

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenheilkunde
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. Martin Canis

**Einfluss des Prothesendesigns und der Prothesenlänge auf das Hörvermögen
nach Implantation einer partial ossicular replacement prosthesis (PORP)**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Sabrina Claudia Uhl
aus
Bad Saulgau

2018

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: PD Dr. med. Klaus Stelter

Mitberichterstatter: PD Dr. med. Bernhard Olzowy
Prof. Dr. med. Andreas Riederer

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. U. Kisser

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL

Tag der mündlichen Prüfung: 14.06.2018

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Einführung.....	1
1.2	Epidemiologie.....	1
1.3	Anatomie des Mittelohrs.....	2
1.4	Physiologie des Mittelohrs und der Hörvorgang.....	4
1.5	Pathogenese der Schallleitungsstörung des Mittelohrs.....	4
1.6	Operationsmethoden.....	8
1.7	Operatives Vorgehen.....	9
1.8	Prothesenmaterialien.....	10
2	Ziele und Fragestellung der Arbeit.....	13
3	Material und Methoden.....	15
3.1	Material.....	15
3.1.1	Patienten.....	15
3.1.2	Audiometrie.....	16
3.1.3	<i>Air-Bone-Gap</i>	17
3.1.4	Prothesen.....	17
3.2	Methoden.....	25
3.2.1	<i>Pure tone average</i> (PTA).....	25
3.2.2	Statistik.....	25
3.2.3	Darstellung der Ergebnisse.....	26
4	Ergebnisse.....	27
4.1	Kollektiv 1.....	27
4.2	Kollektiv 2.....	32
5	Diskussion.....	37
5.1	Zusammenfassung der Ergebnisse.....	37

5.1.1	Kollektiv 1	37
5.1.2	Kollektiv 2	37
5.2	Diskussion der Methoden	38
5.3	Diskussion der Ergebnisse	39
6	Zusammenfassung	45
7	Abkürzungs- und Sonderzeichenverzeichnis	48
8	Quellenverzeichnis	49
9	Tabellenverzeichnis	56
10	Abbildungsverzeichnis	57
11	Danksagung	59
12	Eidesstattliche Versicherung.....	60

1 Einleitung

1.1 Einführung

Die chronische Otitis media betrifft mehr als 20 Millionen Patienten weltweit (Prävalenz) und kann zu einem teilweisen oder sogar einem kompletten Verlust des Trommelfells und der Gehörknöchelchen führen (vgl. Herkenhoff 2011). Ein zufriedenstellendes Hörergebnis nach einer Tympanoplastik mit potentieller Gehörknöchelchen-Rekonstruktion, welches die Therapie dieser Pathologie darstellt, hängt maßgeblich von einer stabilen, aber nicht zu straffen Verbindung zwischen dem Trommelfell und dem Stapes ab (vgl. Herkenhoff 2011). Das Hörergebnis ist neben Faktoren, wie der Tubenbelüftung, der Ausdehnung der Entzündung und dem Vorhandensein der Gehörknöchelchen unter anderem auch vom Prothesentyp, mit dem die defekte Gehörknöchelchenkette ersetzt wurde, abhängig (vgl. Reiß 2009, 896). In diesem Zusammenhang spielen auch die Länge der verwendeten Prothese und dessen Material eine wichtige Rolle.

1.2 Epidemiologie

Schallleitungsstörungen, bei denen die chirurgische Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette indiziert ist, können durch verschiedene pathologische Prozesse entstehen. Die Inzidenz für eine dauerhafte Schallleitungsschwerhörigkeit infolge einer chronischen Otitis media beträgt 1,5 % in der Gesamtbevölkerung Deutschlands (vgl. Fiellau-Nikolajsen 1983). In internationalen Studien werden sogar Häufigkeiten von bis zu 2,6 % angegeben (vgl. Browning 1992; Rudin 1983). Neuere Studien zur Otitis media chronica sind insbesondere im deutschsprachigen Raum selten. Meist wird nur die generelle Schwerhörigkeit angegeben, ohne zwischen den verschiedenen Ursachen zu differenzieren oder es werden in den Studien die Otitis media chronica mit anderen Erkrankungen, wie dem Cholesteatom zusammengefasst. Im Kindesalter liegt die Prävalenz bei 3 % (vgl. Godinho 2001, Zakzouk 2002). Jedoch tritt diese Erkrankung überwiegend im höheren Alter auf. Zudem liegt in bestimmten Bevölkerungsgruppen eine signifikant erhöhte Prävalenz vor: Bei den Inuits Alaskas von 30 bis 46 % (vgl. Bluestone 1999), bei Ureinwohnern Australiens ergaben Untersuchungen 12 bis 35 % und bei den Ureinwohnern Grönlands Prävalenzen von 14 % (vgl.

Koch 2011). Generell sind Entwicklungsländer stärker betroffen (vgl. Reiß 2009, 233).

1.3 Anatomie des Mittelohrs

Das Hörorgan lässt sich in drei Teile untergliedern: Das äußere Ohr, das Mittelohr und das Innenohr. Das Mittelohr besteht aus dem Trommelfell, der Tuba auditiva, der Paukenhöhle sowie den Paukennebenhöhlen. In der Paukenhöhle sind die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel zu finden (vgl. Benninghof 2004, S. 706).

Das Trommelfell grenzt das äußere Ohr gegen die Paukenhöhle des Mittelohrs ab. Es hat eine elliptische Form, ist um 40-45 ° geneigt und circa 0,1 mm dick (vgl. Reiß 2009, 143). Sein Rand besteht zum größten Teil aus einem Ring aus Faserknorpel, welcher „in den knöchernen Sulcus tympanicus eingelassen“ (Lenarz 2012, 10) ist. Innerhalb dieses Rings wird das Trommelfell in eine straff gespannte Pars tensa, die den größten unteren Teil einnimmt, und in eine kleinere, eher schlaffe Pars flaccida (Shrapnell-Membran) im Bereich der Incisura tympanica unterteilt. Die Pars tensa steht in Kontakt mit dem Hammergriff, was bei der Ohrinspektion als gelbliche Verwachsung zu erkennen ist (vgl. Lenarz 2012, 11). Am unterem Ende des Hammergriffs entsteht auf dem Trommelfell eine Einziehung, welche Umbo genannt wird (vgl. Benninghof/ 2004, 713). Durch den Musculus tensor tympani kann das Trommelfell gespannt werden. Bei Beleuchtung des gräulichen Trommelfells kann physiologischerweise ein typischer Lichtreflex im vorderen unteren Quadranten erkannt werden (vgl. Benninghof/ 2004, 713).

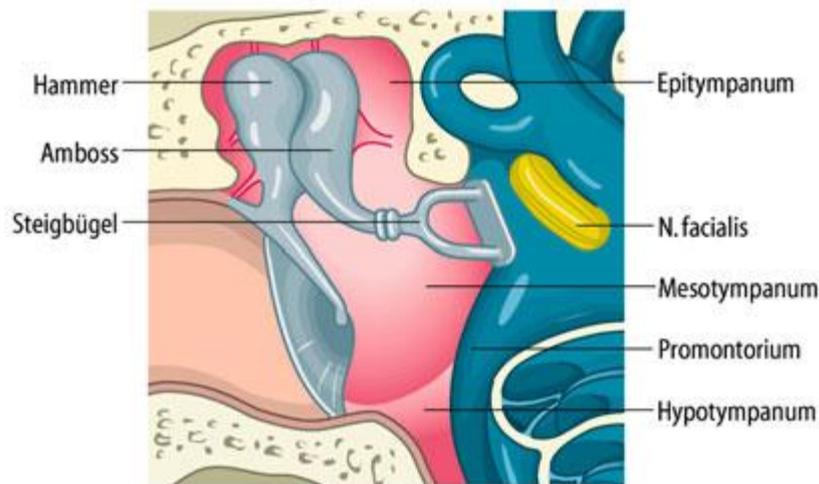


Abbildung 1: Übersicht der Paukenhöhle (Lenarz 2012, 9)

Wie in Abbildung 1 zu erkennen ist, lässt sich die Paukenhöhle von kranial nach kaudal in Epi-, Meso- und Hypotympanon unterteilen. Nach lateral wird sie vom Trommelfell und auf der zum Innenohr liegenden Seite vom runden und ovalen Fenster begrenzt. In Letzteres ist die Steigbügel Fußplatte eingelassen. Am Steigbügel wiederum setzt der M. stapedius an, welcher für Kippbewegungen zuständig ist (vgl. Welsch 2006, 571 f). Die Schleimhaut der Paukenhöhle, welche auch die Gehörknöchelchen überzieht, besteht aus einem einschichtigen, flachen bis kubischen Epithel (vgl. Welsch 2006, 571 f).

Die Tuba auditiva (Ohrtrumpete) ist die Verbindung zwischen dem Mittelohr und dem Nasopharynx und ermöglicht die Belüftung des Mittelohrs (vgl. Lenarz 2012, 14). Sie ist im Durchschnitt etwa 31-38 mm lang und hat einen kürzeren knöchernen Anteil zum Mittelohr hin und einen längeren knorpeligen Anteil zum Rachen hin. Ihr Verlauf ist s-förmig und mit Flimmerepithel ausgekleidet, dessen Kinozilien rachenwärts schlagen (vgl. Reiß 2009, 145).

In der Paukenhöhle liegen zudem die Gehörknöchelchen Hammer, Amboss und Steigbügel, welche „eine bewegliche Kette“ bilden (Benninghof 2004, 716) und die Schwingungen beim Hörvorgang vom Trommelfell auf das Innenohr übertragen. Der Hammer (Malleus) kann unterteilt werden in Caput, Collum, Manubrium, einen Processus lateralis und einen Processus anterior. Der Hammergriff (Manubrium mallei) sowie der Processus lateralis stehen mit dem Trommelfell in Verbindung, während der Kopf mit dem Corpus des Amboss (Incus) artikuliert. Der Amboss besitzt ein Crus longum, welches mit dem Caput des Steigbügels (Stapes) als Gelenk verbunden ist,

sowie ein Crus breve. Neben dem Kopf besitzt der Stapes ein Crus anterior und posterior sowie eine Basis stapedis (Fußplatte) (vgl. Benninghof 2004, 716f.). Der Stapes ist durch „Fasern beweglich mit dem knöchernen Rand“ (Reiß 2009, 144) des ovalen Fensters verbunden. Diese Faserstruktur nennt man Ligamentum anulare stapedis (vgl. Reiß 2009, 144).

Vor allem im Warzenfortsatz (Mastoid) befinden sich zahlreiche Pneumatisationsräume, die sogenannten Paukennebenhöhlen (Cellulae mastoidea). Diese „mit Luft gefüllte[n] Knochenabschnitte“ (Benninghof 2004, 720) entstehen durch eine Resorption des Knochens (Pneumatisierung), welche individuell sehr unterschiedlich ausgeprägt ist (vgl. Benninghof 2004, 720).

1.4 Physiologie des Mittelohrs und der Hörvorgang

Eine zentrale Aufgabe des Mittelohrs ist es, die Schallwellen, die das Trommelfell in Schwingungen versetzen, zum Innenohr weiterzuleiten. Durch die Verbindung des Trommelfells zum Hammer werden diese Schwingungen auf die Gehörknöchelchenkette übertragen. Deren Funktion liegt in der Weiterleitung der Schallenergie auf das Innenohr. Außerdem würde der Großteil der Schallenergie ohne diese Gehörknöchelchenkette an der mit Lymphe gefüllten Cochlea reflektiert werden. Um diesen Energieverlust zu kompensieren, besitzt die Gehörknöchelchenkette daher außerdem die Funktion, den Schall zu verstärken. Ihrer Schallkonzentrationsfunktion liegen zwei Prozesse zugrunde. Zum einen ist das Trommelfell ungefähr 20-mal größer als das ovale Fenster, wodurch der Druck um das zwanzigfache erhöht wird. Zum anderen bilden die Gehörknöchelchen ein Hebelsystem (vgl. Benninghof 2004, 718). Dieser Hebel führt zu einer weiteren Schallverstärkung um das 1,3-fache. Insgesamt ergibt sich dadurch eine Gesamtverstärkung von etwa 22:1 (vgl. Reiß 2009, 148 und Békésy, 1963). Diese Impedanzanpassung liegt unter dem Einfluss einer guten Beweglichkeit der Gehörknöchelchen sowie des Trommelfells und einem an die Außen-druckverhältnisse angepassten Druck im Mittelohr (vgl. Lehnhardt 1987).

1.5 Pathogenese der Schalleitungsstörung des Mittelohrs

Bei einer Schalleitungsschwerhörigkeit ist der Schalltransport vom äußeren Ohr über das Trommelfell und die Gehörknöchelchen zum Innenohr gestört (vgl. Behrohm

2012, 18). Die Ursache einer Schwerhörigkeit durch eine Schalleitungsstörung kann im äußeren Ohr liegen, beispielsweise bei Cerumen obturans oder bei einem Tumorwachstum in diesem Bereich. Meist liegt sie aber im Mittelohr und wird unter anderem durch Trommelfelldefekte und Ossikelunterbrechungen verursacht. Dadurch kann ein Hörverlust von ca. 10-40 dB entstehen (vgl. Reiß 2009, 148). Die Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette ist heutzutage eine gebräuchliche chirurgische Maßnahme, um Schäden der Gehörknöchelchenkette zu beheben, die durch eine chronische Otitis media, Cholesteatome und andere Erkrankungen des Mittelohrs entstehen (vgl. Berenholz 2013, 884).

Die wichtigsten Erkrankungen werden im Folgenden beschrieben.

Tubenfunktionsstörungen

Den meisten Schalleitungsstörungen liegen eine Tubenfunktionsstörung zugrunde (vgl. Dobay 1980). Störungen der Tubenbelüftung sind definiert als „Störungen von Öffnung und/ oder Verschluss der Eustachi-Röhre“ (Reiß 2009, 224). Dies führt zur Beeinträchtigung der drei Hauptfunktionen der Tube: die Belüftung und der Druckausgleich des Mittelohrs und des Mastoids, die Mittelohrdrainage sowie der Schutz vor Schall, Luftdruckschwankungen und aufsteigenden Keimen. Ursachen für eine Tubenfunktionsstörung sind neben funktionellen oder anatomischen Stenosen auch adenoide Vegetationen, Sinusitiden, Nasenscheidewandverkrümmungen und andere Erkrankungen, die zu einer Schwellung der Nasenschleimhäute und damit auch zur Schwellung der Tubenschleimhaut führen. Des Weiteren können sie durch Fehlbildungen (z.B. Gaumenspalten) oder Tumore (vor allem des Nasenrachens) verursacht werden (vgl. Reiß 2009, 224f.). Die Tubenventilationsstörung kann in eine akute und eine chronische Form eingeteilt werden. Die Symptome der akuten Störung sind Schmerzen, ein Druck- und Völlegefühl sowie ein akutes Seromukotympanon. Daneben kommt es oft zu einer Hypakusis. Eine Otitis media acuta kann als Begleiterscheinung bei entsprechenden Infekten auftreten.

Die chronische Tubenfunktionsstörung geht mit ähnlichen Symptomen wie die akute Tubenfunktionsstörung sowie mit einem chronischen Seromukotympanon mit eingezogenem Trommelfell und einem Erguss einher. Vor allem im Erwachsenenalter persistiert die Belüftungsstörung häufig. Dann können als Folgeerscheinungen der chronischen Tubenfunktionsstörung ein Mittelohrdrainageprozess, bei dem das Trommelfell zum Mittelohr hingezogen wird und sich an die Gehörknöchelchen anlegt, sowie

eine chronische meso- oder epitympanale Otitis media entstehen. Die zugrundeliegende Pathogenese ist folgende: Aufgrund der mangelnden Mittelohrbelüftung kommt es zur Luftresorption im Mittelohr und es entsteht ein relativer Unterdruck in der Pauke. Dies führt zu einer Trommelfellretraktion und die Mittelohrschleimhaut schwillt an und wird hyperämisch. Das zunächst seröse Transsudat wird durch eine Veränderung des Schleimhautepithels im Laufe der Zeit viskös, dickt ein und verschließt die Tube weiter. Dadurch wird die Kette in ihrer Beweglichkeit eingeschränkt und kann den Schall nicht mehr richtig übertragen. Da eine unbehandelte chronische Tubenbelüftungsstörung zu einer chronischen Otitis media führen kann, ist eine gute Mittelohrbelüftung eine wichtige Voraussetzung für eine erfolgreiche Tympanoplastik (vgl. Reiß 2009, 226f.).

Otitis media chronica

Die chronische Mittelohrentzündung ist definiert als eine lang andauernde Entzündung des Mittelohrs, bei der es zur irreversiblen Zerstörung von Geweben, unter anderem zu Trommelfellperforationen, kommt. Ursächlich ist eine Tubenventilationsstörung, die zu einem Unterdruck führt, welcher zu einer Trommelfellretraktion und zur Umwandlung der Mittelohrschleimhaut führt. Dies kann eine chronische Entzündung zur Folge haben (vgl. Reiß 2009, 233). Die Leitsymptome sind „Otorrhö, Schwerhörigkeit, persistierende Trommelfellperforation“ (Reiß 2009, 233). Es wird eine chronische Schleimhauteiterung (Otitis media chronica mesotympanalis) von einer chronischen Knocheneiterung (Otitis media chronica epitympanalis) unterschieden (vgl. Reiß 2009, 233).

