

**Aus der Hals-Nasen-Ohren-Klinik und Poliklinik
der Universität Würzburg
Direktor: Professor Dr. med. Rudolf Hagen**

**Qualitätsmessung des künstlichen Mastoids Tu-1000 der Firma Nobel mittels
Impulserzeugung und Schwingungserregung**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Bayerischen Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von
Rainer Schmidt
aus Würzburg**

Würzburg, Juni 2007

Referent: Prof. Dr. med. Jan Helms
Koreferent: Prof. Dr. med. Rudolf Hagen
Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch
**Wissenschaftlicher
Betreuer:** Dipl. Ing. M. Sc. Ludwig Moser

Tag der mündlichen Prüfung: 18. Juni 2008

Der Promovend ist Arzt

**Qualitätsmessung des künstlichen Mastoids Tu-1000 der Firma Nobel mittels
Impulserzeugung und Schwingungserregung**

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung und Aufgabenstellung	1
2. Hörhilfen	2
2.1 Physiologie des Hörvorgangs	2
2.2 Allgemeiner Überblick über Hörhilfen	4
3. Aufbau und Funktionsweise eines Bone Anchored Hearing Aids (BAHA)	6
4. Aufbau und Funktionsweise eines künstlichen Mastoids	8
5. Theorie der Schwingungsmessung	10
6. Theorie der Impulsmessung	12
7. Elektrische Antwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 durch mechanische Impulserregung	14
7.1 Versuchsanordnung und Geräteaufbau	14
7.2 Messung	17
7.3 Auswertung	24
8. Elektrische Antwort des Tu-1000 bei Erregung mit verschiedenen Frequenzen mittels Shaker	29
8.1 Messaufbau und Funktionsweise des Shakers	29
8.2 Messergebnisse	35
8.3 Auswertung	38
9. Messung von zwei durch Schallwellen erregten BAHA-Hörgeräten mittels Tu-1000	48
9.1 Messaufbau	48
9.2 Messung	51
9.3 Auswertung und Vergleich der Funktionskurven der zwei Hörgeräte	53
10. Diskussion	61
11. Gesamtergebnis	62
12. Schlussbemerkung	64
13. Abbildungsverzeichnis	65
14. Quellenverzeichnis/Literatur	68
Anhang: DVD (Text der Doktorarbeit, verwendete Internetseiten, Messdaten und Auswertung)	69
Danksagung	
Lebenslauf	

1. Einleitung und Aufgabenstellung

Das künstliche Mastoid Tu-1000 der Firma Nobel ist ein Schwingungsaufnehmer. Es wandelt mechanische Schwingungen in elektrische Signale um und dient zur Messung eines Bone Anchored Hearing Aids (BAHA). Ein BAHA ist ein Hörgerät, das im menschlichen Mastoidknochen verankert ist. Es ist ein mechanischer Schwinger, der durch Schallwellen angeregt wird (siehe Details Kapitel 3 und Kapitel 4). Das BAHA wird im Normalfall auf das künstliche Mastoid aufgesteckt und so dessen Funktion überprüft. Die vorliegende Arbeit will nun das richtige Funktionieren des Tu-1000 überprüfen, indem es das BAHA umgeht und das künstliche Mastoid mit zwei anderen Methoden anregt.

Bei der ersten Messmethode in Kapitel 7 geschieht dies mittels Auslösung von Impulsen unterschiedlicher Stärke. Der Messaufbau selbst muss dabei erst konzipiert werden. Bei der eigentlichen Messung interessieren vor allem die Qualitätsmerkmale Empfindlichkeit und Linearität des Tu-1000. Die Empfindlichkeit gibt an, wie viel Kraft aufgewendet werden muss, um eine bestimmte Antwort des Tu-1000 zu erhalten. Die Linearität sagt aus, dass die einwirkende Kraft auf das Tu-1000 direkt proportional zu dessen Antwort ist. Es wird eine möglichst lineare Beziehung angestrebt. Nichtlineare Antworttendenzen deuten auf mögliche unerwünschte Eigenresonanzen des künstlichen Mastoids hin und würden ein Mangelkriterium darstellen.

Die andere Methode wird in Kapitel 8 angewandt, nämlich die Schwingungsmessung des Tu-1000 mit einem Shaker. Auch hier muss ein entsprechender individueller Messaufbau erst entworfen werden. Hierbei kann das künstliche Mastoid mit jeweils nur einer Frequenz angeregt werden, was bei der Impulsmessung nicht möglich ist, denn bei der Auslösung eines Impulses werden dagegen stets alle Frequenzen durchlaufen. Mit dieser zweiten Messmethode soll das ermittelte Ergebnis der Impulsmessung überprüft werden, also ob das Tu-1000 bei einer bestimmten Frequenz in Eigenschwingung, die so genannte Resonanz gerät und Nichtlinearitäten verursacht. In diesem Messteil könnten nun genaue Aussagen über einen möglichen Resonanzfrequenzbereich getroffen werden, was bei der Impulsmessung, also der ersten

Messmethode, nicht möglich ist. Ein solcher möglicherweise ermittelter Frequenzbereich müsste bei Messungen von Hörgeräten vermieden werden, um unkontrollierte Antworten des Tu-1000 zu vermeiden.

In Kapitel 9 werden für zwei verschiedene BAHA-Hörgeräte-Modelle charakteristische Funktionskurven mittels des Tu-1000 erstellt und miteinander verglichen. Es wird also hier ein physikalisches Messverfahren durchgeführt, für das das künstliche Mastoid eigentlich vom Hersteller konzipiert wurde. Würden in den Teilen zuvor kritische Funktionsbereiche oder Defekte des Tu-1000 ermittelt werden, müssten diese ausgespart oder besonders überprüft werden.

2. Hörhilfen

2.1 Physiologie des Hörvorgangs

Beim Ablauf des Hörvorgangs dienen die Ohrmuschel und das Mittelohr dazu, die aufgenommenen Schallwellen bis in das Innenohr weiterzuleiten, was man als Reiztransport bezeichnet. Aus diesem Grund sind Ohrmuschel und Mittelohr für die Schalleitung verantwortlich.

Im Innenohr werden die Schallwellen nach ihren Frequenzen aufgeteilt. Das nennt man Reizverteilung. Die Haarzellen erkennen die Reizverteilung. Dabei sind die Haarzellen aktive Partner im Hörvorgang, sie verstärken aktiv den eingehenden Impuls. Der Hörnerv (Nervus cochlearis) leitet die Reize, die er von den Haarzellen erhalten hat, an das Gehirn weiter. Die Haarzellen und der sich ihnen anschließende Hörnerv sind daher für die Schallempfindung verantwortlich. Im Gehirn werden die Signale im Hörzentrum zu wahrnehmbaren Tönen verarbeitet, das Gehirn dient also im Hörablauf der Schallwahrnehmung.

Trifft nun Schall auf das Ohr, wird er zuerst von der Ohrmuschel aufgefangen und in den Gehörgang geleitet. Dadurch geraten zuerst die Luft im Gehörgang, dann das Trommelfell in Bewegung und verursachen somit die Luftleitung. Das Trommelfell schwingt mit der gleichen Frequenz wie die Luft.

Da der Hammer (Malleus) an das Trommelfell gekoppelt ist, gerät dieser mit in Bewegung und überträgt die Schwingungen über den Amboss (Incus) auf den Steigbügel (Stapes). Dessen Fußplatte schwingt nun in das ovale Fenster der Schnecke (Cochlea) und erzeugt wellenförmige Bewegungen der darin enthaltenen Flüssigkeit (Endolymphe und Perilymphe). Da die ursprünglichen Luftschwingungen auf das flüssige und damit dichtere Medium des Innenohrs übertragen werden müssen, ist ein beträchtlicher Kraftzuwachs erforderlich. Dieser wird durch die statischen und dynamischen Eigenschaften der Gehörknöchelchen erreicht:

Nach einer physikalischen Gesetzmäßigkeit wird der Druck durch das Verhältnis von aufgewendeter Kraft zur Größe der Fläche, auf die der Druck ausgeübt wird, bestimmt ($\text{Druck} = \text{Kraft}/\text{Fläche}$). Da die Fläche der Steigbügel Fußplatte wesentlich kleiner ist als die des Trommelfells, wird durch das Gehörknöchelchen eine Druckerhöhung erreicht (Verstärkung: 17fach). Außerdem wirken die Gehörknöchelchen als Hebel. Dadurch wird der Druck an der Steigbügel Fußplatte auf das ovale Fenster der Hörschnecke nochmals um das 13-fache verstärkt.

Innen ist die Hörschnecke in drei übereinander liegende flüssigkeitsgefüllte Gänge gegliedert. Sie heißen Scala vestibuli, Scala media und Scala tympani. Die Scala media ist durch die Reißner-Membran von der Scala vestibuli und durch die Basilarmembran von der Scala tympani getrennt. Auf der Basilarmembran liegt das Corti-Organ mit verschiedenen Arten von Haarzellen. Diese Haarzellen dienen der Verstärkung der Schallwandlerwellen innerhalb der Cochlea und der Umwandlung von Schwingungen in Nervenimpulse.

Der Steigbügel berührt das ovale Fenster, hinter dem die Scala vestibuli liegt. Diese ist an der Spitze der Schnecke über das Schneckenloch (Helicotrema) mit der Scala tympani verbunden. Letztere grenzt an der Basis an das runde Fenster, das frei schwingen kann. Ein Druck der Gehörknöchelchen auf das ovale Fenster läuft als Flüssigkeitsschwingung die Scala vestibuli hinauf zur Spitze der Schnecke und über das Schneckenloch entlang der Scala tympani wieder hinab zum runden Fenster, das den Druck durch Dehnung bzw. Schwingung ausgleichen kann. Dies führt zu komplexen bioelektrischen Prozessen in den Haarzellen und einer Spannungsänderung, die auf den Hörnerv übertragen wird.

Da die Breite der Basilarmembran und der Durchmesser des Schneckenkanals vom ovalen Fenster zur Schneckenspitze hin abnehmen, ändern sich die

Schwingungseigenschaften des Systems in Abhängigkeit vom Abstand zur Schneckenspitze (Helicotrema). So gerät die Basilarmembran bei unterschiedlichen Frequenzen an unterschiedlichen Stellen in Resonanz. Hohe Frequenzen erzeugen in der Nähe des ovalen Fensters, tiefe Frequenzen in der Nähe des Helicotrema ein Auslenkungsmaximum der Haarzellen. Auf diese Weise findet in der Schnecke eine mechanische Frequenzanalyse statt, womit hohe Töne von tiefen unterschieden werden und über den Hörnerv an das Hörzentrum des Gehirns weitergeleitet werden können.

(<http://de.wikipedia.org/wiki/Innenohr>)

Allerdings kann Schallenergie nicht nur über das Mittelohr in das Innenohr gelangen, sondern auch durch Schädelknochen, die in einem Schallfeld in Schwingung geraten und den Schall direkt auf die Schnecke übertragen. Diesen Vorgang bezeichnet man als Knochenleitung. So ist eingeschränktes Hören auch bei gestörter Mittelohrfunktion möglich.

Daher wird bei Standard-Audiometriemessungen zum einen die Luftleitung mit Kopfhörern gemessen und zum anderen die Knochenleitung mit einem auf das Mastoid aufgesetzten Vibrator. Ist so z.B. das Mittelohr defekt aber das Innenohr intakt, ist nur die Luftleitung gestört, während beim Innenohrdefekt sowohl Luft- als auch Knochenleitung gestört sind.

(http://community.netdoktor.com/ccs/de/hearing/ear/ear/article.jsp?articleIdent=de.hearing.ear.ear.de_hearing_article_1595) (Schmidt-Thews, 2000)

2.2 Allgemeiner Überblick über Hörhilfen

In Europa beträgt die Anzahl hörgeschädigter Personen rund 70 Millionen und in Nordamerika schätzungsweise 30 Millionen. In den Entwicklungsländern wird die Belastung durch Hörverlust auf das Doppelte der Industrienationen geschätzt, wahrscheinlich durch die große Anzahl von unbehandelten Ohrinfektionen. Die häufigsten Ursachen von Hörverlust in Europa sind Lärm und Alterung.

(<http://www.german.hear-it.org/forside.dsp?forside=yes&area=33>).

Generell sind die meisten Hörgeräte ähnlich aufgebaut. Über ein Mikrofon, dem Schallempfänger, werden Schallwellen empfangen und in elektrische Signale

umgewandelt. Ein Verstärker steigert die Intensität der Signale des Mikrofons. Filter ändern die Geräusche so ab, dass nur die unmittelbar wichtigsten Töne verstärkt werden. Dritte Komponente ist ein Schallsender. Er wandelt die elektrischen Signale entweder in akustische Signale um (Luftleitung) - und arbeitet wie ein Miniaturlautsprecher - oder in mechanische Vibrationen (Knochenleitung). Die bisher beschriebene Technologie wird als analog bezeichnet. Bei der nun auf den Markt drängenden digitalen Technologie werden zwischen Mikrofon und Schallsender Mikro-Chips eingebaut, die das akustische Eingangssignal auf mehrere Bänder oder Verarbeitungskanäle aufsplitten und komplexe Sprachverarbeitungsstrategien anwenden.

So können Hörgeräte mit geeigneter Grundverstärkung den Intensitätsverlust des Ohres ausgleichen oder vermindern.

Des Weiteren sind Hörhilfen mit spezifischem Frequenzgang vorhanden, die eine frequenzspezifische Verstärkungskorrektur im Hauptsprachbereich ermöglichen. Auch gibt es mittlerweile Hörgeräte, die mit geeignetem Regelungs- und Begrenzungsverhalten die Dynamik des Sprachschalls an die Dynamik des Ohres anpassen. Spezielle Hörgeräte zur Korrektur von Laufzeitverlusten des Ohres sind derzeit noch nicht auf dem Markt.

(http://www.ph-heidelberg.de/wp/bogner/Audiologie/Paed_AudII_SS2004.doc)

Außerdem können Hörgeräte nach dem Ort ihrer Befestigung differenziert werden. Sehr kleine Hörgeräte werden direkt im Gehörgang platziert (CIC = completely in the channel), etwas größere nur teilweise im Gehörgang (ITC = in the channel), während ausladend dimensionierte und aber auch variabelere Hörhilfen in der Ohrmuschel befestigt (IO = im Ohr) getragen werden oder hinter dem Ohr (HdO-Geräte). Des Weiteren gibt es Brillenbügel mit Spezialadaptern für HdO-Geräte, Knochenleitungshörgeräte als Knochenleitungsbrille oder Spezialapparate zur Tinnitus therapie. Sind die bisher genannten Hörhilfen für den Patienten nicht ausreichend, kann in geeigneten Fällen operiert werden. Derzeit vorhandene implantierbare Systeme sind Cochlea-Implantate, Mittelohr-Implantate, knochenverankerte Hörhilfen (BAHA = Bone Anchored Hearing Aids) und Hirnstammimplantate. Die Untersuchung von knochenverankerten Hörhilfen und deren Qualitätsmessung ist ein Teil dieser Arbeit.

3. Aufbau und Funktionsweise eines BAHA (= Bone Anchored Hearing Aids)

Das BAHA (siehe Abbildung 3-1) ist ein wenige Zentimeter großes Hörgerät, das im

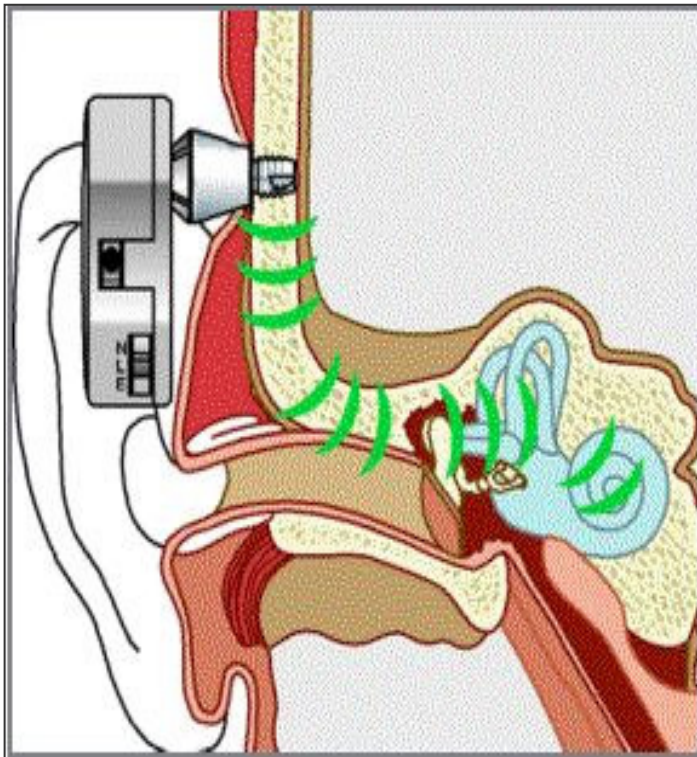


Abb. 3-1: Schematisierte Funktionsweise eines BAHA
(aus http://www.prosper-hospital.de/medizin/HNO/spektrum_baha.htm)

Schädelknochen (genauer: im Mastoid) mit Hilfe einer 3-4mm langen Titanschraube hinter dem Ohr verankert ist. Dabei kann das BAHA problemlos über einen Steckaufsatz (abutment) von der Titanschraube entfernt und wieder aufgesetzt werden. Das BAHA ist ein mechanischer Kuppler, der mit Hilfe eines eingebauten Mikrophons und eines Mikroprozessors die Schallwellen der Umgebung zuerst in elektrische Signale umsetzt, welche wiederum weiter in mechanische Schwin-

gungen umgewandelt werden. Diese Vibrationen überträgt das BAHA über die bereits erwähnte Titanschraube auf den Schädelknochen (vor allem Schläfen- und Felsenbein), welcher die Schwingungen aufnimmt und an das Innenohr (Cochlea) weiterleitet. Das im Knochen des Felsenbeins eingebettete Innenohr nimmt über die Haarzellen diese Vibrationen auf und setzt sie in elektrische Signale um, welche das Gehirn als wahrgenommene Sprache oder Laute wahrnimmt (vgl. Kap. 2.1).

Diese Art der Hörwahrnehmung ist durchaus physiologisch, das Innenohr kann also sowohl über Luft- als auch über Knochenleitung (z.B. Aufsetzen einer Stimmgabel auf den Schädelknochen) erregt werden. Beispielsweise hört sich auch eine Tonbandaufnahme der eigenen Stimme anders an, da hier der eigene Schädelknochen

nicht durch die eigene Stimme in Schwingung versetzt wird. Die eigene Stimme wird sogar an gleichen Anteilen von Knochen- und Luftleitung wahrgenommen.

Indikation für ein BAHA sind Defekte am Mittelohr, also Schalleitungsstörungen, bei gleichzeitig intaktem Innenohr wie Gehörgangsatresie, chronische Otitis media (am häufigsten), Tubenbelüftungsstörung oder Cholesteatom, die mikrochirurgisch nicht beseitigt werden können. Das BAHA-Implantat kann auch für gemischten Hörverlust und manchmal für unilateralen sensorineuralen Hörverlust eingesetzt werden. Es sollte eine Hörschwelle für Knochenleitung von 45dB oder mehr vorhanden sein. Bei Erwachsenen kann die Versorgung jederzeit vorgenommen werden, während bei Kindern, die bereits mit einem konventionellen Knochenleitungsgerät versorgt sind, die Umstellung etwa ab dem 3. Lebensjahr erfolgen kann.

Konventionelle Knochenleitungsgeräte sind schon länger im Einsatz. Sie werden nicht im Knochen implantiert, sondern übertragen die Schallenergie über einen auf die Haut des Warzenfortsatzes angepressten Vibrator. Nachteil dieser konventionellen Knochenleitungsgeräte ist, dass sie zu Druckstellen und Druckschmerzen führen können, da sie mit einem bestimmten Druck auf die Kopfhaut angedrückt werden müssen, um den Schall zum Innenohr übertragen zu können. Außerdem wird die Übertragung der Schwingung durch die Kopfhaut und das Binde- und Fettgewebe stark gedämpft und verzerrt, was bei den BAHA's nicht der Fall ist. Deshalb sind konventionelle Knochenleitungshörgeräte ab einem Schalleitungshörverlust über 30dB nicht mehr ausreichend.

(www.prosper-hospital.de/medizin/HNO/spektrum_baha.htm),

(<http://www.entific.com/aboutBAHAMore.asp>),

(<http://www.aerzteblatt.de/pdf/97/10/a609-4.pdf>).

Die oben beschriebene perkutane osseointegrative BAHA-Technologie ist seit mittlerweile 20 Jahren in Anwendung und es sind weltweit bis zum Jahr 2001 ca. 12000 Menschen damit versorgt worden, von denen nur zwei Prozent Infektionen und Unverträglichkeiten zeigten.

(http://www.hoergeraete-siemens.de/Grafiken/00_de/90_Aerzte/91_juni.pdf).

4. Aufbau und Funktionsweise eines künstlichen Mastoids

Das künstliche Mastoid dient zur Einstellung und Überprüfung der Funktion des BAHA. Dabei wird das BAHA mit Hilfe des Steckaufsatzes auf dem künstlichen Mastoid befestigt, welches eine Imitation des menschlichen Schädelknochens darstellt. Es besteht aus verschiedenen Schichten von Gummi und Metallbestandteilen, die die Schwingungseigenschaften des Schädelknochens bestmöglich nachbilden. Dabei ist die Qualität des Messergebnisses des Mastoids unter anderem von Temperatur, Alterungsprozess und Luftdruck abhängig als auch von der Kraft (Anpressdruck in N), mit dem das BAHA an dem künstlichen Mastoid befestigt wurde. Das künstliche Mastoid ist ein Wandler, der die mechanischen Schwingungen des BAHA in ein elektrisches Output umwandelt, welches dementsprechend interpretiert werden kann. Hierfür muss aber ein weiteres Gerät an das künstliche Mastoid angeschlossen werden, das die elektrischen Signale umwandelt wie zum Beispiel ein Oszilloskop.

Das Kernstück eines künstlichen Mastoids sind piezoelektrische Messelemente, die die mechanische Vibration erfassen können. Piezoelektrische Kraftaufnehmer eignen sich zum Messen dynamischer und quasistatischer Kräfte, jedoch nur bedingt zum Messen statischer Kräfte. Bei ihnen dienen dielektrische Werkstoffe - meistens Quarzkristallscheiben - als aktive Messelemente, die mit einer oben aufgelagerten seismischen Masse kombiniert werden. Bei Belastung bzw. mechanischer Spannung entsteht an der Scheibenoberfläche kurzzeitig eine der einwirkenden Kraft proportionale elektrische Ladung. Ein nachgeschalteter Ladungsverstärker wandelt die Ladungsänderung in eine entsprechende Spannung um. Je nach Lage der Schnittflächen zu den Kristallachsen sind die Quarz-Scheiben auf Druck - oder Schubkräfte empfindlich. Es ist möglich, mehrere Lagen verschiedenartig geschnittener Quarzkristallscheiben übereinander zu legen, wodurch man einen 2 - oder 3 - Komponenten - Kraftaufnehmer zum Messen der Druckkraft und der Schubkraft erhält. Da Quarzkristalle sehr steif sind und sich bei Belastung nur wenig verformen, erlauben sie die Erfassung von relativ kleinen dynamischen Belastungen. Neben Quarzkristallen können auch andere Materialien wie z.B. Piezokeramiken (Blei-Zirkonium-Titanat) eingesetzt werden.

(<http://homepages.fh-giessen.de/~hg7394/sns/Kraft2/Ablage/Kraftsensor.htm>)

Problematisch ist, dass das künstliche Mastoid die gleichen Schwingungseigenschaften wie der menschliche Schädelknochen über alle Frequenzbereiche möglichst genau imitieren soll, obwohl bei jedem Menschen der Schädelknochen individuelle Unterschiede in der Dicke und Festigkeit aufweist (z.B. bei Kindern oder Knochenkrankheiten) und die Titanschraube an unterschiedlichen Stellen des Schädels befestigt werden kann. Deshalb ist eine Imitation eines durchschnittlichen Schädelknochens angestrebt.

Die wichtigsten Normen für künstliche Mastoide werden beschrieben von der International Electrotechnical Commission IEC-R 373, den British Standards BS 4009 und dem American National Standards Institute (ANSI). Nach der Norm von IEC-60373 ist z.B. ein Anpressdruck von 5,4 N festgelegt, eine Temperatur von 22-24 Grad Celsius und ein Frequenzbereich der zu testenden Schallwellen von 125Hz bis 8kHz.

Bei dem künstlichen Mastoid Typ 4930 der Firma Brüel und Kjaer lässt sich der Anpressdruck z.B. durch eine spezielle Hebelkonstruktion von 2N bis 8N variieren.

Im Rahmen dieser Arbeit wird das künstliche Mastoid Tu-1000 der Firma Nobel in Bezug auf seine hohe Messgenauigkeit im Frequenzbereich von 100 Hz bis 10 kHz untersucht.

5. Theorie und Anwendung der Schwingungsmessung

Das künstliche Mastoid als Ersatz für den menschlichen Schädelknochen ist ein Schwingungsaufnehmer. Eine mechanische Schwingung ist eine periodische Bewegung eines Körpers um seine Gleichgewichtslage. Zur Beschreibung kann der Körper als Massenpunkt betrachtet werden. Man kann die mechanische Schwingung z.B. mit Hilfe der sich zeitlich ändernden Größen Ort, Geschwindigkeit, Kraft und Energie beschreiben. Voraussetzungen für die Entstehung einer mechanischen Schwingung sind eine zur Gleichgewichtslage gerichtete Kraft und die Trägheit eines schwingenden Systems.

Mechanische Schwingungen kommen in einem großen Frequenzbereich vor z.B. als Biegeschwingungen von Türmen und Brücken (mHz bis Hz), als Luftschall, Körperschall (Hz bis kHz), als Ultraschall in Festkörpern und Flüssigkeiten (bis 100kHz) oder als Dickeschwingungen von Quarzkristallen (MHz).

Bei der erzwungenen Schwingung wirkt von außen über eine Kopplung eine periodisch veränderliche Kraft, die das System zum Mitschwingen zwingt. Hierbei kann eine meist unerwünschte Resonanz, mit der eine Amplitudenvergrößerung der erzwungenen Schwingung gemeint ist, entstehen, wenn sich die Erregerfrequenz in Nähe der Eigenfrequenz befindet.

Eine Analyse der Eigenfrequenzen von Bauteilen wie Gerätechassis, Maschinen, Abdeckungen oder Autotüren lässt konstruktive Änderungen zu, so dass auftretende Schwingungen nicht durch die Resonanzen verstärkt werden. Dazu werden die Schwingungen an der zu untersuchenden Struktur gemessen. Die Schwingungsüberwachung von Maschinen ermöglicht eine kontinuierliche Kontrolle. Beginnende Schäden zeigen sich oft frühzeitig durch Veränderung des Schwingungsspektrums. Eine Schwingungsanalyse in Form einer Klangprobe ermöglicht eine Qualitätsprüfung in der laufenden Fertigung wie z.B. bei Dachziegeln oder Geschirr.

Zur Untersuchung müssen entweder Schwingungsmuster erzeugt werden, wie sie der Belastung in der Anwendung entsprechen oder Schwingungen über das gesamte Frequenzspektrum generiert werden, wie z.B. bei den in dieser Arbeit erfolgten Versuchen durch Anregung mit einem Vibrator (Shaker).

Bei der Schwingungsmessung werden zur Messung der Beschleunigung kapazitive, piezoelektrische und piezoresistive Beschleunigungssensoren eingesetzt. Der Vorteil von kapazitiven und piezoresistiven Sensoren gegenüber piezoelektrischen liegt in der zusätzlichen Möglichkeit, auch statische Beschleunigungen zu messen. Nachteile von piezoresistiven Elementen sind jedoch eine eingeschränkte Auflösung durch Widerstandsrauschen, Anwendung nur für tiefe und mittlere Frequenzen und nötiger Betrieb mit zusätzlicher Versorgungsspannung, während kapazitive Elemente ebenfalls gering auflösend und zudem zerbrechlich sind.

Zur Messung von Geschwindigkeiten wird in der Schwingungsanalyse vor allem das Laser-Doppler-Verfahren angewandt, bei dem kein direkter Kontakt mit dem messenden Objekt bestehen muss. Hierbei trifft ein Laserstrahl im Messpunkt eines bewegten Objektes auf kleinste Partikel und wird an diesen gestreut. Hierbei erfährt die Frequenz des Streulichtes eine Doppler-Verschiebung, die von der Geschwindigkeit der Partikel herrührt. Als Folge haben die reflektierten Strahlen je nach Anstrahlrichtung entweder höhere oder niedrigere Frequenzen.

(<http://www.jurentschk.de/AT/Schwingungen-W.pdf>; Jerry H.Ginsberg,2001; Magnus-Popp,2002)

6. Theorie der Impulsmessung

Der Impuls p wird definiert als das Produkt aus Masse m und Geschwindigkeit v , also als

$$p = m \times v. \quad (\text{Gl.6-1})$$

Übt ein Körper in einer bestimmten Zeit Δt mit einer Beschleunigung a eine gewisse Kraft F mit

$$F = m \times a = m \times \frac{\Delta v}{\Delta t} \quad (\text{Gl.6-2})$$

auf einen anderen Körper aus, wird dies als Kraftstoß mit

$$F \times \Delta t = m \times \Delta v \quad (\text{Gl.6-3})$$

bezeichnet. Es ergibt sich die entsprechende Impulsänderung Δp

$$\Delta p = F \times \Delta t = m \times \Delta v. \quad (\text{Gl.6-4})$$

Ein Impuls enthält im Gegensatz zu einer harmonischen Anregung keine diskrete Frequenz, sondern ein kontinuierliches Frequenzspektrum (Hammer-Hammer, 1998).

