereichs- sowie dem Cochlearmodell besteht. Das Zeitbereichsmodell löst das in Abbildung 1 dargestellte Ersatznetzwerk und ermittelt so die Auslenkung des Steigbügels. Dieses Zwischenergebnis ist wiederum Eingangsgröße für den nachfolgenden Teil des Modells, der die Auslenkung der Haarzellen auf der Basilarmembran bestimmt. Das Maximum dieser Auslenkungen stellt das Endergebnis des AHAAH-Modells dar.

Der folgende Abschnitt analysiert die Empfindlichkeit des Zeitbereichsmodells gegenüber ausgewählten Parametern. Der übernächste Abschnitt modifiziert die Steigbügel- auslenkung und untersucht den Einfluss der Skalierung auf das Cochlearmodell.

Skalierung ausgewählter Modellparameter

Aufgrund der zuvor beschriebenen großen Anzahl an Modellparametern werden hier nur solche betrachtet, deren Variation entweder einen sehr großen Einfluss auf das Analyseergebnis hat, deren Werte in jüngsten Veröffentlichungen in Frage gestellt worden sind oder deren Beitrag zum Gesamtergebnis nur gering ist. Außerdem soll an dieser Stelle auch nicht bewertet werden, ob die Variation der jeweiligen Parameter aus medizinischer Sicht sinnvoll ist oder ob sich womögliche anatomische Abhängigkeiten zwischen den Parametern ergeben. Vielmehr ist die Identifikation entscheidender Modellparameter das Ziel der Untersuchung. Die Abbildungen in diesem Abschnitt enthalten neben dem Median der absoluten Änderungen ebenfalls 10-Prozent- und 90-Prozent-Perzentilkurven. Die Kurven stellen eine Statistik über die Abweichungen dar, die nicht gleichmäßig über die große Anzahl der Testsignale verteilt sind.

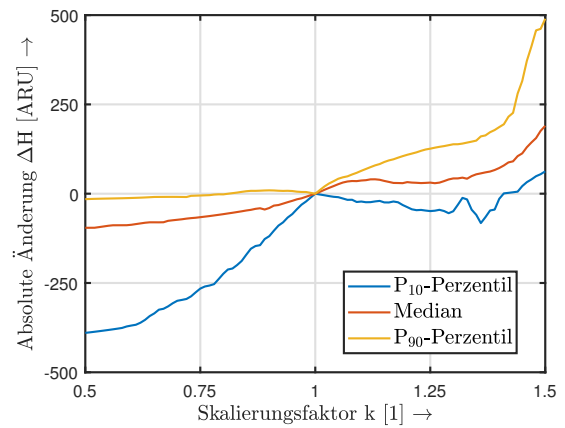


Abbildung 5: Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit der skalierten Ohrkanallänge L_1

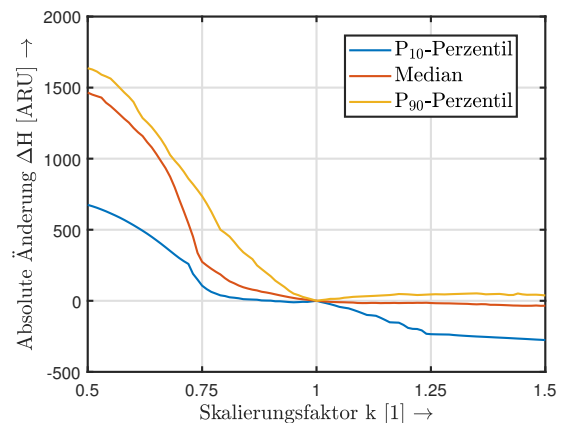


Abbildung 6: Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit des skalierten Übertragungsverhältnisses N_t

Das AHAAH-Modell bildet den Gehörgang basierend auf den Ergebnissen von Wiener et al. [6] nach und nimmt eine Länge von $L_1 = 22,15$ mm für den Ohrkanal an. Durch Skalierung dieser Länge ergibt sich der in Abbildung 5 dargestellte Kurvenverlauf. Hier treten für einige Testsignale vor allem an den Rändern des betrachteten Bereichs große Veränderungen des Gehörschadenindex auf. Beispielsweise reagiert der Median bei einer Skalierung mit dem Faktor $k = 1,5$ von etwa 200 ARU, was dem Schwellwert für das Auftreten einer vorübergehenden Hörschwellenverschiebung entspricht (engl. TTS - Temporary Threshold Shift).