Bei der chronischen mesotympanalen Otitis media ist ein zentraler Trommelfelldefekt charakteristisch, wobei der Faserrand erhalten ist. Diese Form breitet sich nicht destruktiv aus, sondern bleibt lokal beschränkt. Klinisch zeigen sich eine rezidivierende, meist geruchlose Otorrhö und eine Schwerhörigkeit. Die konservative Therapie zielt durch Reinigung, Spülung und Antiseptika auf die Ausheilung der Entzündung ab (vgl. Reiß 2009, 234). Die chirurgische Therapie hingegen besteht in einer Myringoplastik zur Wiederherstellung des Trommelfells oder in einer Tympanoplastik, wenn die Gehörknöchelchen mitbetroffen sind. Gegebenenfalls sind auch eine Gehörgangserweiterung, eine Mastoidektomie oder flankierende Maßnahmen nötig (vgl. Reiß 2009, 235). Darüber hinaus sollten im Falle einer Eiterung vor der Operation ein

Abstrich, eine Säuberung und die Trocknung des Gehörgangs erfolgen (vgl. Lenarz 2012, 84).

Die chronische epitympanale Otitis media hingegen zerstört im Gegensatz dazu das umliegende knöcherne Gewebe durch eine aufgrund der Entzündung unterhaltenen fehlgeleiteten Proliferation von verhornendem Plattenepithel im Mittelohr (vgl. Reiß 2009, 235). Kennzeichnend sind hier ein randständiger, den umliegenden Knochen destruierender Trommelfelldefekt, Granulationen und Polypen. Die chronische epitympanale Otitis media (vgl. hierzu Abbildung 2) wird auch als Cholesteatom, also übereinander gelagerte entzündliche Epithelmassen, bezeichnet. Es kommt zur Ausbreitung der Entzündung und zum Abbau von Knochen. Dadurch können u.a. die Gehörknöchelchen zerstört werden, wodurch eine Schalleitungsschwerhörigkeit entsteht (vgl. Lenarz 2012, 85). Das klinische Bild besteht typischerweise in einer fötiden Otorrhö, einer Schwerhörigkeit und gelegentlich einem Tinnitus. Die Therapie hat neben der Entfernung des gesamten Cholesteatoms und der Verhinderung von Komplikationen auch den Wiederaufbau der Strukturen im Mittelohr und die Wiederherstellung des Schalleitungsapparats über eine Tympanoplastik als Ziel. Dabei ist zu beachten, dass, außer bei fehlender Operationsfähigkeit, immer eine chirurgische Therapie indiziert ist (vgl. Reiß 2009, 235ff.).



Abbildung 2: Epitympanales Cholesteatom (Werner 2003, 43)

1.6 Operationsmethoden

Eine Indikation für eine operative Therapie wird primär durch die Risiken des Krankheitsbildes gegeben (vgl. Nissen 1996). So unterscheidet sich beispielsweise das operative Ziel der Therapie des Cholesteatoms der Otitis media epitympanalis von der Otitis media chronica mesotympanalis. Während bei ersterem immer eine OP-Indikation besteht und die pathologischen Prozesse radikal ausgeräumt werden müssen, um das Restgehör zu erhalten, erfolgt die Operation bei letzterem vor allem mit dem Ziel einer Hörverbesserung. Das Hörergebnis ist maßgeblich abhängig vom Zustand der Gehörknöchelchenkette und dem Zustand des Mittelohrs (vgl. Kartush 1994). Damit hat das Cholesteatom schlechtere Voraussetzungen für eine erfolgreiche Therapie im Sinne einer geringeren Restschalleitungsstörung, da hier die Kette und das umgebende Mittelohrgewebe stärker von der Erkrankung betroffen sind als bei der Otitis media mesotympanalis.

Tympanoplastik

Die Tympanoplastik dient neben dem Trommelfellverschluss (Myringoplastik) der Wiederherstellung der Mittelohrräume und dem Wiederaufbau der Gehörknöchelchenkette. Sie kann nach Wullstein in fünf Typen unterteilt werden, wobei heutzutage vor allem die Typen I-III klinisch bedeutsam sind (vgl. Reiß 2009, 895). Indiziert ist die Tympanoplastik bei fixierter oder unterbrochener Gehörknöchelchenkette. Eine Perforation des Trommelfells kann, muss aber nicht vorliegen (vgl. Reiß 2009, 896). Der erste Typ, die Myringoplastik, ist im Gegensatz dazu bei persistierenden Trommelfelldefekten mit oder ohne Schalleitungseinschränkungen indiziert und dient dem „Schutz vor Mittelohrinfektionen“ (Arnold 2011, 513). Zusätzlich zur Tympanoplastik kann eine Attikantrotomie, eine Mastoidektomie oder die Entfernung eines Cholesteatoms erfolgen (vgl. Reiß 2009, 895 und Wullstein 1956).

- Typ I: Myringoplastik: Deckung eines Trommelfelldefekts bei ansonsten intakter Gehörknöchelchenkette
- Typ II: Defekt des Amboss oder des Hammerkopfes, während der Steigbügel intakt ist. Rekonstruktion der Hebelwirkung der unterbrochenen Kette mit Trommelfell oder Restgehörknöchelchen
- Typ III: Direktes Verbinden von Trommelfell und Stapes
 - A bei beweglichem und intaktem Stapes: Befestigung auf der Suprastruktur (PORP = *particular ossicular replacement prosthesis*)

- B bei defektem Stapes beziehungsweise zerstörter Suprastruktur: Befestigung auf der Fußplatte (TORP = *total ossicular replacement prosthesis*)
- Typ IV: Als Schallschutz wird das runde Fenster unter der Schaffung einer kleinen Pauke abgedeckt
- Typ V: Fensteroperation zum lateralen Bogengang (obsolet)

(vgl. Behrbohm 2012, 50f und Reiß 2009, 896)

In **Abbildung 3** werden die Typen I, III und IV als eine vereinfachte Übersicht dargestellt.

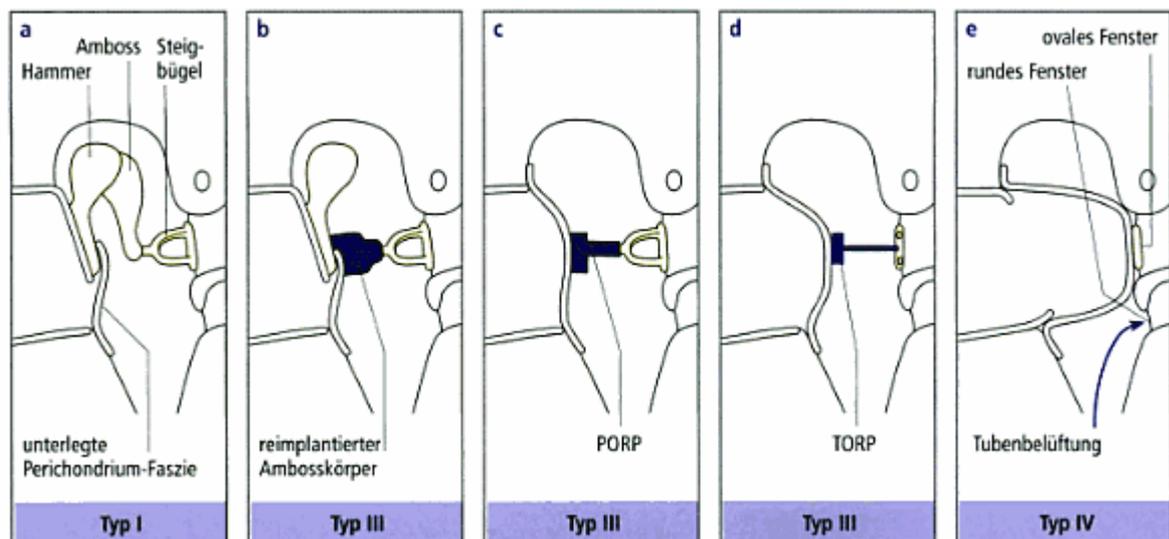


Abbildung 3: Schematische Darstellung der Tympanoplastiken nach Wullstein (Zenner 2008, 96)

1.7 Operatives Vorgehen

Der operative Zugang zum Mittelohr kann transmeatal, -endaural oder retroaurikulär erfolgen. Letzterer ist besonders bei engem äußerem Gehörgang, bei unsicherer Pathologie oder bei zusätzlich geplanten Maßnahmen, wie der Sanierung der Gehörknöchelchenkette, indiziert. Eine ausreichende Eröffnung ist wichtig, um eine gute Sicht auf den Operationssitus zu gewährleisten. Es erfolgen die Entnahme des Transplantats, die Anfrischung der Defektränder und die Bildung eines tympanomeatalen Lappens. Im nächsten Schritt wird der Anulus tympanicus vom Limbus gelöst und das Trommelfell weggeklappt. Dabei ist besonders auf die dünne Chorda tympan-

ni zu achten. Als nächstes wird mit dem *House*-Löffel die laterale Attikwand abgetragen und anschließend die Beweglichkeit der Gehörknöchelchenkette überprüft. Die Teile der Kette, die nicht mehr saniert werden können, und pathologische Prozesse, wie Vernarbungen und Polypen, müssen entfernt werden. Darüber hinaus erfolgt je nach Ausmaß der entzündlichen Prozesse gegebenenfalls eine Antrotomie oder Mastoidektomie. Danach wird die Kette mit autogenem oder alloplastischem Material rekonstruiert und der Defekt mit einem ausreichend großen Transplantat unterfüttert. Dieses kann aus Faszie, Perichondrium oder Knorpel bestehen. Daraufhin wird der tympanomeatale Lappen zurückgeklappt. Eingelegte Silikonfolien stabilisieren das Transplantat und dienen als Leitschiene für das Epithel. Zusätzlich werden eine Tamponade und Schwämmchen in den Gehörgang eingelegt. Zum Schluss wird die entstandene Wunde verschlossen (vgl. Arnold 2011, 514 und Reiß 2009, 894).

Ossikuloplastik mithilfe einer Prothese

Während der Operation wird zunächst die geeignete Länge der Prothese bestimmt, welche vom Trommelfellniveau abhängt. Um eine gute Ankopplung der Prothese zum Trommelfell zu gewährleisten, sollte die Länge des Implantates das Niveau des Trommelfells etwas überragen. Dabei sollte das Stapesringband jedoch nicht unter Spannung stehen. Als Prothesenmaterial stehen neben autologem Material Titan, Keramik und Kunststoff zur Auswahl. Nach vorsichtigem Einbringen mit einem Sauger oder einer kleinen Zange wird die Prothese auf der Suprastruktur beziehungsweise der Fußplatte des Stapes befestigt. Anschließend wird die Kette auf eine gute Beweglichkeit kontrolliert. Für Misserfolge der Operation sind in erster Linie Tubendysfunktionen oder ein Wiederauftreten der Grunderkrankung (zum Beispiel ein Rezidivcholesteatom) verantwortlich. Darüber hinaus sind auch Unverträglichkeitsreaktionen auf das Prothesenmaterial möglich (vgl. Reiß 2009, 896).

1.8 Prothesenmaterialien

Folgende Anforderungen werden an die Implantatmaterialien gestellt. Sie sollten biokompatibel und biostabil sein, eine möglichst geringe Masse (zur besseren Übertragung der Schallenergie) sowie eine hohe Festigkeit (zur Übertragung geringster Vib-

rationen) besitzen und sie sollten durch Biegen individuell anpassbar sein (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

Als autologes Material kann beispielsweise der Hammerkopf dienen. Hierbei ist jedoch die Länge der Prothese im Vergleich zu alloplastischen Materialien limitiert. Es kann „nur eine Strecke von 2,5 mm überbrück[t]“ (Strutz 2010, 351f) werden. Deshalb muss zuerst die Länge des Implantatlagers vermessen werden, bevor entschieden werden kann, welches Material verwendet werden soll (vgl. Strutz 2010, 351f). Außerdem besteht die Gefahr, dass der patienteneigene Ossikel pathologisch sein könnte. Des Weiteren führte Titan zu besseren postoperativen Hörresultaten im Vergleich zu Autotransplantationen (vgl. Fong 2010).

Titan wurde 1791 durch den Engländer William Gregor entdeckt. Seinen Namen bekam es von dem deutschen Chemiker Martin Heinrich Klaproth. Es gelang allerdings erst im Jahre 1910 dem Erfinder Matthew A. Hunter reines Titan herzustellen (vgl. Encyclopedia Britannica. Titanium [online]).

Implantate aus Titan wurden in den späten 90er Jahren zur chirurgischen Versorgung des Mittelohrs eingeführt und werden heutzutage vielfach eingesetzt (vgl. Hess 2013, 1817). Das geringe Gewicht und die Biegsamkeit sind Vorteile dieses Materials. Dadurch kann eine Prothese individuell an den Patienten angepasst werden. Außerdem besitzt Titan gute akustische Eigenschaften und ist sehr biokompatibel. Titan eignet sich folglich sehr gut. Auch in den Punkten Bioadhäsion, Korrosionsbeständigkeit und den mechanischen Eigenschaften ist Titan anderen Materialien überlegen (vgl. Schwenger 2000, 310). Auch Martin et al. (2004) kommen in ihren Studien zu dem Schluss, dass Titan sich aufgrund der einfachen Eingliederung, der Biokompatibilität und der niedrigen Extrusionsrate gut für die Ossikelrekonstruktion eignet. Weitere Studien bestätigen die Biokompatibilität, Langlebigkeit, Steifheit, das leichte Gewicht und die exzellente akustische Übertragung (vgl. Yung 2010, Downs 2002 und Iniguez-Cuadra 2010). Auch die Langzeitstudien von Dalchow (2001) zum Einsatz von Titanimplantaten ergaben gute postoperative Resultate und bestätigten die Eignung von Titan als Material für Mittelohrprothesen.

Generell eignet sich das Mittelohr durch die abgeschlossene Umgebung und die gute Blutversorgung sehr gut für die Aufnahme alloplastischer Prothesen (vgl. Strutz 2010, 351f).

Der Vergleich verschiedener Materialien von PORP-Prothesen (siehe Operationsmethoden) unter biomechanischen Gesichtspunkten zeigte, dass sich die Schallübertragung der Prothesen in Abhängigkeit des Frequenzbereiches unterscheidet. Dabei stellte sich heraus, dass im Bereich zwischen 500 und 3000 Hertz, welcher klinisch am relevantesten ist, die Materialien Titan und Hydroxylapatit die beste Schallübertragung erzielten (vgl. Yao 2010). Andere Studien zu Keramiken ergaben schlechtere Hörergebnisse aufgrund des höheren Gewichts im Vergleich zu Titan (vgl. Zenner 2001). Auch Langzeitstudien ergaben bessere Erfolgsraten für Titan mit 70 % (vgl. Hess-Erga 2013) im Vergleich zu Hydroxylapatit mit 50 % und Plastipore® mit 65 % (vgl. Shinohara 2000).

2 Ziele und Fragestellung der Arbeit

Obwohl die Tympanoplastik seit über 50 Jahren zur Sanierung spezifischer Folgen einer chronischen Mittelohrentzündung eingesetzt wird (vgl. Sismanis 2010), gibt es bis heute noch keine einheitlichen und eindeutigen Empfehlungen hinsichtlich des am besten geeigneten Materials und des Prothesendesigns. Aktuell wird als Material Titan präferiert, bezüglich des zu verwendenden Implantattyps gibt es jedoch sehr unterschiedliche Meinungen. Die bei unterschiedlichen Implantattypen erzielten postoperativen Hörergebnisse wurden bisher unzureichend untersucht und es wird weiter nach Verbesserungsmöglichkeiten gesucht. Um die Schallübertragung und damit die Hörresultate weiter zu optimieren, werden deshalb immer wieder neue Prothesenformen entwickelt. Die *Munich*-Prothese der Firma Heinz Kurz GmbH wurde in Zusammenarbeit mit der Klinik für Hals-, Nasen-, und Ohrenheilkunde des Klinikums der Universität München entwickelt. Bei ihrem neuartigen Design wurde der Kontaktbereich des Transplantats zum Trommelfell optimiert. Diese Region, die Kurz die „Kopfplatte“ nennt, ist „schirmartig [...] [und] weit nach unten abgerundet“ (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]). Dadurch soll eine weiche und breite Anbindung zum Trommelfell geschaffen werden, um einen konstanten Druck über die gesamte Fläche der Auflage zu erzeugen und Spannungsspitzen an einzelnen Bereichen zu vermeiden. Andere Prothesen, die ein scharfkantiges Design, wie z.B. die Prothese Typ Düsseldorf, führen zu schlechten Einheilungsergebnissen bis hin zu Extrusionen (vgl. Begall 2000). Auch andere Autoren kamen zu diesem Ergebnis und stellten die Verwendung dieser Prothese sogar ein (vgl. Geyer 2012). Dies zeigt die Notwendigkeit einer abgerundeten Verbindung der Prothese zum Trommelfell hin, was durch die *Munich*-Prothese realisiert wurde.