Normalerweise wird ein Impuls, der von einem Beschleunigungssensor erfasst wurde, von einem Oszilloskop als symmetrischer Amplitudenausschlag abgebildet. Dabei stellt in der Regel die x-Achse die Zeit dar und die y-Achse die Kraft der Auslenkung mit einem Maximum. Diese Antwort ergibt sich aus einer Summation von Einzelantworten über den gesamten Frequenzbereich, die durch den Kraftstoß ausgelöst wurden. Ist nun bei einer bestimmten Frequenz eine besonders hohe Einzelantwort erfolgt, hat dies einen höheren Amplitudenausschlag zur Folge. Vergleicht man nun die Maxima verschiedener Amplitudenausschläge, die durch unterschiedlich starke Kraftstöße ausgelöst wurden, anhand ihrer Proportionalität bzw. Linearität zueinander, können so eventuelle Resonanzpunkte ermittelt werden. Wollte man nun die verursachende Resonanzfrequenz ermitteln, müsste man mit Hilfe der Fast-Fourier-Transformations-Analyse (FFT-Analyse) das Impulssignal weiter mittels Spektralanalyse aufschlüsseln. Dies geschieht, indem die verschieden großen Einzelantworten hinsichtlich ihrer jeweiligen Frequenz aufgetrennt werden; es ergibt sich eine Graphik mit den Koordinatenachsen Frequenz in der Regel auf der x-Achse und Antwortstärke des Beschleunigungssensor auf der y-Achse.

Die FFT-Analyse ist ein mathematisches Verfahren der Fourier-Transformation, wie es in Computern implementiert ist. Bei diesem Verfahren werden generell zeitbezogene

Signale in den Frequenzbereich transformiert. Die FFT ist eine schnellere Variante der diskreten Fourier-Transformation (DFT) und wird z.B. in der Multimediatechnik dazu verwendet, um Audiosignale in einzelne Sinus-Schwingungen und diese wiederum in die entsprechenden Spektralfrequenzen zu zerlegen.

(http://www.networks.siemens.de/solutionprovider/_online_lexikon/fachde/fach_f.htm).

Bei der Durchführung der Impulsmessung besteht nun das Bestreben, ein möglichst großes Frequenzspektrum auszulösen, um auch Resonanzen oder Impulseigenschaften bei höheren Frequenzen zu erfassen. Dabei wird bei der Ausführung des Kraftstoßes darauf geachtet, dass zwei möglichst harte Gegenstände auf einander treffen. Sind die Gegenstände allerdings zu starr, entstehen Querschwingungen und Störfrequenzen, die keine auswertbare Impulsantwort ermöglichen. Sind die Materialien zu weich, besitzen also zu hohe Dämpfungseigenschaften, werden hohe Frequenzen nicht erfasst, so dass die richtige Materialwahl eine Gratwanderung darstellt.

Bei der praktischen Anwendung der Impulsmessung (von zahlreichen Branchen von Automobilindustrie bis Musikgeräteherstellung genutzt) können Materialien im Hinblick auf Defekte oder Veränderungen wie z.B. Risse, Dichteänderungen oder unerwünschte Eigenresonanzen untersucht werden. Dabei wird ein Kraftstoß auf das zu untersuchende Material ausgeübt und der entstehende Stossimpuls nach Durchlaufen einer gewissen Schichtdicke an geeigneter Stelle durch einen Beschleunigungssensor registriert. Die Charakteristik der Impulskurve wie Steigung und Maximalauslenkung sowie das Verhältnis der Maxima der Kurven zueinander bei verschiedenen stark ausgeübten Kraftstößen lässt nun Rückschlüsse auf Resonanzeigenschaften und Materialveränderungen zu.

(<http://www.igb.tu-bs.de/veroeff/siegen01.pdf>; Jerry H. Ginsberg, 2001; William W. Seto, 1964).

7. Elektrische Antwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 durch mechanische Impulserregung

7.1 Versuchsanordnung und Geräteaufbau

Um die Impulsmessung durchführen zu können, wurde das künstliche Mastoid Tu-1000 (siehe Abbildung 7.1-3) mit einem BNC-Kabel an den Eingangskanal 1 (Channel 1) des Digital-Phosphor-Oszilloskops der Serie TDS-5000 der Firma Tektronix angeschlossen. Außerdem muss das Tu-1000 mit einer Spannung von 18V mittels zweier 9V Batterien betrieben werden. Damit der im μ -Sekunden- Bereich ablaufende Impuls aufgezeichnet werden konnte, wurde die single-shot-Funktion des Oszilloskops benutzt. Dabei werden in dieser speziellen Einstellung 5000 Einzelpunkte in 2000 μ s von dem Oszilloskop aufgezeichnet, sobald es eine erste Spannungsänderung des Tu-1000 wahrnimmt. Außerdem wurden zur Überprüfung des Impulses über die snapshot-Funktion mehrere Standard-Werte abgespeichert, von denen vor allem der Wert der größten Amplitudenauslenkung als Maß für die jeweilige Maximalantwort des künstlichen Mastoids interessierte.

Nun wurde mehrere Zentimeter über dem hohlen Metallzylinder des Mastoids, auf dem normalerweise das BAHA aufgesteckt wird, ein 50cm langes Plastikrohr mit 1cm Durchmesser senkrecht mittels Laborständer platziert. Das Rohr besaß Bohrlöcher im Abstand von 5cm, durch die ein Nagel gesteckt werden konnte. Es konnte somit mit einer Kugel oder einem Zylinder entsprechenden Durchmessers „geladen“ werden und durch Herausziehen des Nagels aufgrund der nun herab fallenden Masse ein senkrechter Kraftstoß auf den Metallzylinder aus verschiedenen Höhen ausgeübt werden (siehe Abbildung 7.1-1 und 7.1-2).

Obwohl ursprünglich nur ein Versuch geplant war, ergab sich aufgrund der Schwierigkeiten der oben angesprochenen Problematik der Suche nach geeignetem Material bei der Impulsmessung eine Variation von sieben Versuchen, aus denen ein Hauptversuch genauer untersucht wurde. Bei den Variationen wurden die Form, das Gewicht und das Material des den Kraftstoß ausübenden Körpers verändert und auch manchmal der Metallzylinder des Tu-1000 mit Dämpfungsmaterial beklebt.

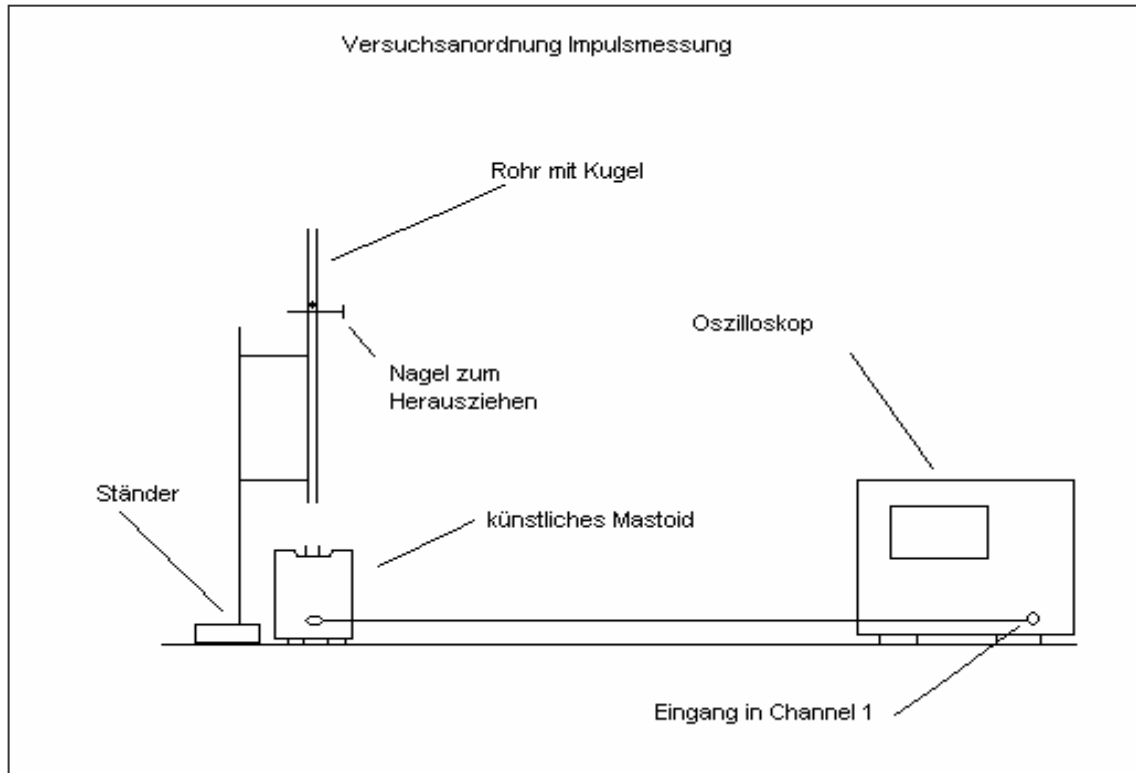


Abb. 7.1-1: Skizzierte Versuchsanordnung der Impulsmessung

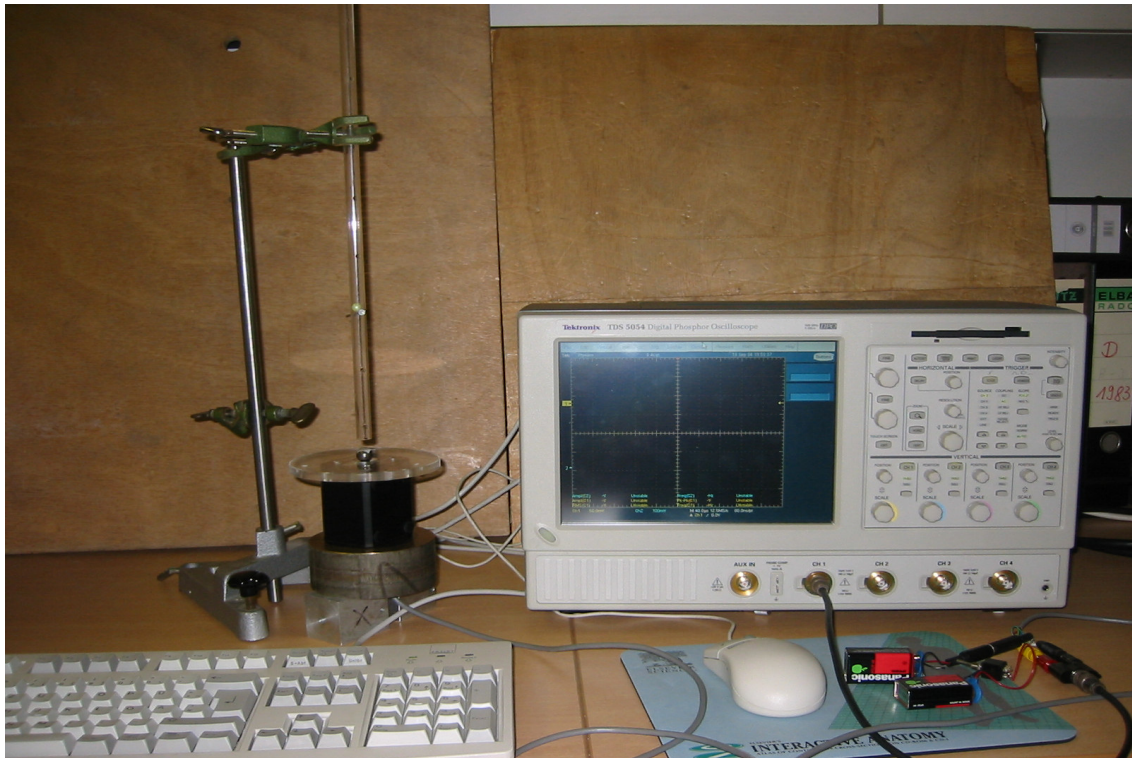


Abb. 7.1-2: Versuchsaufbau der Impulsmessung



Abb. 7.1-3: *Das zu testende künstliche Mastoid Tu-1000*

7.2 Messung

Zur besseren Veranschaulichung bzw. Argumentation werden folgende sieben Versuche nicht streng chronologisch - also nicht nach ihrer numerischen Bezeichnung im Anhang - aufgeführt.

Versuch 1: Es wurde eine Metallkugel mit 9,5mm Durchmesser aus 5cm Höhe direkt auf den hohlen Metallzylinder fallengelassen. Die Antwort des Oszilloskops ergab aber keine Impulsantwort, sondern unkontrollierte Ausschläge, die die Maximalantwort des Tu-1000 übertrafen. Es traten hier aufgrund der Härte bzw. Starre der beiden aufeinander treffenden Materialien Querschwingungen auf. Auf der Abbildung 7.2-1 erkennt man, dass das künstliche Mastoid keine höheren Ausschläge als 4V an das Oszilloskop weiterleitet und die oberen Spitzenwerte einfach abschneidet, was auch als clipping bezeichnet wird. Auch ein 3,5cm hoher Metallzylinder mit 9,5mm Durchmesser aus 3cm Höhe löste eine clipping-Antwort aus.

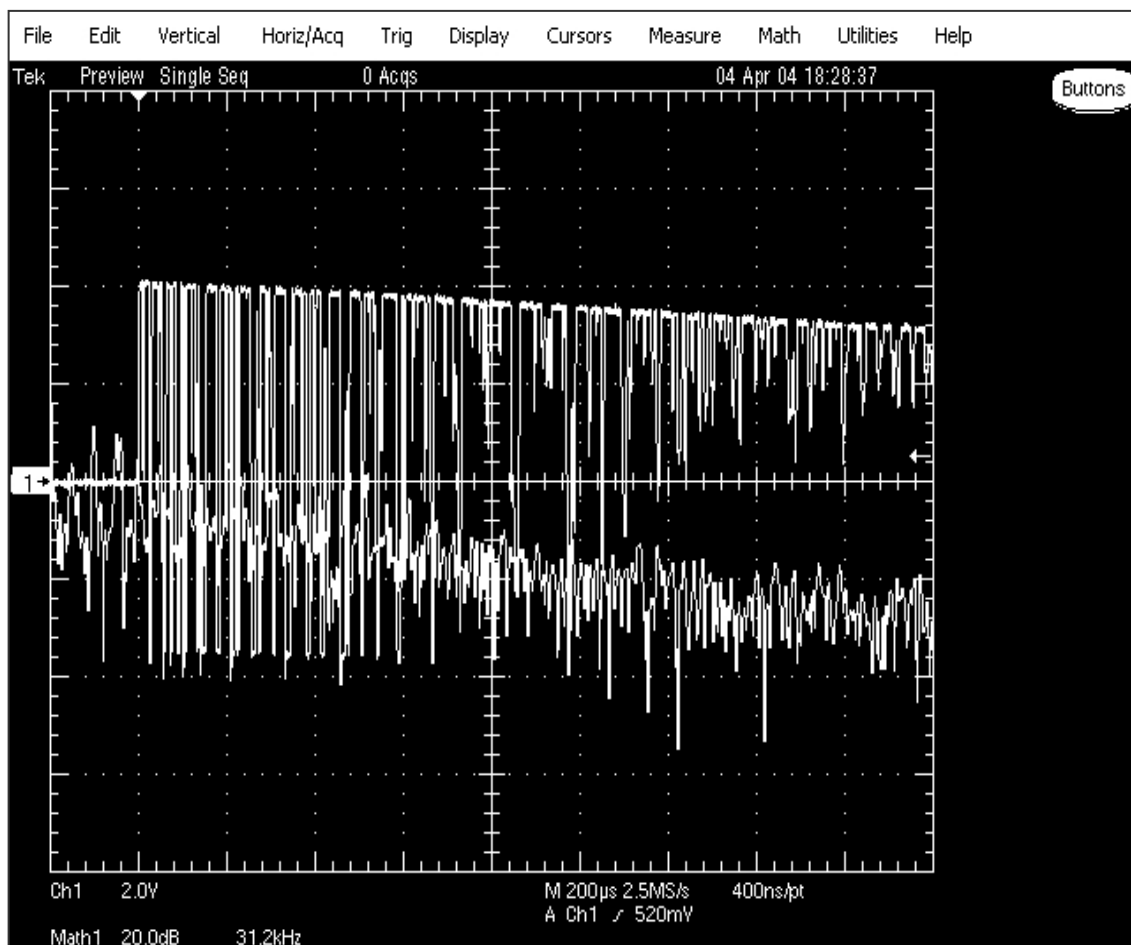


Abb. 7.2-1: Clipping-Antwort (obere Kurve) des Oszilloskops (Spitzenwerte werden abgeschnitten)

Versuch 2: Diesmal übte eine Plastikkugel von 0,28g mit 8mm Durchmesser den Kraftstoß aus, wobei diese möglichst zentral auf den Metallzylinder auftraf. Sie wurde jeweils fünf Mal aus den Höhen 3cm, 4cm, 5cm und 6cm fallengelassen. Die jeweils 5000 ermittelten Koordinaten eines Impulses wurden in Excel übertragen und von den 5 Impulskurven jeweils einer Höhe eine geglättete Kurve (mh) erstellt, indem von den y-Koordinaten in Volt der Mittelwert gebildet wurde, während die Zeitachse von $2000\mu\text{s}$ als x-Koordinate belassen wurde. Aufgrund der offensichtlichen Nicht-Proportionalität der Impulse zueinander wurde der Versuch fallengelassen (siehe Abbildung 7.2-2).

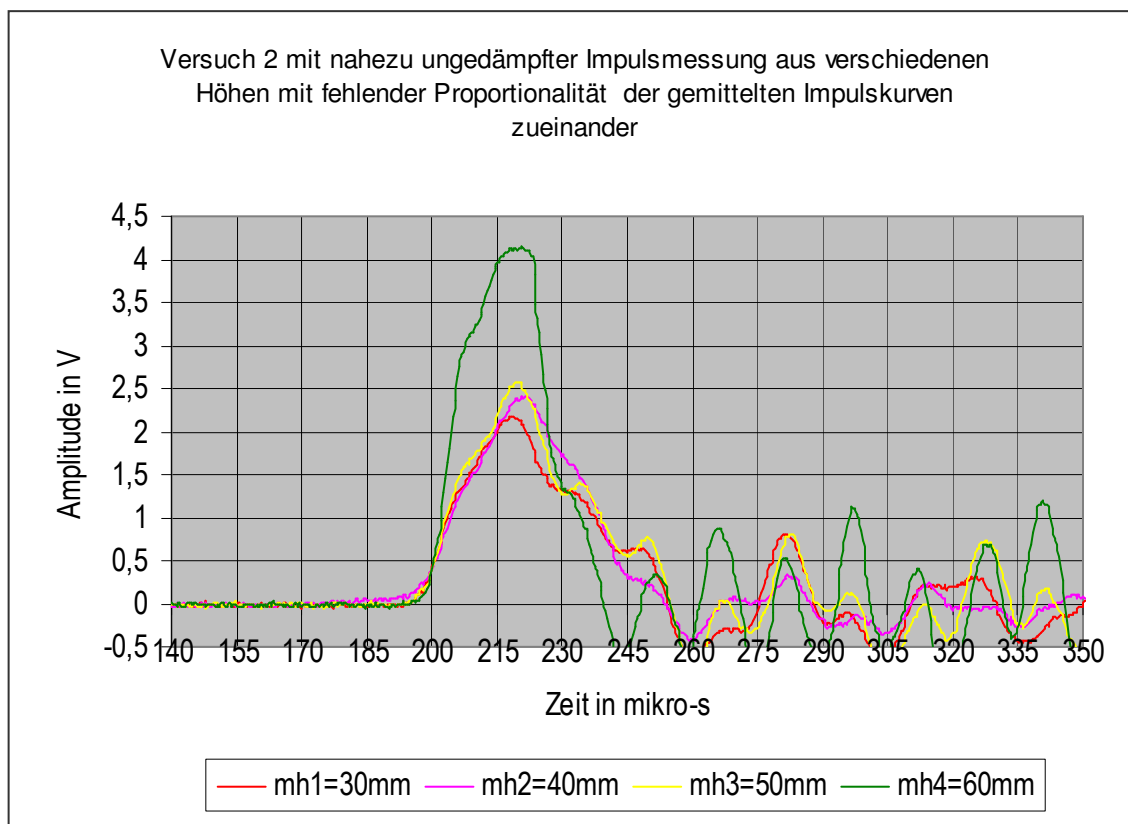


Abb. 7.2-2: Versuch 2 mit ungedämpfter Impulsmessung und fehlender Proportionalität der Kurven

Versuch 6: Die 0,28g schwere Plastikkugel wurde aus einer Fallhöhe von 3cm 10mal nicht auf den Mittelpunkt des Metallzylinders fallengelassen, sondern auf dessen Rand, um konstantere Antworten zu erhalten. Der Versuch scheiterte ebenfalls, da der Auftreffpunkt der im Durchmesser 8mm messenden Kugel zu ungenau war, da diese bereits im Plastikrohr von 1cm Durchmesser ein zu großes Spiel hatte. Wäre der Durchmesser der Kugel aber vergrößert worden, wäre ein zu großer Luftwiderstand

bereits im Plastikrohr entstanden. Auf der Abbildung 7.2-3 sieht man die 10 ungemittelten Impulskurven aus einer Höhe.

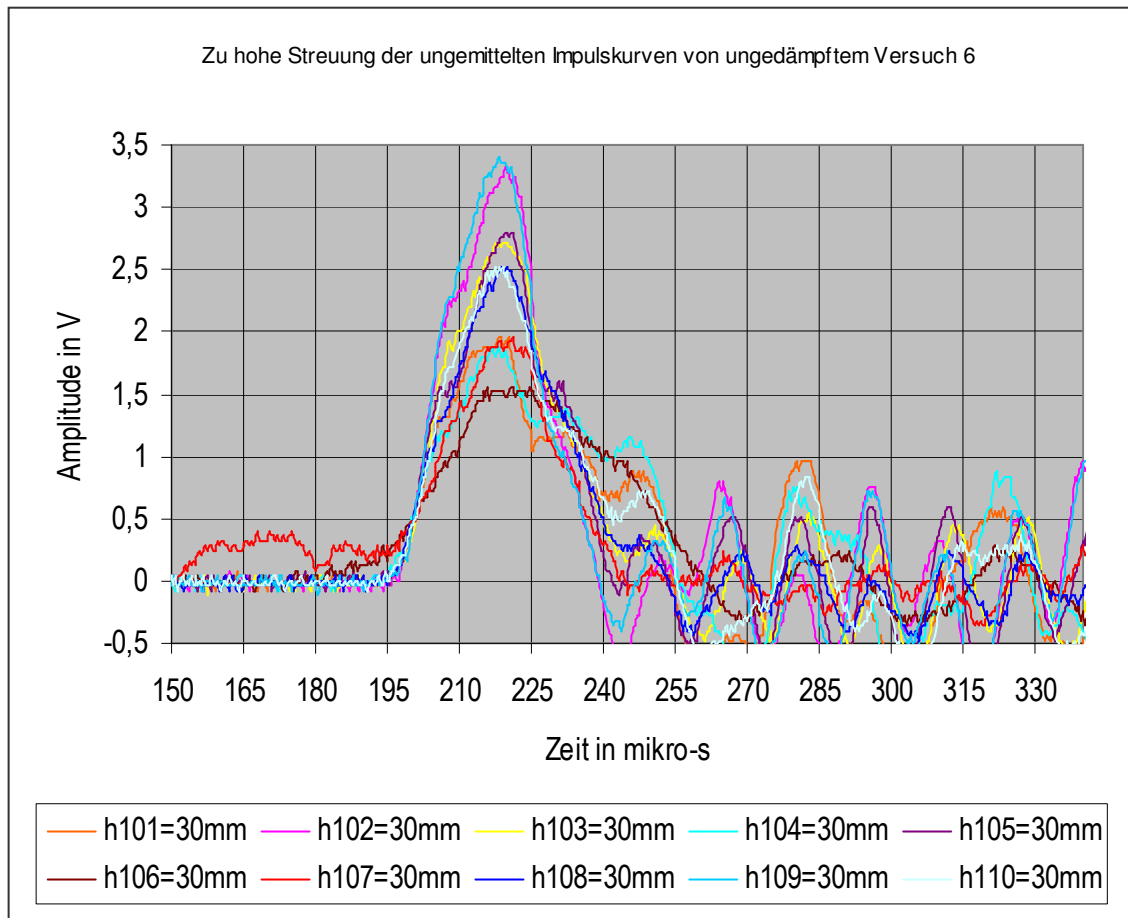


Abb. 7.2-3: Zu hohe Streuung der Impulskurven aus Versuch 6

Versuch 4: Die gleiche Plastikugel wie aus den Versuchen zuvor fällt auf ein Hartgummiplättchen mit 0,2 mm Dicke, welches mit einer Lage Leukosilk (medizinisches Pflaster) am Metallzylinder fixiert wurde, aus einer Höhe von 14cm. Der Versuch wurde 5mal ausgeführt. Da sich aber die Dämpfung als zu stark erweist und die Fixierung des Hartgummiplättchens kompliziert ist, wird der Versuch nicht weiter verfolgt. Die gemittelte Impulskurve wird auf der Abbildung 7.2-4 anderen Impulskurven von gleicher Fallhöhe nachfolgender Versuche gegenübergestellt.

Versuch 5: Die Anordnung ist wie in Versuch 4. Lediglich das Hartgummiplättchen aus Versuch 4 wird mit einer 0,4 mm dicken Pappe ersetzt. In der Abbildung 7.2-4 ist die ähnliche Dämpfungseigenschaft wie in Versuch 4 zu erkennen.

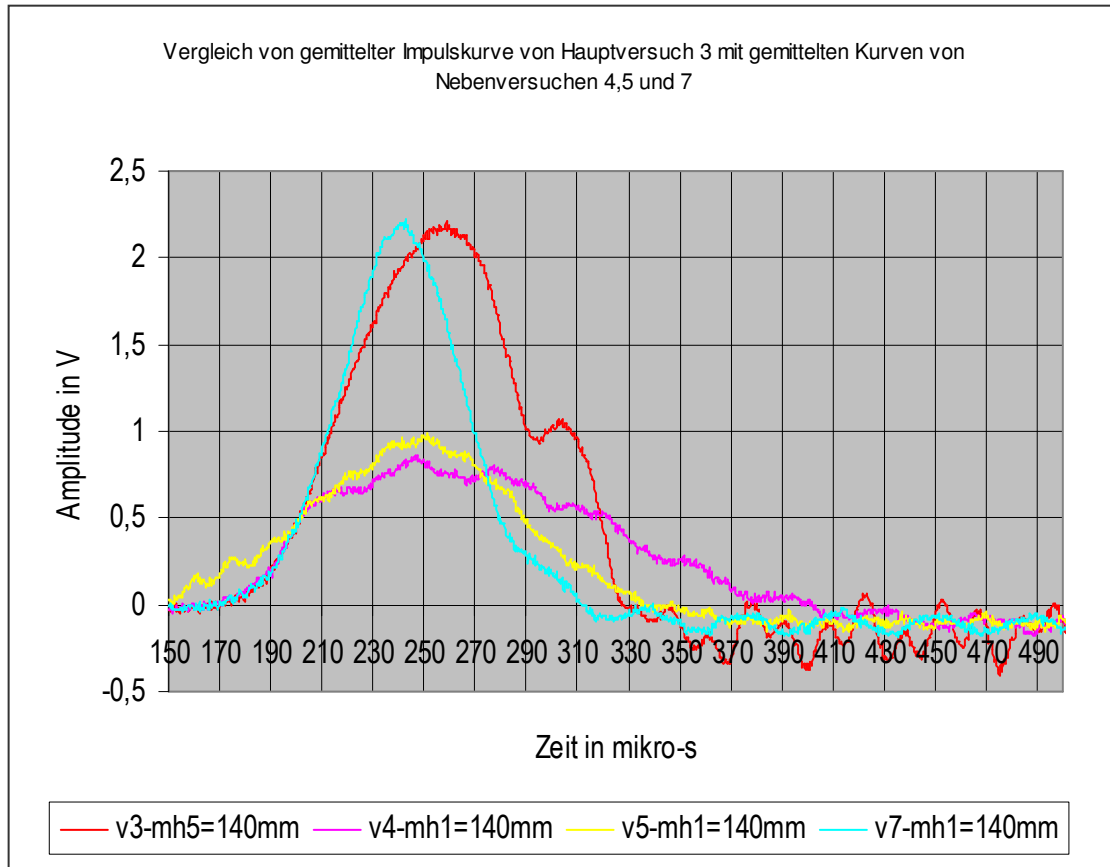


Abb. 7.2-4: Vergleich von (Haupt)Versuch 3(v3) mit Nebenversuchen 4,5 und 7 (v4,v5,v7)

Versuch 7: In diesem Versuch ist die Fallhöhe ebenfalls 14cm und der Fall wird auch 5mal wiederholt, es befindet sich aber ein 1,2mm dickes Leichtmetallplättchen, das mit einer Lage Leukosilk am künstlichen Mastoid befestigt wurde, auf dem Metallzylinder. Auf der Abbildung 7.2-4 ist der deutlich steilere Anstieg und die kleinere Fläche unter der Kurve erkennbar, die auf eine größere Starre der Materialien und somit einen kleineren Dämpfungskoeffizienten schließen lässt.

Versuch 3: Der Versuch 3 wurde als Hauptversuch ausgewählt. Es wurde wieder die gleiche Plastikkugel von 0,28g verwendet. Diesmal wurde aber eine Eisenkugel mit 10g und 1,35cm Durchmesser passgenau und ohne weitere Befestigung auf dem Metallzylinder des Tu-1000 platziert und eine Lage Leukosilk auf das obere Drittel der Fläche der Eisenkugel geklebt, um ein Abgleiten der Plastikkugel beim Auftreffen auf das glatte Metall zu verhindern (siehe Abbildung 7.2-5 und 7.2-6). Diese Versuchsanordnung hatte den Vorteil, dass der Kraftstoß vollständig und gleichmäßig auf jeden Punkt des Hohlzylinders des Tu-1000 übertragen wurde. Dies ergab zwar

genauere Antworten, verursachte aber auch eine Dämpfung. Die Plastikkugel wurde jeweils 5mal aus den Höhen 2,8cm, 3cm, 7,8cm, 12,8cm, 14cm, 17,8cm, 22,8cm, und 27,8cm auf das obere Zentrum der Eisenkugel fallengelassen. Die Impulskurven wurden nach dem oben beschriebenen Verfahren geglättet und in einem Diagramm aufgetragen (siehe Abbildung 7.2-7). Die genauere Interpretation folgt in Kapitel 7.3 Auswertung.