Einen ebenfalls großen Einfluss auf das Gesamtergebnis hat das Übertragungsverhältnis des Mittelohrs, das im AHAAH-Modell einen Initialwert von $N_t = 20$ besitzt. Aus der Skalierung resultieren die in Abbildung 6 dargestellten Änderungen. Auch wenn der Skalierungsbereich für diesen Parameter aus anatomischer Sicht zu groß gewählt ist, steigt der Gehörschadenindex für Faktoren besonders unterhalb von $k \leq 0,75$ sehr stark an. Der Anstieg des Medians beträgt hier bis nahezu 1500 ARU und die 90-Prozent-Perzentile liegt noch oberhalb dieses Werts. Dagegen fallen die Änderungen bei Vergrößerung des Übertragungsverhältnisses deutlich geringer aus und die Perzentilkurven liegen in diesem Bereich enger zusammen.

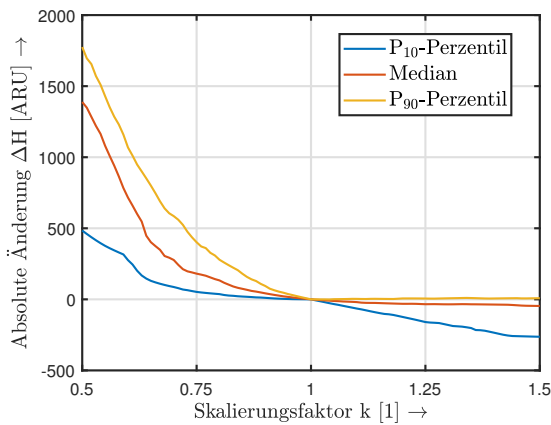


Abbildung 7: Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit der skalierten Nachgiebigkeit des Amboss-Steigbügel-Gelenks C_{1S}

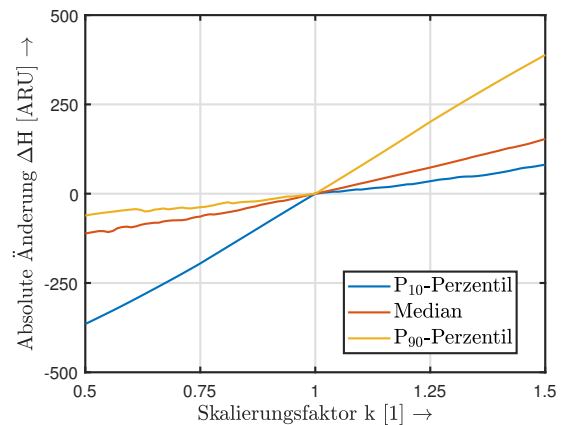


Abbildung 9: Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit der skalierten Steigbügelgrundfläche A_{Stapes}

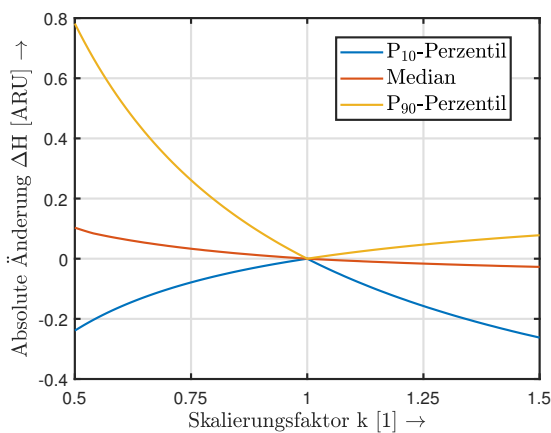


Abbildung 8: Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit der skalierten Nachgiebigkeit des Runden Fensters C_{RW}

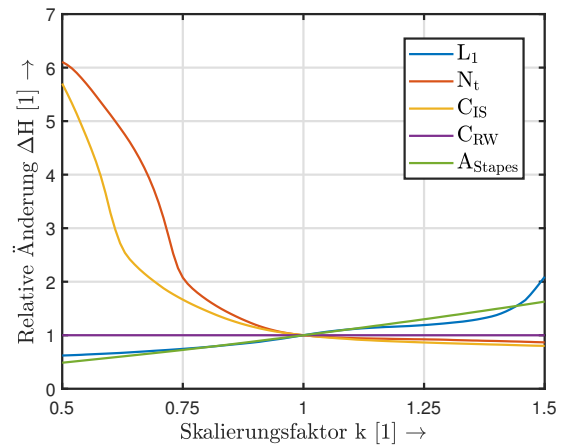


Abbildung 10: Relative Änderungen des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors für ausgewählte Parameter