Des Weiteren ermöglicht sie dem Operateur eine bessere Sicht bei der Ankoppelung der Prothese (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]). Das neu entwickelte Implantat soll gegenüber aktuellen Modellen zu einer verbesserten Schallübertragung führen. Ob diese Erwartungen im klinischen Alltag tatsächlich erfüllt werden, soll im Rahmen dieser Dissertation beurteilt werden.

Das postoperative Hörergebnis einer Tympanoplastik mit Gehörknöchelchenrekonstruktion wird von vielen Faktoren beeinflusst. Ein wesentlicher Parameter scheint die gewählte Prothesenlänge zu sein. Tendenziell zu kurze Implantate werden wahr-

scheinlich seltener gewählt, da diese bei schlechter Passung leichter herausfallen bzw. verkippen können. Durch zu lang gewählte Prothesen könnte sich jedoch die Vorspannung des Trommelfells und des Ringbands erhöhen. Dies könnte zu schlechteren Hörresultaten führen, da die Ossikelkette nicht mehr frei schwingen kann und dadurch der Schall schlechter auf das Innenohr übertragen wird. Studien, die an präpartierten menschlichen Mittelohrknöchelchen durchgeführt wurden, fanden heraus, dass die Spannung, die am Stapesligament herrscht, einen wesentlichen Einfluss auf das Hörergebnis hat. Umso geringer die Spannung ist, desto besser ist die Schallübertragung (vgl. Neudert 2016). Zu dem gleichen Ergebnis kommen auch andere Autoren in ihren Studien, die auch an frisch präparierten menschlichen Ohrknöchelchen durchgeführt wurden. Die am lockersten befestigten Prothesen übertrugen die Vibrationen am besten auf den Steigbügel (vgl. Bance 2004).

Es muss generell zwischen der Spannung und der Prothesenlänge unterschieden werden. Da sich die Spannung zum einen nicht so einfach bestimmen lässt und sie zum anderen eine Funktion der Implantatlänge ist, wird häufig stellvertretend die Länge gemessen (vgl. Bance 2004). Deshalb werden diese beiden Parameter in dieser Arbeit der Einfachbarkeit halber gleichgesetzt.

In dieser Arbeit sollen folgende Hypothesen untersucht werden:

1. Führen kürzere Prothesen zu besseren postoperativen Hörergebnissen (im Sinne einer geringeren Restschalleitungsstörung) als längere Prothesen?
2. Führt der Einsatz der *Munich*-Prothese zu besseren postoperativen Hörtestresultaten (geringere Restschalleitungsstörung) als die bisher verwendeten Titanprothesen der Firma Kurz?

3 Material und Methoden

3.1 Material

3.1.1 Patienten

Im Rahmen dieser Studie wurden zwei verschiedene Kollektive analysiert. Bei allen Operationen wurde die Gehörknöchelchenkette durch eine Partialprothese aus Titan ersetzt. Dabei wurden je nach Platzangebot unterschiedliche Prothesenlängen verwendet.

Einschlusskriterien für beide Patientenkollektive waren:

1. Implantate der Firma Kurz
2. Implantate aus Titan
3. Partialprothesen

Ausschlusskriterien waren:

1. Das Fehlen von Unterlagen zu Geschlecht, Alter, Operateur oder Art und Länge der Prothese
2. das Fehlen eines der geforderten Audiogramme (siehe Einschlusskriterien bei den einzelnen Kollektiven)
3. Doppelnennung desselben Patienten

Die Kollektive unterscheiden sich im Hinblick auf die Patientenzahl, die Anzahl der Operateure und den Zeitraum, in dem die Operationen durchgeführt wurden.

Kollektiv 1

In das Kollektiv 1 wurden alle Patienten aufgenommen, die sich zwischen Januar 2012 und Juli 2013 in der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde des Klinikums der Universität München von einem von drei erfahrenen Oberärzten einer Tympanoplastik mit Einsatz einer PORP-Prothese unterzogen haben.

Weitere Einschlusskriterien waren:

1. ein aktuelles (i.d.R. einen Tag vor der Operation erstelltes) präoperatives Audiogramm

2. ein postoperatives Audiogramm, das spätestens 3 Monate nach der Operation erstellt wurde. Diese waren zum Teil bei Patienten, deren Nachuntersuchung durch ihren Haus-HNO-Arzt durchgeführt wurde, nicht in den Akten der LMU vorhanden.

Kollektiv 2

In dieses Kollektiv wurden ebenfalls Patienten eingeschlossen, bei denen eine PORP-Titanprothese eingesetzt worden war. Die Daten stammen von Dr. med. Goesta Schimanski und Dr. med. Esther Schimanski (Zentrum für Mittelohrchirurgie, Lünen-Brambauer, www.mittelohr.de). Die Operationen wurden zwischen August 1996 und Dezember 2012 durchgeführt. Herr Dr. Goesta Schimanski war der alleinige Operateur bis zum Jahr 2009. Ab diesem Zeitpunkt führte Frau Dr. Esther Schimanski etwa die Hälfte der Operationen durch.

Weitere Einschlusskriterien:

1. präoperative Audiogramme wurden bei auswärtigen Patienten, die am Vortag stationär aufgenommen wurden, einen Tag vor der Operation und bei Patienten, die ambulant operiert wurden oder aus der Nähe kamen, ca. eine Woche vor dem Eingriff erstellt.
2. das erste postoperative Audiogramm wurde etwa drei bis vier Wochen postoperativ (zum Zeitpunkt der Tamponadenentfernung) erstellt
3. die zweite Nachuntersuchung sollte etwa drei bis sechs Monate postoperativ angefertigt werden

Zur besseren Übersicht werden die Zeitpunkte in dieser Arbeit mit prä, post1 und post2 abgekürzt. Eine Gegenüberstellung der Zeitpunkte wird mit prävspost1, prävs-post2 oder post1vspost2 vereinfacht.

3.1.2 Audiometrie

Bei der Reintonaudiometrie wird die Hörschwelle des Patienten bestimmt. Dabei kann die Hörempfindlichkeit über die Luft- und die Knochenleitung ermittelt werden. Es wird ein Tonaudiometer verwendet, das Sinustöne bestimmter Schalldruckpegel generiert. Diese werden in einem Frequenzbereich von 125–8000 Hertz erzeugt. Der

Schalldruckpegel wird für jede Frequenz so lang erhöht, bis der Patient diese wahrnehmen kann. Im Audiogramm wird anschließend der Hörverlust (im Vergleich zu Normalhörenden) in Dezibel gegen die Frequenz aufgetragen (vgl. Strutz 2010, 24). Dabei entspricht die normale Hörschwelle der Linie bei null Dezibel. Als Referenzwert gilt ein Jugendlicher mit gesundem Gehör. Liegt eine Hörstörung vor, zeichnet sich die Testkurve im Audiogramm unterhalb der Referenz-Hörschwelle ab. Geprüft wird jedes Ohr einzeln auf Luft- und Knochenleitungshören (vgl. Lenarz 2012, 35ff).

3.1.3 Air-Bone-Gap

Bei der Fragestellung dieser Arbeit steht die Schalleitungsschwerhörigkeit im Mittelpunkt. Um diese zu ermitteln, werden die Knochen- und die Luftleitungskurve voneinander abgezogen. Diese Differenz wird auch als *Air Bone Gap* bezeichnet (vgl. Lenarz 2012, 35).

3.1.4 Prothesen

Die eingesetzten Titanprothesen sind Implantate der Firma Kurz. In dieser Arbeit wurden ausschließlich Patienten mit Partialprothesen (PORP) eingeschlossen.

Die Mittelohrprothesen der Firma Kurz haben zwei Ankopplungselemente, die über einen Schaftmittelstück verbunden sind. Das erste wird als „Kopfplatte“ bezeichnet und sorgt für die Anlage zum Trommelfell, während das zweite Element als Anbindung an den Steigbügel oder an die Steigbügelfußplatte dient (vgl. Heinz Kurz, *Gehörknöchelchenprothese*, EP 1 181 907 B1, 2004).

Die Partialprothesen der Firma Kurz versuchen das Amboss-Steigbügel-Gelenk nachzubilden. Die Besonderheit dabei ist die Glockenform, welche eine direkte Schallübertragung „auf die Gelenkfläche des Steigbügels, anstatt auf die Steigbügel-schenkel“ (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]) ermöglicht. Dies hat den Vorteil dass die zerbrechlichen Schenkel nicht belastet werden. Außerdem ist die ‚Glocke‘ geschlitzt, um genug Raum für die Stapediussehne zu schaffen. Darüber hinaus kann der Durchmesser der ‚Glocke‘ variiert werden und das Implantat bei Fehlen des Stapeskopfes auch auf den Steigbügelbogen aufgebracht werden (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

Die Prothesen sind aus Titan, welches sich biegen lässt und können deshalb während der Operation individuell vom Chirurgen an die anatomischen Verhältnisse angepasst werden (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

Die Mittelohrprothesen der Firma Kurz haben eine Länge „L“, die der Gesamtprothesenlänge entspricht, und eine Funktionelle Länge „FL“, welche vom Stapesköpfchen bis zur Unterfläche des Trommelfells beziehungsweise der Unterfläche der dazwischen gelagerten Knorpelscheibe reicht. Diese Unterteilung zeigt Abbildung 4 schematisch. Die Kurz-Partialprothesen sind ab einer FL von 0,75 mm und einer Gesamtlänge von 1,5 mm verfügbar (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]). Die Längenangaben in der folgenden Arbeit beziehen sich auf die Gesamtlänge der Implantate.

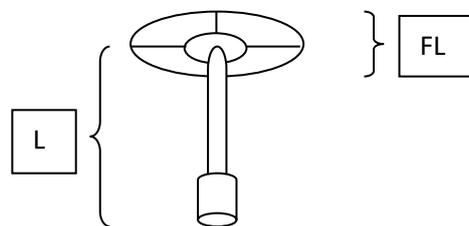


Abbildung 4: Schematische Darstellung einer PORP mit Länge und Funktionelle Länge

Im Folgenden werden die verwendeten Prothesen vorgestellt. Ihre Häufigkeitsverteilung wird im Ergebnisteil dargestellt.

Titanprothese Typ Düsseldorf



Abbildung 5: Titanprothesen Typ Düsseldorf: TORP und PORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)

1994 wurde die Prothese „Typ Düsseldorf“, welche in Abbildung 5 und Abbildung 6 zu sehen ist, als erste Titanprothese entworfen. Die bereits erwähnten Vorteile des Materials sind das geringe Gewicht, die Biokompatibilität, die Stabilität sowie die Möglichkeit, die Prothese intraoperativ in die gewünschte Form zu biegen. Hier ist die Länge noch nicht intraoperativ variierbar, aber in 0,25 mm Schritten ab einer funktionellen Länge von 0,75 mm erhältlich (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]). Die Eignung dieser Prothese für die Gehörknöchelchenrekonstruktion und hinsichtlich einer guten Schallübertragung und einer niedrigen Extrusionsrate wurde in verschiedenen Studien bewiesen (vgl. Romer 2006, Begall 2000, Edward 2009, Stupp 1996, Stupp 1999 und Kruegger 2002).

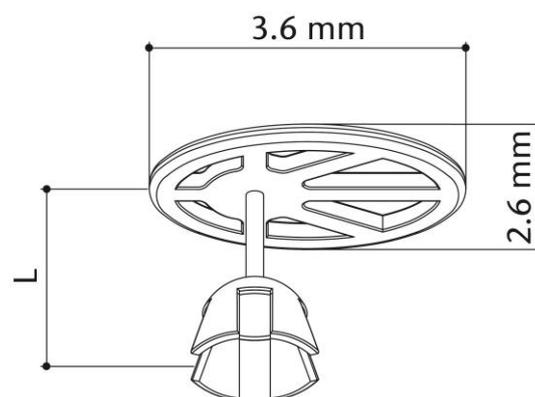


Abbildung 6: Schematische Darstellung der Partialprothese des Typs Düsseldorf und die verfügbaren Längen der Firma Kurz (<http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14>, 14)

TTP Tübingen Partialprothese

Auch die TTP Tübingen wird seit mehreren Dekaden erfolgreich in der Mittelohrchirurgie eingesetzt (vgl. Martins 2011, Schmerber 2006, Zenner 2001 und Zenner 2004). Ihre Vorteile liegen neben der Langzeiterfahrung in ihrem filigranen Design, der guten Übersicht während der Operation und der Verfügbarkeit in 0,25 mm Schritten. Auch sie ist jedoch nur in fixen Längen verfügbar und kann noch nicht angepasst werden. Der Unterschied zu ihrem Vorgänger besteht darin, dass die Kopfplatte stärker gefenstert ist (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

Weitere Entwicklungen bezüglich des Prothesendesigns folgten. Daraus entstanden die folgenden Prothesentypen, welche längenvariabel sind und intraoperativ auf die gewünschte Länge eingestellt werden können. Diese Neuentwicklung entstand vor

allem vor dem Hintergrund, dass in Studien herausgefunden wurde, dass erhöhte Spannungen, die aufs Ligamentum anulare stapedis einwirken, sich negativ auf das Hörresultat auswirken können. Durch eine exakte Längeneinstellung während der Operation soll dies verhindert werden (vgl. Neudert 2016).

TTP-VARIAC® System

Dieses Implantat ist seit dem Jahr 2005 im klinischen Einsatz. Das System setzt sich aus einer Titanprothese, dessen Länge verändert werden kann, und einer *Polypropylen Sizer Disk* zusammen (vgl. hierzu Abbildung 7 und Abbildung 8). Diese ermöglicht es, intraoperativ die ideale Länge der Prothese zu ermitteln und einzustellen. Das Implantat ist durch einen Pin an der Kopfplatte fixiert, um eine Migration desselben zu unterbinden (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).



Abbildung 7: TTP-Variac® PORP und TORP und Sizer Disk (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)

Die FL kann bei dieser Prothese bis zu einer Länge von 3,5 mm in 0,25 mm Abständen eingestellt werden, während die Gesamtlänge von 1,75 bis 4,5 mm variiert (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

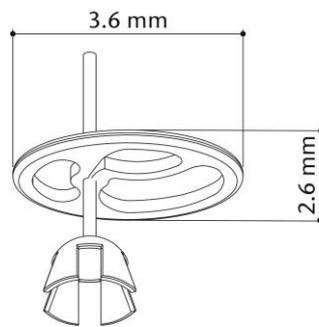


Abbildung 8: Schematische Darstellung der TTP-Variac PORP (<http://issuu.com/group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14>, 10)

TTP®-VARIO System

Diese Prothese ist eine Weiterentwicklung des Prothesentyps Tübingen (vgl hierzu Abbildung 9) und wird seit 1999 zum Einsatz gebracht. Das Neuartige ist im Gegensatz zu ihrem Vorgänger die Option, die Länge während der Operation in 0,25 mm Schritten anzupassen. Was den Aufbau angeht, gleicht sie denen des bereits beschriebenen VARIAC®-Systems. Das Instrumentenset, das in Abbildung 10 gezeigt wird, soll bei der Fixierung des Implantates an die Kopfplatte helfen (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).



Abbildung 9: TTP®-Vario PORP und TORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)



Abbildung 10: Instrumentenset (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)

Die FL kann hier ebenso bis zu einer Länge von 3,5 mm variiert werden, während die Gesamtlänge wieder zwischen 1,75 und 4,5 mm liegt. Die schematische Darstellung der Prothese ist in Abbildung 11 zu sehen (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

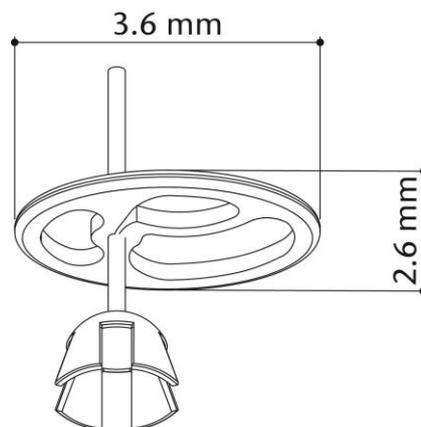


Abbildung 11: Schematische Darstellung der TTP-Vario PORP (<http://issuu.com/group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14,12>)

Clip® Partial Prothese Typ Dresden

Abbildung 12: Clip® Partial Prothese Typ Dresden (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)



Abbildung 13: auf den Steigbügel gesetzte Clip® Partial Prothese Typ Dresden (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)

Die Grundidee dieser Prothese bestand darin, eine PORP mit fester Verbindung zum Steigbügel anzufertigen. Diese Prothese besteht nun aus einem flexiblen Clip, der den Steigbügel umgreift, wie in Abbildung 12 und Abbildung 13 dargestellt ist. Darüber hinaus wirkt sich die aufgeraute Innenseite zusätzlich positiv auf den Halt des Implantates aus. Die verfügbaren Längen entsprechen denen der anderen Kurz-Partialprothesen. (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]). Sie wurde im Jahr 2000 eingeführt. Seit der Veröffentlichung von Wolferts (2015) konnte die Eignung dieser Prothese am Patient wissenschaftlich belegt werden und die Insertion

dieses Implantat ist seitdem ein anerkanntes Verfahren. Ihre vereinfachte Illustration wird in Abbildung 14 gezeigt.