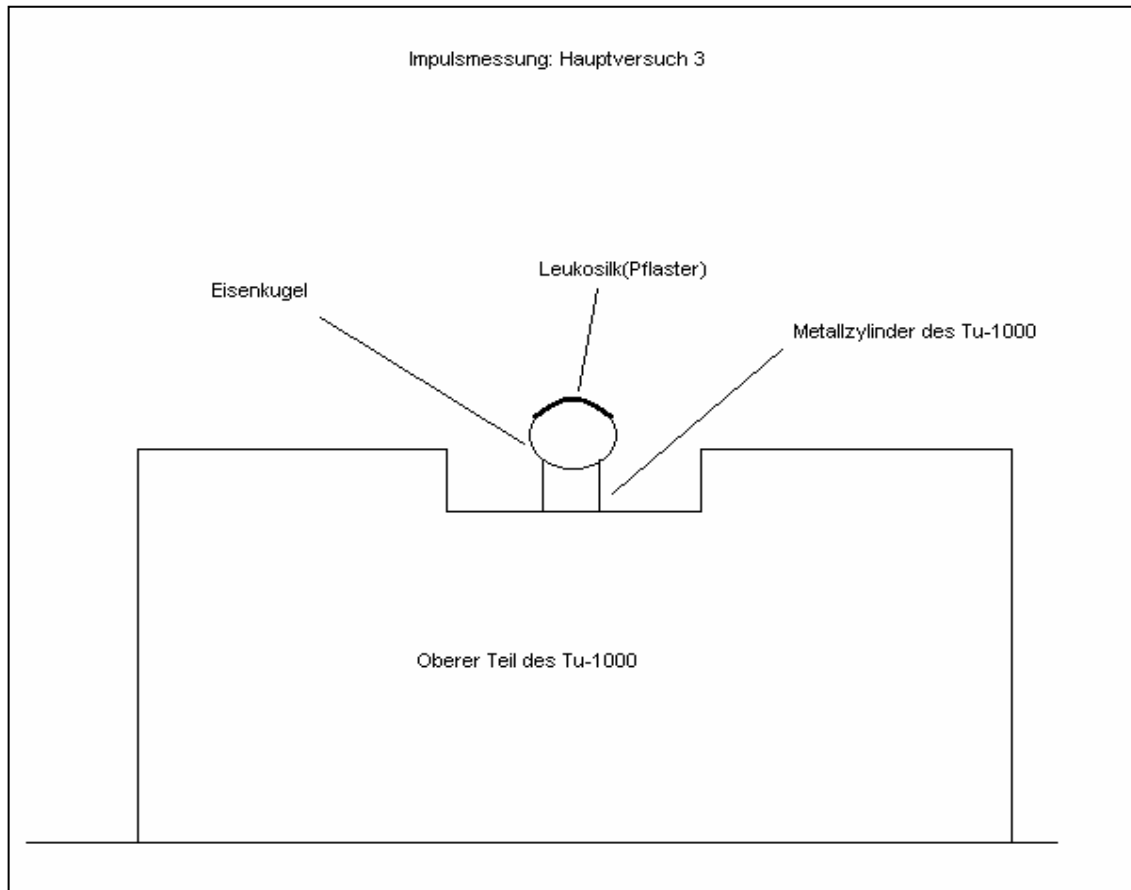


Abb. 7.2-5: Skizze des (Haupt)Versuches 3 der Impulsmessung

Vergleicht man in der obigen Abbildung 7.2-4 Hauptversuch 3 mit Versuch 7 (Leichtmetallplättchen mit einer Lage Leukosilk als Dämpfung) bei Fallhöhe 14cm, hätte man letzteren Versuch auch als Hauptversuch in Erwägung ziehen können. Die Impulskurve von Versuch 7 besaß zwar eine größere positive Steigung von 0,036 im Gegensatz zu Versuch 3 mit 0,030 Steigung, was auf eine geringere Dämpfung schließen lässt. Deswegen war ebenfalls auch der gemittelte Maximalausschlag in Versuch 7 um 0,016 Volt minimal höher. Dafür war aber die Standardabweichung des Maximalausschlags der fünf Impulskurven bei Versuch 3 nur 2,208 Volt +/- 0,070 Volt,

während dieser bei Versuch 7 2,224 Volt \pm 0,085 Volt betrug, was für eine etwas größere Stabilität des Versuches 3 sprach. Außerdem war eine gewisse Dämpfung bei beiden Versuchen sowieso nicht abzuwenden gewesen und zudem Hauptversuch 3 besser objektivier- und rekonstruierbar.



Abb. 7.2-6: Zur Dämpfung mit Leukosilk beklebte Metallkugel des (Haupt)Versuches 3, die auf dem Metallzylinder des Tu-1000 ruht.

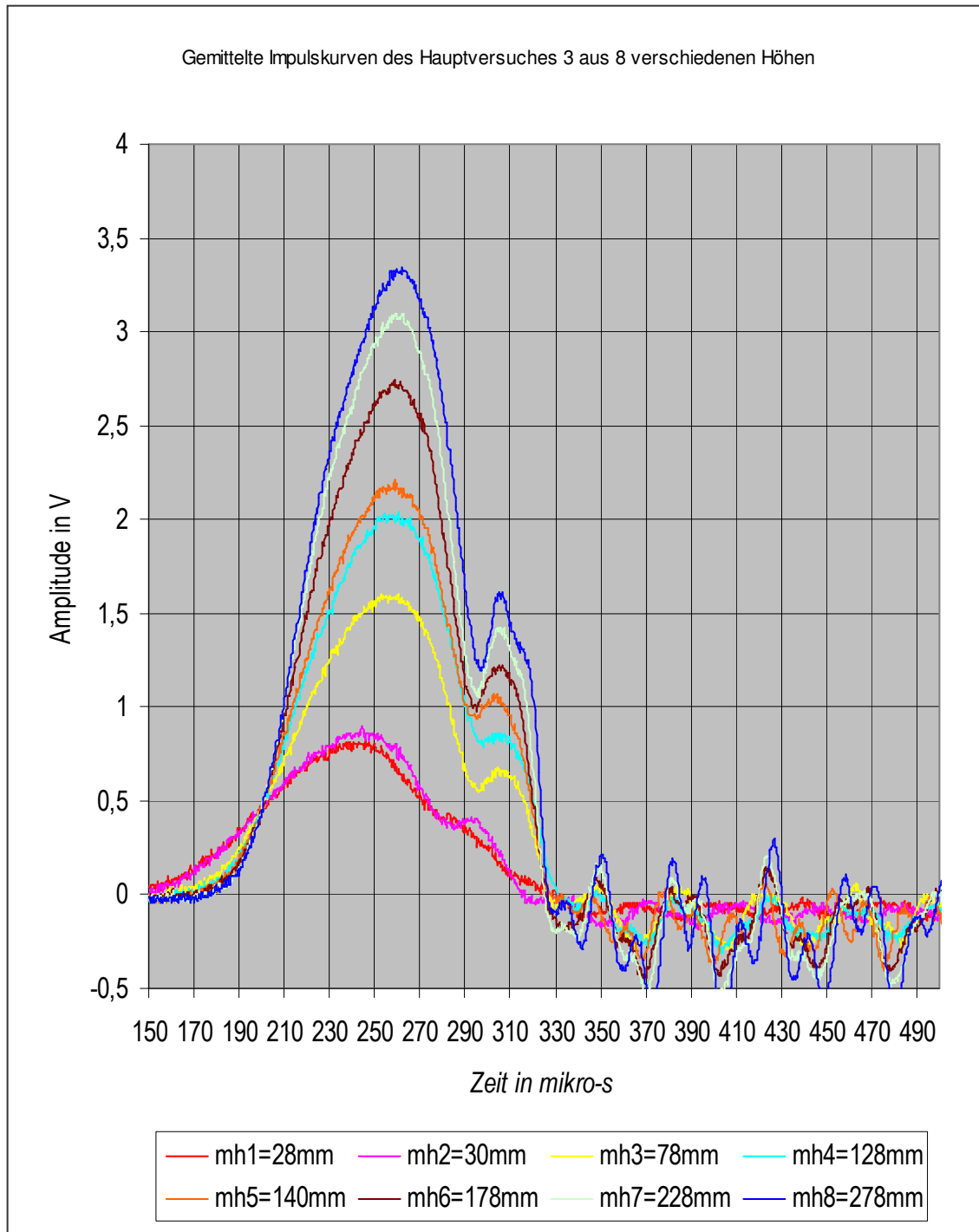


Abb. 7.2-7: Gemittelte Impulskurven (mh) des Hauptversuches 3 aus 8 verschiedenen Höhen

7.3 Auswertung

Bei den dargestellten Impulskurven des Versuches 3 ist auffallend, dass sich diese alle im positiv aufsteigenden Abschnitt in einem Punkt schneiden und auch im absteigenden Teil zumindest ein ungefährer gemeinsamer Schnittpunkt angedeutet ist. Außerdem sind die aufsteigenden Abschnitte der Impulskurven nicht linear ansteigend, sondern nehmen in ihrer Steigung bis zum Umkehrpunkt immer mehr ab, was auf eine Dämpfung des Systems hindeutet. Im absteigenden Teil ist ein zusätzlicher Ausschlag erkennbar, der von einem Zurückspringen und Wiederaufkommen der Plastikkugel stammen könnte oder von einem Zurückrollen der Eisenkugel in ihre ursprüngliche Ruhelage, da diese bei jedem Aufprall der Plastikkugel minimal seitlich aus dem Metallzylinder gedrängt worden sein könnte.

Der nächste Schritt der Auswertung bestand darin, die positiven Maxima der gemittelten Impulskurven, also den Maximalausschlag, zu ermitteln und gegen die Fallhöhen der Plastikkugel aufzutragen (siehe Abbildung 7.3-1).

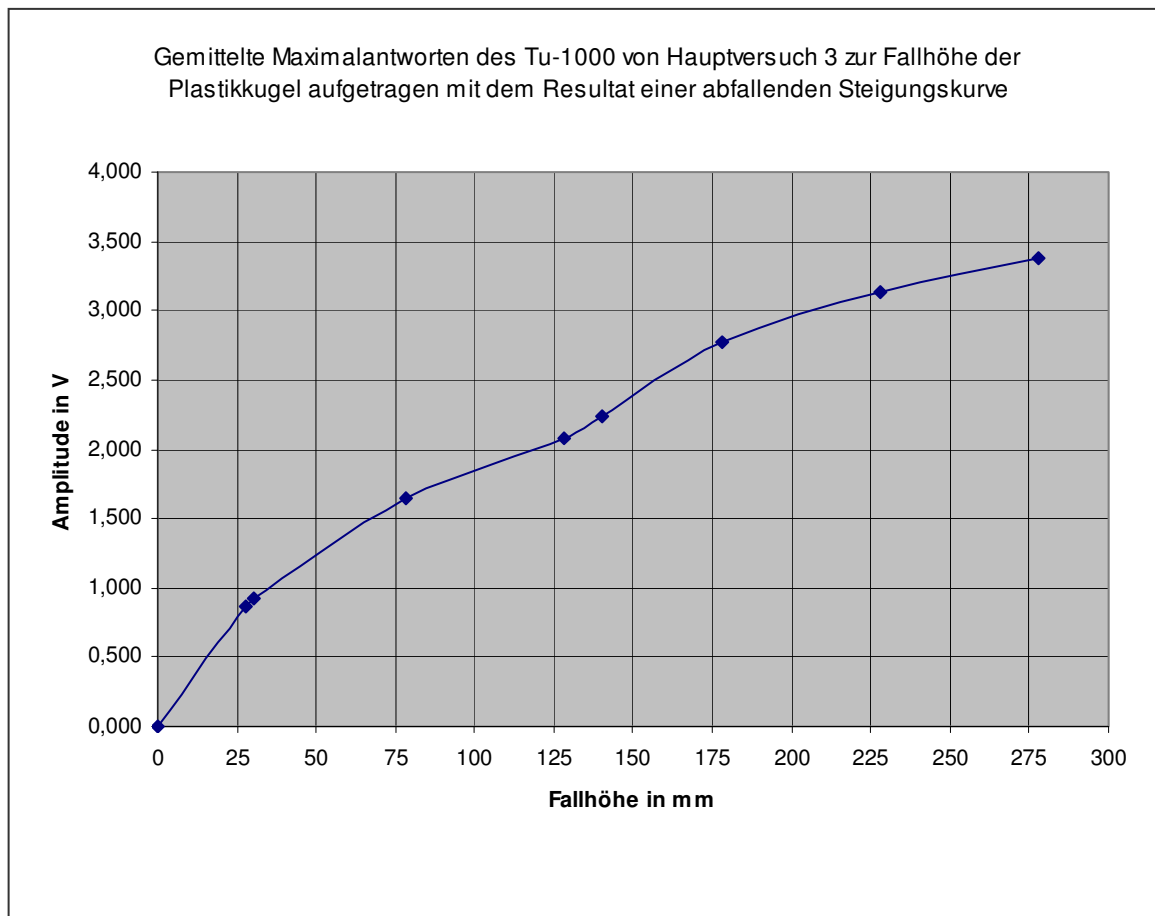


Abb. 7.3-1: Gemittelte Maximalantworten des Tu-1000 von (Haupt)Versuch 3

Die ermittelte Kurve (Abbildung 7.3-1) wird in den nachfolgenden Versuchsabschnitten dazu verwendet, die Ergebnisse anschaulicher darzustellen. So kann das abstrakte Output des Tu-1000, das normalerweise in mV erfolgt, nun auch in entsprechender Fallhöhe einer 0,28g schweren Plastikugel dargestellt werden, die einen Kraftstoß ausführt.

Dieses Umwandeln der Werte könnte durch einfaches Ablesen an der dargestellten Abbildung 7.3-1 erfolgen, da jedem y-Wert in mV ein entsprechender x-Wert in mm-Fallhöhe entspricht. Da in den nachfolgenden Versuchen aber sehr kleine mV-Werte und mV-Unterschiede als Output erwartet werden, wäre ein Ablesen viel zu ungenau. Für eine formelmäßige Umrechnung kann aber der Umstand genutzt werden, dass die Kurve sehr stark einer exponentiellen Funktion mit $y = m \times x^n$ ähnelt, wobei y die Antwort des Mastoid in mV und x die Fallhöhe in mm darstellt, während m und n als Absolutzahlen durch Ausprobieren ermittelt werden können. Durch Umformen kann für jeden gemessenen y-Wert (mV) der entsprechende x-Wert (Fallhöhe) angegeben werden mit

$$x = \left(\frac{y}{m}\right)^{\frac{1}{n}}. \quad (\text{Gl.7.3-1})$$

Nun muss die konkrete Gleichung mit m und n ermittelt werden. Aufgrund des Verlaufs der dargestellten Kurve kommen Gleichungen mit

$$y = m \times x^{0,5}, \quad y = m \times x^{0,6} \quad \text{oder} \quad y = m \times x^{0,7} \quad (\text{Gl.7.3-2, 7.3-3, 7.3-4})$$

in Betracht (Athen-Bruhn,1989). Durch Umformen ergibt sich

$$m = \left(\frac{y}{x^{0,5}}\right) \quad \text{bzw.} \quad m = \left(\frac{y}{x^{0,6}}\right) \quad \text{bzw.} \quad m = \left(\frac{y}{x^{0,7}}\right). \quad (\text{Gl.7.3-5, 7.3-6, 7.3-7})$$

Nun werden jeweils die acht (x;y)-Koordinaten eingesetzt, die die obere Kurve ergaben. Daraus resultieren für jedes m einer Gleichung acht Werte, von denen jeweils der Mittelwert gebildet wird. Es ergeben sich dadurch die Kurven

$$y = 0,1886 \times x^{0,5}, \quad y = 0,1182 \times x^{0,6} \quad \text{und} \quad y = 0,0746 \times x^{0,7} \quad (\text{Gl.7.3-8, 7.3-9, 7.3-10})$$

(siehe Abbildung 7.3-2). Durch optisches Vergleichen entspricht

$$y = 0,1182 \times x^{0,6} \quad (\text{Gl.7.3-9})$$

am ehesten der experimentell ermittelten Kurve. Jeder ermittelte mV-Wert kann nun in Fallhöhe umgerechnet werden mit

$$x = \left(\frac{y}{0,1182}\right)^{\frac{10}{6}}. \quad (\text{Gl.7.3-11})$$

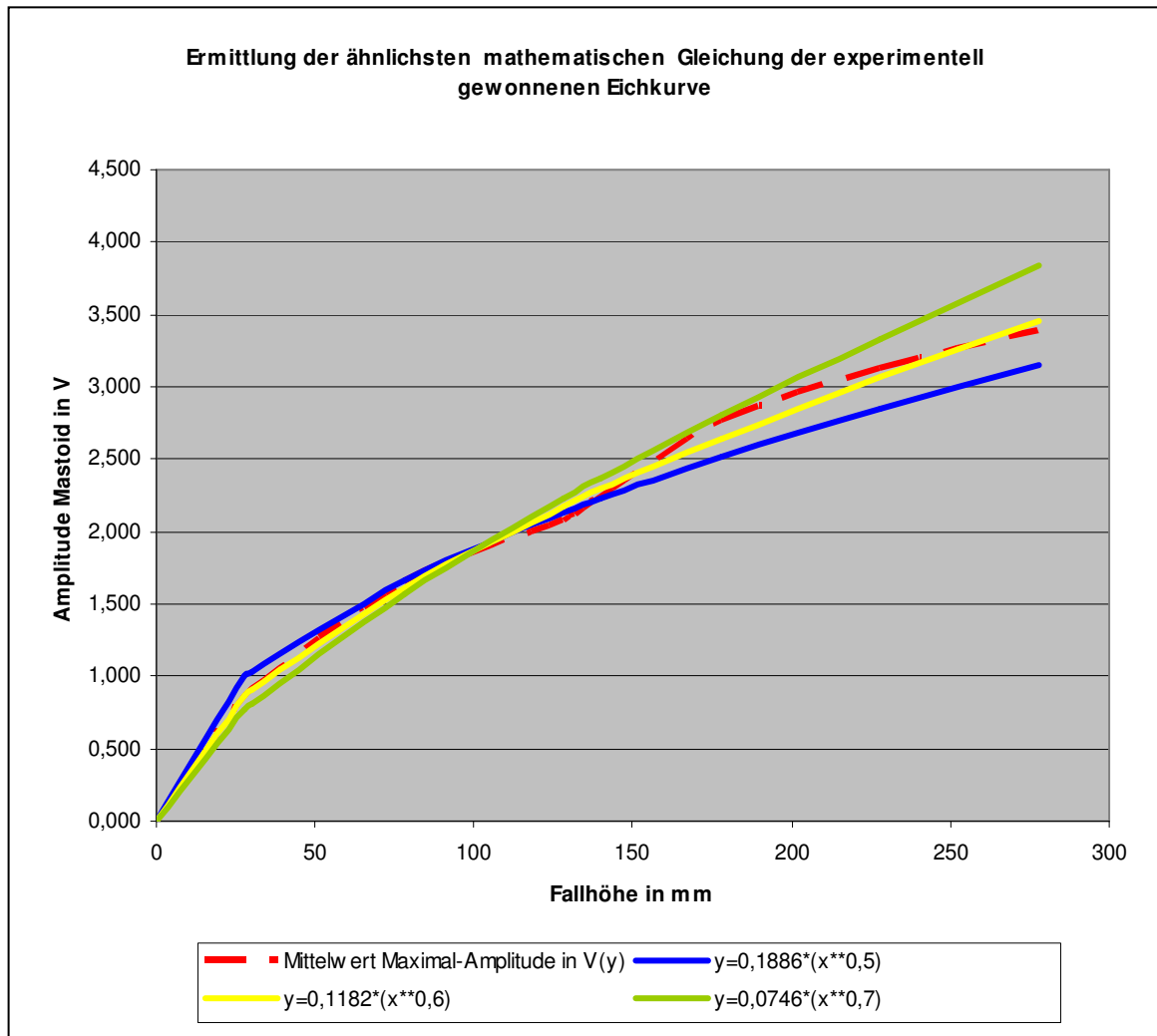


Abb. 7.3-2: Ähnliche mathematische Gleichungen der experimentell gewonnenen Eichkurve

Nun sollte die x-Achse der Fallhöhe aus Abbildung 7.3-1 mit der Kraft F in Newton der einwirkenden Plastikugel ersetzt werden, um eine gebräuchlichere und damit auch besser vergleichbare Maßeinheit zu erhalten. Dabei wurde wie nachfolgend geschildert vorgegangen: Die auf einer bestimmten Fallhöhe ruhende Kugel besitzt die potentielle Energie

$$E_{pot} = m \times g \times h. \quad (\text{Gl.7.3-12})$$

Wird die Kugel anschließend durch Herausziehen des Nagels in den freien Fall überführt, besitzt sie die entsprechende kinetische Energie

$$E_{kin} = \frac{1}{2} \times m \times v^2. \quad (\text{Gl.7.3-13})$$

Nach v umgeformt ergibt sich mittels (Gl. 7.3-12)

$$v = \sqrt{2 \times g \times h} . \quad (\text{Gl.7.3-14})$$

Trifft nun die Plastikkugel auf den Zylinder des künstlichen Mastoids auf, übt sie einen Kraftstoß in der Zeit Δt aus. Sie löst damit einen Impuls p aus. Es ergibt sich der Zusammenhang (vgl. (Gl. 6-1))

$$F \times \Delta t = p = m \times v . \quad (\text{Gl.7.3-15})$$

Löst man nach Kraft F auf, ergibt sich

$$F = \frac{m}{\Delta t} \times v . \quad (\text{Gl.7.3-16})$$

Ersetzt man nun v mit Gleichung 7.3-14, erhält man die Gleichung

$$F = \frac{m}{\Delta t} \times \sqrt{2 \times g \times h} . \quad (\text{Gl.7.3-17})$$

Dabei ist m die Masse der Plastikkugel, g die Erdbeschleunigung, h die Fallhöhe der Kugel und Δt die Zeitspanne, in der die Kugel einwirkte. Δt meint also den Abschnitt der x -Achse, über dem sich das positive Integral des Impulses befindet (Hammer-Hammer, 1998). Zur Ermittlung von

$$\Delta t = t_2 - t_1 \quad (\text{Gl.7.3-18})$$

wurde wie folgt vorgegangen: Am Anfang der 5000 aufgezeichneten Koordinaten, also bis 200 μ Sekunden etwa, trifft noch kein Impulssignal ein. Hierbei fluktuieren die y -Werte in Volt minimal und nehmen dabei jedes dritte Mal negative Werte an. Als t_1 wurde damit der x -Wert genommen, dessen zugehöriger erster positiver y -Wert in Volt dem letzten negativen y -Fluktuationswert folgt. t_2 war derjenige darauf folgende x -Wert in Sekunden, dessen zugehöriger y -Wert gerade noch nicht wieder negativ wurde. Es ergab sich nun in der Graphik eine lineare Beziehung zwischen einwirkender Kraft F in Newton und resultierender Antwort des Mastoids in Volt (siehe Abbildung 7.3-3), wobei der Standardfehler der Geraden 0,078 als Maß für die Regression betrug. Dabei entsprach 1 Volt des Tu-1000 einer einwirkenden Kraft von 1,26 Newton, was direkt über die Steigung der Geraden ermittelt wurde. Eine Linearität des Mastoids wurde also vom kleinsten Kraftstoß von 1,1 Newton bis zum größten von 4,42 Newton aufgezeigt, wobei Maximalausschläge von 0,864 Volt bis 3,384 Volt gemessen wurden. Eine Resonanz des Tu-1000 konnte somit nicht festgestellt werden.

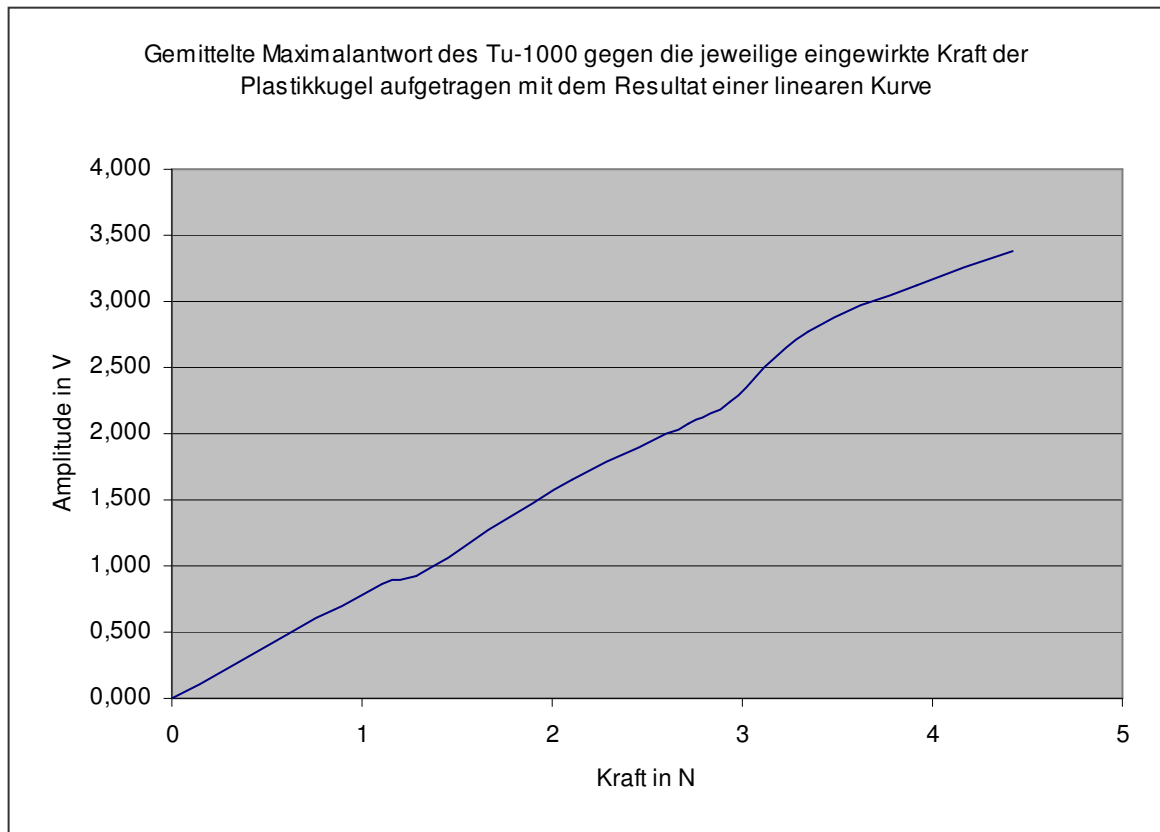


Abb. 7.3-3: Beweis der linearen Antwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 bei steigender Krafteinwirkung

8. Elektrische Antwort des Tu-1000 bei Erregung mit verschiedenen Frequenzen mittels Shaker

8.1 Messaufbau und Funktionsweise des Shakers

Um die Schwingungsmessung durchführen zu können, wurde wie beim Versuch der Impulsmessung das künstliche Mastoid mit einer Spannung von 18 Volt betrieben und mit einem BNC-Kabel an Kanal 1 des Oszilloskops TDS-5000 angeschlossen. Als nächstes wurde das Output des Sinuswellengenerators vom Typ 1049 der Firma Brüel und Kjaer mit dem Verstärker HK610 der Firma Harman/Kardon verbunden und dessen Output wiederum mit einem BNC-Kabel an den einen Schenkel eines T-Steckers angeschlossen, welcher in den Kanal 2 des Oszilloskops mündete (siehe Abbildung 8.1-1 und 8.1-2). Der andere Schenkel des T-Steckers wurde mit einem Mini-Shaker Typ 4810 der Firma Brüel und Kjaer (siehe Abbildung 8.1-3) verbunden. So zeigte auf dem Oszilloskop Kanal 1 die Antwort des Mastoids an und Kanal 2 die Sinuswellen, mit denen der Shaker betrieben wurde.

