

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde
und Kopf-Hals-Chirurgie
- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Wolfgang Stoll -

Hörverbesserung nach Tympanoplastik Typ III:
Eine medizinische und medizinisch-ökonomische
Betrachtung

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung des doctor medicinae

der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von
Schmid, Stephan
aus Würzburg/Bayern
2006

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. med. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Prof. Dr. med. F. Schmä
2. Berichterstatter: Hdoz. Priv.-Doz. Dr. med. C. Greiner

Tag der mündlichen Prüfung: 28.08.2006

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde und Kopf-Hals-Chirurgie

- Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. Wolfgang Stoll -

Referent: Prof. Dr. med. F. Schmäl

Korreferent: Hdoz. Priv.-Doz. Dr. med. C. Greiner

ZUSAMMENFASSUNG

Hörverbesserung nach Tympanoplastik Typ III: Eine medizinische und medizinisch-ökonomische Betrachtung

Schmid Stephan

Innerhalb von 4 Jahren wurden an 382 Patienten (157w, 225m, Alter 3-82 Jahre, Durchschnitt 38) 417 Tympanoplastiken Typ III nach *Wullstein* durchgeführt. Bei 187 Ohren wurde die hintere Gehörgangswand erhalten, 230 Ohren wurden mit einer Radikalhöhle versorgt. Insgesamt wurden 244 Cholesteatome, 93 Ohren mit chronischer Otitis media mesotympanalis und 80 Ohren mit einer unspezifischen Entzündung, Missbildung oder Prothesenextrusion gesehen. Abhängig von dem intraoperativen Befund wurden 164 TORPs (Total Ossicular Replacement Prosthesis) und 253 PORPs (Partial Ossicular Replacement Prosthesis) implantiert. Bei 261 Ohren war die Ossikelkette unterbrochen, bei 49 Ohren musste die Kette abgebaut werden und in 107 Fällen bestand bereits eine Tympanoplastik Typ II oder III. Der Vergleich der prä- und postoperativen Audiogramme erbrachte für alle operierten Ohren eine durchschnittliche Verringerung der Knochen-Luftleitungs (KL-LL)-Differenz um ca. 5-7 dB. Diese nur geringe Verbesserung des Hörvermögens wurde bereits von *Hüttenbrink* 1993 beobachtet und ist vermutlich auf den kurzen Nachsorgezeitraum von 3 Wochen (79,8 % aller Patienten) zurückzuführen. Für weniger entzündlich veränderte Ohren erbrachte die Implantation von Autoossikeln als Amboss-Hammerersatz im Sinne einer PORP gute Ergebnisse für die Schalltransmission. Bei Ohren mit einer fortgeschrittenen Entzündung, wie z.B. einem Cholesteatom, hat sich das Einbringen einer TORP aus Titan bewährt. Bei einem Großteil der Patienten konnte auf diese Weise die KL-LL-Differenz bereits signifikant verringert und ein soziales Gehör, unter 30dB KL-LL-Differenz erreicht werden.

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung

1.1	Einführung	1
1.2	Entwicklung des Mittelohres	2
1.3	Anatomie des Mittelohres	3
1.4	Mittelohrmechanik	8
1.5	Geschichtliches zur Tympanoplastik	11
1.6	Zur Tympanoplastik benutzte Materialien	14
1.7	Aktueller Stand der Tympanoplastik	26
1.8	Ziele der Arbeit	28

2. Material und Methoden

2.1	Patientenkollektiv	29
2.2	Datenanalyse	28
2.3	Einschlusskriterien	30
2.4	Diagnostik	30
2.5	Operationstechniken	30
2.6	Statistische Methoden	33