Abbildung 7 zeigt die Änderungen, die aus der Skalierung der Nachgiebigkeit des Amboss-Steigbügel-Gelenks resultieren. Der Initialwert dieser Nachgiebigkeit beträgt $C_{1S} = 4,57 \cdot 10^{-15} \text{ m}^4 \text{ s}^2 \text{ kg}^{-1}$ und der Parameter reagiert stark auf eine Verkleinerung. So ruft eine Skalierung mit dem Faktor $k = 0,5$ einen Anstieg des Medians von mehr als 1200 ARU hervor. Für die 10-Prozent-Perzentile ist bei dem gleichen Skalierungsfaktor eine Änderung des Gehörschadenindex von nahezu 500 ARU zu beobachten. Allein diese Veränderung entspricht dem täglichen Grenzwert des AHAH-Modells für eine permanente Verschiebung der Hörschwelle (engl. PTS - Permanent Threshold Shift).

Im Gegensatz zu den bisher untersuchten Parametern hat die Nachgiebigkeit des Runden Fensters C_{RW} nur einen kleinen Einfluss auf den Gehörschadenindex. In Abbildung 8 ist das Ergebnis der Skalierung dargestellt. Der ursprüngliche Wert für diesen Übergang zwischen dem Innen- und dem Mittelohr beträgt $C_{RW} = 138 \cdot 10^{-15} \text{ m}^4 \text{ s}^2 \text{ kg}^{-1}$ und durch die Variation ergeben sich Abweichungen, die kleiner als 1 ARU sind.

In Abbildung 9 ist der Einfluss der skalierten Steigbügelgrundfläche auf das Gesamtergebnis des

AHAH-Modells dargestellt. Der Kurvenverlauf des Medians macht deutlich, dass sich für den untersuchten Bereich ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen Änderung und Skalierung einstellt.

Neben den bisher betrachteten absoluten Veränderungen, die aus der Skalierung resultieren, können die Ergebnisse auch relativ zueinander betrachtet werden. Abbildung 10 trägt dazu die relativen Änderungen des Gehörschadenindex gegen den Skalierungsfaktor für ausgewählte Modellparameter gegeneinander auf und ermöglicht so einen direkten Vergleich zwischen den Parametern. Auch hier wird der zuvor beschriebene große Einfluss des Übertragungsverhältnis N_t sowie der Nachgiebigkeit C_{1S} auf das Analyseergebnis deutlich.

Skalierung der Steigbügelauslenkung

Die bisher variierten Parameter sind überwiegend Bestandteil des Zeitbereichsmodells. An dieser Stelle soll daher untersucht werden, wie der zweite Teil des Systems auf eine Skalierung der Steigbügelauslenkung reagiert. Ein unskalierter, zeitlicher Verlauf einer solchen Auslenkung $d(t)$ ist in Abbildung 11 dargestellt. Dieser wurde durch Analyse des zuvor in Abbildung 2 vorgestellten Weberknalls mit dem Radius $R_W = 0,3 \text{ m}$ bestimmt.

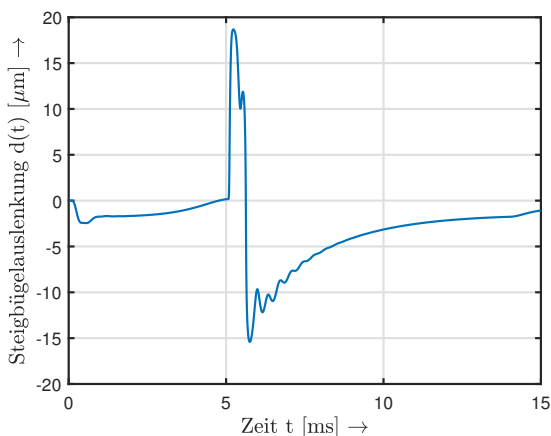


Abbildung 11: Exemplarische Steigbügelauslenkung

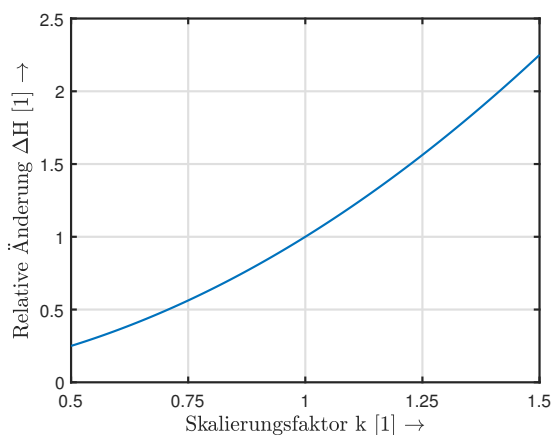


Abbildung 12: Relative Änderung des Gehörgefährdungsindex in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors der Steigbügelauslenkung

Die Untersuchung nutzt erneut die 91 generierten Weberimpulse sowie die Aufnahme des Waffenknalls. Zu jedem dieser Testsignale wird die Steigbügelauslenkung unter Verwendung der ursprünglichen Modellparameter bestimmt. Die so entstandenen Auslenkungsverläufe werden mit dem Faktor k skaliert und anschließend erneut im Cochlearmodell verarbeitet. Sowohl für den Wertebereich als auch für die Schrittweite des Skalierungsfaktors k gelten weiterhin die zuvor beschriebenen Bedingungen.