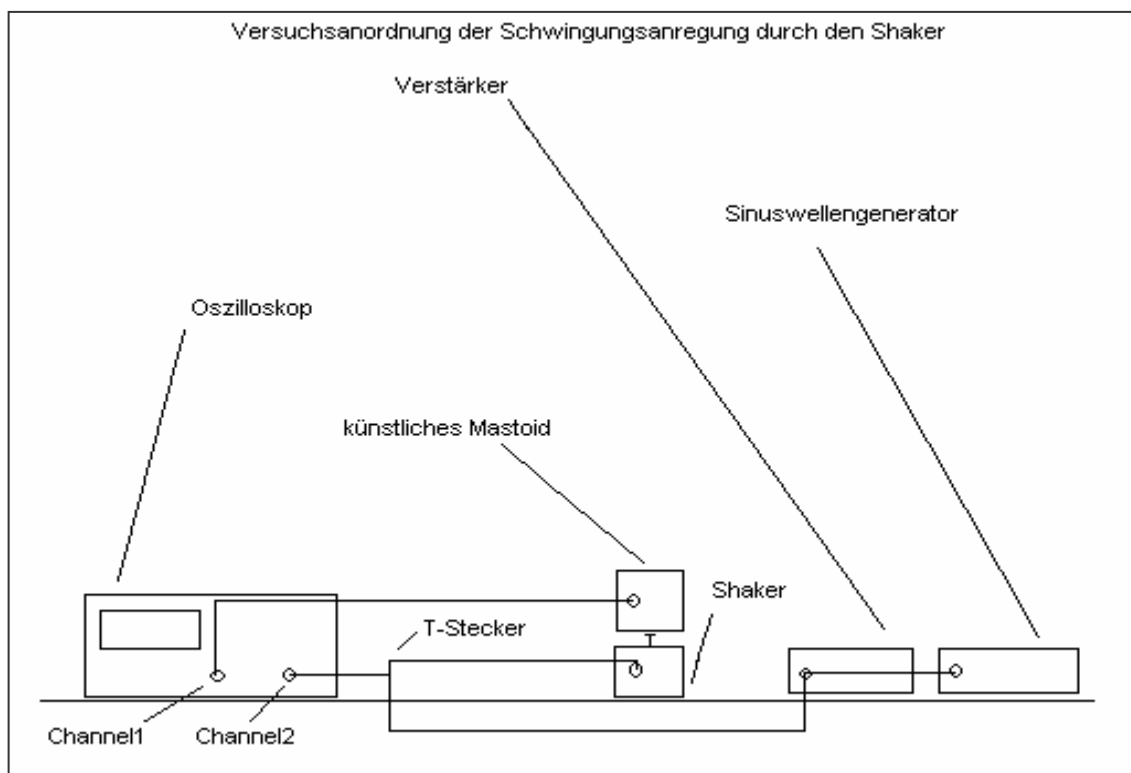


Abb. 8.1-1: Skizze zur Versuchsanordnung der Schwingungsmessung des Tu-1000 (künstliches Mastoid)



Abb. 8.1-2: Versuchsaufbau der Schwingungsmessung (vgl. Abb. 8.1-1)



Abb. 8.1-3: Shaker mit aufgeschraubter Plexiglasplatte

Nachfolgend ist ein Diagramm angegeben (siehe Abbildung 8.1-4), das aufzeigt, bei welchen Frequenzen der Shaker wie viel Beschleunigungsleistung (performance) erreicht, wenn er mit unterschiedlich starken Gewichten (payload) belastet wird, also wie viel Masse er wie stark beschleunigen kann.

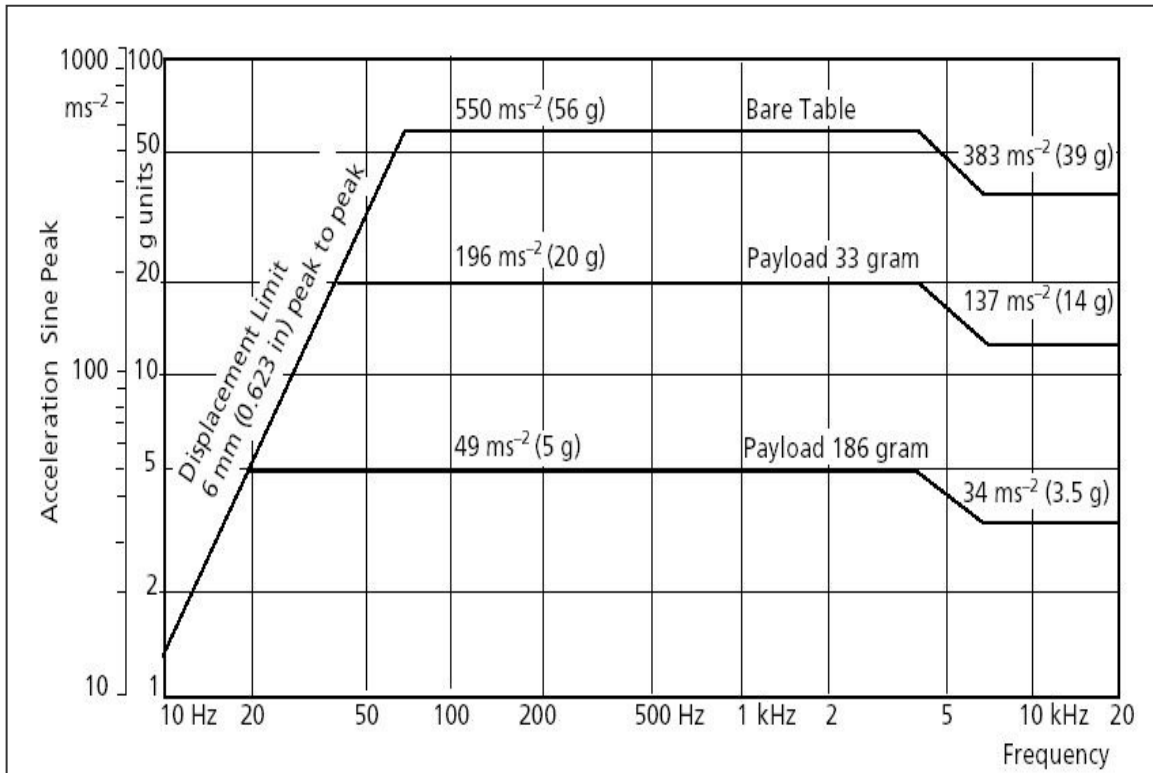


Abb. 8.1-4: Produktinformation zum Leistungsbereich des Shakers der Firma Brüel & Kjaer

Die Graphik liefert Informationen über den Leistungsbereich von 0g (bare table) bis 186g. Zum besseren Verständnis sei erläutert, dass der Shaker eine harmonische Schwingung mit

$$y = A \times \sin(\omega \times t) \quad (\text{Gl.8.1-1})$$

erzeugt mit y als Auslenkung zur Zeit t , mit A als Amplitude oder maximale Auslenkung und mit ω als Kreisfrequenz, die auch als

$$\omega = 2 \times \pi \times f \quad (\text{Gl.8.1-2})$$

angegeben werden kann. Dabei steht f für Frequenz (Harms,1994). Die erste Ableitung des Weges y nach der Zeit t in der Formel der harmonischen Schwingung ergibt die Geschwindigkeit v , also die Formel

$$\dot{y}(t) = v(t) = A \times \omega \times \cos(\omega \times t) . \quad (\text{Gl.8.1-3})$$

Die Ableitung der Geschwindigkeit wiederum führt zur Beschleunigung des Shakers

mit:
$$y(t) = a(t) = -A \times \omega^2 \times \sin(\omega \times t). \quad (\text{Gl.8.1-4})$$

Im nächsten Schritt wurde das künstliche Mastoid auf den Shaker gesetzt (siehe isolierte Detailabbildung 8.1-5), wobei bei beiden Geräten zuvor auf ihrer Oberseite im Durchmesser gleich große, runde und durchsichtige Plexiglasscheiben befestigt worden waren, die in ihrer Mitte eine Aussparung freiließen. Am äußeren Rand des Shakers befanden sich drei in der Höhe verstellbare Metall-Gewindeschrauben, die in eine passgenaue Einsenkung der Plexiglasscheibe des Tu-1000 ragten (siehe Abbildung 8.1-5). Auch der Shaker besaß eine höhenverstellbare Metallschraube, die passgenau in den Metallzylinder des Mastoids gesteckt werden konnte und zur Übertragung der Vibration diente. Eine Mutter als Widerlager verhindert das Verdrehen der Schraube des Shakers.



Abb. 8.1-5: Shaker (unten) mit aufgesetztem Tu-1000

Um eine zu starre Übertragung der Vibration zu verhindern, wurde der Shaker von der Firma Brüel und Kjaer so konzipiert, dass Schraube samt Gewinde auf einer minimal elastischen Gummimembran gelagert ist. Um nun zu ermitteln, mit welchem Gewicht

das aufgesetzte künstliche Mastoid den Shaker belastete, wurde sich dieser Umstand zunutze gemacht, indem die Gewindeplatte des Shakers mit Gewichten von 30-180 Gramm belastet und die Einsinktiefe der elastischen Gummimembran mit einer Schublehre ermittelt wurde (siehe Abbildung 8.1-6 und 8.1-7).

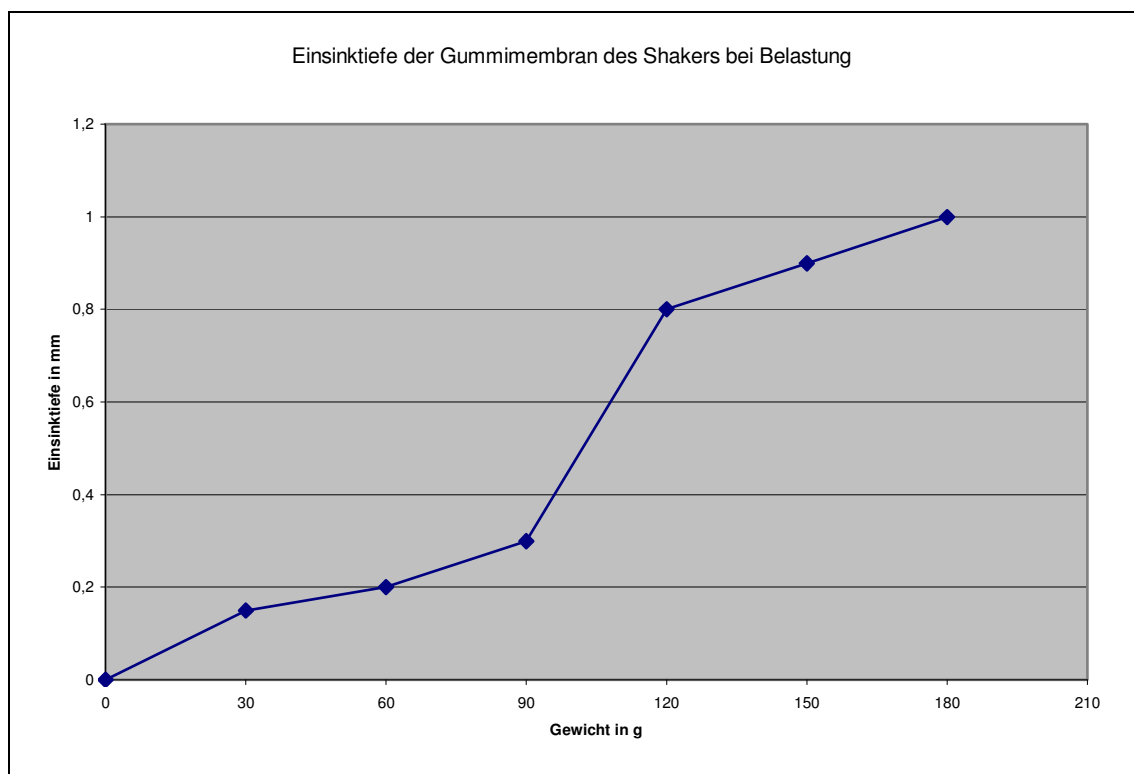
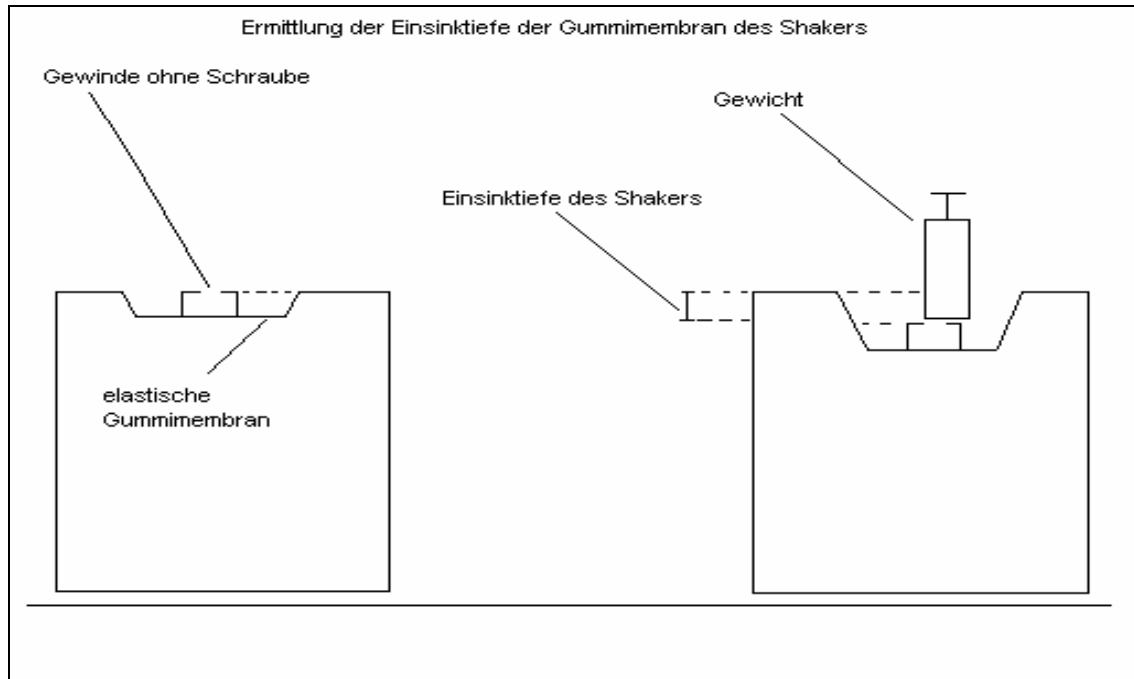


Abb. 8.1-6 (oben): Skizze zur Ermittlung der gewichtsabhängigen Einsinktiefe der Shakermembran

Abb. 8.1-7 (unten): Einsinktiefe der Shakermembran bei unterschiedlicher Belastung

Da eine mittlere Belastung mit einem payload von 120g aufgrund des oben erläuterten Leistungsspektrums angestrebt wurde, musste die Gummimembran um 0,8mm nach unten gedrückt werden. Bei einem Abstand der Plexiglasplatten von 2,5mm bedeutete das, dass - da die Schraube des Shakers bei einer Nullbelastung 6,4mm aus der Gewindeplatte herausragt - diese nun um weitere 0,8mm, also insgesamt 7,2mm herausragen musste (siehe Abbildung 8.1-8). Nullbelastung bedeutet hier den Berührungskontakt der Shakerschraube mit dem Boden des Metallzylinders ohne Belastung.

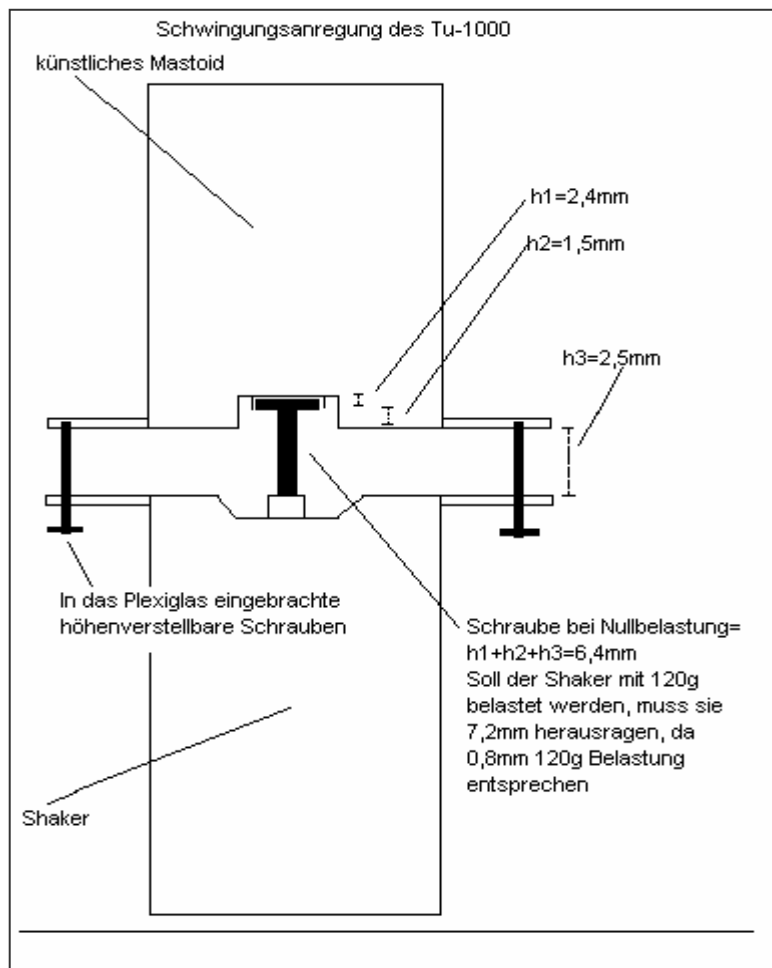


Abb. 8.1-8: Das Tu-1000 soll mit 120 Gramm belastet werden. Damit muss die Kraft übertragende Schraube, die auf der elastischen Gummimembran sitzt, 7,2 mm aus dem Shaker herausragen.

8.2 Messung

Als Nächstes erfolgte die Messung der Antwort des Tu-1000 auf Kanal 1. Dabei wurde der Shaker mit den Sinusfrequenzen mit Hilfe des Sinuswellengenerators von 125Hz, 250Hz, 500Hz, 1kHz, 2kHz und 4kHz mit jeweils den Voltzahlen von 125mV, 250mV, 500mV, 1V, 2V und 4V betrieben. Hierbei steht die Amplitude der Sinusschwingung, die der Shaker ausübt, in direkter Proportionalität zu der Spannung, also den Volt, mit denen er betrieben wird. Bei jeder Messung wurde über die snapshot-Funktion des Oszilloskops ein Standbild zu Kanal 1 und Kanal 2 angefertigt, um grobe Fehler im Versuchsaufbau auszuschließen (siehe Abbildung 8.2-1). Es stimmten aber stets sowohl die angezeigten Frequenzen von Tu-1000 und Shaker überein als auch stets eine Sinusschwingung als Antwort des künstlichen Mastoids angezeigt wurde (Anhang Kap. 8-Schwingungsmessung). Lediglich eine konstante Phasenverschiebung der beiden Kurven zueinander war auszumachen, die die Zeitspanne andeutete, die das Mastoid zum Generieren des Output benötigte.

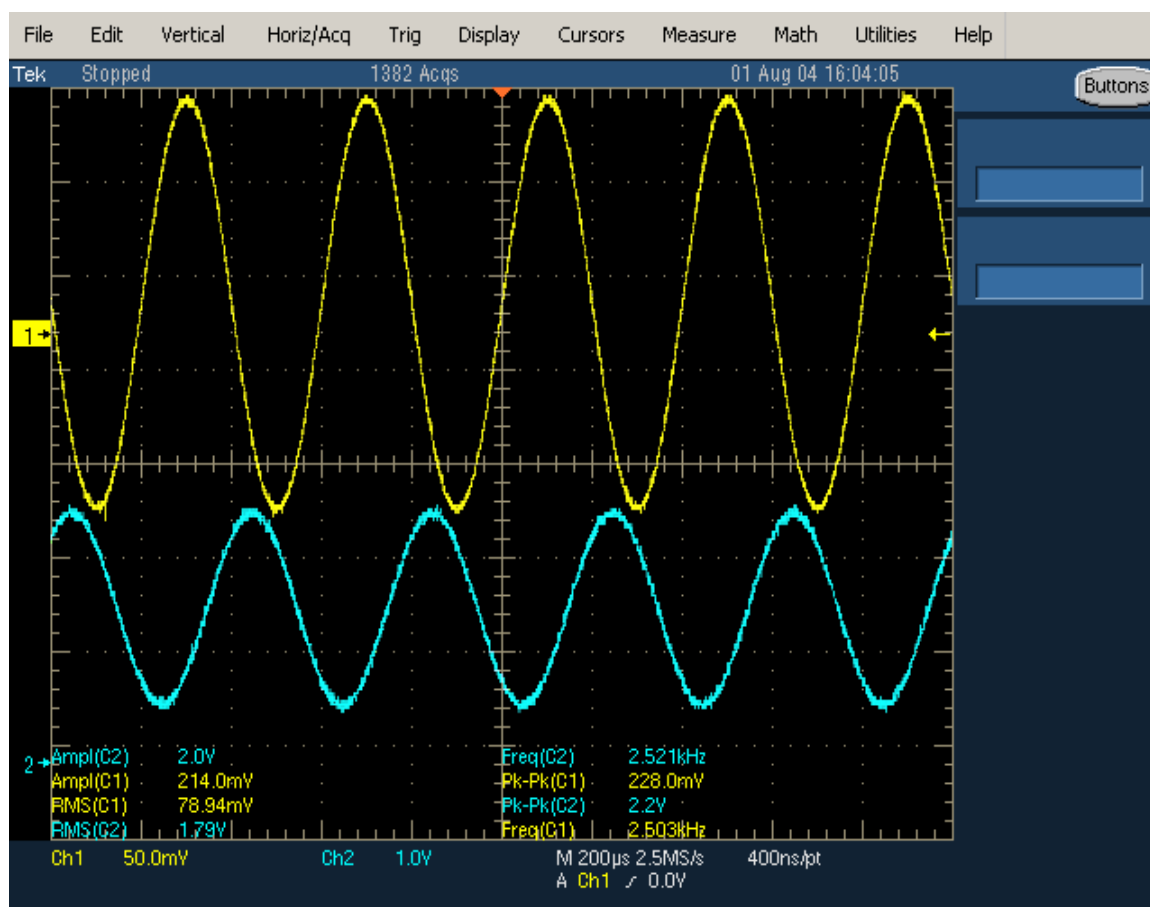


Abb. 8.2-1: Exemplarische Darstellung des Standbildes der Einstellung 2,5 kHz des Shakers mit 2V Betriebsspannung (obere Kurve, Channel 1). Untere Kurve (Channel 2): Antwort des Tu-1000

Des Weiteren wurden ebenfalls über die snapshot- Funktion mehrere Standardparameter erfasst, von denen besonders der Wert der maximalen Amplitudenauslenkung als Maß für die Antwortstärke des Tu-1000 interessierte.

Da im Laufe der Auswertung eine Resonanz bei 4kHz in Erscheinung trat, wurden die Frequenzen 2,5kHz, 4,5kHz, 5kHz, 5,5kHz und 6kHz bei gleichen Voltstärken wie zuvor nachgemessen, um diesen Bereich genauer eingrenzen zu können. Im nächsten Schritt wurde das Mastoid durch den Shaker mit 3kHz bei 2V angeregt, weil bei dieser Einstellung eine besonders große Resonanz erzeugt worden war. Zur Ermittlung der Resonanzursache verringerte man den Abstand der Plexiglasscheiben mit Hilfe der drei darin befindlichen Schrauben, um festzustellen, ob durch eine damit erreichte höhere Anpresskraft die Resonanz zu eliminieren war. Da dies tatsächlich der Fall war, wurde der Abstand bzw. die Anpresskraft so weit erhöht, bis eine deutliche Verringerung der Antwortamplitude des Tu-1000 erreicht wurde. Dies war erst bei einer Abstandsreduktion der Plexiglasscheiben um weitere 1,1mm der Fall. Die drei Schrauben ragten also jetzt 6,9mm aus dem unteren Plexiglas nach oben heraus anstelle der früheren Einstellung von 8mm (Versuchsbezeichnung „6,9mm- und 8mm-Versuch“), so dass ein Abstand der Plexiglasscheiben zueinander von 0,6 mm bestand (entspricht h_3 in Abbildung 8.1-8).

In dieser Versuchsanordnung wurden erneut sämtliche Frequenzen bei den gleichen Voltzahlen wie bei dem 8mm-Abstand-Versuch am Sinusgenerator eingestellt und die Ergebnisse ausgewertet. Dabei stellte sich heraus, dass der Resonanzbereich zwar nicht eliminiert worden war, sich aber auf die Bereiche von 5kHz und 5,5kHz verschoben hatte. Deshalb wurde ein elastischer Silikonring als Puffer zwischen Unterrand des Metallzylinders des Tu-1000 und Gewindeplatte des Shakers eingesetzt, um die Vibrationsschraube des Shakers als Resonanzverursacher auszuschalten (siehe Abbildung 8.2-2). Da das Silikon sehr weich war, wurde der Metallzylinder zwar in das Material eingebettet, die Anpresskraft aber nicht wesentlich verändert. Der Resonanzbereich von 5kHz und 5,5kHz wurde erneut ausgemessen.

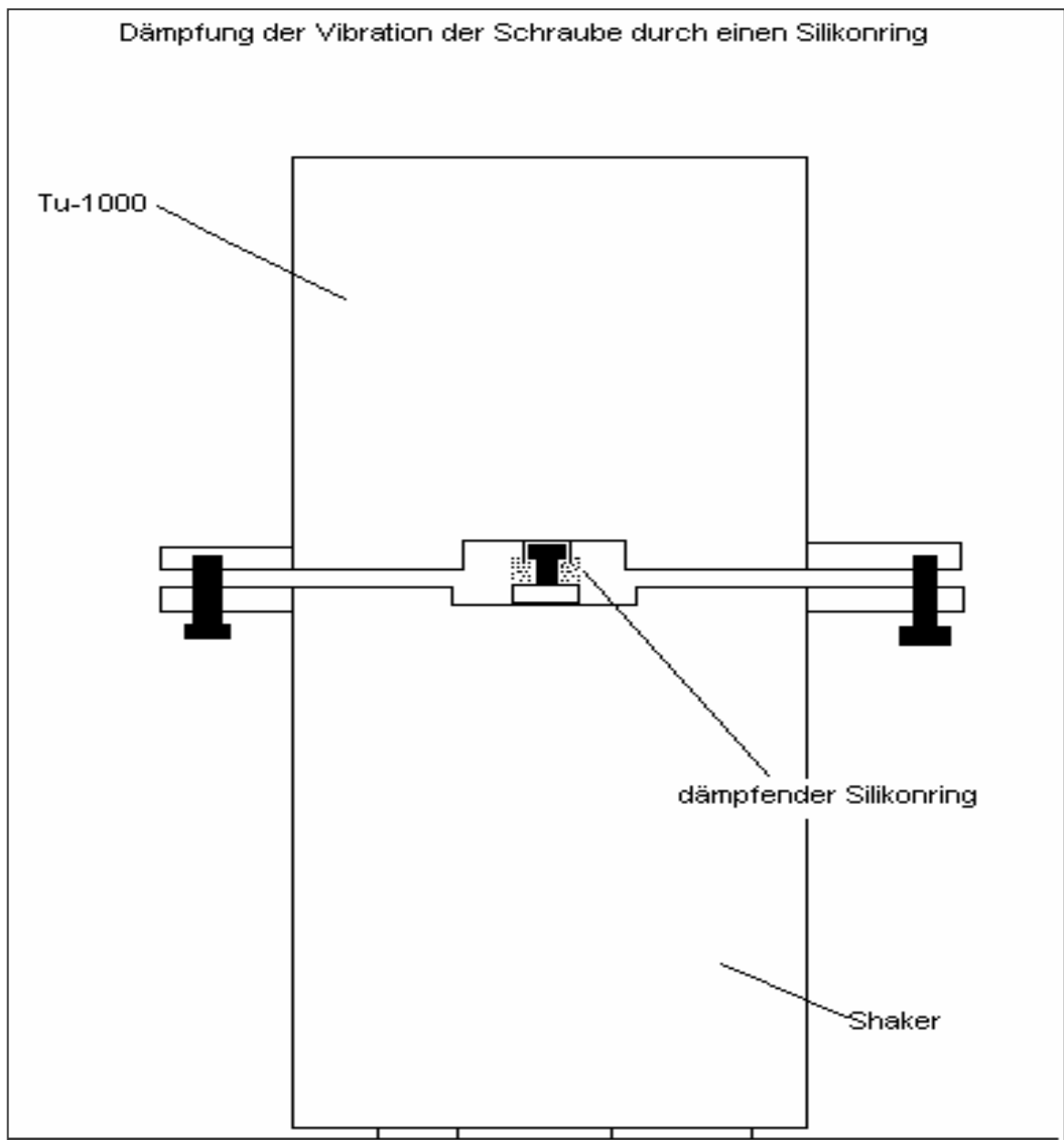


Abb. 8.2-2: Skizze der Versuchsanordnung zur Ermittlung, ob die Resonanz durch den Versuchsaufbau selbst verursacht wird.

8.3 Auswertung

Zur Auswertung des Versuchs mit einer Belastung von 120g (siehe Kap. 8.1) wurden die jeweiligen maximalen Amplitudenauslenkungen der Sinuskurven des künstlichen Mastoids auf der y-Achse und die jeweilige eingestellte Voltzahl des Mini-Shakers auf die x-Achse aufgetragen, wobei zu jeder Frequenzzahl eine Gerade bzw. Kurve entstand. Auffallend war, dass die Kurven jeder Frequenz unterschiedliche Steigungen besaßen (Abb. 8.3-1) und in den Bereichen von 3,5kHz, 4kHz, 4,5kHz und 5kHz eine überdurchschnittlich große Antwort erfolgt war, die zudem nicht linear war (Abb. 8.3-2). Als Maß für die Regression der Geraden wurde der Standardfehler berechnet, der bei 3,5kHz 60,37 betrug, bei 4kHz 239,71, bei 4,5kHz 67,18 und bei 5kHz 19,79. Offensichtlich zeigte dieser Frequenzbereich eine Resonanz des Systems an (Abb. 8.3-2).