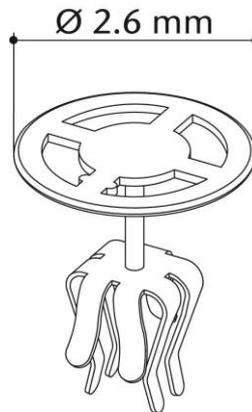


Abbildung 14: Schematische Darstellung der CliP® Partial Prothese Typ Dresden und die verfügbaren Längen der Firma Kurz (<http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14>, 20)

Die Münchner Prothese



Abbildung 15: Die Münchner Prothese: TORP und PORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)

Die Tympanoplastik-Prothese „Typ München“ wurde von der Firma Kurz zusammen mit Herrn Prof. Dr. med. A. Berghaus und Herrn Prof. Dr. med. J. Müller entwickelt und wird seit dem Jahre 2012 am Patienten eingesetzt. Sie hat eine besondere schirmartige Gestalt (vgl. hierzu Abbildung 15), welche die Berührungsfläche zum Trommelfell optimieren soll. Die abgerundete Kopfplatte ermöglicht eine weiche und breite Verbindung zum Trommelfelltransplantat. Sie ist außerdem gefenstert, damit der Operateur das Aufsetzen der Prothese auf den Steigbügel gut überblicken kann. Bei der PORP ist die Glocke am anderen Ende zusätzlich geschlitzt, damit sie auf das Stapesköpfchen platziert werden kann, ohne Kontakt zu den Schenkeln zu ha-

ben. Diese sind sehr zart und neigen somit dazu zu brechen (vgl. Heinz Kurz GmbH, Medizintechnik, [online]).

3.2 Methoden

3.2.1 *Pure tone average* (PTA)

Der Hörverlust im alltagsrelevanten Bereich kann als Mittelwert über die Frequenzen 500, 1000 und 2000 Hz angegeben werden und wird dann als 3-Frequenz-PTA bezeichnet. Dies empfiehlt auch das Medizinerportal *Medscape Drugs & Diseases* (vgl. Medscape Drugs & Diseases, [online]).

Das *Committee on Hearing and Equilibrium* schlägt vor, eine 4-Frequenz-PTA zu verwenden. Als 4. Frequenz können 3000 Hz oder, falls diese z.B. in retrospektiven Studien nicht vorliegt, 4000 Hz mit hinzugezogen werden (vgl. *Committee on Hearing and Equilibrium* 1995, S.186-7). Diese vier Frequenzen umfassen den Hauptsprachbereich, welcher für das Sprachverständnis der Patienten besonders relevant ist. Darüber hinaus kommt es besonders im Bereich höherer Frequenzen zu postoperativen Hörverbesserungen, weshalb es sinnvoll erscheint, auch diese in die Auswertung mit einzubeziehen (vgl. Meister 2000). An der LMU wird bei der audiometrischen Untersuchung das Hörvermögen sowohl bei 3000 Hz, als auch bei 4000 Hz gemessen. Allerdings ist dies nicht generell üblich, weshalb die Daten für 3000 Hz meist nicht existieren. Aus diesem Grund wird in retrospektiven Studien häufiger der Hörverlust bei 4000 Hertz verwendet. In dieser Arbeit wurde die 4-Frequenz-PTA mit 4000 Hz als 4. Frequenz verwendet, um sie mit anderen Studien besser vergleichen zu können.

3.2.2 Statistik

Die Patientendaten wurden mithilfe des Statistikprogrammes SigmaPlot für Windows Version 13.0 (Systat Software GmbH, D-40699 Erkrath) ausgewertet.

Deskriptive Statistik

In der deskriptiven Analyse wurden das arithmetische Mittel, die Standardabweichung, der Median, demografische Daten und graphische Darstellungen erstellt.

Die Formel für den Mittelwert lautet:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i)}{n} \quad (1)$$

Für die Berechnung der Standardabweichung wurde folgende Formel verwendet:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n}} \quad (2)$$

Sie gibt die durchschnittliche Abweichung vom Mittelwert an. Mit nachfolgender Formel kann der Median berechnet werden

$$\bar{x} = \begin{cases} \frac{x_{n+1}}{2} \\ \frac{1}{2} \left(x_{\frac{n}{2}} + x_{\frac{n}{2}+1} \right) \end{cases} \quad (3)$$

Der obige Teil der Formel 3 gilt, wenn n ungerade und der untere gilt, wenn n gerade ist.

Induktive Statistik

Mit dem Shapiro-Wilk-Test wurde zuerst überprüft, ob die Daten normalverteilt sind, während mit dem Brown-Forsythe Test auf gleiche Varianzen getestet wurde. Zur Auswertung der Daten wurden anschließend der Zwei-Wege ANOVA mit wiederholten Messungen und der Drei-Wege-ANOVA Test durchgeführt, da mehr als zwei Einflussgrößen zu berücksichtigen waren. Ergab der ANOVA Test eine statistische Signifikanz, wurde für die anschließenden Paarvergleiche der Student-Newman-Keuls-Test verwendet.

3.2.3 Darstellung der Ergebnisse

Die Grafiken und Tabellen zur Auswertung der Ergebnisse wurden mithilfe von Microsoft Excel 2007 erstellt.

4 Ergebnisse

4.1 Kollektiv 1

Im angegebenen Zeitraum von Januar 2012 bis Juli 2013 wurden 86 Tympanoplastik-Operationen mit Insertion einer PORP durchgeführt. Dabei konnten 53 Patienten aufgrund der genannten Ein- und Ausschlusskriterien in die Auswertung eingeschlossen werden. Der Median des Alters beträgt 38 Jahre und liegt in einer Spanne von 7 bis 78 Jahren. In der Abbildung 16 ist außerdem zu erkennen, dass sich die mittleren 50 % zwischen 25 und 59 Jahren befinden.

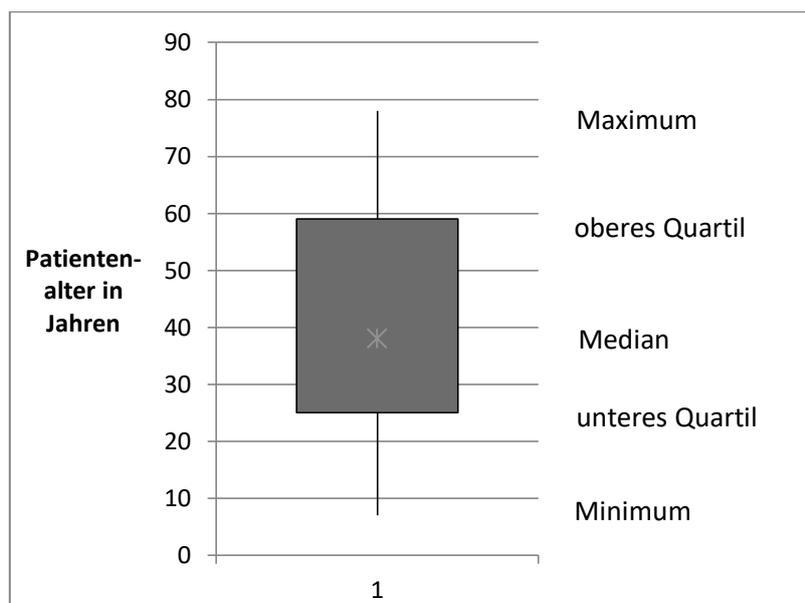


Abbildung 16: Boxplot der Altersverteilung des Kollektivs 1 am Operationstag, n=53

Die Geschlechtsverteilung des Patientenkollektivs wird anhand eines Kreisdiagramm (in Abbildung 17) veranschaulicht.

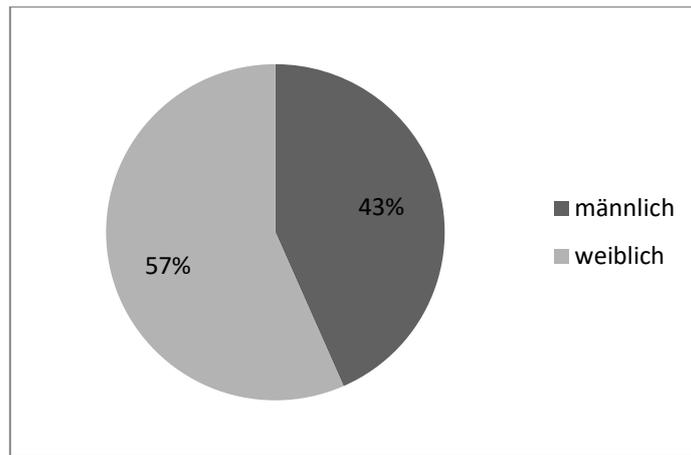


Abbildung 17: Geschlechterverteilung im 1. Kollektiv, n=53

Das Säulendiagramm in Abbildung 18 veranschaulicht die inserierten Prothesenarten samt ihrer Häufigkeitsverteilung.

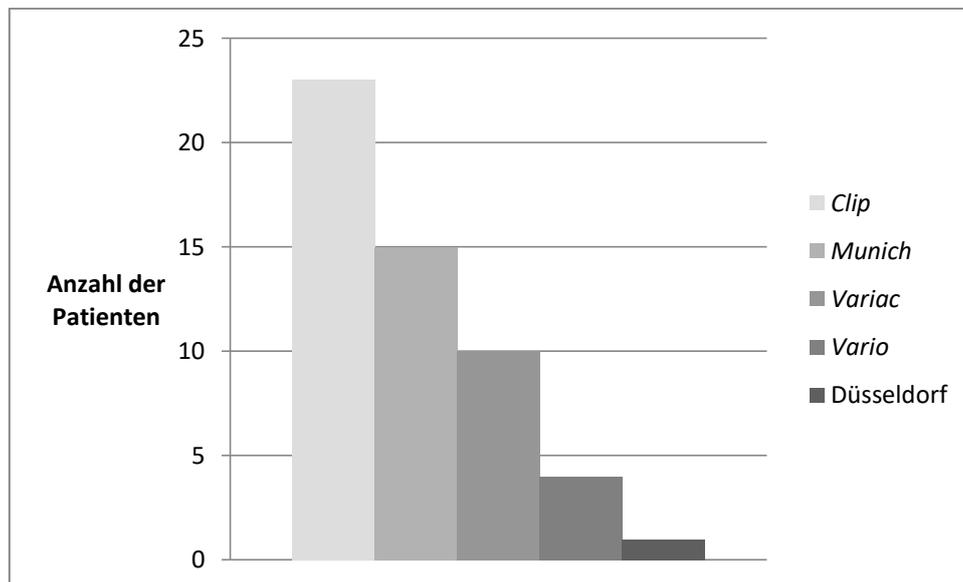


Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenarten im 1. Kollektiv, n=53

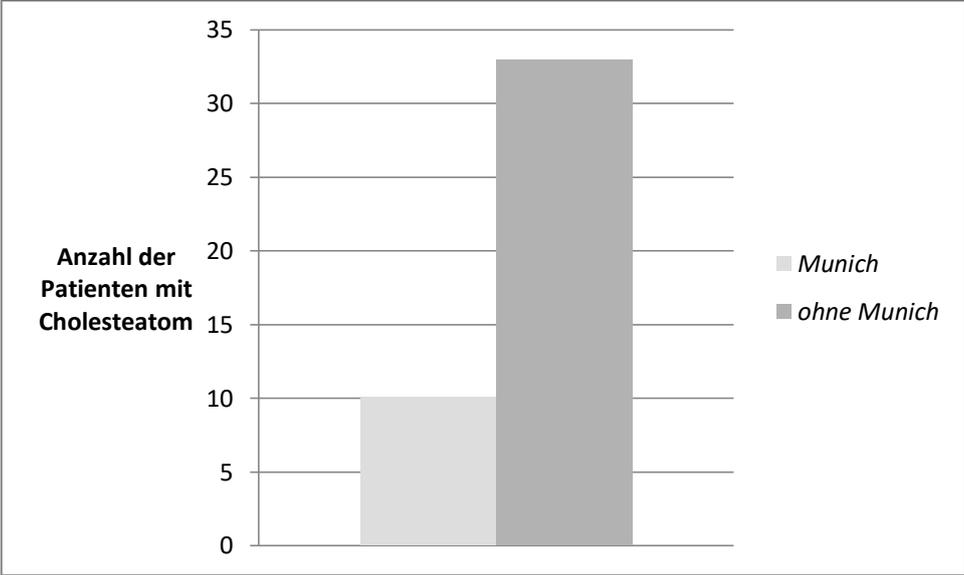


Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung der Patienten mit Cholesteatomen im 1. Kollektiv, n=43

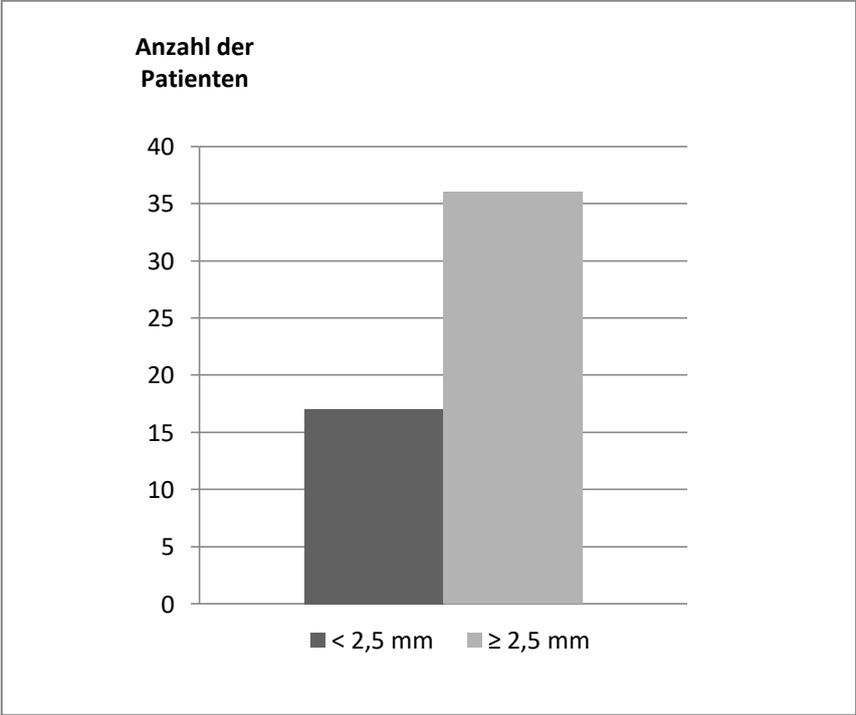


Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen inserierten Prothesenlängen des 1. Kollektivs, n=53

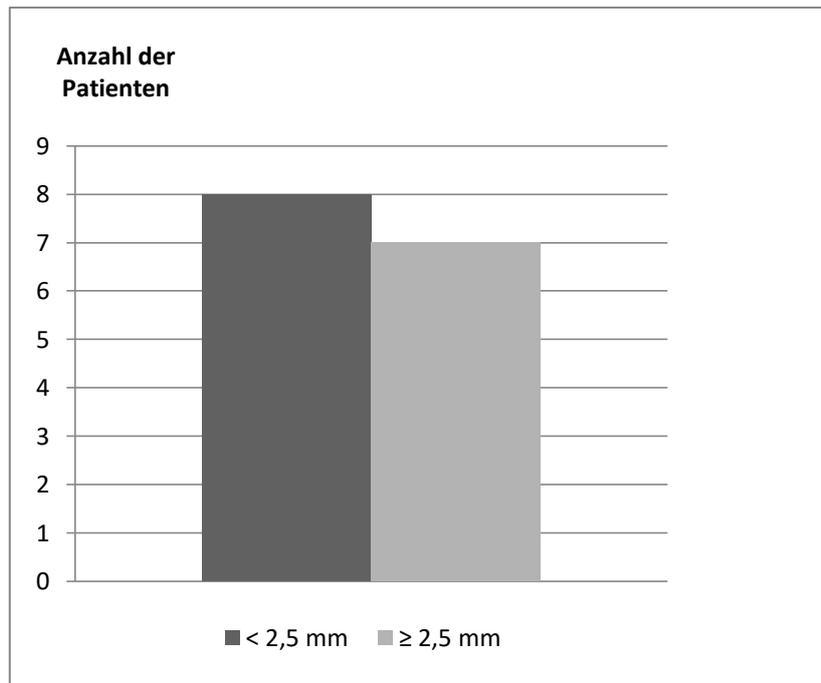


Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der inserierten *Munich*-Prothesenlängen des 1. Kollektivs; n=15