Abbildung 12 trägt die relative Änderung des Gehörgefährdungsindex H in Abhängigkeit des Skalierungsfaktors k gegeneinander auf. Es hat sich für alle der in diesem Abschnitt beschriebenen Steigbügelauslenkungen gezeigt, dass ein quadratisches Verhältnis zwischen der Skalierung und der relativen Änderung des vom AHAAH-Modells prognostizierten Gehörgefährdungsindex besteht:

$$k^2 \sim \Delta H \quad (1)$$

Das in Gleichung (1) beschriebene Verhältnis ist sowohl über die variierten Weberradien als auch für die Aufnahme des Waffenknalls gültig.

Zusammenfassung und Ausblick

In diesem Beitrag wurden Variationsrechnungen mit einer Implementierung des AHAAH-Modells skriptbasiert und parallelisiert durchgeführt. So konnte die große Anzahl an Modellparametern hinsichtlich ihrer Empfindlichkeit gegenüber dem Gehörschadenindex untersucht werden. Die Ergebnisse für eine Auswahl dieser Parameter wurde diskutiert. Zudem wurde die Reaktion eines Modellteils auf Variation seiner Eingangsgröße analysiert. Die parallele Ausführbarkeit sowie die Steuerung per Skript der eingesetzten Implementierung machen die Vielzahl an Berechnungen erst realisierbar. Allerdings sollten die beschriebenen Variationen zunächst als erste Übersicht dienen und helfen, empfindliche Modellparameter zu identifizieren. Speziell die Parameter des Cochlearmodells konnten aufgrund des begrenzten Umfangs in diesem Bericht nicht näher überprüft werden. Dennoch zeigte sich klar, dass der Einfluss einiger Kenngrößen mitunter gravierend für die Analyse durch das AHAAH-Modell sein kann. Bei der durchgeführten Skalierung reagierte besonders das Zeitbereichsmodell nicht einheitlich über die Vielzahl von Testsignalen.

Aus den gewonnenen Erkenntnissen lassen sich verschiedene Folgearbeiten ableiten. Zum einen sollten die Werte der besonders empfindlichen Modellparameter noch genauer hinterfragt werden. Zum anderen steht eine ausführliche Empfindlichkeitsanalyse für das Cochlearmodell noch aus. Darüber hinaus bietet die Implementierung die Grundlage für Erweiterungen des Modells. Beispielsweise ist es denkbar, das AHAAH-Modell auf bestimmte Personengruppen zu spezialisieren oder neue Parameter wie das Alter der Testpersonen bei der Vorhersage zu berücksichtigen.

Literaturverzeichnis

- [1] US Department of Defense, *MIL-STD-1474E: Design Criteria Standard Noise Limits*, Militärischer Standard, 2015.
- [2] Army Research Laboratory, *Auditory Hazard Assessment Algorithm for Humans (AHAAH)*. Adresse: www.arl.army.mil/www/default.cfm?page=343.
- [3] B. Zagadou u. a., „Impulse noise injury prediction based on the cochlear energy,“ *Hearing Research*, Jg. 342, Elsevier BV, Hrsg., S. 23–38, Dez. 2016.
- [4] B. Zagadou u. a., „Reply to Critical examination of the article: Impulse noise injury prediction based on the cochlear energy,“ *Hearing Research*, Jg. 350, Elsevier BV, Hrsg., S. 217–221, Juli 2017.
- [5] W. Weber, „Das Schallspektrum von Knallfunken und Knallpistolen mit einem Beitrag über die Anwendungsmöglichkeiten in der elektroakustischen Meßtechnik,“ *Akustische Zeitschrift*, Jg. 4, Nr. 6, S. 373–391, 1939.
- [6] F. M. Wiener u. a., „On the Sound Pressure Transformation by the Head and Auditory Meatus Op the Cat,“ *Acta Oto-Laryngologica*, Jg. 61, Nr. 1-6, Informa UK Limited, Hrsg., S. 255–269, Jan. 1966.