3. Ergebnisse

3.1	Patientengut	35
3.2	Operationstechniken und intraoperative Befunde	36
3.2	Audiologische Resultate	38
3.4	Rezidive	63

4. Diskussion 65

5. Literatur 81

6. Danksagung 92

7. Lebenslauf 93

8. Tabellenanhang

1. EINLEITUNG

1.1. Einführung

Das menschliche Ohr hat die Aufgabe mechanische Schwingungen in elektrische Impulse umzuwandeln. Es besteht aus dem äußerem Gehörgang, dem Mittel- und dem Innenohr. Der Schall erreicht über das äußere Ohr, das wie ein Trichter funktioniert und den Gehörgang das Trommelfell, welches die Schallwellen auf die Gehörknöchelchenkette überträgt. Diese Gehörknöchelchenkette besteht aus den drei Ossikeln Hammer, Amboss und Steigbügel. Letzterer überträgt die Schwingungen im Bereich des ovalen Fensters auf die Innenohrflüssigkeiten, so dass die sog. Wanderwelle entsteht. Diese Wanderwelle führt zu einer Auslenkung der Basilarmembran im Innenohr und diese Auslenkung hat eine Bewegung der Zilien auf den Sinneszellen des Innenohres, den sog. Haarzellen zur Folge. Durch die Zilienabscherung kommt es zu einer Veränderung des Membranpotentials und schließlich zu einer Stimulation des N. cochlearis, der nun Aktionspotentiale an die Hörnervenkerne im Innenohr leitet.

Die Gehörknöchelchen spielen bei der Schallübertragung auf das Innenohr eine große Rolle. Sie entwickeln sich aus dem Reichertschen und dem Meckelschen Knorpel. Der bei fast allen Säugetieren gleich angelegt ist. Ihr Aufbau ist von Mensch zu Mensch in Feinheiten sehr unterschiedlich, so dass man diese Varianz mit den menschlichen Gesichtszügen vergleichen kann. Verschiedene Missbildungen, aber vor allem entzündliche Prozesse wie die chronische Mittelohrentzündung und das Cholesteatom können die Ossikel des Mittelohres nachhaltig schädigen und sogar komplett zerstören. In einem solchen Falle wird das Mittelohr durch einen operativen Zugang eröffnet, von entzündlichem Gewebe befreit und es wird versucht, einen möglichst guten Ersatz für die Gehörknöchelchenkette zu schaffen. *Wullstein* hat hierfür 1972 die Tympanoplastik mitentwickelt und in fünf verschiedene Typen klassifiziert. Bei der Typ III Operation wird ein Interponat auf das Steigbügelköpfchen (PORP) oder direkt auf die Steigbügelfußplatte (TORP) gestellt und unter das Trommelfell gestellt. Als Interponat dient entweder ein noch erhaltenes eigenes oder autologes Gehörknöchelchen oder Fremdmaterial.

Im Rahmen dieser Arbeit werden Tympanoplastiken vom Typ III auf ihre Funktionsfähigkeit und ihre Haltbarkeit überprüft.

1.2. Entwicklung des Mittelohres

Die drei Gehörknöchelchen sind knorpelig präformiert. Sie entstammen nach der *Reichert-Gauppschen*(41;140) Theorie dem Knorpel des Mandibularknorpels, dem Meckelschen Knorpel, und dem Knorpel des Hyoidbogens, dem Reichertschen Knorpel. Hammer und Amboss entwickeln sich nach dem Meckelschen Knorpel des ersten Kiemenbogens, der Steigbügel aus dem Reichertschen Knorpel des zweiten Kiemenbogens, während ein Teil der Fußplatte dem Labyrinthblock entstammt(137). Entgegen dieser allgemein verbreiteten These(1;5;132) spricht *Otto* davon, dass Hammer und Amboss dem zweiten Visceralbogen entspringen. Er führt dies auf eine bindegewebige Trennung zwischen Meckelschem Knorpel und Hammeranlage zurück(128).

Das Hammer-Amboß-Gelenk entwickelt sich aus dem Kiefergelenk der Nichtsäuger. Einen Hinweis liefert nach *Plate*(132) die Chorda tympani. Dieser Nerv liegt bei Säugtieren dem Hammer-Amboß-Gelenk an, während er bei den Nichtsäugern stets zum Kiefergelenk zieht. Auch der *M. tensor tympani* leitet sich von der Kaumuskulatur ab(7).