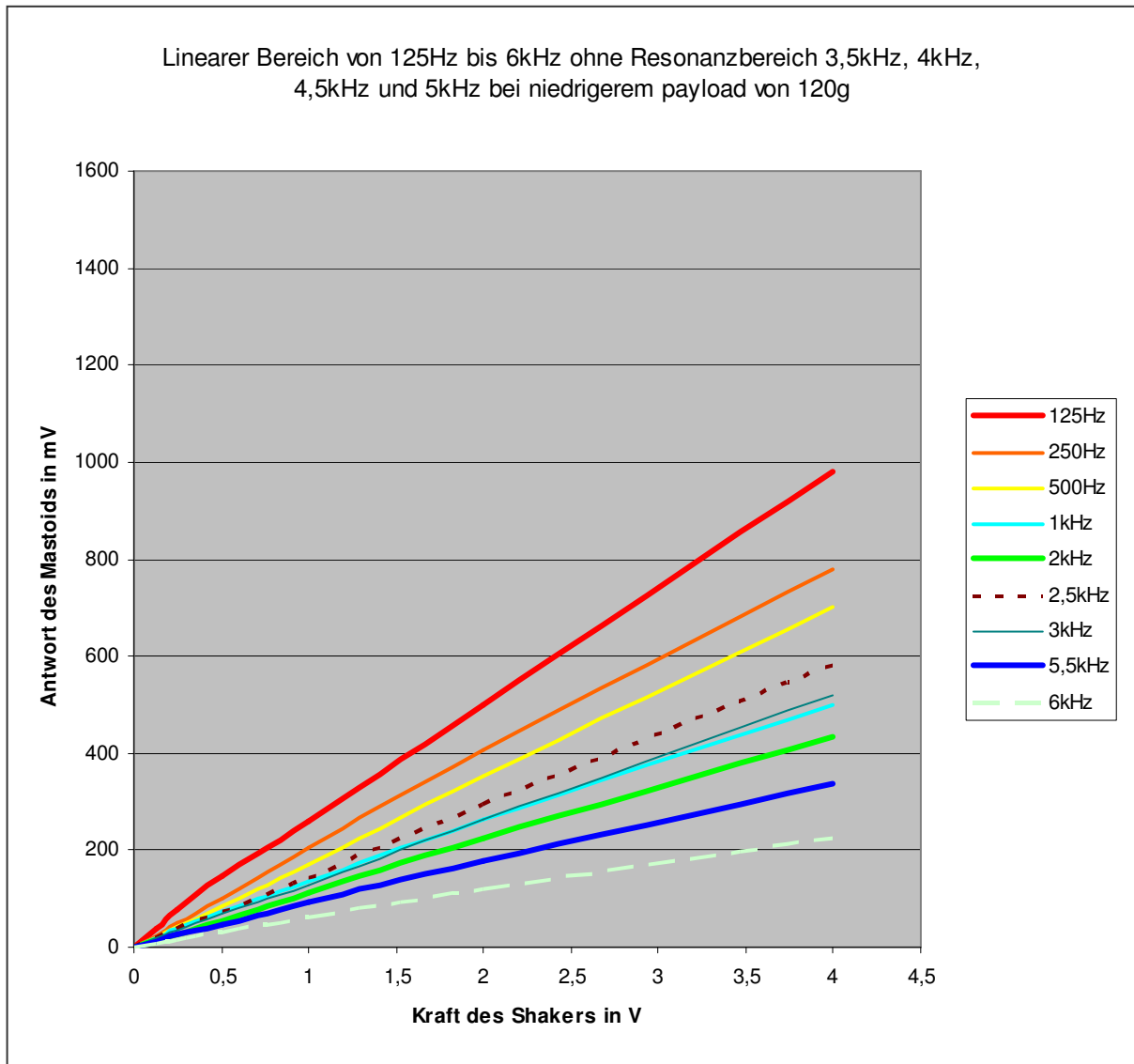


Abb. 8.3-1: Lineare (resonanzfreie) Frequenzbereiche bei 120 Gramm Belastung des Tu-1000

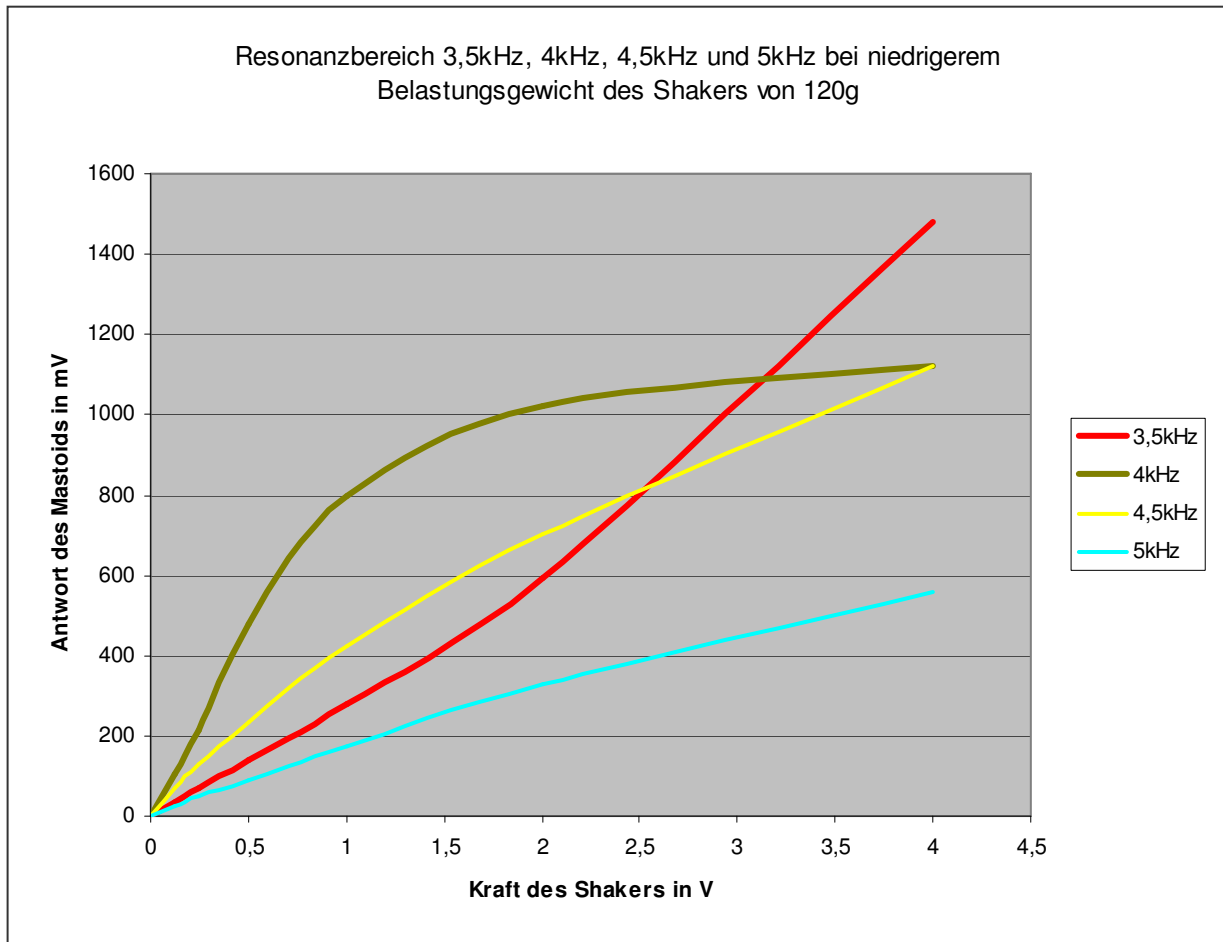


Abb. 8.3-2: Nichtlineare resonanzbelastete Frequenzbereiche bei 120 Gramm Belastung des Tu-1000

Um Resonanzen des Versuchsaufbaus auszuschließen wurde das Tu-1000 zusätzlich von oben mit Gewicht belastet und die Standfläche des Systems auf weichen Stoff verlagert, was keine Veränderung der Resonanz zeigte. Deswegen wurde, wie oben bereits beschrieben, zusätzlich die Anpresskraft erhöht, und die Resultate wie zuvor in einer Graphik aufgetragen (siehe Abbildungen 8.3-3 und 8.3-4). Diesmal war die Nichtlinearität vor allem auf die Bereiche 5kHz und 5,5kHz beschränkt, wobei aber auch diese Kurven in ihrem charakteristischen Bild dem vorigen Resonanzbereich von vor allem 3,5kHz und 4kHz sehr ähnelten. Zudem entstand noch eine weitere Nichtlinearität im Bereich von 125Hz mit dem Standardfehler von 35,01. Diese verschiedenen Versuchsanordnungen bei relativ stabiler Charakteristik des Resonanzbereichs deuteten auf einen komplexeren Fehler der Versuchskonstruktion oder einen inneren Fehler des Shakers hin. Da im Teil der Impulsmessung kein Hinweis auf Eigenresonanz des Tu-1000 gefunden worden war, erschien das Tu-1000 als Ursache unwahrscheinlich. Es hätte trotzdem diese Möglichkeit bestanden, falls bei der Impulsmessung trotz Vermeidungsver-

such zu stark dämpfende Materialien eingesetzt worden waren (vgl. Kapitel 6), die das künstliche Mastoid in diesen Frequenzen gar nicht angeregt hatten. Eine Ursache für eine Resonanz im Innern des Mastoids selbst konnte aber dadurch völlig ausgeschlossen

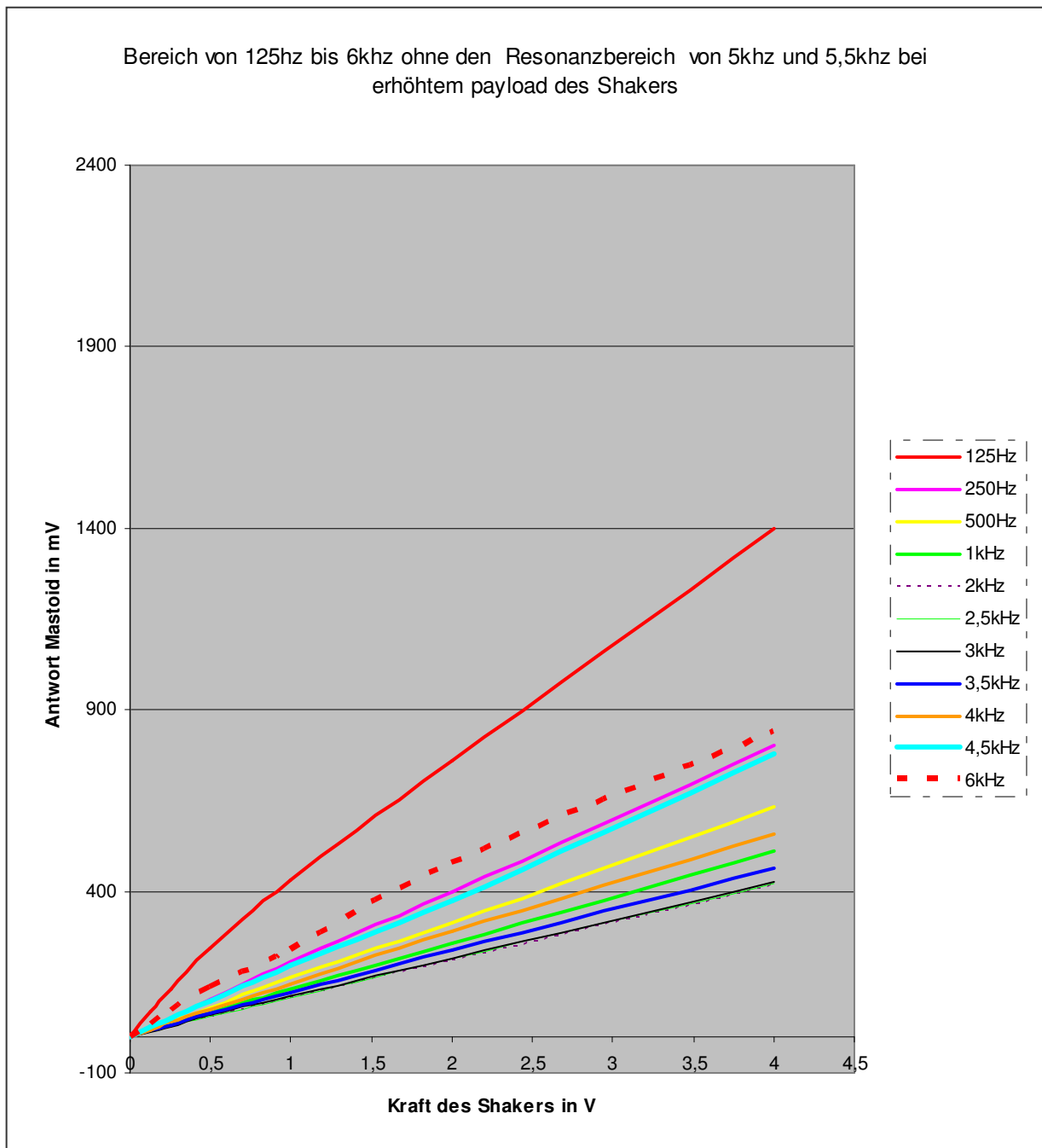


Abb. 8.3-3: Lineare (resonanzfreie) Frequenzbereiche bei erhöhter Belastung des Tu-1000

werden, da bei Erhöhung der Anpresskraft der ursprüngliche Resonanzbereich nun lineare Antworten lieferte. Wahrscheinlicher ist angesichts dieser speziellen Veränderung vielmehr, dass aufgrund der Statik des doch relativ hohen Versuchsaufbaus

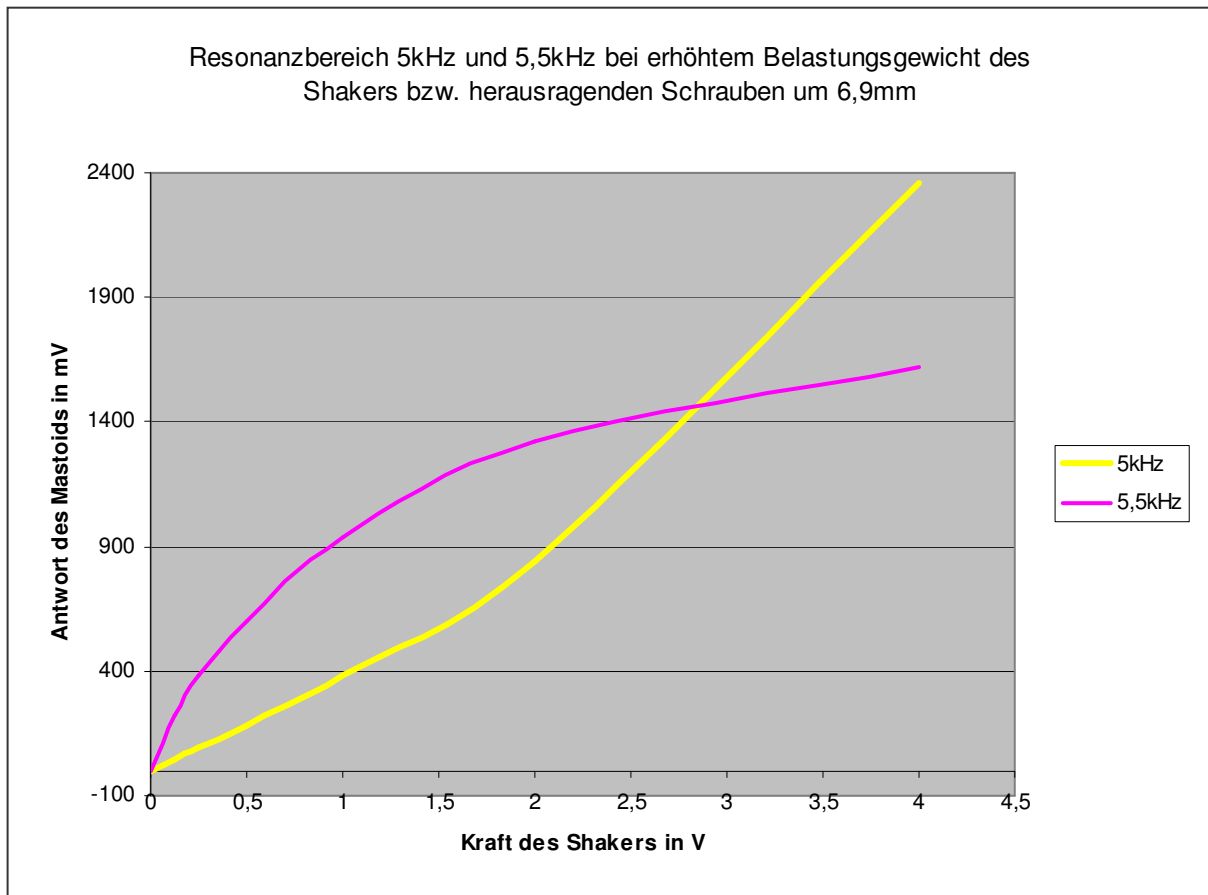


Abb. 8.3-4: Nichtlineare (resonanzbelastete) Frequenzbereiche bei erhöhter Belastung des Tu-1000

das gesamte zusammengesteckte System in Eigenresonanz geraten war und sich diese Statik und damit die Eigenresonanz verändert hatte, als die Schrauben im Plexiglas etwas herunter gedreht wurden.

Um die Schraube des Shakers als Resonanzverursacher zu eliminieren, wurde wie oben beschrieben der Silikonring eingesetzt, um die Übertragung zwischen Schraube des Shakers und Metallzylinder des Mastoids „weicher“ werden zu lassen. Dabei wurde, wie in der Graphik 8.3-5 ersichtlich, das charakteristische Resonanzbild verändert und abgeschwächt, aber nicht vollends ausgeschaltet, da die Antwort immer noch überproportional und nichtlinear war. Dies ließ die Vermutung zu, dass die Vibrations-schraube des Shakers zwar mitverantwortlich war, aber erst in Kombination mit der Systemstatik die Resonanz verursacht hatte. Da bei erhöhter Anpresskraft durch Verschieben der Resonanz auf 5kHz und 5,5kHz nun im vorigen ermittelten kritischen

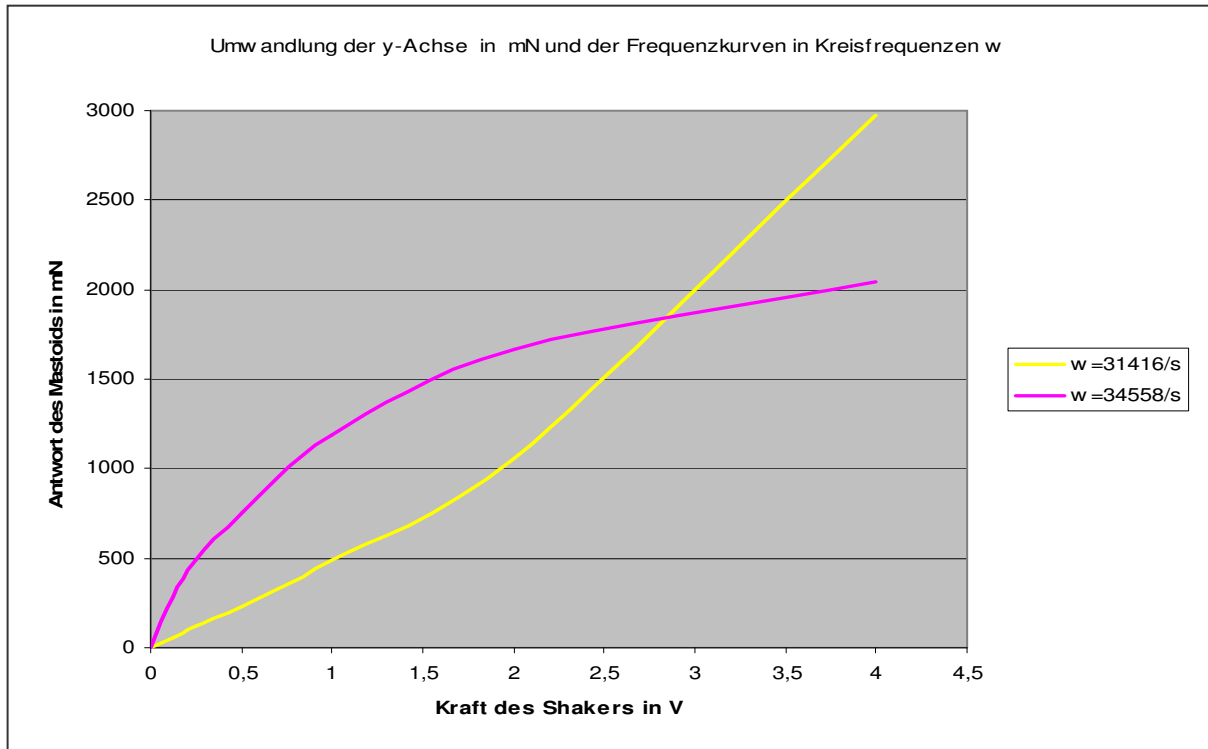


Abb. 8.3-5: Veränderung des Resonanzbereichs durch Dämpfung der Vibrationsübertragung

Bereich von 3,5kHz, 4kHz und 4,5kHz keine Resonanz mehr vorhanden war, konnte dem Tu-1000 ein einwandfreies Funktionieren im gesamten getesteten Bereich attestiert werden. Lediglich im Bereich von 5kHz konnte keine Linearität aufgezeigt werden, da sich die beiden Resonanzbereiche der beiden Versuche überlappten, wobei das Tu-1000 aber aus oben erläuterten Gründen wohl nicht verursachend war.

Um die einwirkenden physikalischen Größen zu veranschaulichen, wurden bei dem Versuch mit erhöhter Anpresskraft die Einzelwerte der y-Koordinate in Volt mit dem oben ermittelten Faktor von $1,26 \frac{N}{V}$ multipliziert und die einzelnen Frequenzgeraden mit Kreisfrequenzgeraden durch die Beziehung

$$\omega = 2 \times \pi \times f \quad (\text{Gl.8.3-1})$$

ersetzt (Hammer-Hammer,1998; siehe Abbildungen 8.3-6 und 8.3-7). Dabei wurde ersichtlich, dass das künstliche Mastoid Tu-1000 auf Kräfte von wenigen mN lineare Outputs geliefert hatte.

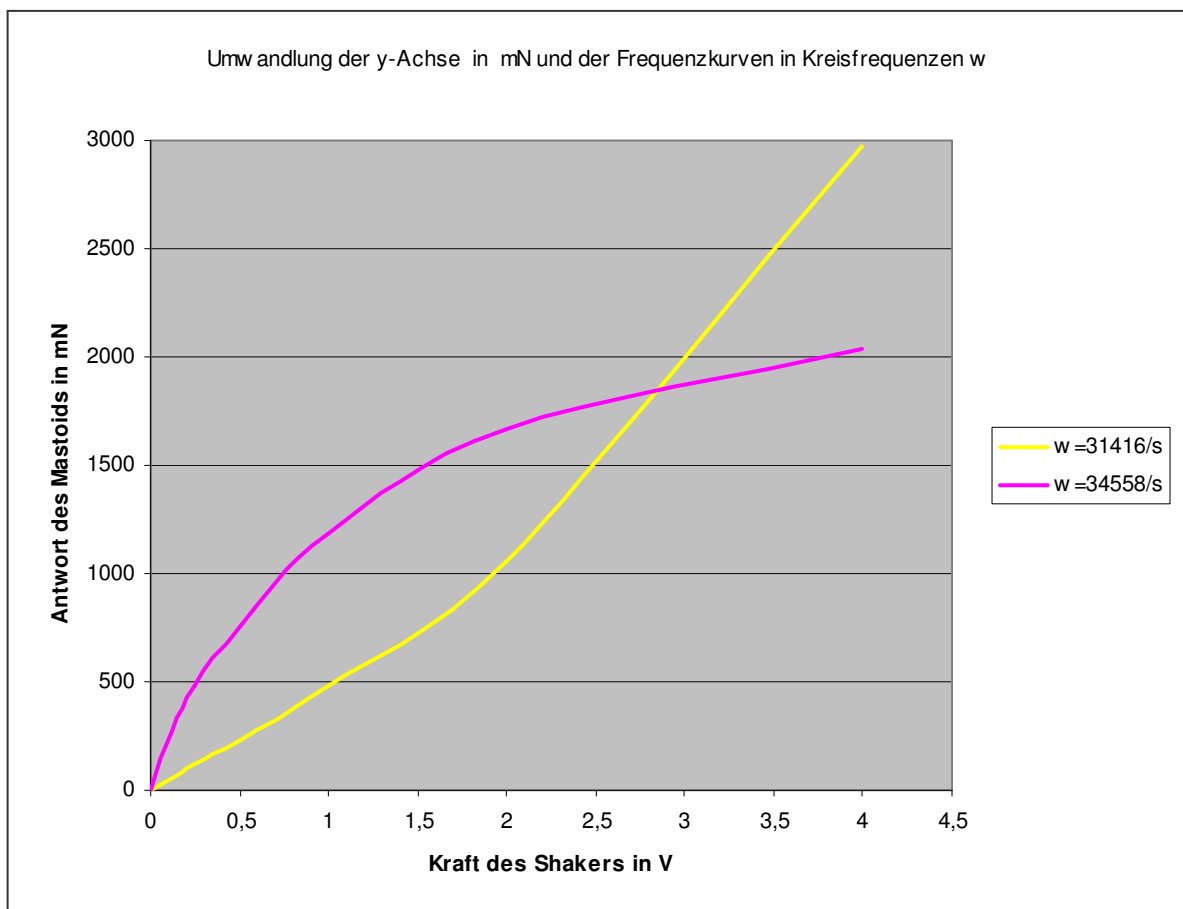
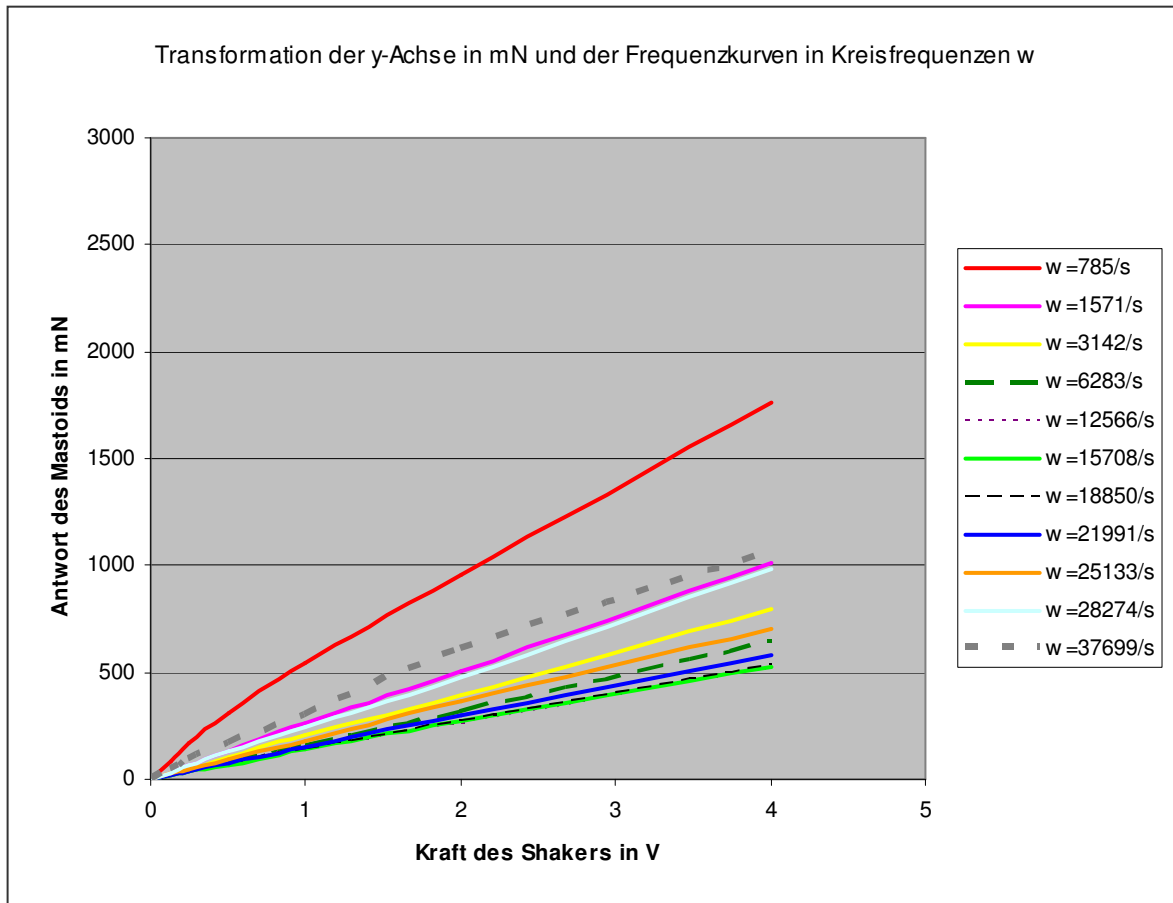


Abb. 8.3-6 u. 8.3-7: Umwandlung Abb. 8.3-3 und 8.3-4 von mV und Frequenz in mN und Kreisfrequenz

Zuletzt wurde aus beiden Versuchen aus diesem Kapitel 8 der Schwingungsmessung die Antwort des Mastoids auf der y-Achse gegen die Frequenz auf der x-Achse aufgetragen, wobei die Einzelkurven immer jeweils einer speziellen Volt-Betriebszahl des Shakers entsprachen (siehe Abbildungen 8.3-8 und 8.3-9). Zudem wurden beide Graphiken zusätzlich logarithmiert dargestellt (siehe Abbildungen 8.3-10 und 8.3-11). Hierbei wurde noch anschaulicher ersichtlich, dass bei höherem payload des Shakers bzw. stabilerer Systemstatik die Resonanz auf einen kleineren Frequenzbereich komprimiert wurde und dabei aber höhere Ausschläge verursachte.