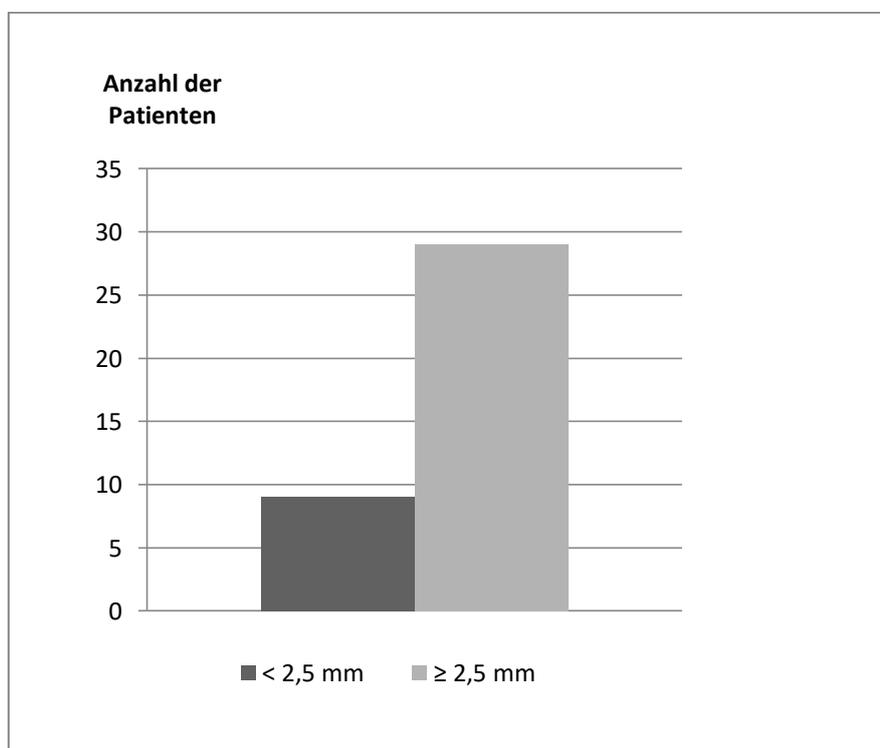


Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenlängen ohne die *Munich*-Prothese des 1. Kollektivs; n=38

Der Vergleich des mittleren Hörverlustes vor und nach Insertion einer *Munich*-Prothese ergab keine statistisch signifikante Differenz. Auch bei der Unterteilung in

die zwei Prothesenlängengruppen ergaben sich für die *Munich*-Prothese keine signifikanten Unterschiede (vgl. Abbildung 23).

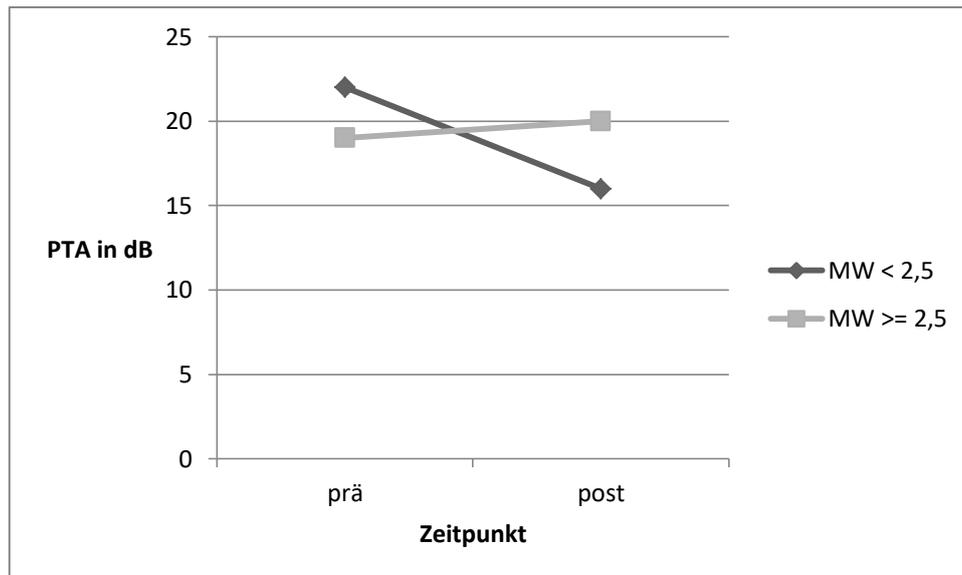


Abbildung 23: Prä- und postoperativer *Pure Tone Average* (in Dezibel) der *Munich*-PORP, differenziert nach Prothesenlängen kleiner und größer/ gleich 2,5 mm, n=15

Wird die Gruppe der Patienten betrachtet, die mit einer Titanprothese (PORP), jedoch nicht mit einer *Munich-Prothese* versorgt wurde, so zeigt sich beim Vergleich der prä- und postoperativen Werte ebenfalls kein signifikanten Unterschied (vgl. Abbildung 24).

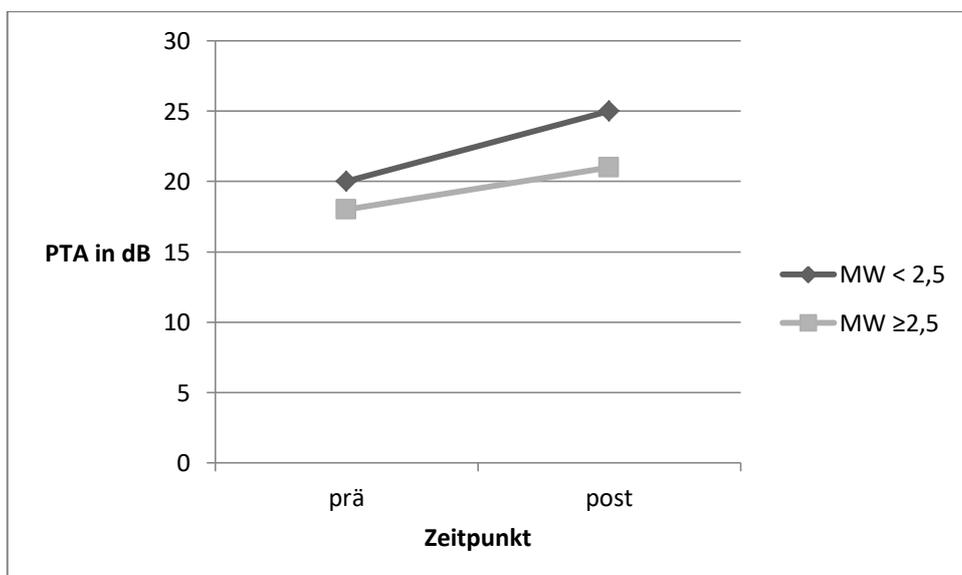


Abbildung 24: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) der LMU PORP ohne die *Munich*-Prothesen, differenziert in die beiden Gruppen der Prothesenlängen (in mm), n=38

Beim direkten Vergleich der *Munich*-Prothesen mit den herkömmlichen PORP des 1. Kollektivs ergaben sich weder zum prä- noch zum postoperativen Zeitpunkt signifikante Unterschiede. Diese Ergebnisse sind auch in Abbildung 25 illustriert.

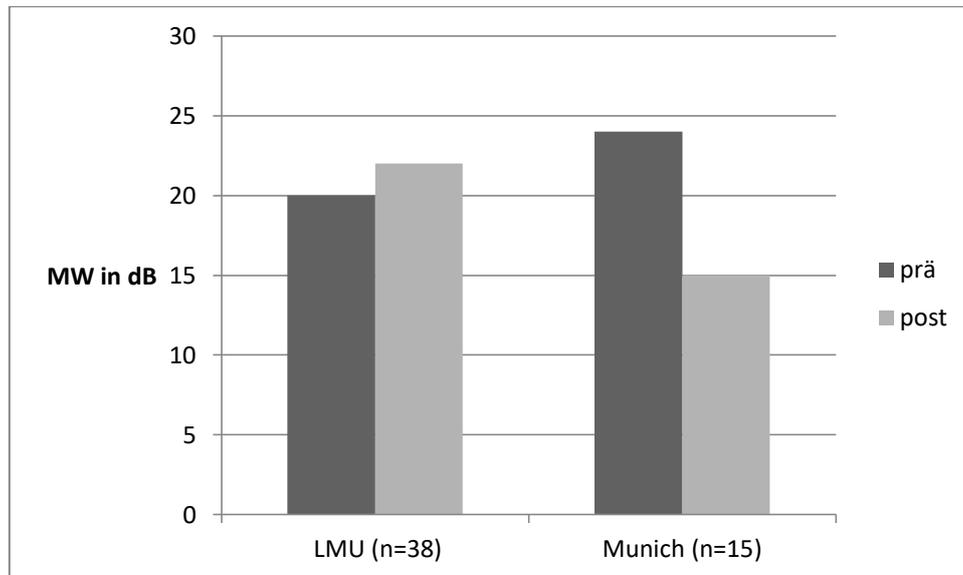


Abbildung 25: Vergleich der *Munich*-Prothesen mit den herkömmlichen Prothesen, n=53

4.2 Kollektiv 2

Zwischen August 1996 und Dezember 2012 wurden 670 Operationen durchgeführt, bei denen eine Titan-PORP eingesetzt wurde. Es konnten 377 Patienten aufgrund der Ein- und Ausschlusskriterien in die Studie aufgenommen werden. Die Altersspanne des Patientenkollektivs lag zwischen 7 und 89 Jahren und der Median betrug 51 Jahre, wie anhand des Boxplot in Abbildung 26 veranschaulicht wurde.

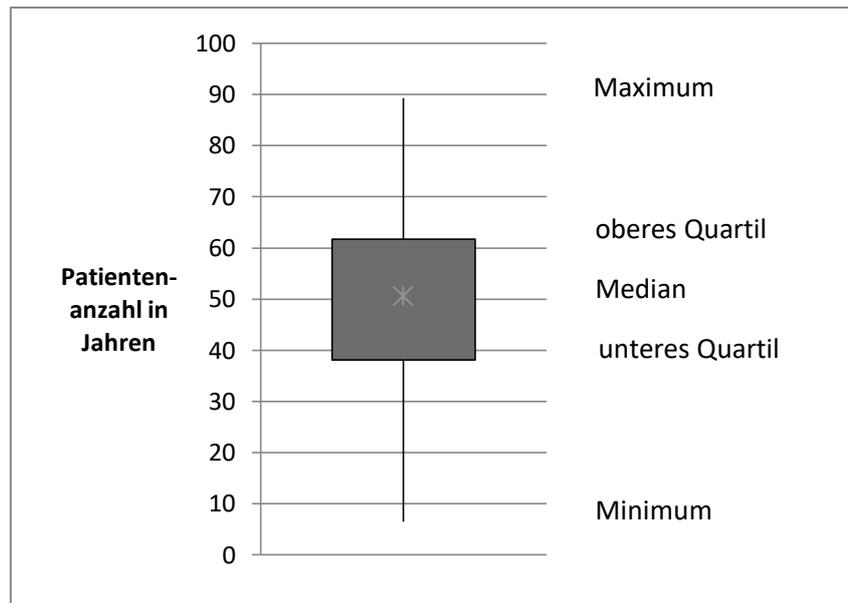


Abbildung 26: Boxplot der Altersverteilung des Kollektivs 2 am Operationstag; n=377

Die Geschlechterverteilung des Patientenkollektivs (n=377) wird in einem Kreisdiagramm (Abbildung 27) dargestellt.

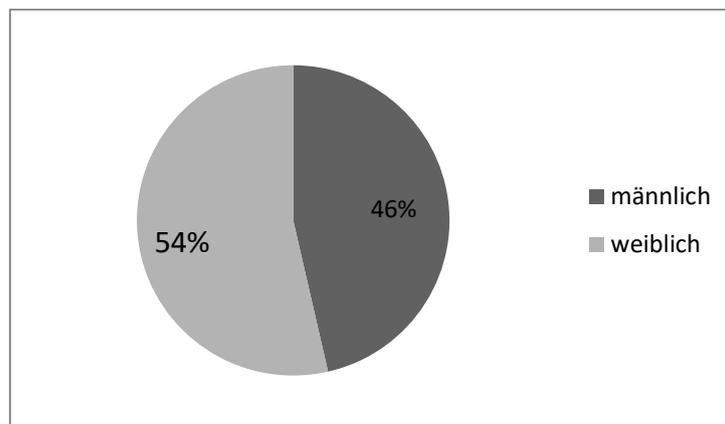


Abbildung 27: Geschlechterverteilung des 2. Kollektivs; n=377

Die verwendeten Prothesentypen samt ihrer Häufigkeitsverteilung werden in Abbildung 28 dargestellt.

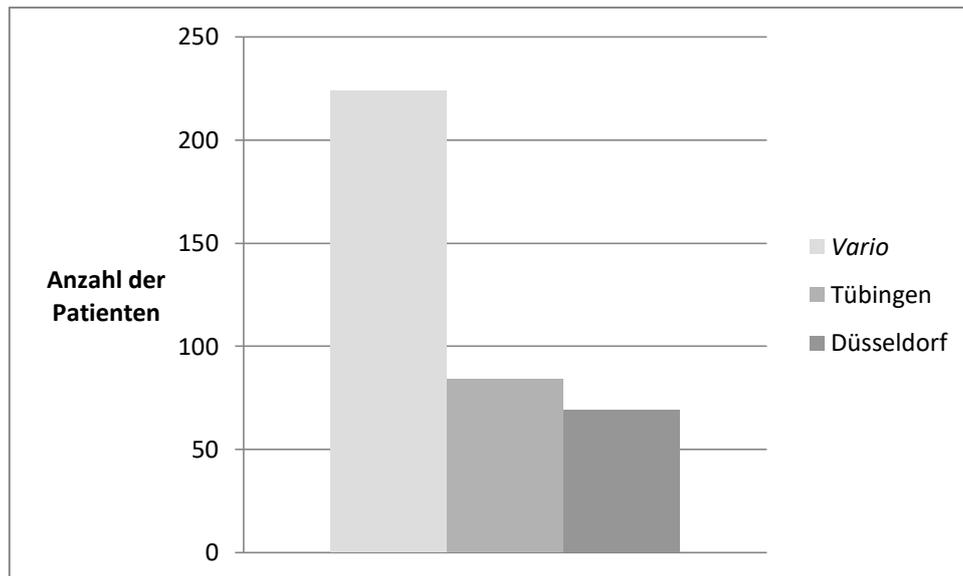


Abbildung 28: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenarten im 2. Kollektiv, n=377

Das Säulendiagramm in Abbildung 29 zeigt die Häufigkeitsverteilung der eingesetzten Prothesenlängen. Die genaue Häufigkeitsverteilung der Cholesteatome im 2. Kollektiv konnte retrospektiv nicht mehr eruiert werden.