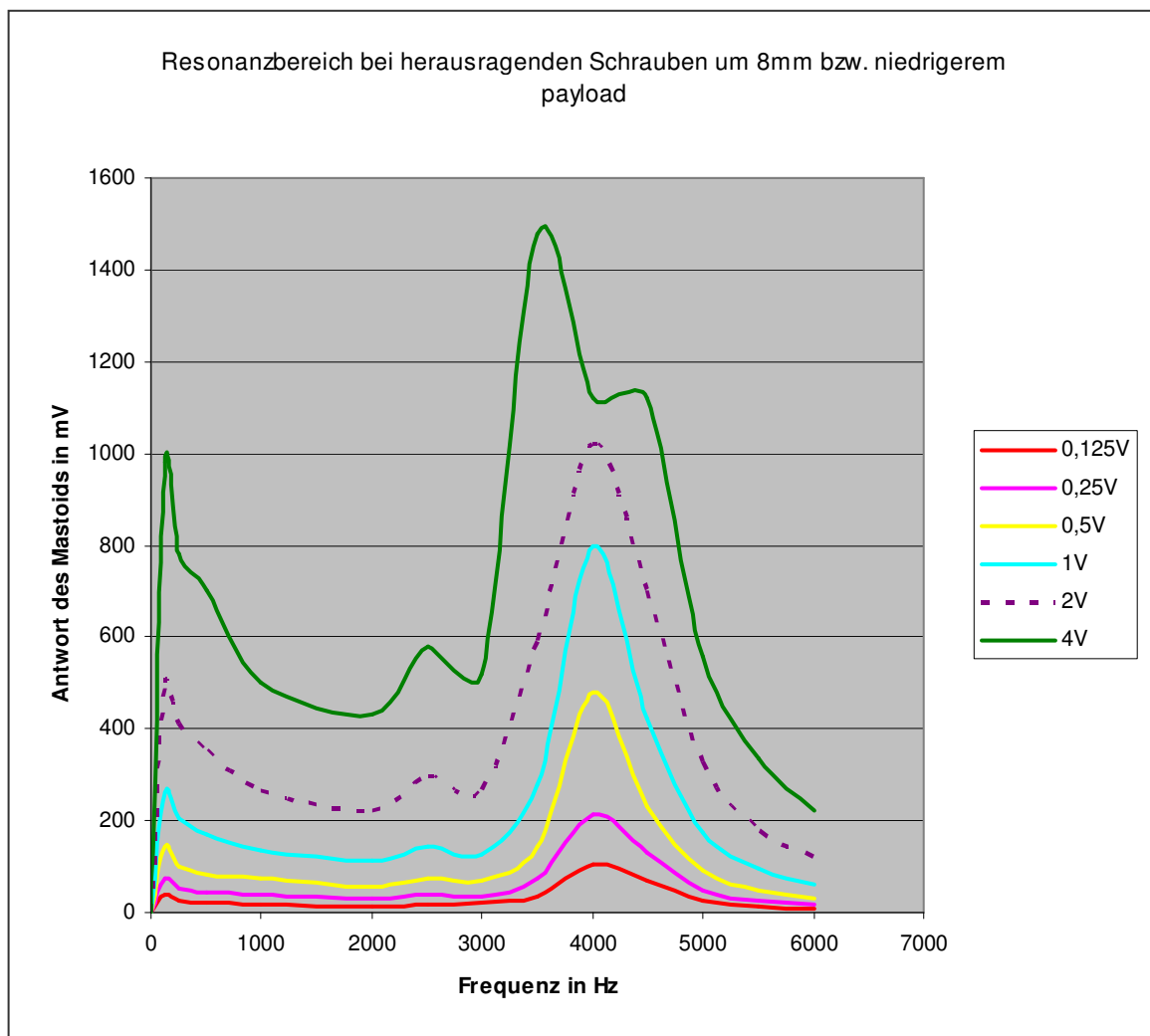


Abb. 8.3-8: Resonanzbereich bei Versuch mit 120 Gramm Belastung des Tu-1000

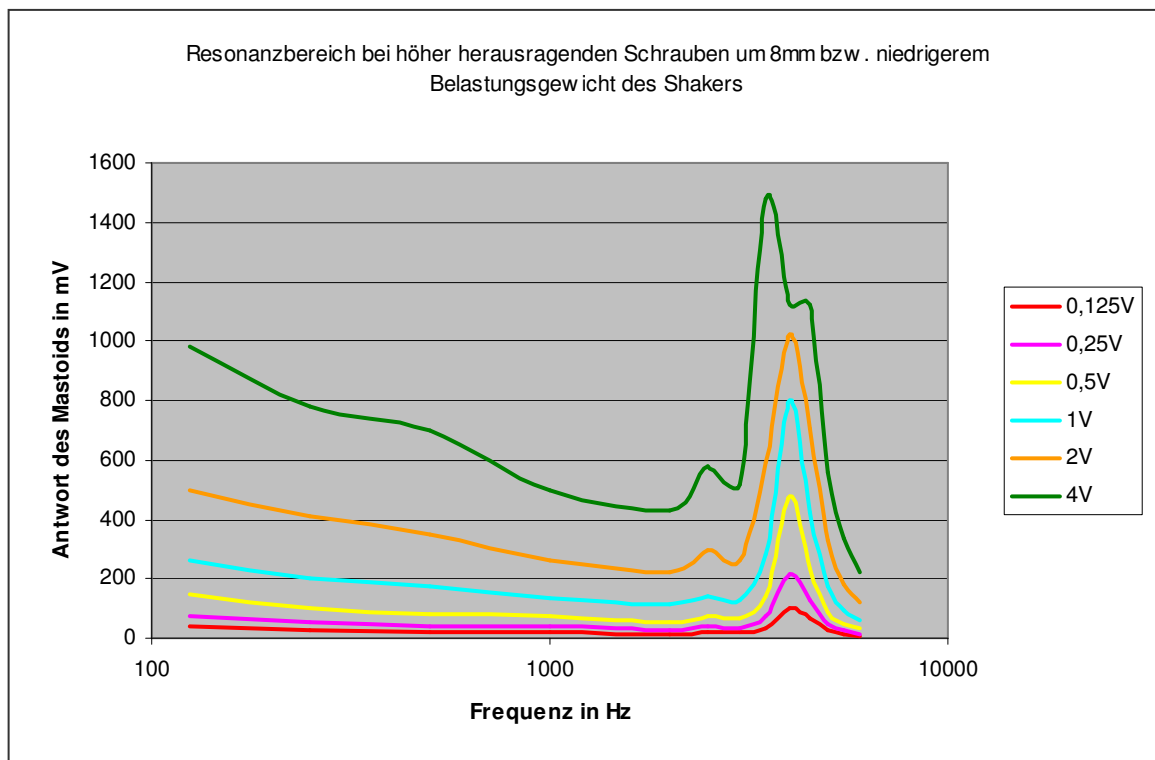
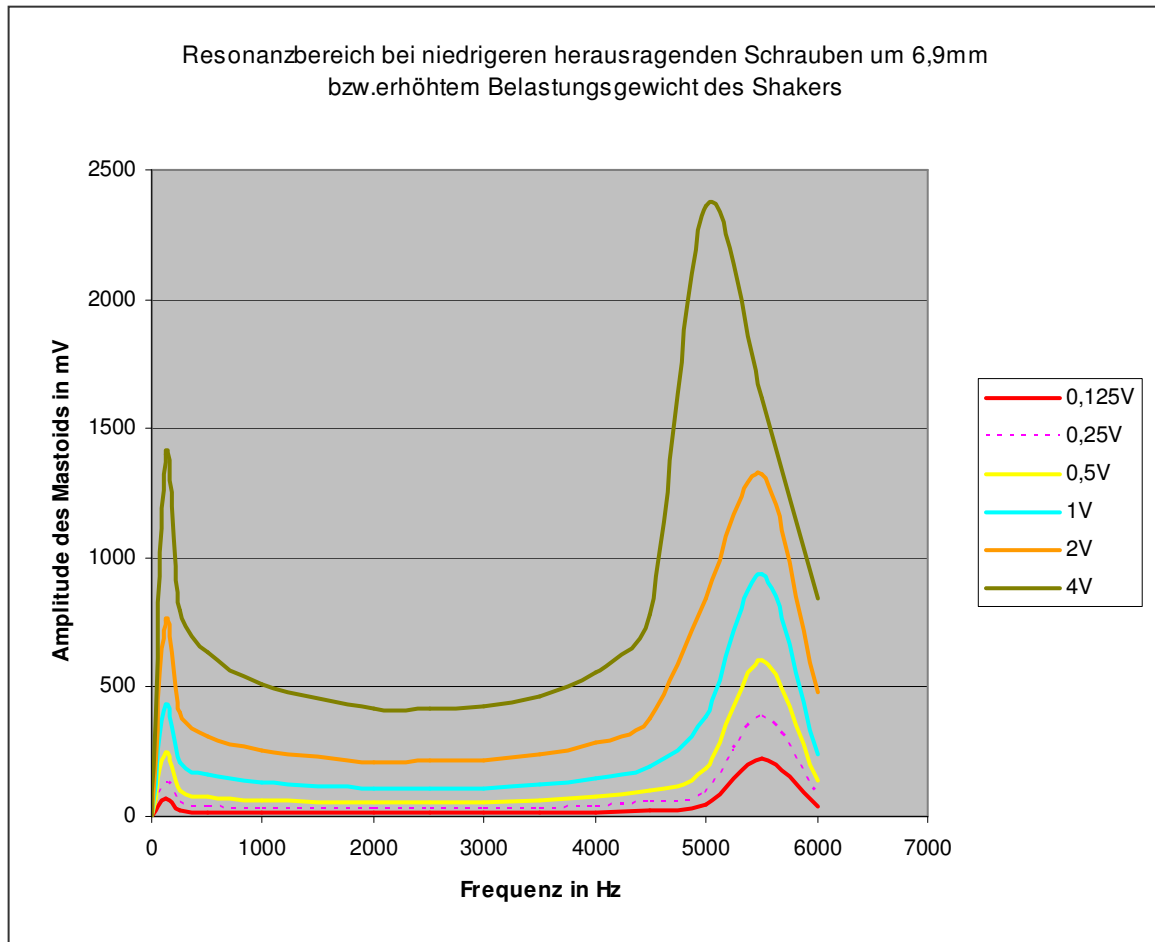


Abb. 8.3-9: Resonanzbereich bei Versuch mit erhöhter Belastung des Tu-1000

Abb. 8.3-10: Darstellung der Abb. 8.3-8 mit logarithmierter Frequenz

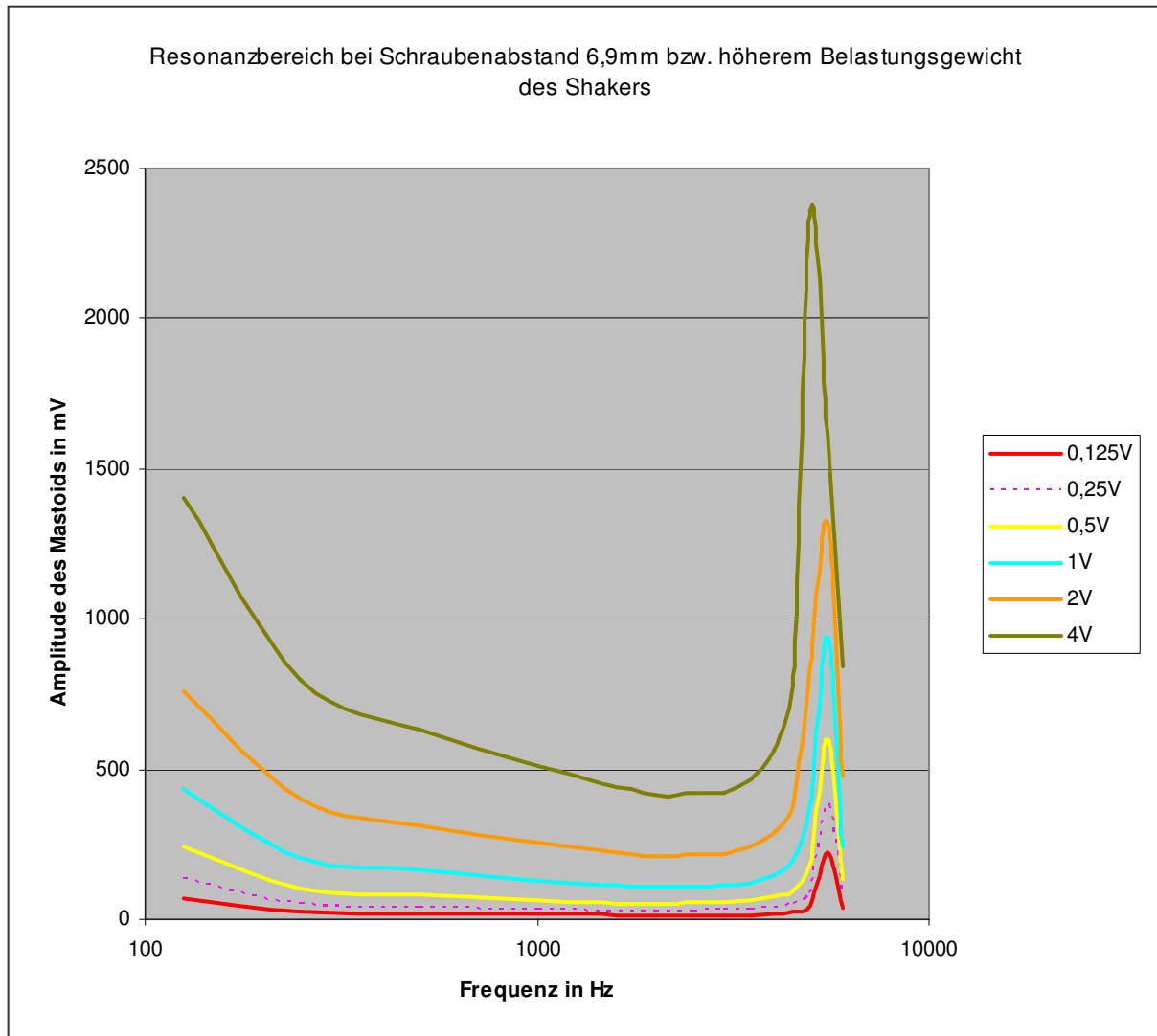


Abb. 8.3-11: Darstellung der Abb. 8.3-9 mit logarithmierter Frequenz

Zur besseren Veranschaulichung der gemessenen Spannungen (mV) und Kraft (mN) werden die zwei Kurven (Abbildung 8.3-3 und 8.3-4) des Versuchs „6,9mm“ (höheres Belastungsgewicht) noch zuletzt in Bezug zur Fallhöhe in mm der 0,28g schweren Plastikkugel des vorherigen Versuches gesetzt (zur Umrechnung siehe oben). Die dabei entstehenden Nichtlinearitäten sind hier ohne Bedeutung (siehe Abbildungen 8.3-12 und 8.3-13).

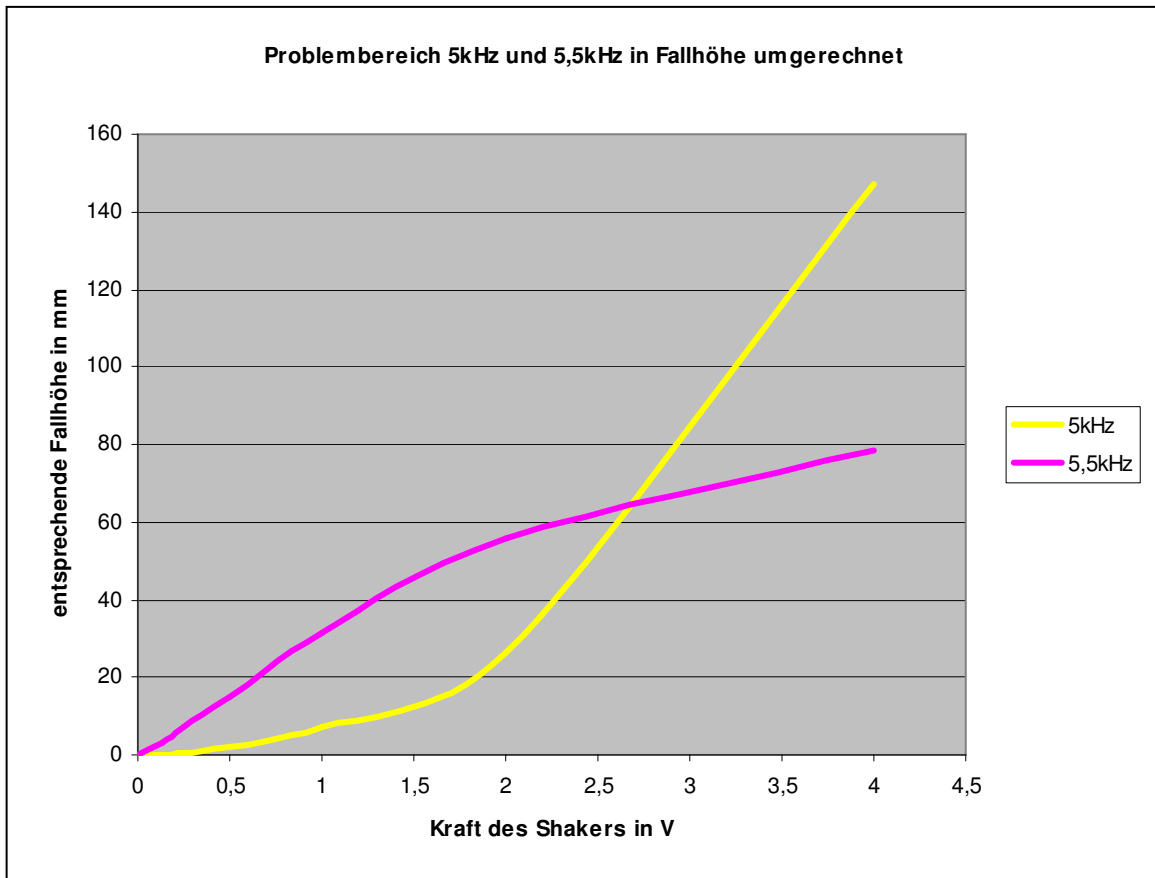
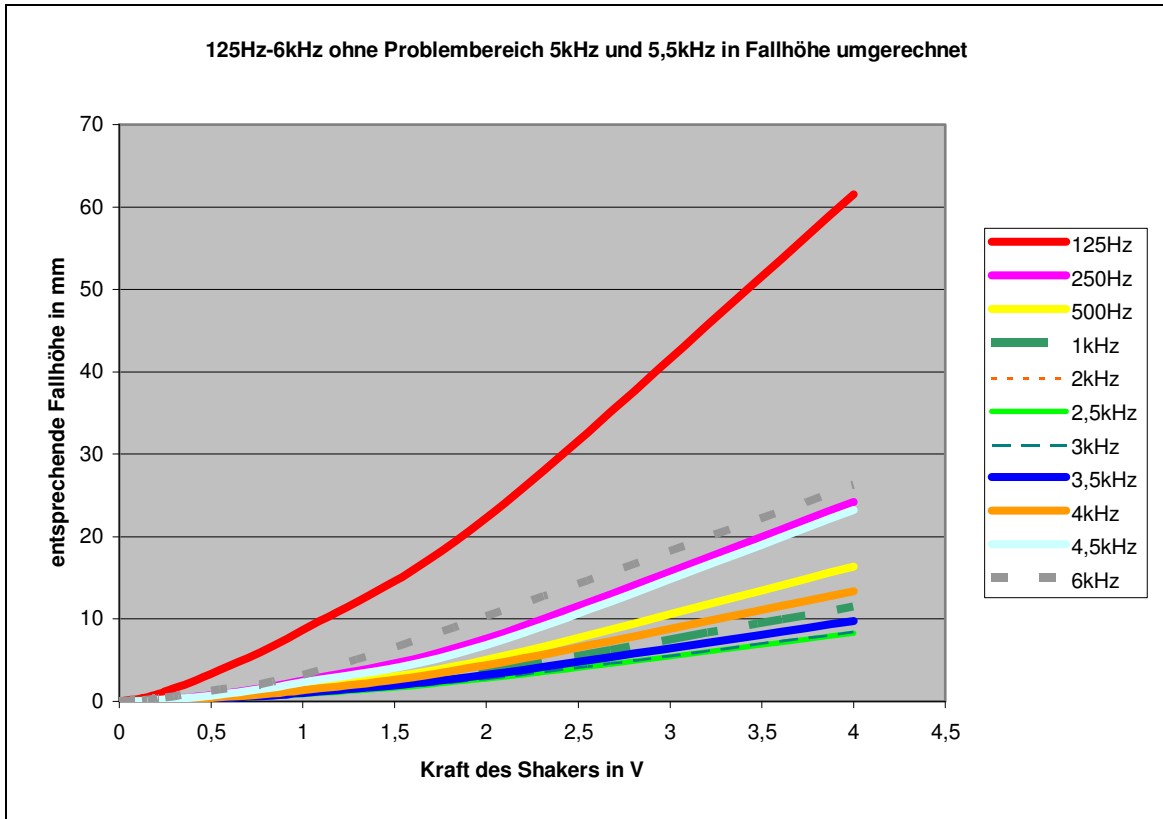


Abb. 8.3-12 und Abb. 8.3-13: Umrechnung der Antwort des Tu-1000 beim Versuch mit erhöhter Belastung in entsprechende Fallhöhe der 0,28 g schweren Plastikkugel des Hauptversuches 3 der Impulsmessung (Kap. 7.2)

9. Messung von zwei durch Schallwellen erregten BAHA-Hörgeräten mittels Tu-1000

Mit dem künstlichen Mastoid Tu-1000 sollen nun für die zwei BAHA-Hörgeräte der Firma entific mit den Namen Cordelle 2 und Compact ihre jeweiligen charakteristischen Funktionskurven (= Antwort des Mastoids bei aufgesetztem Hörgerät unter variiertes Stärke der Beschallung mit verschiedenen Frequenzen) erstellt werden. Das künstliche Mastoid wird so seinem eigentlichen Bestimmungszweck zugeführt.

Klagt beispielsweise ein BAHA-Patient, für dessen Hörgerät bei Inbetriebnahme die charakteristischen Funktionskurven erstellt worden waren, über eine Verschlechterung seiner Hörschwäche, wird die Messung seines Hörgeräts mittels des Tu-1000 unter den exakt gleichen Bedingungen wiederholt. Wären die charakteristischen Funktionskurven mit den aktuellen identisch, läge eine andere Ursache als ein Hörgerätedefekt zugrunde. Beständen hingegen Abweichungen der Kurven zueinander, könnten anhand der speziellen Charakteristik Rückschlüsse auf den Defekt, wie z.B. eine Batterieschwäche oder eine mechanische Beschädigung, gezogen werden. In den nachfolgenden Versuchen können diese charakteristischen Funktionsdiagramme ohne Einschränkungen erstellt werden, da weder bei der Impulsmessung noch bei der Schwingungsmessung Resonanzen des Tu-1000 oder andere Defekte ermittelt wurden (siehe Kapitel 7.3 und 8.3).

9.1 Messaufbau

Das Tu-1000 wird an den dB-Pegelmessgerät mit dem Namen Measuring Amplifier Type 2636 von Brüel und Kjaer angeschlossen, welcher wiederum mit einem speziellen Analyse-Computer namens Audio Analyzer 2Hz-300kHz 1030.7500.05 von Rohde und Schwarz verbunden ist. Eine spezielle Software dieses Computers ermöglicht die Abspeicherung der Messwerte. Der Schwingkopf des BAHA wird nun dem Tu-1000 aufgesteckt, indem der Plastikzapfen des BAHA-Schwingkopfes in den Hohlzylinder des künstlichen Mastoids bis zum festen Einrasten geführt wird. Die hier getesteten Hörgeräte bestehen aus dem erwähnten Schwingkopf, der die Vibrationen überträgt und der über ein Kabel mit einem Empfangsmikrophon verbunden ist. Dieses empfängt und

verstärkt die eingehenden Schallwellen. Zum Beschallen des Empfangsmikrophons dient der Lautsprecher Condenser Microphone Cartridge Type 4132 von Brüel und Kjaer, der über den Verstärker HCA-1500 A der Firma Parasound ebenfalls mit dem oben erwähnten Computer verbunden ist. Über eine spezielle Software können somit über den Lautsprecher Sinustöne unterschiedlicher Frequenz und Lautstärke erzeugt werden, die einen Großteil des menschlichen Hörbereichs abdecken. Sowohl das Empfangsmikrofon des jeweiligen BAHA als auch der Lautsprecher befinden sich in der schallabschirmenden Kammer namens Anechoic Test Chamber Type 4222 der Firma Brüel und Kjaer (siehe Abbildung 9.1-1). Dabei muss ein genormter Abstand zwischen Empfangsmikrofon des BAHA und Lautsprecher eingehalten werden, um sicherzustellen, dass das BAHA mit der richtigen Lautstärke beschallt wird.

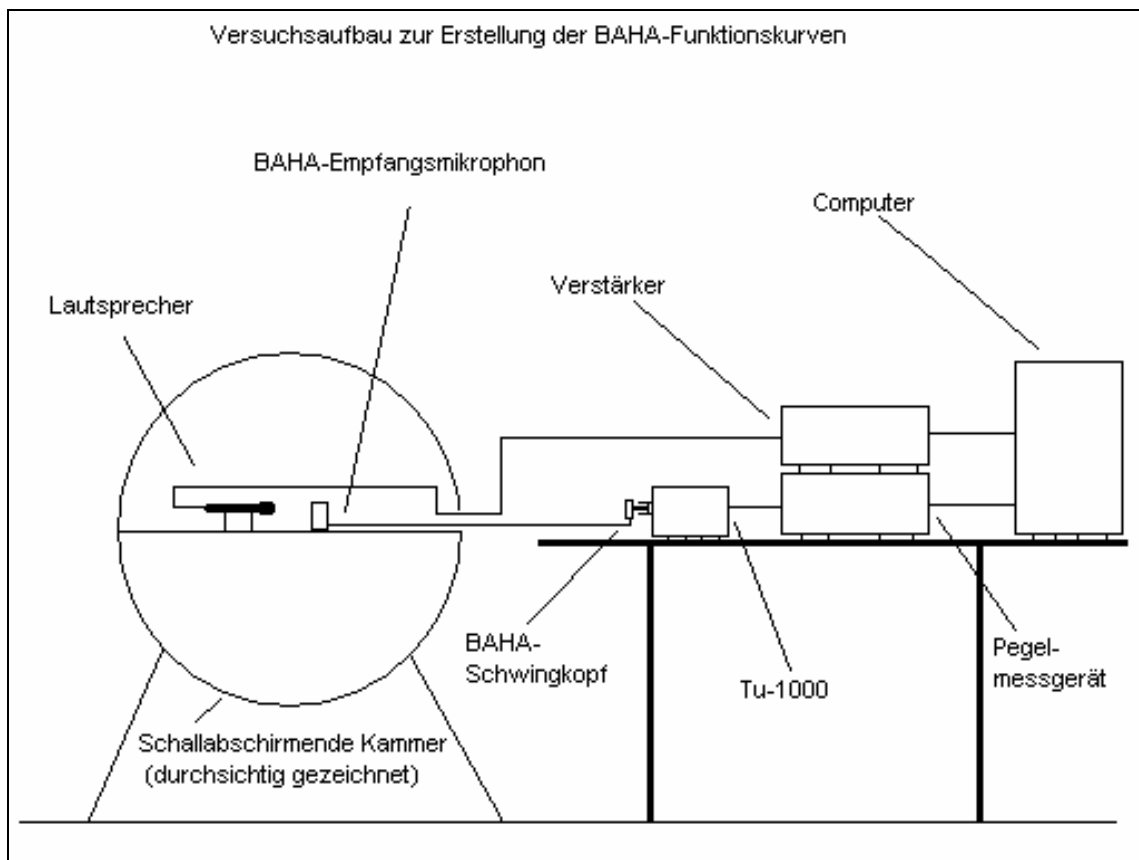


Abb. 9.1-1: Skizze zur Versuchsanordnung der Messung der beiden BAHA-Hörgeräte

Ein Vorversuch zeigte, dass Schmalbandrauschen ungenauere Ergebnisse liefert als die hier erzeugten Sinustöne. Außerdem wurde dabei auch festgestellt, dass das Rauschen der Computerkühlung bereits einen erheblichen Störfaktor darstellt, falls keine

schallabschirmende Kammer verwendet wird. Auch wurde es für diesen Versuch notwendig, die auf das künstliche Mastoid aufgeschraubten Plexiglasplatten zu entfernen, wobei ein elektronisches Bauteil beschädigt und durch ein neues ersetzt wurde. Daraufhin musste das Tu-1000 durch eine dafür vorgesehene Kalibrierungsschraube in Bezug auf seine Sensibilität neu so eingestellt werden, dass die gleiche Empfindlichkeit wie in den vorigen Versuchen vorlag. Dazu wurde der Versuch der Impulsmessung mit nur einer definierten Fallhöhe so lange wiederholt, bis das Tu-1000 nach jeweiligem Verstellen der Kalibrierungsschraube die exakt gleichen Ausschläge lieferte, die zuvor bereits gemessen worden waren.

9.2 Messung

Die beiden BAHAs Cordelle 2 und Compact besitzen einen Lautstärkereger, den der Patient auf die Stufen leise, mittel und laut je nach Bedarf einstellen kann. Die Hörgeräte wurden auf diesen drei verschiedenen Regelerstufen mit den zwei Lautstärkeniveaus 50dB und 90dB beschallt, wobei jeweils 100 verschiedene Frequenzen im Bereich von 200Hz bis 8kHz von dem Lautsprecher ausgingen.

Zusätzlich wurden die Hörgeräte einem ansteigenden Lautstärkespektrum zwischen 50dB und 90dB ausgesetzt, wobei jeweils die Frequenzniveaus von 500Hz, 1000Hz, 1600Hz, 2500Hz und 4000Hz eingestellt worden waren.

Die gemessenen Daten des künstlichen Mastoids wurden vom .exp-Format in .xls-Excel-Daten transformiert. Da der Output des Tu-1000 in der Einheit dB von dem dB-Pegelmesser angegeben wurde, mussten alle Daten in die Maßeinheit mV transformiert werden, um eine Vergleichbarkeit mit den in den vorigen Versuchen gewonnenen Werten zu erhalten. Diese Umrechnung wurde dadurch ermöglicht, indem der dB-Pegelmesser so kalibriert worden war, dass dessen Output von 126,39dB exakt 50mV entsprach. Eine solche Eichung lässt nun eine Umwandlung der logarithmierten dB-Skala in die lineare Skala mV zu, indem mit der Formel

$$dB = 20 \times \log \frac{V}{V_{ref}} \quad (\text{Gl.9.2-1})$$

gearbeitet wird (<http://www.darc.de/distrikte/h/30/antennen/dezibel.html>). Dabei bedeutet V_{ref} den fixen Spannungs-Referenzwert, der nachfolgend ermittelt wird und V die erwünschte Spannung in mV, in die umgerechnet werden soll. Somit muss also nach V aufgelöst werden und es resultiert die Gleichung

$$V = V_{ref} \times 10^{\frac{dB}{20}}. \quad (\text{Gl.9.2-2})$$

Zur Ermittlung von V_{ref} wird die Gleichung 9.2-2 nach dieser Variablen aufgelöst, d.h.

$$V_{ref} = \frac{V}{10^{\frac{dB}{20}}}. \quad (\text{Gl.9.2-3})$$

Werden nun die beiden durch Kalibrierung ermittelten Werte 126,39dB und $V=50\text{mV}$ eingesetzt ergibt sich

$$V_{ref} = \frac{50\text{mV}}{10^{\frac{126,39}{20}}}. \quad (\text{Gl.9.2-4})$$

Dieser Absolutwert von V_{ref} kann nun in Gleichung 9.2-2 eingesetzt werden und es resultiert der Ausdruck

$$V = \frac{50\text{mV}}{10^{\frac{126,39}{20}}} \times 10^{\frac{\text{dB}}{20}}. \quad (\text{Gl.9.2-5})$$

Durch Umformen ergibt sich

$$V = 50\text{mV} \times 10^{\frac{\text{dB}-126,39}{20}}. \quad (\text{Gl.9.2-6})$$

Mit dieser zuletzt ermittelten Gleichung konnte nun dB in mV umgerechnet werden.

Anschließend wurden die Daten des künstlichen Mastoids von mV entsprechend bereits oben beschriebenen Rechnungen (vgl. Kapitel 7.3) sowohl in Kraft (mN) als auch in entsprechende Fallhöhe der 0,28g schweren (Versuchs-) Plastikkugel transformiert und das Output des künstlichen Mastoids Tu-1000 in der jeweiligen Einheit gegen die Frequenz aufgetragen (siehe Kap. 9.3).

9.3 Auswertung und Vergleich der Funktionskurven der zwei Hörgeräte

Zuerst sollen die Werte der beiden Hörgeräte in gemessenen dB in Abhängigkeit von der auf sie eingewirkten Frequenz begutachtet werden (siehe Abbildung 9.3-1 und 9.3-2). Dabei fällt auf, dass bei beiden BAHAs ein fast identischer Resonanzbereich vorliegt, der sich von etwa 500Hz bis 2000Hz erstreckt. Da das Tu-1000 als Ursache auszuschließen ist (vgl. Ergebnisse Kapitel 7.3 und 8.3), könnten beispielsweise die Vibrationsmotoren der Schwingungsköpfe der BAHAs die Verursacher sein.

Das virtuelle Idealergebnis einer solchen Funktionsmessung wären zueinander parallele Geraden in Abbildung 9.3-1 und 9.3-2.

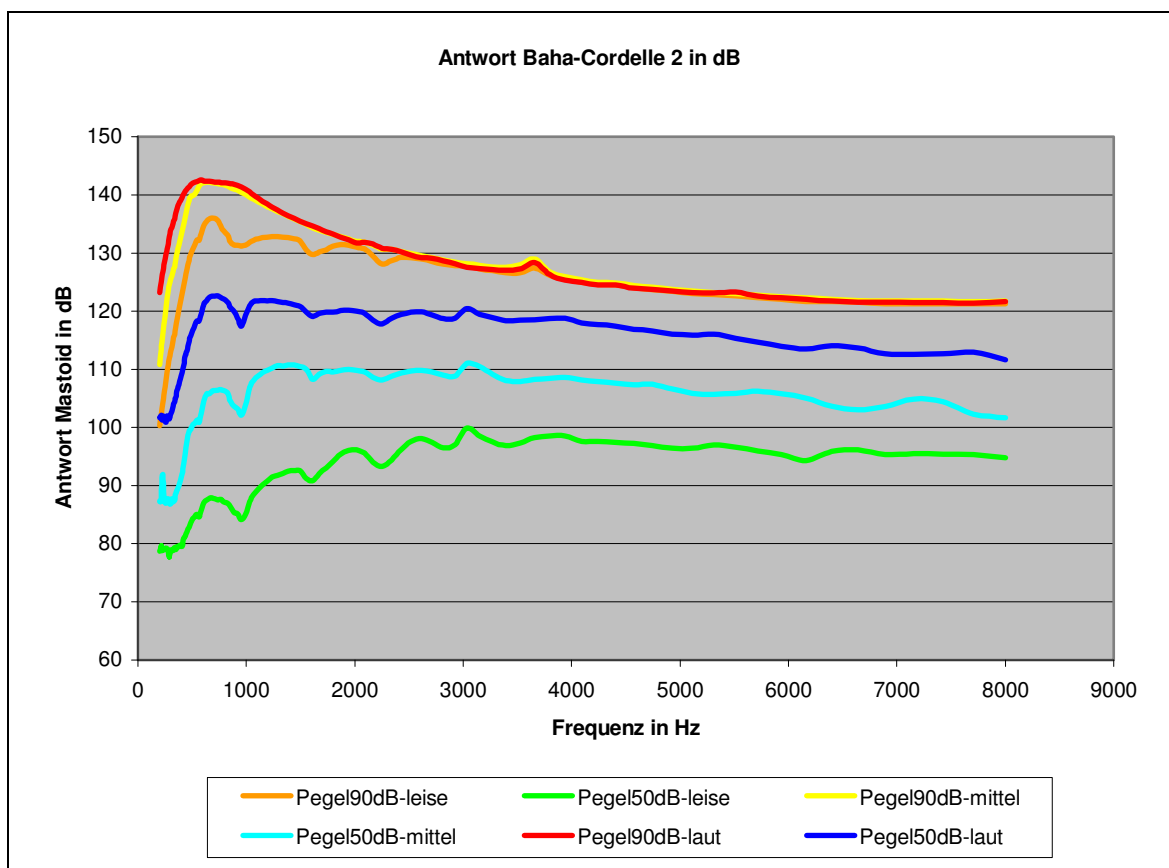


Abb. 9.3-1: Gemessene Ausschläge des Tu-1000 mittels dB-Pegelmessers bei aufgestecktem Hörgerät Cordelle 2. Beschallung bei 50 dB und 90 dB (Pegel) sowie Einstellung der Sensibilität des Hörgerätes auf leise, mittel und laut.

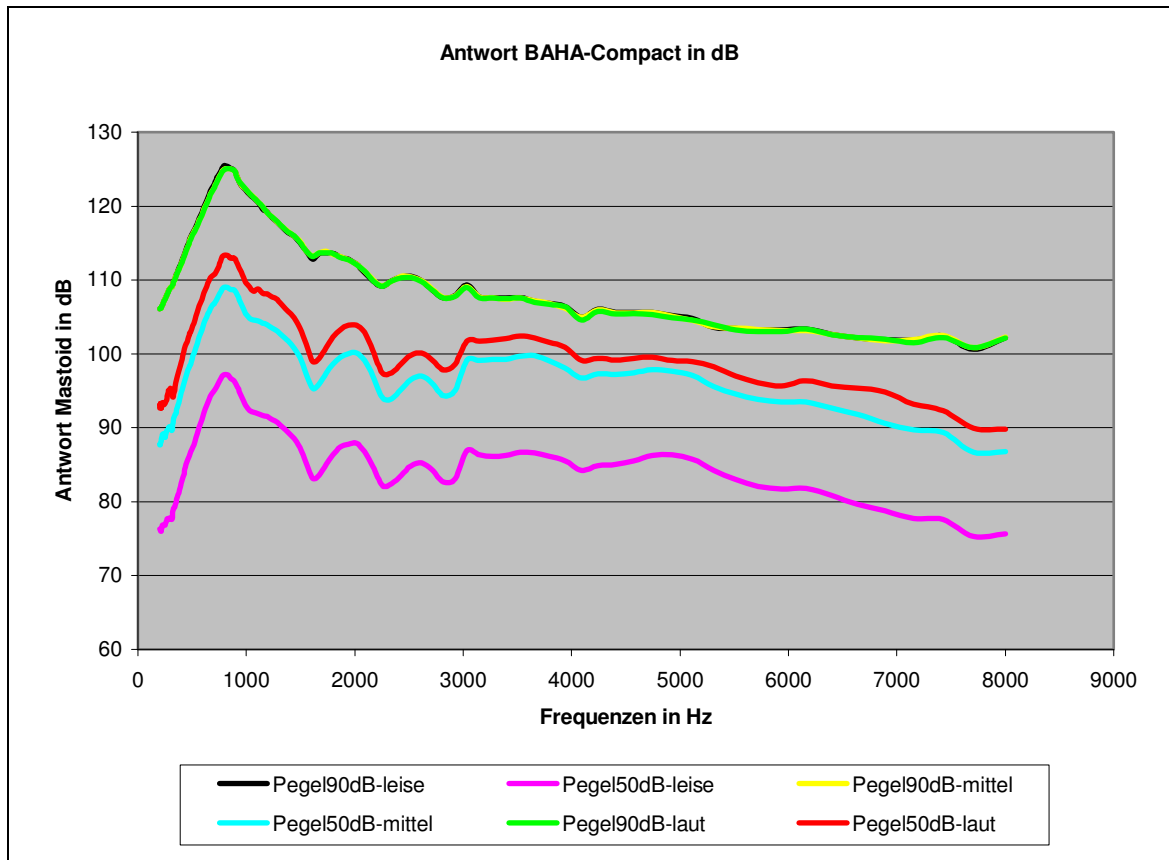


Abb. 9.3-2: : Gemessene Ausschläge des Tu-1000 mittels dB-Pegelmesser bei aufgestecktem Hörgerät Compact. Beschallung bei 50 dB und 90 dB (Pegel) sowie Einstellung der Sensibilität des Hörgerätes auf leise, mittel und laut.

Des Weiteren kann festgestellt werden, dass bei einer Beschallung von 90dB das BAHA Compact in völlige Sättigung geht, da sich die drei entsprechenden Funktionskurven leise, mittel und laut in Abbildung 9.3-2 komplett überlagern. Auch die Kurven des BAHA Cordelle 2 zeigen bei 90dB diese Überlagerungstendenz, die aber noch nicht vollständig ist, so dass hier noch keine vollständige Sättigung erreicht ist. Der nächste Messvorgang (siehe Kapitel 9.2) verifiziert die genauen Maximalschwingungen der BAHAs noch genauer. Trägt man anhand dieser Daten die Antwort des Tu-1000 gegen die zunehmende Beschallung auf, wird erkennbar, dass mit zunehmenden Reglerlautstärkeinstellungen beide BAHAs auch schneller in die Sättigung gehen (siehe Abbildungen 9.3-3 bis 9.3-5). Exemplarisch sind hier nur die Kurven des BAHA-Cordelle 2 aufgeführt, wobei die Kurven des BAHA-Compact die gleiche Charakteristik aufwiesen.

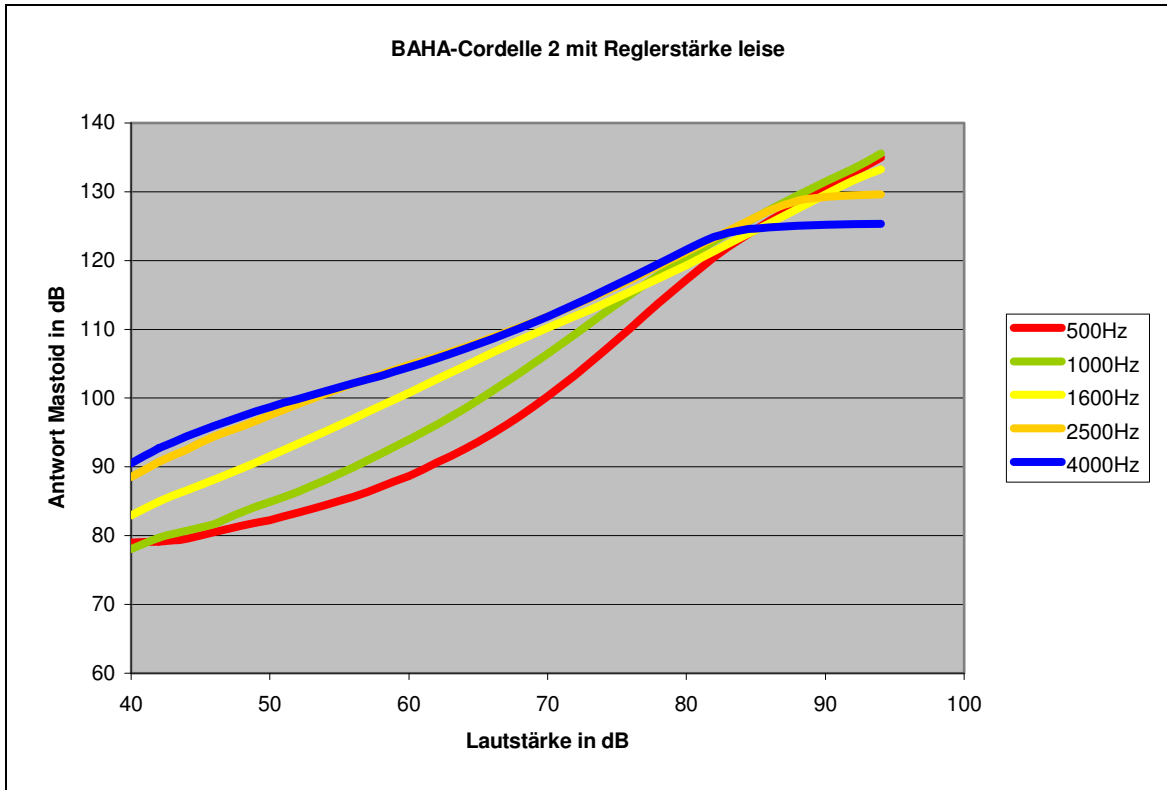


Abb. 9.3-3: Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA-Cordelle 2 auf leise

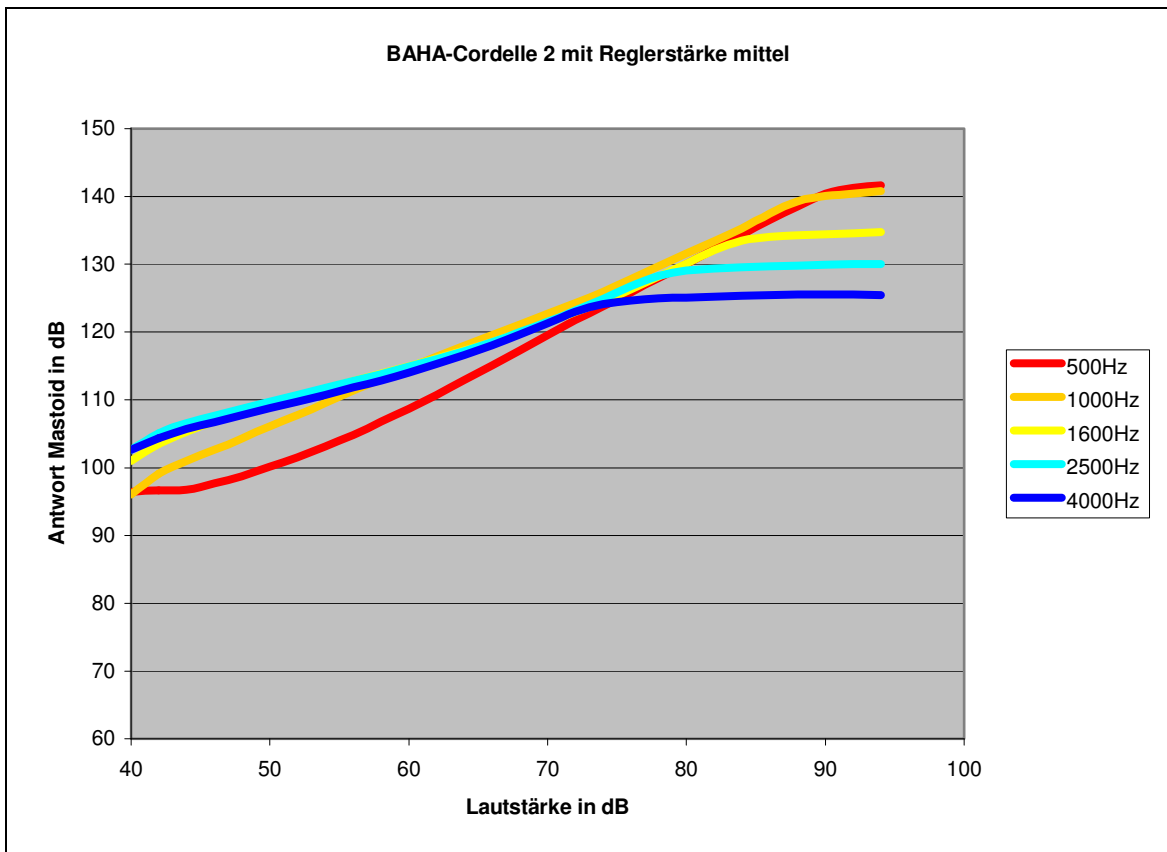


Abb. 9.3-4: Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA-Cordelle 2 auf mittlere Stufe

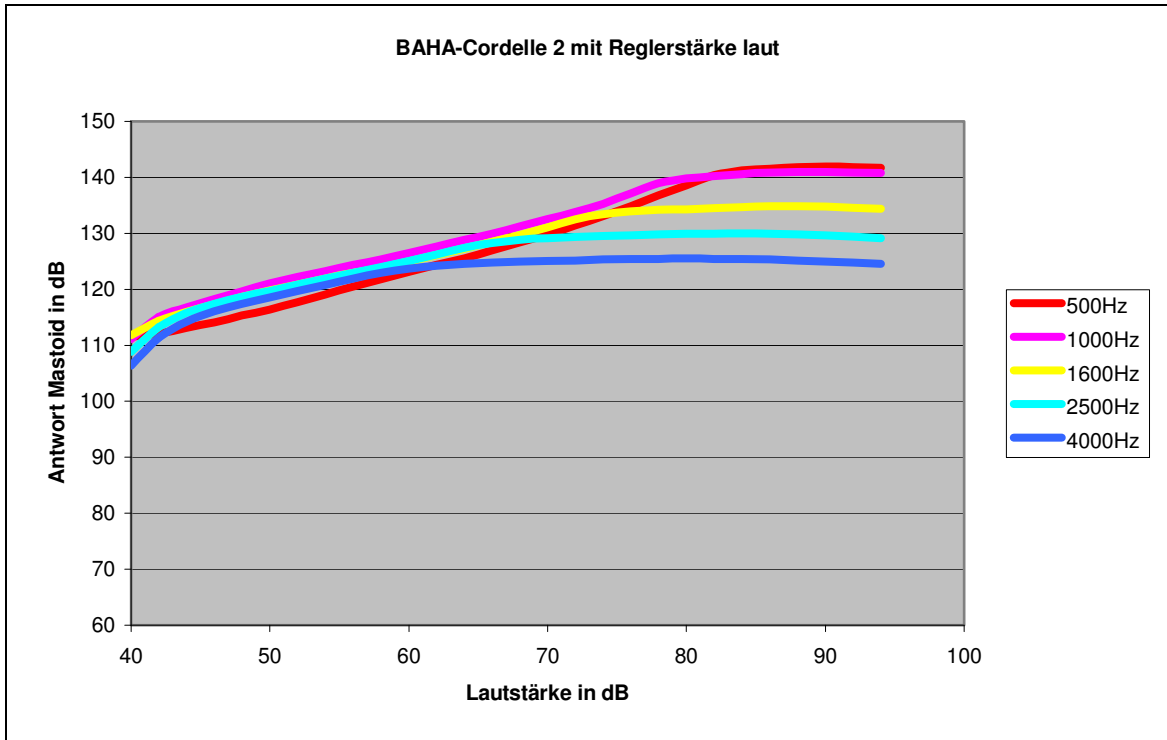


Abb. 9.3-5: *Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA- Cordelle 2 auf Stufe laut*

Im nächsten Schritt wurden die Daten des dB-Pegelmessers von dB in mV umgewandelt (zur Berechnung siehe Kap. 9.2, Gl.9.2-6), um die in diesem Versuch gewonnenen Werte des Tu-1000 besser mit denen der vorigen Versuche zu vergleichen (siehe Abbildungen 9.3-6 und 9.3-7). Die Umrechnungen ergaben ein Output-Spektrum des künstlichen Mastoids zwischen 0,139mV und 321,34mV und veranschaulichen damit, dass die BAHAs sehr filigran arbeiten und somit nur ein kleiner Funktionsbereich des Tu-1000 erfasst wird, da in den vorigen Versuchen ein linearer Arbeitsbereich bis etwa 3,4 Volt festgestellt worden war. Das Output des Cordelle 2 Hörgeräts bewegte sich im Bereich von 0,185mV bis 321,344mV, während das Compact-Hörgerät Ausschläge zwischen 0,139mV und 42,901mV erreichte. Damit kann das BAHA Compact zwar feinere Schwingungen erzeugen als das BAHA Cordelle 2, weist dafür aber auch geringere Maximal-Schwingungsamplituden auf.

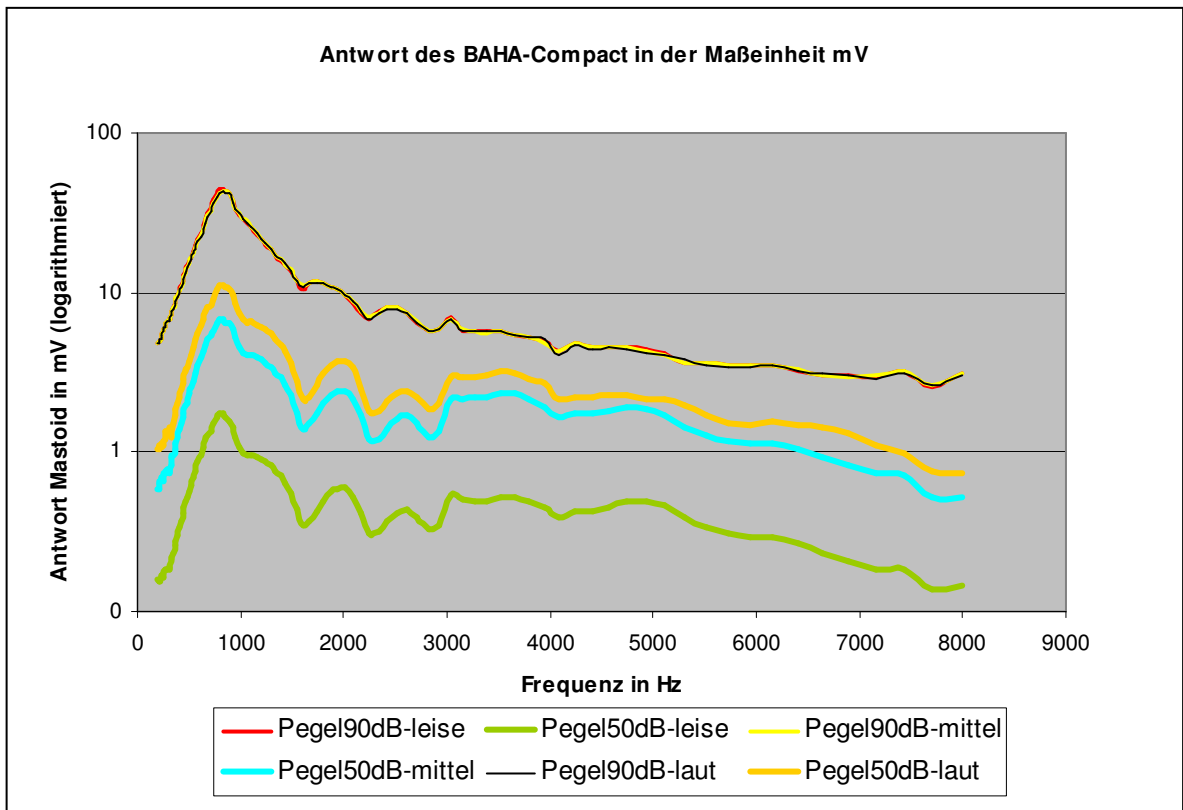
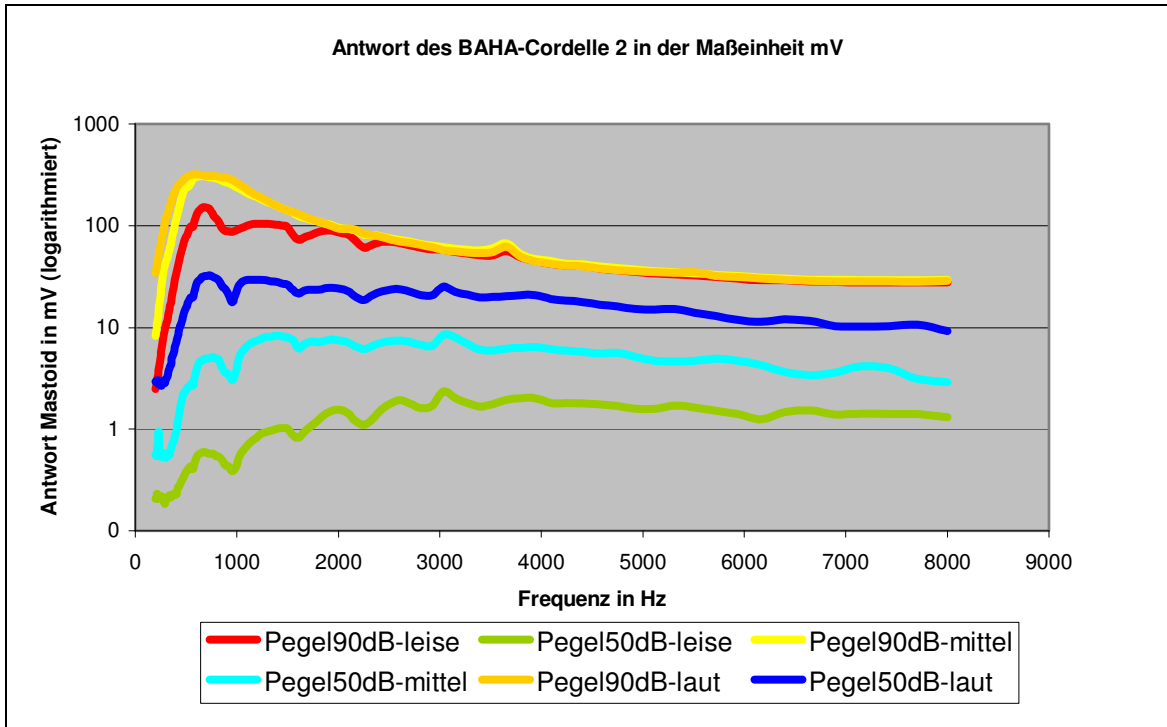


Abb. 9.3-6 und 9.3-7: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von dB (Abb. 9.3-1 und Abb. 9.3-2) in mV für das Hörgerät Cordelle 2 (oben) und Compact

Zudem ist auffällig, dass die Hörgeräte den einwirkenden Lautstärkezuwachs nicht proportional in ihre Vibrationskraft umsetzen. So bedeutet ein Sprung von 50dB auf 90dB einen Anstieg auf einer linearen Skala wie z.B. den hier dargestellten mV um den Faktor 100. Diese Zurückrechnung in einen linearen Faktor lässt sich mit der Formel

$$dB = 20 \times \log x \quad (\text{Gl.9.3-1})$$

folgendermaßen darstellen: Aus

$$50dB = 20 \times \log x_1 \quad (\text{Gl.9.3-2})$$

ergibt sich durch Auflösen nach x_1 der Wert 316,22777, während sich aus der Gleichung

$$90dB = 20 \times \lg x_2 \quad (\text{Gl.9.3-3})$$

ein x_2 -Wert von 31622,777 ergibt. Die Division der beiden x-Werte ergibt den Faktor 100. So müsste beispielsweise bei dem Hörgerät Cordelle 2 bei 50dB Beschallung der gemessene Wert bei 4091Hz (mittel) von 6,12mV einem virtuellen Wert von 612mV bei 90dB-Beschallung entsprechen. Dieser beträgt in Wirklichkeit aber nur 44,72mV, was eine wesentlich geringere Verstärkung um den Faktor 7,31 bedeutet. Bei dem Hörgerät BAHA Compact ergibt sich bei analoger Rechnung an gleicher Frequenzstelle von 4091Hz (mittel) sogar nur ein Verstärkungsfaktor von 2,58.

Zuletzt wird die Antwort des Tu-1000 in mV sowohl in die sehr oft verwendete Maßeinheit Kraft (mN) als auch in die entsprechende Fallhöhe (μm) der Plastikkugel zurückgerechnet (siehe Abbildungen 9.3-8 bis 9.3-11). Hierbei wird sehr anschaulich, wie klein die einwirkenden Kräfte der BAHAs auf eine im Schädelknochen verankerte Titanschraube sind. Der absolute Fallhöhenbereich der den Kraftstoß ausführenden 0,28g schweren Plastikkugel würde bei 50dB mit 0,013 μm (Abb. 9.3-11, Hörgerät Compact) beginnen und sich im 90dB-Bereich bis maximal 5,30mm (= 5300 μm , Abb. 9.3-10, Hörgerät Cordelle 2) erstrecken.