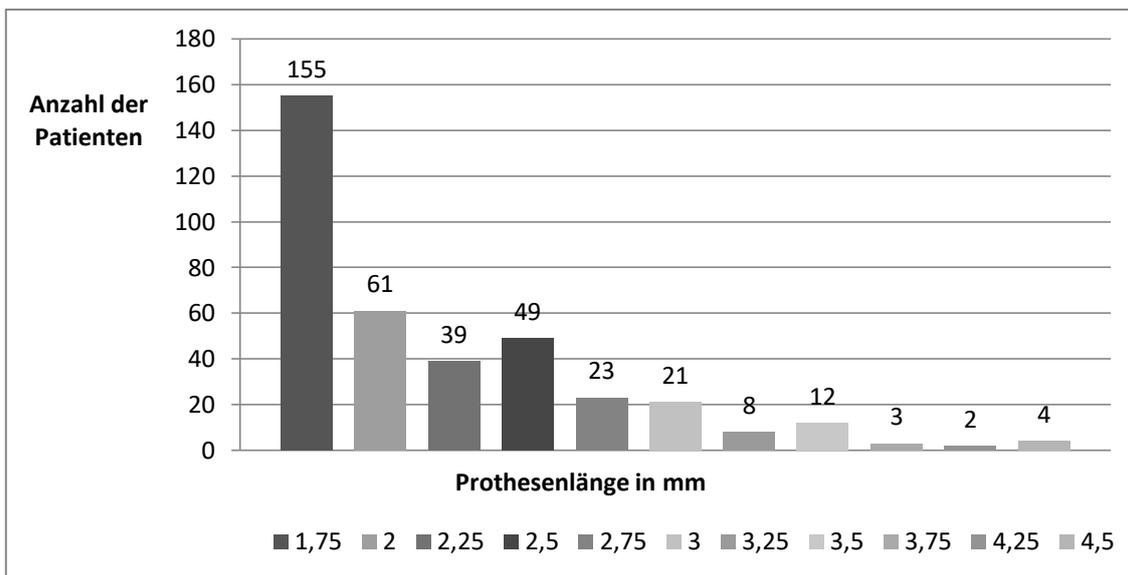


Abbildung 29: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenlängen des 2. Kollektivs; n=377

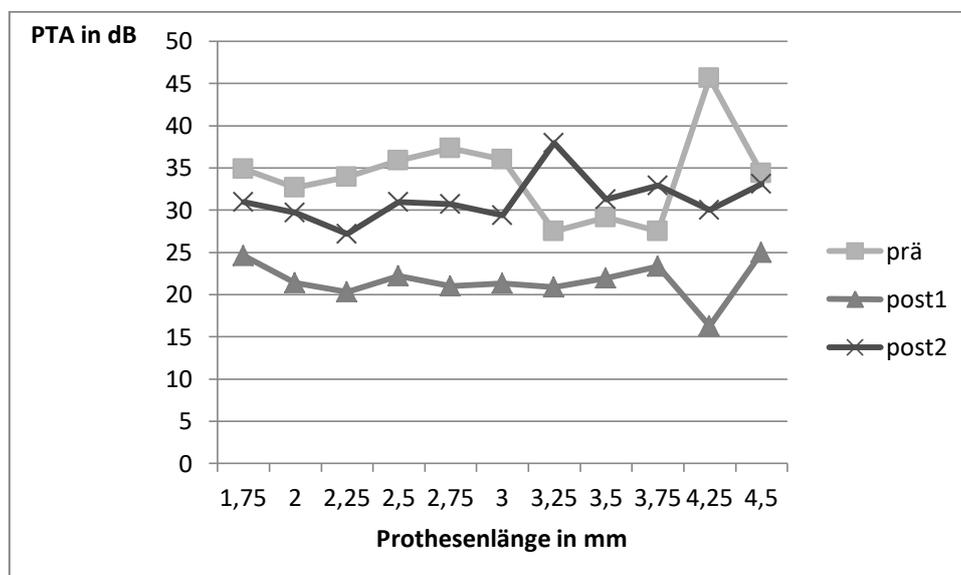


Abbildung 30: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) des 2. Kollektivs untergliedert nach Prothesenlängen in mm, n=377

Werden die Daten nach den einzelnen Prothesenlängen aufgeteilt, ergeben sich folgende Ergebnisse (siehe Tabelle 1 und Tabelle 2). Für fast alle Prothesenlängen ist durch die Operation eine Verbesserung des Hörvermögens erkennbar. Die einzigen Ausnahmen sind die Längen 3,25, 3,5 und 3,75 mm. Dieses lässt sich am Liniendiagramm in Abbildung 30 ablesen. Die deutlichste Verbesserung des postoperativen Hörergebnisses beim Vergleich der prä- zu den postoperativen Werten ergab sich bei der Prothesenlängen von 2,25, 2,5, 2,75 und 3 mm. Etwas schlechter schneiden die Prothesen mit 1,75 und 2 mm ab.

Tabelle 1: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) des 2. Kollektivs untergliedert nach Prothesenlängen in mm; PTA = *Pure-Tone-Average*; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; fett gedruckt: statistisch signifikant ($p < 0,05$), $n=377$

PTA/ dB	Prä	post1	post2	SEM	
1,75	34,8	24,6	31,0		1,1
2	32,7	21,4	29,7		1,7
2,25	33,9	20,3	27,2		2,2
2,5	35,9	22,2	31,0		1,9
2,75	37,3	21,0	30,7		2,8
3	36,0	21,3	29,4		3,0
3,25	27,5	20,9	38,0		4,8
3,5	29,2	22,0	31,2		3,9
3,75	27,5	23,3	33,0		7,8
4,25	45,6	16,3	30,0		9,6
4,5	34,4	25,0	33,1		6,8

Tabelle 2: zugehörige p-Werte zu den Werten aus Tabelle 1, $n=377$

p-Werte	prävspost1	prävspost2	post2vspost1
1,75	<0,001	0,004	<0,001
2	<0,001	0,162	<0,001
2,25	<0,001	0,011	0,009
2,5	<0,001	0,036	<0,001
2,75	<0,001	0,053	0,005
3	<0,001	0,072	0,028
3,25	0,257	0,072	0,009
3,5	0,13	0,661	0,124
3,75	0,661	0,568	0,571
4,25	0,031	0,197	0,237
4,5	0,49	0,879	0,323

5 Diskussion

5.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

5.1.1 Kollektiv 1

Von den insgesamt 86 Patienten, bei denen im Beobachtungszeitraum eine Tympanoplastik-Operation durchgeführt wurde, erfüllten schließlich 53 Patienten die angeführten Kriterien und wurden im Rahmen der Arbeit ausgewertet.

Es zeigten sich bei der separaten Betrachtung des PTA der *Munich*-Prothese weder bei der Analyse vor und nach der Operation, noch beim Längengruppenvergleich signifikante Unterschiede. Ebenso fanden sich bei den restlichen Partialprothesen der LMU keine signifikanten Differenzen des PTA im Vergleich vor und nach der Operation. Auch der Längengruppenvergleich, der die gleiche Aufteilung wie bei den obigen Analysen hatte, war hier nicht signifikant.

Der statistische Vergleich der *Munich*-Prothese mit den herkömmlichen PORP ergab auch keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der postoperativen Hörtestresultate.

5.1.2 Kollektiv 2

377 von 670 Patienten, bei denen eine Tympanoplastik-Operation durchgeführt wurde, erfüllten die Ein- und Ausschlusskriterien und wurden im Rahmen dieser Arbeit ausgewertet.

Auch hier zeigten sich beim Vergleich der Längen zueinander keine signifikanten Unterschiede. Beim Vergleich der Hörresultate zum präoperativen Zeitpunkt mit denen der postoperativen Zeitpunkte ergab jedoch bei fast allen Einzellängen eine signifikante postoperative Hörverbesserung. Eine Ausnahme bilden die Prothesenlängen 3,25, 3,5 und 3,75 mm, welche zu negativen Werten bei der 2. Nachuntersuchung führten. Man muss dabei allerdings beachten, dass der Vergleich der Hörergebnisse der Längen 3,5, 3,75 und 4,5 mm nicht signifikant war.

5.2 Diskussion der Methoden

Generell kann eine retrospektive Studie eine aufgestellte Hypothese nur stärken und nicht beweisen oder sie kann zur Erstellung derselben beitragen. Darüber hinaus ist sie, was die Daten betrifft, sehr fehleranfällig, da sie auf früher dokumentierten Unterlagen oder Erinnerungen basiert.

Da es sich bei vorliegender Arbeit um eine retrospektive Studie handelt, zeigten sich die typischen Nachteile eines solchen Studiendesigns, welche nachfolgend genauer erläutert werden. Eine Herausforderung stellte das Erfassen der gewünschten Daten dar. Diese fehlten teilweise beziehungsweise wurden unvollständig dokumentiert, weil es sich bei dem 1. Kollektiv um drei verschiedene Operateure handelte. Dadurch waren die Operationsberichte unterschiedlich detailliert erstellt worden und zum Teil wurden Informationen, die für die Studie nützlich gewesen wären, nicht dokumentiert. Bei dieser Arbeit stellt sich noch eine weitere Problematik hinsichtlich der Datenvollständigkeit. Viele Patienten gehen für die Nachkontrollen zu ihrem jeweiligen HNO-Hausarzt vor Ort, wenn keine klinischen oder funktionellen Besonderheiten auftreten. Deshalb ist in dieser Studie wahrscheinlich der Teil der Patienten, bei denen postoperative Komplikationen auftraten und die daraufhin zur Nachkontrolle in die Klinik und nicht zu ihrem Hausarzt gingen, überrepräsentiert. Die durchschnittlichen postoperativen Hörergebnisse, der in dieser Arbeit ausgewerteten Patienten, sind somit vermutlich schlechter als der tatsächliche Durchschnitt der postoperativen Hörergebnisse aller durchgeführten Operationen.

Bei dem kleineren Kollektiv mussten Gruppen gebildet werden, da es aufgrund der kleinen Patientenzahl ansonsten nicht eindeutig nachweisbar wäre, ob die Unterschiede nicht zufällig entstanden sind. Beim 1. Kollektiv gab es außer der kleinen Patientenzahl noch weitere Faktoren, wie die drei verschiedenen Operateure, die unterschiedlichen Operationsberichte usw., die mit einwirkten, so dass die Standardabweichungen relativ groß waren. Beim 2. Kollektiv hingegen gab es nur zwei Operateure, anfangs sogar nur einen, wodurch das Niveau der Operation als relativ konstant angenommen werden kann. Überdies erfolgte die Dokumentation hier für alle Patienten in gleicher Weise.

Pure Tone Average

Das *Committee on Hearing and Equilibrium* empfiehlt den *Pure Tone Average* mit den vier Frequenzen 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 3000 Hz zu bilden. Da es jedoch vorwiegend bei höheren Frequenzen zur Verbesserung des Hörergebnisses kommt, ist es sinnvoll, anstatt der 3000 Hz die 4000 Hz-Untersuchung mit in die Studie aufzunehmen. Außerdem werden nicht in jeder HNO-Klinik oder -Praxis die 3000 Hz beim Hörtest untersucht, wie es bei dem 2. Kollektiv der Fall ist. Durch die Wahl der 4000 Hz-Untersuchungen werden sowohl die Kollektive dieser Dissertation, als auch Kollektive anderer Arbeiten besser vergleichbar.

Munich-Prothese

Die Münchner Prothese unterscheidet sich zwar vom Material her nicht von den herkömmlichen Implantaten, sie bietet aber ein neues Design. Problematisch ist beim Vergleich dieser Prothese zu den anderen Titanimplantaten wiederum die geringe Patientenzahl, da die *Munich-Prothese* erst seit dem Jahre 2011/12 an der LMU eingesetzt wird. Darüber hinaus sind die Operateure noch nicht an das neue Design gewöhnt und es gibt keine Erfahrungen an anderen Kliniken, was eine weitere Unsicherheit der Beurteilung darstellt.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

Klinische Erfolge der Tympanoplastik wurden bereits 1950 beschrieben. Die deutschen Ohrenärzte Horst Wullstein und Fritz Zollner nahmen dabei eine Vorreiterrolle ein (vgl. Sismanis 2010). In den frühen 1960er Jahren etablierte sich die Tympanoplastik und wurde auch weltweit akzeptiert (vgl. Sismanis 2010), wobei Implantate aus Titan erst in den späten 90er Jahren in der Mittelohrchirurgie eingesetzt wurden (vgl. Hess 2013, 1817 und Strupp 1996). Da das Material sehr gute klinische Eigenschaften, wie das geringe spezifische Gewicht, die relativ hohe Festigkeit, die ausgezeichnete Korrosionsbeständigkeit und die Biokompatibilität besitzt (vgl. Päßler 1997), wird aktuell weniger nach neuen Materialien, sondern mehr nach einer veränderten Form gesucht, die die Implantate verbessern soll. Zwischenzeitlich gibt es mehr als 70 verschiedene Prothesenarten (vgl. Goode 1997). So zum Beispiel die bereits beschriebene Münchner Prothese. Eine Beurteilung der neuen Implantate ist

jedoch oft schwer, da mehrere Einflüsse beachtet werden müssen. Neben Faktoren wie der unterschiedlichen Mittelohranatomie, der postoperativen Vernarbung, der Tubenfunktion, dem Zustand des Trommelfells, den Fähigkeiten des Operateurs, dem Zustand der Mittelohrschleimhaut und vielen weiteren Variablen (vgl. Bance 2004), hat die Spannung einen wesentlichen Einfluss auf die Funktion beziehungsweise die Schallübertragung durch die Prothese. Dies wurde schon in früheren Studien, wie in der von Bance et al. (2004) und Neudert et al. (2016), belegt. In diesen Arbeiten wurden allerdings frisch präparierte Mittelohrknochen verwendet und die Aussagen nicht im klinischen Alltag überprüft. Bance et al. stellte in diesen Untersuchungen fest, dass kürzere Implantate bessere Ergebnisse lieferten. Dies war besonders im Bereich niedrigerer Frequenzen der Fall. Eine längere Prothese hatte zwar einen geringfügigen Vorteil bei höheren Frequenzen, dieser war jedoch mit einem größeren Verlust im Niedrig-Frequenzbereich verbunden. Die Prothesenlänge, die in dieser Studie als optimal für eine bestmögliche Schallübertragung erachtet wurde, kann beim Einsatz am Patienten jedoch nicht ausreichend stabilisiert werden, so dass sie in der Klinik ein klein wenig straffer inseriert werden sollte (vgl. Bance 2004).

Sowohl beim 1. als auch beim 2. Kollektiv ergab der Vergleich der Prothesenlängen zueinander keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich des postoperativen Hörergebnisses. Dies muss den bisherigen Studien von Bance et al. und Neudert et al. jedoch nicht zwangsläufig widersprechen, da unterschiedliche Untersuchungsmethoden gewählt wurden. Während bei beiden oben genannten Autoren lediglich an frisch präparierten Mittelohrknöchelchen von Leichen verwendet wurden, wurden bei der vorliegenden Studie die Prothesen an Patienten eingesetzt und geprüft. Des Weiteren wurde in dieser Arbeit, wie bereits erwähnt, die Spannung nicht direkt gemessen, sondern stellvertretend nur die Länge ermittelt. Wie hoch die tatsächliche Spannung direkt nach Einsatz der Prothese ist, ist retrospektiv nicht feststellbar. Wird davon ausgegangen, dass der Operateur aufgrund seiner Erfahrung die „richtige“ Länge mit optimaler Spannung gewählt hat, erklärt es sich, dass sich die einzelnen Längen nicht signifikant unterscheiden.

Die Hörresultate nach einer Gehörknöchelchenrekonstruktion variieren stark mit einem *Air-Bone-Gap* zwischen 0 bis 60 dB. Dabei spielen die mechanischen Eigenschaften der Prothese, wie deren Steifheit, Masse und Position eine große Rolle.

Aber auch die Spannung, die die Prothese auf das Trommelfell und das Stapesligament ausübt, hat, wie bereits angesprochen, einen bedeutenden Einfluss (vgl. Goode 1994, Merchant 1998, Asai 1999, Bance 2004, Morris 2004 und Zhao 2005). Gründe für die besseren Ergebnisse von kurzen Prothesen könnten zum einen in der geringeren Masse der Implantate liegen. Darüber hinaus schwingen längere Prothesen aufgrund der höheren Steifigkeit im Gegensatz zu kürzeren nicht mehr so gut. Dies führt zu einer Verschlechterung der Schallübertragung. Zum anderen spielt die Dehnung des Stapesligamentes und des Trommelfells durch zu lange Prothesen eine Rolle. Dies hat aufgrund der limitierten, nicht linearen Dehnbarkeit der Gewebe eine weitere Erhöhung der Spannung zur Folge, was wiederum zu einer Reduktion der Beweglichkeit der Gehörknöchelchen und somit zu einem schlechteren Hörresultat führt (vgl. Bance 2004).

Wie bereits erwähnt, muss zwischen der Spannung und der Prothesenlänge unterschieden werden. Da sich die Spannung zum einen jedoch nicht einfach bestimmen lässt und sie zum anderen eine Funktion der Implantatlänge ist, wird häufig stellvertretend die Länge gemessen (vgl. Bance 2004). Aus diesem Grund werden diese beiden Parameter in dieser Arbeit der Einfachbarkeit halber gleichgesetzt. In anderen Studien, wie der von Nisihara (1994) wird die Spannung durch Veränderung des Winkels variiert. Laut dieser Studie müsste die Kopfplatte um 25° zum Trommelfell hin nach kaudal und ventral gebogen werden, um einen optimalen Winkel zu erreichen. Bei diesem Winkel wäre ein breitflächiger und sicherer Kontakt möglich und dadurch eine konstante Spannung erzielbar. Insgesamt gibt es aber aufgrund der anspruchsvollen Bestimmung nur sehr wenige Studien über die Auswirkungen der Spannung auf das Hörresultat. In den meisten Arbeiten dazu wurden darüber hinaus nur an menschlichen Leichen getestet. Diese Ergebnisse können nicht direkt auf das menschliche Ohr am lebenden Patienten übertragen werden, da in der Klinik viele weitere Faktoren Einfluss auf das Hörergebnis haben (vgl. Bance 2004). Ein weiterer Parameter, der beachtet werden muss, ist die Veränderung der Spannung durch postoperative Heilungsprozesse. Dazu gehören unter anderem das postoperative Gewebewachstum, die Vernarbung des Operationsgebiets und die Position, in der die Prothese schließlich einheilt. Diese stimmt oft nicht mit der Position, die vom Operateur eingestellt wurde, überein. Auch ein Abkippen der Prothese ist möglich. Somit kann es aus verschiedenen Gründen zu einer Verlagerung der Prothese aus ihrer idealen Position kommen. Durch Druckpunkte an einigen Stellen auf das Trom-

melfell kann es zu einer Erhöhung der Spannung kommen, was wiederum zu einer Verschlechterung des Hörergebnisses führt (vgl. Beutner 2011). Dies würde die wieder ansteigenden Werte des *Pure Tone Averages* bei der 2. postoperativen Untersuchung und somit einer Rückwärtsentwicklung des anfangs verbesserten Resultates des 2. Kollektives erklären.