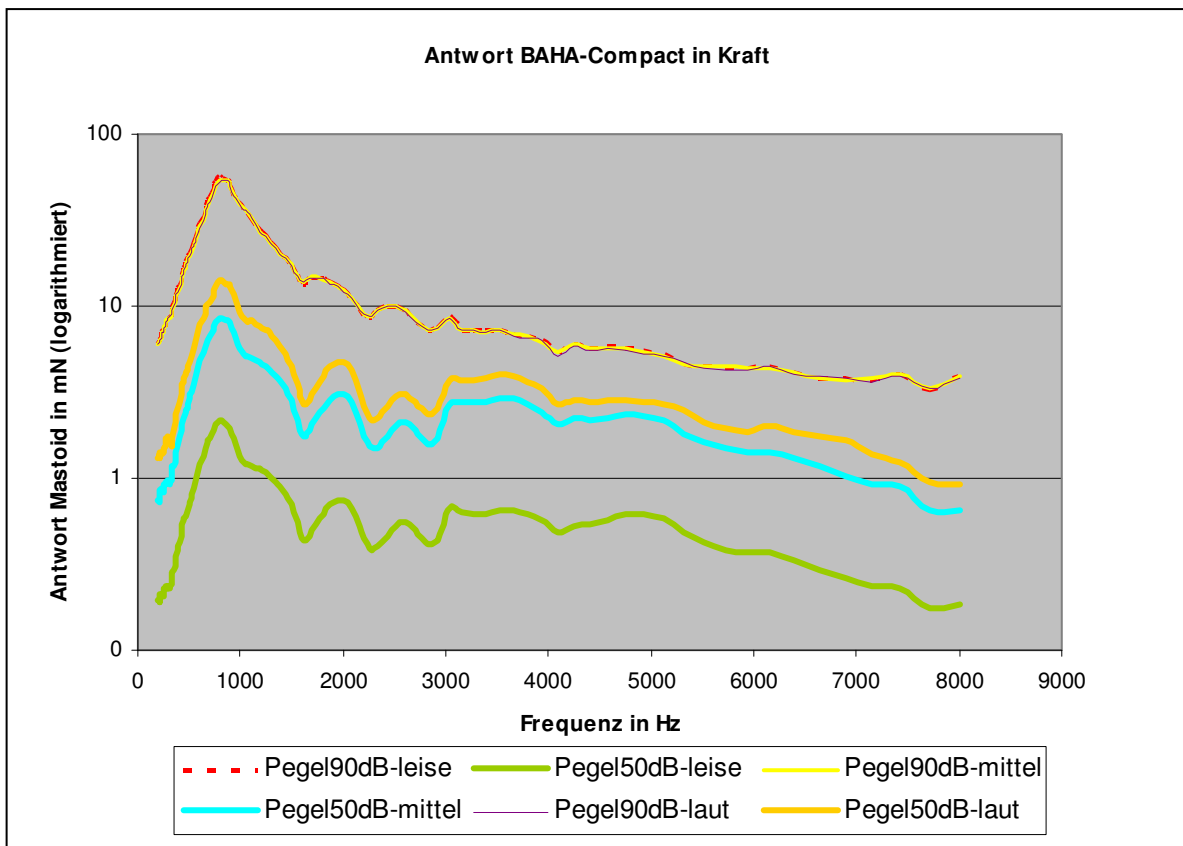
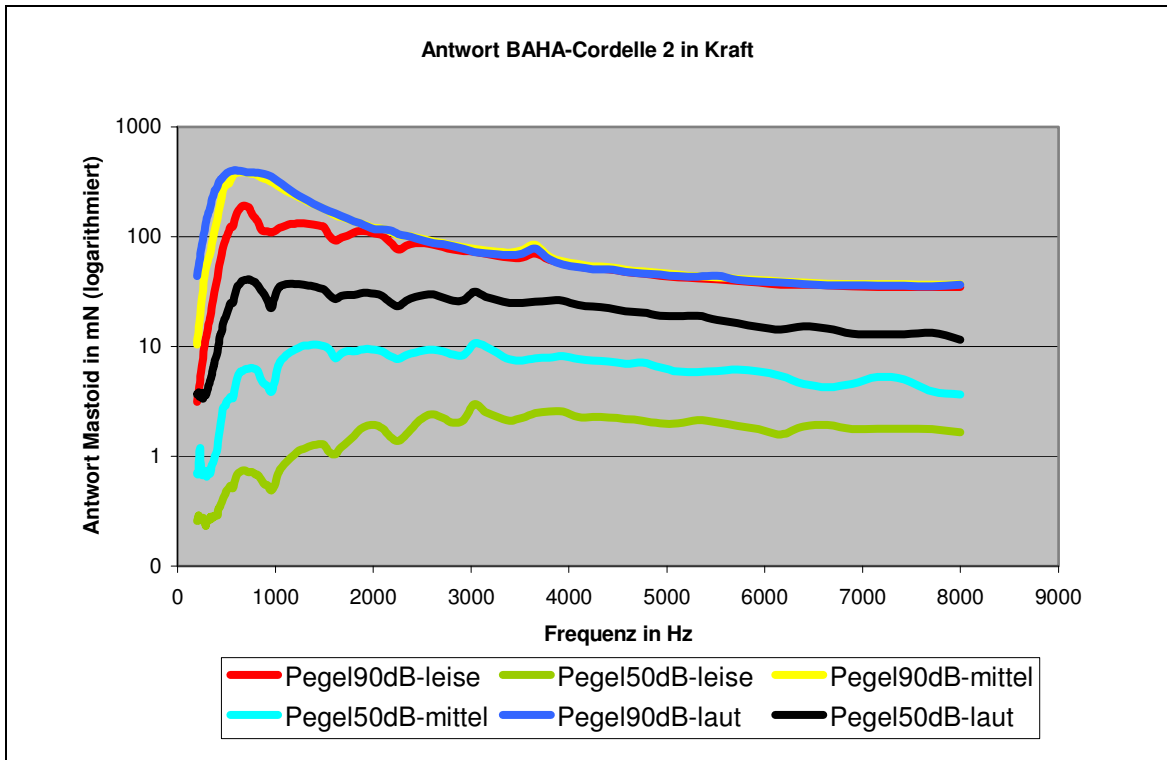


Abb. 9.3-8 und Abb. 9.3-9: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von mV (Abb. 9.3-6 und Abb. 9.3-7) in mN für das Hörgerät Cordelle 2 (oben) und Compact

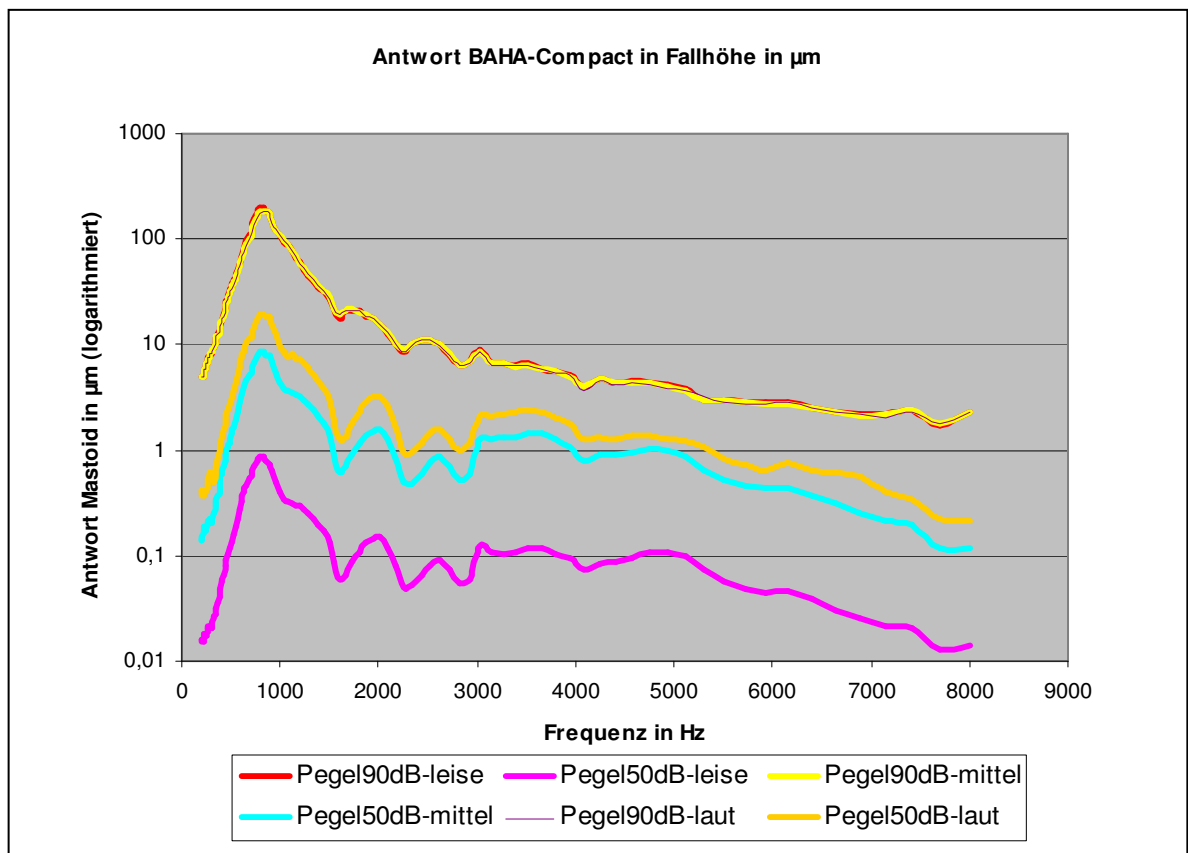
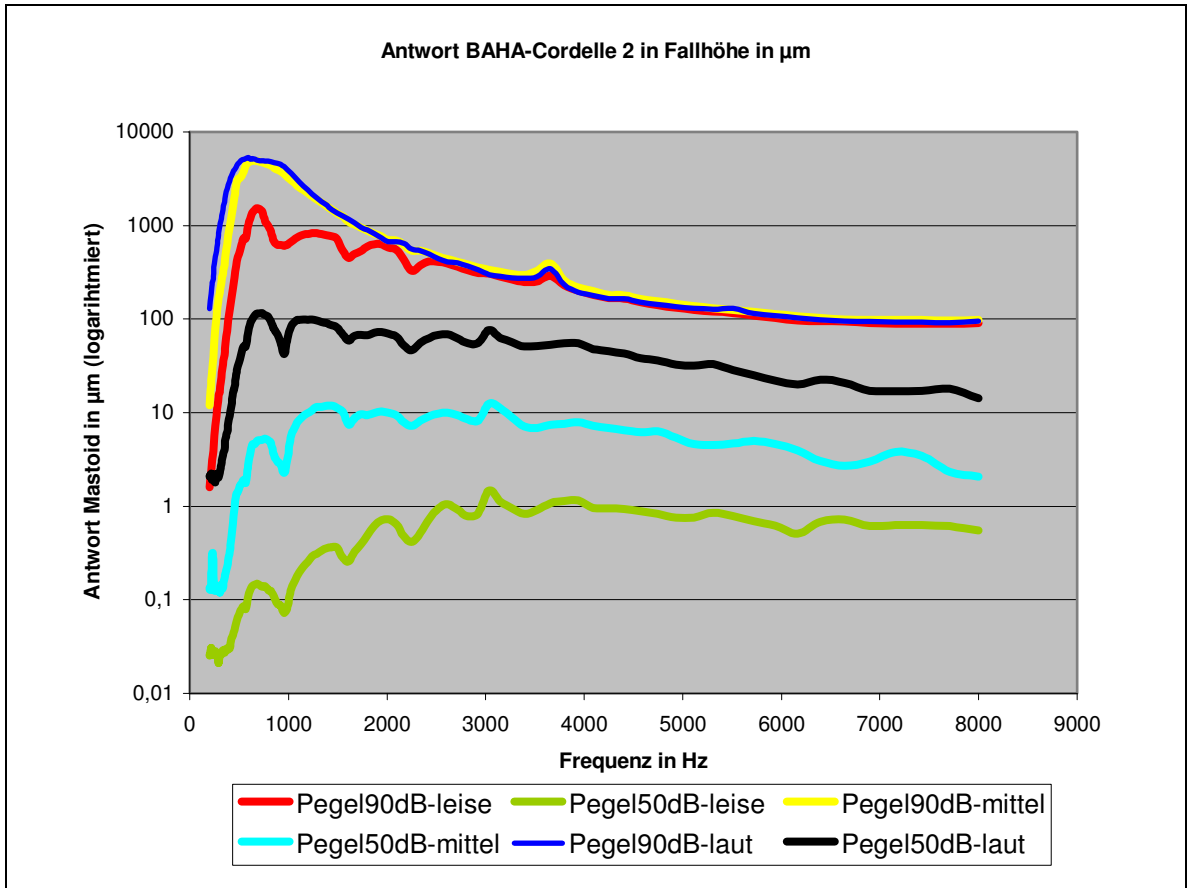


Abb. 9.3-10 u. Abb. 9.3-11: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von mN (Abb. 9.3-8 und Abb. 9.3-9) in μm für das Hörgerät Cordelle 2 (oben) und Compact

10. Diskussion

Ein großer Teil der Arbeit bestand in der Ausarbeitung und praktischen Umsetzung der Versuchsanordnungen. Bei der Impulsmessung wurde z.B. mittels „trial and error“ sehr lange experimentiert, bis überhaupt eine klassische Impulsantwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 erfolgte. Bei der Schwingungsmessung verursachte ein defekter Verstärker verzerrte Ergebnisse, die eine Wiederholung zahlreicher Messungen erforderte.

Zudem waren manche Einstellungen und Abmessungen, z.B. der Abstand von Shaker und Tu-1000, im Zehntel-Millimeter-Bereich notwendig und bei kleinsten Veränderungen sehr störanfällig. Deswegen wurde bei der schriftlichen Ausarbeitung dieser Arbeit diesen Teilen viel Aufmerksamkeit gewidmet.

Des Öfteren wurden auch Mutmaßungen angestellt, da literarische vorgefertigte Lösungen nicht vorhanden waren und natürlich jeder Fabrikat-Hersteller wenig Interesse an der Veröffentlichung der genauen Funktionsweise seiner Apparate besitzt. Zudem hätte im Teil der Impulsmessung eine durchgeführte FFT-Analyse eindeutigen Aufschluss über die angeregten Frequenzen geliefert und die deduktive Beweisführung noch stärker untermauert, mit der im Kapitel der Schwingungsmessung das Tu-1000 als Resonanzverantwortlicher entlastet wurde.

In Kapitel 7 (Impulsmessungen) wurden die Rohdaten in 366 Dateien und in Kapitel 8 (Schwingungsmessungen) in 685 Dateien manuell erstellt, in Kapitel 9 (Messung der BAHA-Hörgeräte) konnten die Erfassung und Abspeicherung der Rohdaten mittels Software in 45 Dateien erfasst werden (vgl. Anhang DVD).

Mit Erstellung der Abbildungen (siehe Abbildungsverzeichnis) und der Auswertung der Rohdaten wurden insgesamt 2244 Dateien (vgl. Anhang DVD) bearbeitet.

11. Gesamtergebnis

Es konnte ein gut reproduzierbarer Versuchsaufbau für die Impulsmessung entwickelt werden. Dabei ergab sich eine durchweg lineare Beziehung zwischen einwirkender Kraft und elektrischer Antwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 mit einem Standardfehler von 0,078 als Maß für die Regression der ermittelten linearen Abhängigkeit. Sowohl die kleinste Kraft von 1,1N ergab eine Linearität als auch die größte Kraft von 4,42N.

Im Teil der Schwingungsmessung gelang es ebenfalls, einen gut funktionierenden Versuchsaufbau zu erstellen. Dabei wurde der Frequenzbereich von 125Hz bis 6kHz des Tu-1000 auf Nichtlinearitäten untersucht. Es konnte ein Resonanzbereich des Systems bei den Frequenzen 3,5kHz, 4kHz, 4,5kHz und 5kHz ermittelt werden, wobei das Tu-1000 mit einer Belastung des Shakers von 120g angeregt wurde. Als die Anpresskraft des Shakers erhöht wurde, gelang es, den Resonanzbereich zu verkleinern und auf die Frequenzen 5kHz und 5,5kHz zu verlagern. Dabei zeigten nun die Frequenzen 3,5kHz, 4kHz und 4,5kHz keine Resonanzen mehr an. Durch Versuchsvariationen und deren Messergebnisse konnte das Tu-1000 als Resonanzverursacher weitgehend ausgeschlossen werden, da die Statik des Gesamtsystems und die Vibrationsschraube des Shakers als Ursache ermittelt wurden. Durch die Summation der Ergebnisse der beiden Teilversuche konnte dem Tu-1000 ein einwandfreies Funktionieren im gesamten getesteten Bereich attestiert werden. Lediglich im Bereich von 5kHz konnte keine Linearität aufgezeigt werden, da sich hier die beiden Resonanzbereiche der beiden Teilversuche überlappten, wobei das Tu-1000 - wie aber schon erwähnt - für die Resonanz nicht verursachend war.

Im letzten Versuchsteil wurden für zwei verschiedene BAHA-Hörgeräte-Modelle charakteristische Funktionskurven mittels des Tu-1000 erstellt und miteinander verglichen. Da in den Teilen zuvor keine kritische Resonanzbereiche oder Defekte des Tu-1000 ermittelt worden waren, konnten die Messungen ohne Einschränkungen stattfinden. Sowohl bei dem BAHA-Hörgerät Cordelle 2 als auch bei BAHA-Compact wurde ein Resonanzbereich zwischen 500Hz und 2kHz ermittelt. Außerdem kann das

Hörgerät Cordelle 2 eine stärkere Maximalvibrationskraft aufbringen als das BAHA-Compact.

In den Versuchsteilen wurde die elektronische Antwort des Tu-1000, die normalerweise in der Maßeinheit Spannung erfolgte, sowohl in Kraft (mN) als auch in Fallhöhe (mm bzw. μm) einer 0,28g schweren Plastikkugel, die einen Kraftstoß ausführt, umgerechnet. Damit wurde versucht, eine bessere Anschaulichkeit der filigran wirkenden Kräfte der BAHA-Hörgeräte zu ermöglichen.

12. Schlussbemerkung

Gerade im Fachbereich Hals-Nasen-Ohren-Medizin stellt es für Physiker und Mediziner eine besonders herausfordernde Aufgabe dar, wenn es darum geht, den menschlichen Hörapparat zu imitieren oder zu reparieren. Die hohe Anforderung an die Empfindlichkeit der Hörgeräte wird dadurch deutlich, dass das menschliche Gehirn bereits eine Auslenkung der Haarzellen der Cochlea von 3 Angström (1 Angström = $1 \times 10^{-10} m$) registriert. Deshalb wird auch in Zukunft dieser Forschungsbereich für etliche naturwissenschaftliche Fächer eine besondere Aufgabe darstellen.

13. Abbildungsverzeichnis

Außer den Abbildungen 3-1 und 8.1-4, die übernommen wurden, sind sämtliche Abbildungen - Digitalphotos, Exceldiagramme, Skizzen, Oszilloskop-Display-Standbilder (auch im Anhang DVD) - von mir selbst erstellt worden.

Abb. 3-1: Schematisierte Funktionsweise eines BAHA (aus http://www.prosper-hospital.de/medizin/HNO/spektrum_baha.htm)	6
Abb. 7.1-3: Skizzierte Versuchsanordnung der Impulsmessung	15
Abb. 7.1-4: Versuchsaufbau der Impulsmessung	15
Abb. 7.1-3: Das zu testende künstliche Mastoid Tu-1000	16
Abb. 7.2-1: Clipping-Antwort (obere Kurve) des Oszilloskops (Spitzenwerte werden abgeschnitten)	17
Abb. 7.2-2: Versuch 2 mit ungedämpfter Impulsmessung und fehlender Proportionalität der Kurven	18
Abb. 7.2-3: Zu hohe Streuung der Impulskurven aus Versuch 6	19
Abb. 7.2-4: Vergleich von (Haupt)Versuch 3(v3) mit Nebenversuchen 4,5 und 7 (v4,v5,v7)	20
Abb. 7.2-5: Skizze des (Haupt)Versuches 3 der Impulsmessung	21
Abb. 7.2-6: Zur Dämpfung mit Leukosilk beklebte Metallkugel des (Haupt)Versuchs 3, die auf dem Metallzylinder des Tu-1000 ruht.	22
Abb. 7.2-7: Gemittelte Impulskurven (mh) des Hauptversuches 3 aus 8 verschiedenen Höhen	23
Abb. 7.3-1: Gemittelte Maximalantworten des Tu-1000 von (Haupt)Versuch 3	24
Abb. 7.3-2: Ähnliche mathematische Gleichungen der experimentell gewonnenen Eichkurve	26
Abb. 7.3-3: Beweis der linearen Antwort des künstlichen Mastoids Tu-1000 bei steigender Krafteinwirkung	28
Abb. 8.1-1: Skizze zur Versuchsanordnung der Schwingungsmessung des Tu-1000 (künstliches Mastoid)	29
Abb. 8.1-2: Versuchsaufbau der Schwingungsmessung (vgl. Abb. 8.1-1)	30
Abb. 8.1-3: Shaker mit aufgeschraubter Plexiglasplatte	30

Abb. 8.1-4: Produktinformation zum Leistungsbereich des Shakers der Firma Brüel & Kjaer	31
Abb. 8.1-5: Shaker mit aufgesetztem Tu-1000	32
Abb. 8.1-6: Skizze zur Ermittlung der gewichtsabhängigen Einsinktiefe der Shakermembran	33
Abb. 8.1-7: Einsinktiefe der Shakermembran bei unterschiedlicher Belastung	33
Abb. 8.1-8: Das Tu-1000 soll mit 120 Gramm belastet werden. Damit muss die Kraft übertragende Schraube, die auf der elastischen Gummimembran sitzt, 7,2 mm aus dem Shaker herausragen.	34
Abb. 8.2-1: Exemplarische Darstellung des Standbildes der Einstellung 2,5 kHz des Shakers mit 2 V Betriebsspannung (obere Kurve, Channel 1). Untere Kurve (Channel 2): Antwort des Tu-1000	35
Abb. 8.2-2: Skizze der Versuchsanordnung zur Ermittlung, ob die Resonanz durch den Versuchsaufbau selbst verursacht wird.	37
Abb. 8.3-1: Lineare (resonanzfreie) Frequenzbereiche bei 120 Gramm Belastung des Tu- 1000	38
Abb. 8.3-2: Nichtlineare resonanzbelastete Frequenzbereiche bei 120 Gramm Belastung des Tu-1000	39
Abb. 8.3-3: Lineare (resonanzfreie) Frequenzbereiche bei erhöhter Belastung des Tu-1000	40
Abb. 8.3-4: Nichtlineare (resonanzbelastete) Frequenzbereiche bei erhöhter Belastung des Tu-1000	41
Abb. 8.3-5: Veränderung des Resonanzbereichs durch Dämpfung der Vibrationsübertragung	42
Abb. 8.3-6 u.	
Abb.8.3-7: Umwandlung Abb. 8.3-3 und 8.3-4 von mV und Frequenz in mN und Kreisfrequenz	43
Abb. 8.3-8: Resonanzbereich bei Versuch mit 120 Gramm Belastung des Tu-1000	44
Abb. 8.3-9: Resonanzbereich bei Versuch mit erhöhter Belastung des Tu-1000	45
Abb. 8.3-10: Darstellung der Abb. 8.3-8 mit logarithmierter Frequenz	45

Abb. 8.3-11: Darstellung der Abb. 8.3-9 mit logarithmierter Frequenz	46
Abb. 8.3-12	
u. Abb. 8.3-13: Umrechnung der Antwort des Tu-1000 beim Versuch mit erhöhter Belastung in entsprechende Fallhöhe der 0,28 g schweren Plastikkugel des Hauptversuches 3 der Impulsmessung (Kap. 7.2)	47
Abb. 9.1-1: Skizze zur Versuchsanordnung der Messung der beiden BAHA-Hörgeräte	48
Abb. 9.3-1: Gemessene Ausschläge des Tu-1000 mittels dB-Pegelmesser bei aufgestecktem Hörgerät Cordelle 2. Beschallung bei 50 dB und 90 dB (Pegel) sowie Einstellung der Sensibilität des Hörgerätes auf leise, mittel und laut.	53
Abb. 9.3-2: Gemessene Ausschläge des Tu-1000 mittels dB-Pegelmesser bei aufgestecktem Hörgerät Compact. Beschallung bei 50 dB und 90 dB (Pegel) sowie Einstellung der Sensibilität des Hörgerätes auf leise, mittel und laut.	54
Abb. 9.3-3: Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA-Cordelle 2 auf leise	55
Abb. 9.3-4: Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA- Cordelle 2 auf mittlere Stufe	55
Abb. 9.3-5: Einstellung der Empfindlichkeit des BAHA- Cordelle 2 auf Stufe laut	56
Abb. 9.3-6 u.	
Abb. 9.3-7: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von dB (Abb. 9.3-1 und Abb. 9.3-2) in mV für das Hörgerät Cordelle 2 und Compact	57
Abb. 9.3-8 u.	
Abb. 9.3-9: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von mV (Abb. 9.3-6 und Abb. 9.3-7) in mN für das Hörgerät Cordelle 2 und Compact	59
Abb. 9.3-10 u.	
Abb. 9.3-11: Umwandlung der Antwort des Tu-1000 von mN (Abb. 9.3-8 und Abb. 9.3-9) in μm für das Hörgerät Cordelle 2 und Compact	60

14. Quellenverzeichnis/Literatur

Internetseiten:

<http://www.german.hear-it.org/forside.dsp?forside=yes&area=33>
http://www.ph-heidelberg.de/wp/bogner/Audiologie/Paed_AudII_SS2004.doc
http://www.prosper-hospital.de/medizin/HNO/spektrum_baha.htm
<http://www.entific.com/aboutBAHAMore.asp>
<http://www.aerzteblatt.de/pdf/97/10/a609-4.pdf>
http://www.hoergeraete-siemens.de/Grafiken/00_de/90_Aerzte/91_juni.pdf
<http://homepages.fh-giessen.de/~hg7394/sns/Kraft2/Ablage/Kraftsensor.htm>
http://community.netdoktor.com/ccs/de/hearing/ear/ear/article.jsp?articleIdent=de.hearing.ear.ear.de_hearing_article_1595
<http://www.jurentschk.de/AT/Schwingungen-W.pdf>
http://www.networks.siemens.de/solutionprovider/_online_lexikon/fachde/fach_f.htm
<http://www.igb.tu-bs.de/veroeff/siegen01.pdf>
<http://www.darc.de/distrikte/h/30/antennen/dezibel.html>
<http://de.wikipedia.org/wiki/Innenohr>

Literatur:

Athen, Hermann und Bruhn, Jörn: Rechnen und Mathematik.
 Orbis-Verlag, München 1989

Ginsberg, Jerry H.: Mechanical and Structural Vibrations.
 John Wiley and sons Inc, New York 2001

Hammer und Hammer: Physikalische Formeln und Tabellen.
 J. Lindauer-Verlag (Schaefer), München 1998

Harms, Volker: Physik für Mediziner und Pharmazeuten.
 Harms-Verlag, Kiel 1994

Magnus, Kurt und Popp, Karl: Schwingungen.
 Teubner-Verlag, Stuttgart/Leipzig/Wiesbaden 2002

Schmidt und Thews: Physiologie des Menschen.
 Springer-Verlag, New York 2000

Seto, William W.: Schaum`s Outline of Theory and Problems of Mechanical Vibrations.
 Schaum Publishing Company, New York/Berlin/Heidelberg 1964

Anhang

- DVD:**
- **Text der Doktorarbeit in .doc- und .pdf-Format**
 - **Erweiterte Doktorarbeit in .pdf-Format mit tabellarischen Zahlenwerten zu Abbildungen sowie Internetseiten in einem zusätzlichen Anhang**
 - **verwendete Internetseiten in .html- und .pdf-Format**
 - **Messdaten zu**
 - **Kap. 7 (Impulsmessungen)**
 - **Kap. 8 (Schwingungsmessungen)**
 - **Kap. 9 (Hörgerätevergleich)**
 - **Vorversuche zu Kapitel 8 und 9**

Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Jan Helms herzlich danken, der diese Arbeit angenommen hat und es mir ermöglichte, sie durchzuführen. Sein Vertrauen in meine Arbeit habe ich sehr geschätzt.

In gleicher Weise möchte ich mich bei Herrn Direktor Prof. Dr. med. Rudolf Hagen bedanken, insbesondere für die Unterstützung bei der Fertigstellung der Arbeit.

Besonders dankbar bin ich Herrn Dipl. Ing. M. Sc. Ludwig Moser , technischer Leiter der experimentellen Audiologie, der meine Arbeit mit sehr viel Geduld und unter großem Zeitaufwand betreut hat und ohne dessen Wissen und Erfahrung meine Untersuchungen nicht möglich gewesen wären. Er hat wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Ein weiteres großes Dankeschön gilt Herrn Andreas Muth, Leiter der feinmechanischen Werkstatt, der sehr präzise einige für die Versuchsaufbauten nötige Bauteile anfertigte und Spezialwerkzeug und Material zur Verfügung stellte.

Ich möchte mich auch bei Herrn Manfred Haas, Leiter der Elektronikwerkstatt, bedanken, der mir Ratschläge erteilte und unter anderem die zwischenzeitlich beschädigte Elektronikplatine des Testobjekts wiederherstellte.

Dankbar bin ich auch Herrn Dipl.-Ing. (FH) Ralph Keim. Er hat mich bei Informatikproblemen beraten und Hinweise gegeben.

Außerdem möchte ich mich bei all den Mitarbeitern der Abteilung Audiometrie und Elektrophysiologie bedanken, die mich ebenfalls unterstützt haben.

Lebenslauf

Name	Rainer Schmidt
Geburtsdatum	21.09.1979
Geburtsort	Ebersberg
Familienstand	ledig
Staatsangehörigkeit	deutsch
Anschrift	Neuenbrunner Weg 14 97080 Würzburg
Eltern	Prof. Dr. Fritz Schmidt Angela Schmidt, geb. Karrer
Sept. 1986 - Juli 1990	Grundschule Würzburg Dürrbachgrund
Sept. 1990 – Juli 1997	Gymnasium Friedrich-Koenig-Gymnasium Würzburg
Sept.1997 – Juni 1999	Gymnasium Mozart-Gymnasium Würzburg
Juni 1999	Erlangung der Allgemeinen Hochschulreife
Juli 1999 – Juni 2000	Zivildienst
Okt. 2000	Studium der Humanmedizin an der Universität Würzburg
August 2002	Ärztliche Vorprüfung
August 2003	Erster Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
April 2006	Zweiter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung
Mai 2007	Dritter Abschnitt der Ärztlichen Prüfung

Würzburg, den 08. Juni 2007