Eine Erklärung für die Ergebnisse des 1. Kollektivs beim Vergleich der prä- zu postoperativen Hörresultate bei denen es keine signifikanten Hörverbesserungen gibt, liefert die hohe Anzahl der Patienten mit einem Cholesteatom. Diese sind mit einem Prozentsatz von 67 % bei den *Munich*-Prothesen und mit 78 % bei den restlichen Prothesen vertreten. Der bedeutende Einfluss des Zustandes des pathologischen Mittelohrs und der Gehörknöchelchenkette auf das audiologische Ergebnis wurde bereits von Albu (1998) untersucht. Auch Austin (1971), Black (1992) und Belucci (1973) befassten sich mit diesem Thema und versuchten sich an Klassifikationen der Prognosefaktoren, um deren Einfluss auf das Hörergebnis besser vorhersagen zu können. Das primäre Ziel der operativen Therapie bei der Otitis media mesotympanalis ist eine Hörverbesserung, während bei der Otitis media epitympanalis mit Cholesteatom die Sanierung des pathologischen Mittelohrs im Vordergrund steht und erst sekundär das Hörergebnis. Da es sich beim 1. Kollektiv um Patienten eines angesehenen universitären Zentrums handelt, ist hier ein höherer Anteil an Cholesteatom-Operationen zu erwarten, da diese Eingriffe komplizierter und schwieriger sind. Außerdem konnten die klinisch und funktionell unauffälligen Patienten, die zur Nachkontrolle zu ihrem Haus-HNO-Arzt gingen, aufgrund des fehlenden postoperativen Audiogramms nicht in die Studie aufgenommen. Darüber hinaus fließen Ausreißer, wie zum Beispiel verkippte Prothesen, die zu einer sehr schlechten Schallweiterleitung führen, oder Prothesenextrusionen, die keine adäquate Übertragung mehr ermöglichen, in die Auswertung mit ein. Studien von Vos (2007) und Yung (2006) ergaben, dass das Abkippen der Prothesen und Luxationen aus der Idealposition zu den Hauptursachen für schlechte postoperative Hörergebnisse gehört. All diese Faktoren erklären, warum insgesamt keine statistisch signifikanten postoperativen Hörverbesserungen resultierten.

Beim direkten Vergleich der *Munich*-Prothese mit den herkömmlichen Titanimplantaten der Firma Kurz des 1. Kollektivs ergeben sich keine signifikanten Unterschiede. Das würde darauf hinweisen, dass die *Munich*-Prothese ein gleichwertiger Ersatz

wäre. Allerdings darf auf das 1. Kollektiv aufgrund der bereits genannten Fehlerquellen, wie die geringe Patientenzahl und den verschiedenen Operateuren, nicht zu großes Gewicht gelegt werden. Ob dies Zufall ist, oder ob die Münchner Prothese wirklich zu ähnlichen Ergebnissen führt, kann erst im Laufe der nächsten Jahre mit weiteren Studien und einer größeren Patientenzahl verlässlich eruiert werden. Interessant wäre vor allem auch der Vergleich nach einem längeren postoperativen Zeitraum, da das neue Design die Einheilung verbessern soll und damit weniger postoperative Vernarbungen sowie Abkippungen des Implantates zur Folge hätte. Dies könnte sich besonders in Langzeitstudien positiv auf die Hörresultate der *Munich*-Prothese auswirken.

Es gibt eine Vielzahl von Gebieten, auf denen zukünftige Studien die Resultate der Mittelohrchirurgie verbessern könnten. Jüngste Entwicklungen einer Echtzeit Optoelektronik Laser Technik, mit der Bewegungen des Trommelfells beobachtet werden können, eröffnen die Aussicht das Verständnis über Trommelfellrekonstruktionen und die Problemstellung der Spannung zu verbessern (vgl. Rosokowski, 2009; Cheng 2010). Auch andere Studien überprüften neue Prothesendesigns, die sich selbst an Änderungen des Trommelfells und Druckveränderungen anpassen können und so zu hohen Spannungsänderungen entgegenwirken sollen (vgl. Zhao 2005; Yamada 2010). Ebenso versucht die sogenannte *Titanium Clip Ball Joint* durch eine Partialprothese mit einer Mikro Kugel Verbindung in der Kopfplatte einer Verlagerung des Trommelfells und damit einer schlechteren Schallübertragung entgegenzuwirken (vgl. Beutner 2011). Auch Birk et al (2014) mimit mit einer Art Kugelgelenk die natürliche Artikulation zwischen den Gehörknöchelchen nach, um so Bewegungen des Trommelfells, v.a. in der Einheilungsphase auszugleichen. Dadurch sollen Dislokationen des Implantats vorgebeugt und erhöhte Spannungen am Trommelfell und am Ringband des Steigbügels vermieden werden. Darüber hinaus soll durch den Clip die Anheftung an den Stapes genormt werden und zu einem sichereren und vorhersagbarerem Hörresultat führen. Die eingesetzte Prothese ist eine Modifikation der unter Punkt 3.1.4. vorgestellten *Clip Partial Prothesis*. Genauso wird in der Studie von Yamada (2010) versucht, durch eine selbst adaptierende Prothese, welche ein Schwämmchen aus Polyurethan am Kopf der Titanprothese befestigt hat, postoperative Veränderungen des Trommelfells entgegenzuwirken. Distanzveränderungen, die durch Retraktionen des Trommelfells entstehen könnten, sollen dadurch kompensiert werden. Weitere Vorteile eines solchen Implantats sollen laut den Autoren die

Selbstkontrolle der Spannung durch die Prothese sein. Damit müsste der Operateur weniger auf die Spannung achten. Darüber hinaus soll es durch die Aufrechterhaltung der perfekten Spannung zu weniger Extrusionen kommen. Polyurethan ist jedoch nicht biokompatibel und absorbiert Feuchtigkeit, was wiederum einen Einfluss auf die Schalleitung hätte. Deswegen kann diese Art von Prothese zum jetzigen Zeitpunkt nicht beim Patienten implantiert werden. All diese Studien haben gemeinsam, dass sie versuchen, durch eine Nachahmung des natürlichen Schalleitungssystems die Spannung der Prothese auf das Trommelfell beziehungsweise auf das Stapesligament konstant zu halten. Die Anbindung der Prothese soll das natürliche Gelenk nachbilden und so vor allem in der Einheilungsphase auf Bewegungen des Trommelfells reagieren (vgl. Beutner 2011). Die Ankopplung des Implantates spielt neben der Belüftung des Mittelohrs eine wichtige Rolle bei der Schallübertragung und sollte nicht zu straff sein (vgl. Zahnert 2011). Allerdings wird bei einigen dieser Studien nur der neue Prothesentyp in die Auswertung eingeschlossen und nicht mit herkömmlichen Implantaten verglichen. In dieser Arbeit wurde versucht, nicht nur die neu entwickelte *Munich*-Prothese zu beleuchten, sondern auch über die Prothesenlängen den Einfluss der Spannung auf das postoperative Hörresultat anhand bewährter Prothesentypen zu untersuchen. Es ergaben sich auch hier die bereits aufgeführten Herausforderungen, was in zukünftigen Studien berücksichtigt werden sollte.

Ein weiterer Kritikpunkt dieser Studie ist, dass bei den verschiedenen Kollektiven nicht die gleichen Prothesenlängen eingesetzt wurden. Dadurch wird der direkte Vergleich weiter erschwert und eine Gruppeneinteilung in kurze, mittlere und längere Implantate schwierig. Außerdem wurden in dieser Studie Komplikationen während der Operation oder danach nicht berücksichtigt. Des Weiteren wurden die verschiedenen präoperativen Erkrankungen, die einen beachtlichen Einfluss auf das postoperative Ergebnis haben, nur zum Teil beachtet. Würde jedoch diese Vielzahl an Faktoren mit einbezogen und die Patienten in weitere Untergruppen aufgeteilt werden, ergäben sich noch kleinere Gruppen. Dies wäre statistisch noch weniger repräsentativ und es fragt sich, wie weit eine Aufteilung klinisch überhaupt sinnvoll ist.

6 Zusammenfassung

Zur Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette wird seit Jahren die Tympanoplastik als Standardoperation durchgeführt. Sie wird auch in Zukunft bedeutend bleiben, wobei weiterhin eine Optimierung des Eingriffes angestrebt wird. Insbesondere soll ein besseres und ein besser vorhersagbareres Hörresultat erreicht werden, was möglicherweise durch eine Weiterentwicklung der Mittelohrprothesen gelingen kann.

Im Rahmen dieser Arbeit sollten zwei Hauptfragestellungen geklärt werden. Zum einen sollte die neu entwickelte Münchner Prothese mit bisher verwendeten Titanimplantaten in Bezug auf das Hörvermögen nach der Operation verglichen werden. Außerdem sollte der Zusammenhang zwischen der Länge respektive der Spannung mit der Schallübertragung der implantierten Prothese (PORP) eruiert werden.

Ein Großteil der Arbeit bestand in der Auswertung der prä- und postoperativen Befunde nach Insertion einer Titan PORP sowie der Vergleich der Hörergebnisse in Abhängigkeit von der Prothesenlänge zueinander. Dabei wurden die Prothesen im 1. Kollektiv in zwei Gruppen (in der 1. Gruppe: Prothesenlängen kleiner als 2,5 mm und in der 2. Gruppe: Prothesenlängen gleich und größer als 2,5 mm) unterteilt und außerdem die *Munich*-Prothese separat betrachtet. Beim Vergleich der beiden Längengruppen zueinander gab es keine signifikanten Differenzen hinsichtlich des postoperativen Hörergebnisses. Allerdings war der Anteil an Cholesteatomen, bei denen die Hörerhaltung das primäre Ziel ist, sehr hoch. Genauso unterschied sich die Münchner Prothese in Bezug auf diese Parameter nicht von den herkömmlichen. Jedoch dürfte aufgrund der geringen Patientenzahl von 53 die Aussagekraft des 1. Kollektives begrenzt sein und vor allem der Vergleich in Langzeitstudien interessant sein.

Beim 2. Kollektiv mit 377 Patienten wurden vor allem Prothesen kürzerer Längen verwendet. Hier kam es bei allen Längen, mit Ausnahme von 3,25 mm, 3,5 mm und 3,75 mm, zu einer signifikanten Verbesserung des Hörvermögens. Am deutlichsten war dies bei der längsten verwendeten Prothese mit 4,25 mm und den kürzeren von 1,75 mm bis 3 mm zu erkennen.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass die *Munich*-Prothese eine Alternative zu anderen Titanimplantaten darstellt. Allerdings muss die Gleichwertigkeit in zukünft-

tigen Studien mit größerer Patientenzahl und längerem Nachbeobachtungszeitraum weiter belegt werden. Darüber hinaus scheint sich die anfangs aufgestellte Hypothese, dass kürzere Längen zu besseren Resultaten führen, in diesen Studien nicht zu bestätigen. Die vorliegende Arbeit steht mit den bisherigen Studien, die an Leichen durchgeführt wurden, zwar nicht im Einklang, aber entscheidender und wichtiger für die Klinik sind die Studien am lebenden Patient. Hierbei muss aber auf zusätzliche Faktoren geachtet werden, die Einfluss auf das Hörergebnis nehmen. Aufgrund der Erkenntnisse sollte der Operateur bei der Auswahl der Länge nicht nur auf die Stabilität, sondern auch an den Einfluss der Spannung auf das resultierende Hörergebnis achten. Zukünftige Studien sollten darauf abzielen, die Spannung in der Klinik bzw. während der Operation direkt zu messen, um so den direkten Zusammenhang zum Hörresultat zu überprüfen.

7 Abkürzungs- und Sonderzeichenverzeichnis

3-FQ-PTA	drei Frequenzen <i>Pure Tone Average</i>
4-FQ-PTA	vier Frequenzen <i>Pure Tone Average</i>
ABG	<i>Air Bone Gap</i>
dB	Dezibel
FL	Funktionelle Länge
Hz	Hertz
i.d.R.	in der Regel
L	Gesamtlänge der Prothese
LMU	Ludwig-Maximilians-Universität
MW	Mittelwert
Pat.	Patient
PORP	<i>partial ossicular replacement prosthesis</i>
Post	postoperativ
Post1	postoperativ, 1. Untersuchung
Post2	postoperativ, 2. Untersuchung
Prä	präoperativ
PTA	<i>Pure Tone Average</i>
SD	Standardabweichung
TORP	<i>total ossicular replacement prosthesis</i>
vgl.	vergleiche
vs.	versus
Zeitp.	Zeitpunkt

8 Quellenverzeichnis

- [1] **Albus, S., Babighian, G., Trabalzini, F.** (1998): Prognostic factors in tympanoplasty. *Am. J. Otolaryngol.* 13: 544-51
- [2] **Arndt, O.:** Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie, 2010, Georg Thieme Verlag
- [3] **Arnold, W., Ganzer, U.:** Checkliste Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde: 48 Tabellen, 2011, Thieme Verlag
- [4] **Asai, M., Heiland, K. E. Huber, A.M., et al.** (1999) Evaluation of a cement incus replacement rosthesis in temporal bone model. *Acta. Otolaryngol.* (Stockh), 119: 573-6
- [5] **Austin, D. F:** (1971): Ossicular reconstruction. *Arch. Otolaryngol.* 94 (6): 525-35
- [6] **Bance, M., Morris, D. P., VanWijhe, R. G., Kieffe, M., Funnell, W. R. J.** (2004): Comparison of the mechanical erformance of ossiculoplasty using a prosthetic malleus-to-stapes head assembly in a human cadaveric middle ear model. *Otology & Neurology*, 25: 903-909
- [7] **Begall, K., Zimmermann, H.** (2000): Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette mit Titan-Implantaten, *Larygo-Rhino-Otol.* 79(3): 139-45
- [8] **Behrbohm, H., Kaschke, O., Nawka, T.:** Kurzlehrbuch Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, 2012, Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York
- [9] **Von Békésy, G.** (1936): Über die Hörschwelle und Fühlgrenze langsamer, sinusförmiger Luftdruckschwankungen. *Ann. Phys.* 26:554-566
- [10] **Belluci, R. J.** (1973): Dual classifications of tympanoplasty. *Laryngoscope* 83 (11): 1754-8
- [11] **Black, B.** (1992): Ossiculoplasty prognosis: the spite method of assessment. *Am. J. Otol.* 13 (6): 544-51

- [12] **Benninghoff, A., Drenckhahn, D.:** Anatomie Bd. 2- Makroskopische Anatomie, Histologie, Embryologie, Zellbiologie. Band 2, 16. Auflage 2004, Elsevir, Urban & Fischer Verlag, München
- [13] **Beutner, D., Luers, J. C., Bornitz, M., Zahnert, T., Huttenbring, K.- B.** (2011): Titanium clip ball joint: A partial ossicular reconstruction prosthesis, *Otology & Neurology*, 32: 646-649
- [14] **Birk, S., Brase, C., Hornung, J.** (2014): Experience with the use of a partial ossicular replacement prosthesis with a ball-and-socket joint between the plate and the shaft, *Otology & Neurology*, 00:00-00
- [15] **Bluestone, C. D., Klein, J. O.** (1999): Chronic suppurative otitis media. *Pediatrics in review*, 20:277-279 (IV)
- [16] <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/597135/titanium-Ti>, Stand 27.07.2015
- [17] **Browning, G. G., Gatehouse, S.** (1992): The prevalence of middle ear disease in the adult British population. *Clin. Otolaryngol.*, 17:317–321 (IV)
- [18] **Cheng, J. T., Aarnisalo, A. A., Harrington, E., Hernandez-Montes, M. S., Furlong, C., Merchant, S. N., Rosowski, J. J.** (2010): The motion of the human tympanic membrane measured with stroboscopic holography. *Hearing Research*, 263: 66-77
- [19] **Committee on Hearing and Equilibrium:** Committee on Hearing and Equilibrium guidelines for the evaluation of results of treatment of conductive hearing loss. *Otolaryngology-head-and-neck-surgery*, 1995, 113: 186-7
- [20] **Dalchow, C. V., Grun, D., Stupp, H. F.** (2001): Reconstruction of the ossicular chain with titanium implants. *Otolaryngol Hed Neck Surg* 125: 628-630
- [21] **Dobay, E., Renovanz, H.-D.** (1980): Das Funktionssystem Mittelohr-Ohrtrompete. Dr. Karls Thomae-Verlag, Biberach an der Riss
- [22] **Downs, B. W., Pearson, J. M., Zdanksi, C. J., et al.** (2002): Revision ossicular reconstruction with the titanium Kurz prosthesis. *Laryngoscope*, 112: 1335-

- [23] <http://emedicine.medscape.com/article/1822962-overview>, Stand 27.07.2015
- [24] **Fiellau-Nikolajsen, M.** (1983): Epidemiology of secretory otitis media. A descriptive cohort study. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.*, 92: 172–7. MEDLINE
- [25] **Fong, J. C., Michael, P., Raut V.** (2010): Titanium versus autograft ossiculoplasty, *Acta. Otolaryngol.*, 130 (5): 554-8
- [26] **Gardner, E. K., Jackson, C. G., Kaylie, D. M.** (2004): Results with titanium ossicular reconstruction prostheses, *Laryngoscope*, 114 (1): 65-70
- [27] **Geyer, G., Rocker, J.** (2002): Ergebnisse der Typanoplastik Typ III mit autogenem Amboss sowie Ionomezement- und Titanimplantaten, *Laryngo-Rhino-Otol.* 81 (3): 164-70
- [28] **Godinho, L et al.** (2001): Prevalence and impact of chronic otitis media in school age children in Brazil. First epidemiologic study concerning chronic otitis media in Latin America. *International J. Pediatr. Otorhinolaryngol.*, 61:223-32 (IIa)
- [29] **Goode, R. L.** (1997): The ideal middle ear prosthesis. In Huttenbrink, H. B., ed. *Middle Ear Mechanics in Research and Otosurgery. Proceedings of the international workshop on middle ear mechanics and otosurgery.* Dresden: Dresden University of Technology: 169-174
- [30] **Goode, R. L., Nishihara, S.** (1994): Experimental models of ossiculoplasty. In E. Monsell (Ed.), *Ossiculoplasty: Otolaryngology Clinics of North America*, 663-675
- [31] **Herkenhoff, S., Fischer, B., Gleich, O., Strutz, J., Kwok, P.** (2011): A micro-computed tomographic study: Determination of the angle between the tympanic membrane and stapes footplate in a total ossicular reconstruction prosthesis reconstruction, *Otology & Neurology*, 32 (4): 610-615
- [32] **Hess-Erga, J., Moller, P., Vassbotn, F. S.** (2013): Long-term hearing result using Kurz titanium ossicular implants, *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.*, 270: 1817-1821

- [33] **Iniguez-Cuadra, R., Alobid, I., Bores-Domenech, A., et al.** (2010): Type III tympanoplasty with total ossicular replacement prosthesis: anatomic and functional results, *Otol Neurotol*, 31: 409-14
- [34] **Kartush, J.M.** (1994): Ossicular chain reconstruction. Capitulum to malleus. *Otolaryngol. Clin. North Am.* 27 (4): 689-715
- [35] **Koch, A., Homoe, P., Pipper, C. B., Hjuler, T., Melbye, M.** (2011): Chronic suppurative otitis media in a birth cohort of children in Greenland: Population-based study of incidence and risk factors, *The Pediatric Infectious Disease Journal*, 30 (1): 25-29
- [36] **Kruegger, W. W., Feghali, J. G., Shelton, C., Green, J. D., Beatty, C. W., Wilson, D. F., Thedinger, B. S., Barrs, D. M., McElveen, J. T.** (2002): Preliminary Ossiculoplasty Results using the Kurz titanium prostheses, 23: 836-839
- [37] **Kurz, H.** (2004): Gehörknöchelchenprothese, EP 1 181 907 B1, Anmeldung: 24.08.2001, Europäisches Patentamt, 12.05.2004
- [38] <http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14>, Stand 27.07.2015
- [39] <http://www.kurzmed.de/produkte/otologie/mittelohrimplantate/tympanoplastik/>, Stand 27.07.2015
- [40] **Lehnhardt, E.** (1987): Praxis der Audiometrie. 6. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart
- [41] **Lenarz, T., Boeninghaus, H.-G.:** Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, 2012, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg
- [42] **Martin, A. D., Harner, S.G. (2004):** Ossicular reconstruction with titanium prosthesis, *Laryngoscope*, 114 (1): 61-64
- [43] **Martins, J., Silva, H., Certal, V. F., Amorim, H., Carvalho, C. F.** (2011): Ossiculoplasty with titanium prosthesis, *Acta Otorhinolaringologica Espanola*, 63 (4): 295-9

- [44] **Meister, H., Mickenhagen, A., Walger, M., Duck, M., von Wedel, H., Stenert, E.** (2000): Standardisierte Messungen der Schallübertragung verschiedener Mittelohrprothesen. *HNO* 48 (3): 204-8
- [45] **Merchant, S. N., Ravicz, M. E., Voss, S. E., Peale, W. T., Rosowski, J. J.** (1998): Middle ear mechanics in normal, diseased and reconstructed ears. *Journal of Laryngology and Otology*, 112, 715-731
- [46] **Morris, D. P., Bance, M., Van Wijhe, R. G: et al** (2004), Optimum tension for partial ossicular replacement prosthesis reconstruction in the human middle ear, *Laryngoscope*, 114: 305-8
- [47] **Neudert, M., Bornitz, M., Lasurashvili, N., Schmidt, U., Beleites, Th., Zahnert, Th.** (2016): Impact of prosthesis length on tympanic membrane's and annular ligament's stiffness and resulting middle ear sound transmission, *Otology & Neurology*, 37
- [48] **Nishihara, S., Goode, R. L.** (1994): Experimental study of the acoustic properties of incus replacement prostheses in a human temporal bone model, *Am. J. Otol.* 15: 485-94
- [49] **Nissen, A. J., Bui, H.** (1996): Complications of chronic otitis media. *Ear Nose Throat J.* 75 (5): 284-92
- [50] **Reiß, M.:** Facharztwissen HNO-Heilkunde-Differenzierte Diagnostik und Therapie, 2009, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg
- [51] **Romer, M., Vorburger, M., Huber, A.** (2006): Ossiculoplasty with titanium prostheses, MEMRO, 4th International Symposium on Middle Ear Mechanics in Research and tology: Selected Abstracts
- [52] **Rosowski, J. J., Cheng, J. T., Ravicz, M. E., Hulli, N., Harrington, E. J., Hernandez-Montes, M.S., Furlong, C.** (2009): Computer assisted time- averages holography of the motion of the surface of the tympanic membrane with sound stimuli of 0.4 to 25 kHz. *Hearing Research*, 253: 83-96
- [53] **Rudin, R., Svädsudd, K., Tibblin, G., Hallén, O.** (1983): Middle ear disease in samples from the general population. *Acta Otolaryngol*, 96:237–246 (IIa)

- [54] **Schmerber, S., Troussier, J., Dumas, G., Lavieille, J.-P., Nguyen, D. Q.** (2006): Hearing results with the titanium ossicular replacement prostheses, *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* 263: 347-354
- [55] **Schwenzer, N., Ehrenfeld, M.:** Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, 4. Auflage, 2002, Georg Thieme Verlag, Stuttgart
- [56] **Shinohara, T., Gyo, K. Saiki, T., Yanagihara, N.** (2000): Ossiculoplasty using hydroxyapatite prosthesis: long-term results, *CLin. Otolaryngol. Allied Sci.* 25 (4): 287-292
- [57] **Sismanis, A.** (2010): Tympanoplasty - tympanic membrane repair. In A. J. Gulya, L. B. Minor, & D.S. Poe (Eds.), *Glasscock Shambaugh surgery of the ear*, 6, 465-488. Shelton, CT: Peoples's Medical Publishing House USA
- [58] **Stupp, C. H., Dalchow, C., Grün, D. Stupp, H. F., Wustrow, J.** (1999): Three years experiences with titanium implants in the middle ear, *Laryngorhinootologie*, 78 (6): 229-303
- [59] **Stupp, C. H., Stupp, H., Grun, D.** (1996): Replacement of ear ossicles with titanium, *Laryngorhinootologie*, 75: 335-337
- [60] **Thurnher, D., Grasl, M. Ch., Erovic, B. M.:** HNO-Heilkunde-ein symptomorientiertes Buch, 2011, Springer-Verlag, Wien New York
- [61] **De Vos, C., Gersdorff, M., Gerard, J. M.** (2007): Prognostic factors in ossiculoplasty, *Otol. Neurotol.* 28:61-7
- [62] **Welsch, U.:** Lehrbuch Histologie, 2. Auflage 2006, Elsevir, Urban & Fischer Verlag, München
- [63] **Werner, J. A., Lippert, B.:** HNO-Heilkunde, 2003, Schattauer Verlag, Stuttgart
- [64] **Wolferts, G., Schicke, D., Delank, K. W.** (2015): Long-term hearing results and patient satisfaction after tympanoplasty with the Titanium CLiP-Prostheses, 86th Annual Meeting of the German Society for Oto-, Rhino-, Laryngology, Head and Neck Surgery. Berlin, May 13-14, 2015. Düsseldorf: German Medical Science GMS Publishing House; 2015. Doc15hnod526, March 16, 2015, Poster Abstract.

- [65] **Wullstein, H.** (1956): Theory and practice of tympanoplasty, *Laryngoscope*, 66 (8): 10
- [66] **Yamada, H., Goode, R. L.:** A self-adjusting ossicular prosthesis containing polyurethane sponge, 2010, 31 (9), 1404-8
- [67] **Yao, W., Guo, C., Luo, X.** (2013): Study on effects of partial ossicular replacement prostheses with different materials on hearing restoration, *Mater Med*, 24: 515-522
- [68] **Yung, M., Smith, P.** (2010): Titanium versus nontitanium ossicular prostheses – a randomized controlled study of the medium-term outcome, *Otol. Neurotol.*, 31: 752-8
- [69] **Yung, M., Vowler, S. L.** (2006), Long-term results in ossiculoplasty: an analysis of prognostic factors, *Otol. Neurotol.* 27:874-81
- [70] **Zahnert, T.** (2011): Reconstruction of the middle ear with passive implants, *HNO*59: 964-73
- [71] **Zakzouk, S.** (2002): Epidemiology of chronic suppurative otitis media among Saudi children—a comparative study of two decades. *International J. Ped. Otorhinolaryngol*, 62:215-218 (III)
- [72] **Zenner, H.-P.:** *Praktische Therapie von HNO-Krankheiten*, 5. Auflage, 2008, Schattauer Verlage, Stuttgart
- [73] **Zenner, H.-P., Stegmaier, A., Lehner, R. Baumann, I., Zimmermann, R.** (2001): open titanium prostheses for ossiculoplasty: a prospective clinical trial. *Otol Neurotol* 22: 582-589
- [74] **Zenner, H.-P., Freitag, H. G., Linti, C., Steinhardt, U., Rodriguez Jorgs, J., Preyer, S., Mauz, P. S., Surth, M., Planck, H., Baumann, I. Lehner, R., Eiber, A.** (2004): Acoustomechanical properties of open TTP titanium middle ear prostheses. *Hear Res* 192: 36-46
- [75] **Zhao, S., Hato, N., Goode, R. L.** (2005): Experimental study of an adjustable-length titanium ossicular prosthesis in a temporal bone model. *Acta Otolaryngologica*, 125:33-7

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) des 2. Kollektivs untergliedert nach Prothesenlängen in mm; PTA = *Pure-Tone-Average*; MW = Mittelwert; SD = Standardabweichung; fett gedruckt: statistisch signifikant ($p < 0,05$) 36

Tabelle 2: zugehörige p-Werte zu den Werten aus Tabelle 236

10 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Übersicht der Paukenhöhle (Lenarz 2012, 9).....	3
Abbildung 2: Epitympanales Cholesteatom (Werner 2003, 43).....	7
Abbildung 3: Schematische Darstellung der Tympanoplastiken nach Wullstein (Zenner 2008, 96)	9
Abbildung 4: Schematische Darstellung einer PORP mit Länge und Funktionelle Länge.....	18
Abbildung 5: Titanprothesen Typ Düsseldorf: TORP und PORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	18
Abbildung 6: Schematische Darstellung der Partialprothese des Typs Düsseldorf und die verfügbaren Längen der Firma Kurz (http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14 , 14).....	19
Abbildung 7: TTP-Variac® PORP und TORP und Sizer Disk (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	20
Abbildung 8: Schematische Darstellung der TTP-Variac PORP (http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14 , 10).....	21
Abbildung 9: TTP®-Vario PORP und TORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	21
Abbildung 10: Instrumentenset (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	22
Abbildung 11: Schematische Darstellung der TTP-Vario PORP (http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14 , 12).....	22
Abbildung 12: CliP ® Partial Prothese Typ Dresden (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	23
Abbildung 13: auf den Steigbügel gesetzte CliP ® Partial Prothese Typ Dresden (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	23
Abbildung 14: Schematische Darstellung der CliP ® Partial Prothese Typ Dresden und die verfügbaren Längen der Firma Kurz (http://issuu.com/g-group/docs/kurzmed-otologie-version-8/14 , 20).....	24
Abbildung 15: Die Münchner Prothese: TORP und PORP (mit freundlicher Genehmigung der Heinz Kurz GmbH)	24
Abbildung 16: Boxplot der Altersverteilung des Kollektivs 1 am Operationstag, n=53	27

Abbildung 17: Geschlechterverteilung im 1. Kollektiv, n=53	28
Abbildung 18: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenarten im 1. Kollektiv, n=53.....	28
Abbildung 19: Häufigkeitsverteilung der Patienten mit Cholesteatomen im 1. Kollektiv, n=43.....	29
Abbildung 20: Häufigkeitsverteilung der verschiedenen inserierten Prothesenlängen des 1. Kollektivs, n=53	29
Abbildung 21: Häufigkeitsverteilung der inserierten <i>Munich</i> -Prothesenlängen des 1. Kollektivs; n=15.....	30
Abbildung 22: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenlängen ohne die <i>Munich</i> -Prothese des 1. Kollektivs; n=38.....	30
Abbildung 23: Prä- und postoperativer <i>Pure Tone Average</i> (in Dezibel) der <i>Munich</i> -PORP, differenziert nach Prothesenlängen kleiner und größer/ gleich 2,5 mm, n=15	31
Abbildung 24: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) der LMU PORP ohne die <i>Munich</i> -Prothesen, differenziert in die beiden Gruppen der Prothesenlängen (in mm), n=38	31
Abbildung 25: Vergleich der <i>Munich</i> -Prothesen mit den herkömmlichen Prothesen, n=53.....	32
Abbildung 26: Boxplot der Altersverteilung des Kollektivs 2 am Operationstag; n=377	33
Abbildung 27: Geschlechtsverteilung des 2. Kollektivs; n=377	33
Abbildung 28: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenarten im 2. Kollektiv, n=377.....	34
Abbildung 29: Häufigkeitsverteilung der inserierten Prothesenlängen des 2. Kollektivs; n=377	35
Abbildung 30: Prä- und postoperativer mittlerer Hörverlust (in Dezibel) des 2. Kollektivs untergliedert nach Prothesenlängen in mm, n=377	35

11 Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei all denen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt und motiviert haben.

An erster Stelle geht mein Dank an meinen Doktorvater Dr. Klaus Stelter für die Überlassung des Themas und der wissenschaftlichen und methodischen Unterstützung über die gesamte Zeit.

Besonderer Dank geht auch an Dr. Ulrich Kisser für die gute Betreuung und stetige Bereitschaft, die einen großen Beitrag zur Vollendung dieser Arbeit beigetragen haben. Vielen Dank für die Geduld und Mühen.

Großer Dank geht auch an Dr. Goesta Schimanski und seine Tochter Dr. Esther Schimanski, die mir für meine Dissertation freundlicherweise eine große Menge an Daten Ihres Operations-Zentrums Lünen zur Verfügung stellten.

Daneben möchte ich Dr. Jürgen Peters danken, der mir nicht nur durch sein Wissen über Statistik geholfen hat, sondern mich außerdem mit seiner freundlichen Art und guten Tipps immer wieder motivierte.

Ich danke Uwe Steinhardt der Firma Heinz Kurz GmbH, Dußlingen, der in vielen Emails für Fragen zur Verfügung stand und den Kontakt zu Dr. Schimanski aufbaute. Ebenso bedanke ich mich für die vielen hilfreichen Zusatzinformationen und die Bereitstellung der Abbildungen und das technische Wissen über die Kurzmed Prothesen.

Weiter bedanke ich mich bei Dr. Stefan Wilhelm und Christoph Wille des Unternehmens Innoforce Est., die mich in die audiologische Datenbank ENTstatistics einführten.

Nicht zuletzt möchte ich Marlene Pollotzek und der gesamten HNO-Klinik des Klinikums Großhaderns für die Hilfe und Bereitstellung des Arbeitsplatzes danken.

Besonderer Dank geht außerdem an meine beiden Brüder und an meine Eltern für ihre unermüdliche Stärkung und Motivierung. Ferner danke ich ihnen für die stetige Begleitung und Geduld während der gesamten Zeit der Schule und des Studiums. Außerdem danke ich Christian für seinen Zuspruch und die lieben Worte, vor allem in der Endphase meiner Dissertation.

12 Eidesstattliche Versicherung

Uhl, Sabrina Claudia

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Einfluss des Prothesendesigns und der Prothesenlänge auf das Hörvermögen nach Implantation einer *partial ossicular replacement prosthesis* (PORP)

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Bad Saulgau, den 15.08.2017

Sabrine Wehl