Die Gehörknöchelchen unterscheiden sich in Ihrer Entwicklung deutlich von den großen Röhrenknochen. Jedes Ossikel besitzt nur ein Ossifikationszentrum, und der primär gebildete, enchondrale Knochen bleibt nur als dünne Platte an wenigen Stellen erhalten. Die Hauptmasse der entwickelten Ossikel bildet periostalen Knochen(2).

Das Trommelfell und die Gehörknöchelchen sind zum Zeitpunkt der Geburt bereits zu ihrer Erwachsenengröße ausgereift(2;178). Eine ausführliche Darstellung der Mittelohrentwicklung findet sich unter anderem bei *Bast*(5).

1.3. Anatomie des Mittelohres

Da sich diese Arbeit mit operativen Rekonstruktionen im Bereich des Mittelohres beschäftigt, wird hier dezidiert auf die Entwicklung und die Anatomie des Mittelohres eingegangen.

Der schematische anatomische Aufbau des restlichen Ohres ist ausführlich bei zahlreichen Autoren dargestellt(8;102;125).

1.3.1 Trommelfell

Das Trommelfell hat eine sehr flache Trichterform und ist zudem schwach elliptisch. Auf Grund seiner geringen Dicke von 0,08-1 mm kann man bei reizlosem Trommelfell Strukturen im Inneren der Paukenhöhle durchscheinen sehen. Der vertikale Durchmesser beträgt

8,5-10 mm, der horizontale 8-9 mm. Das Trommelfell teilt sich in einen großen Teil, Pars tensa, und einen kleinen Teil, Pars flaccida oder auch Shrapnellsche Membran. Die Pars tensa ist mittels des Anulus fibrocartilagineus in den Sulcus tympanicus der Pars tympanica ossis temporalis eingefalzt. Die vorne oben gelegene Pars flaccida haftet in der Incusura tympanica der Schläfenbeinschuppe. Begrenzt werden die beiden Anteile des Trommelfells durch die Prominentia mallearis (die Anheftungsstelle des Processus lateralis des Hammers) und die Striae membranae tympanicae anterior und posterior. Die Stria mallearis wird vom Manubrium mallei gebildet, das dem Trommelfell von der Prominentia mallearis bis zum Umbo anliegt(103).

1.3.2 Paukenhöhle

Die Paukenhöhle unterteilt man in drei Etagen: Der mittlere Bereich (Mesotympanon) grenzt lateral an das Trommelfell, der obere Abschnitt (Recessus epitympanicus) liegt darüber, der untere Abschnitt (Recessus hypotympanicus) darunter.

Die laterale Wand wird von dem Trommelfell und seinem knöchernen Rahmen gebildet.

Die untere Wand trennt die Paukenhöhle von der Fossa jugularis, wobei auf der Seite der Paukenhöhle *Celulae tympanicae* entwickelt sein können.

Die vordere Wand wird von der Mündung des *Canalis musculotubarius* eingenommen(18;111), der durch eine horizontale Knochenlamelle in den oben gelegenen Kanal des *M. tensor tympani* und die unten gelegene *Tuba auditiva* unterteilt wird. Unterhalb dieser Tubenmündung kann man aber erst von einer echten Trennwand zu dem davor gelegenen Karotiskanal sprechen.

Die obere Wand wird medial von der *Pars petrosa*, lateral von der *Pars squamosa* des *Os temporale* gebildet und grenzt die Paukenhöhle von der mittleren Schädelgrube ab.

Beide Teile des *Os temporale* sind durch eine Naht verbunden, die beim Erwachsenen bis auf die Gefäßkanäle verknöchert ist. Das Dach kann pneumatisierte Zellen enthalten und setzt sich nach vorne in den Kanal des *M. tensor tympani*, nach hinten in das Tegmen des *Antrum mastoideum* fort. Im Dach des Tensorkanals liegt der tympanale Öffnung eines Nervenkanals für den *N. petrosus minor*.

Die mediale Wand trennt die Paukenhöhle vom Innenohr. Das Promontorium wird von der Basalwindung der *Cochlea* aufgeworfen. Am unteren Rand des Promontoriums liegt die tympanale Öffnung des *Canaliculus tympanicus*, durch den der *N. tympanicus* und die *A. tympanica inferior* die Paukenhöhle erreichen. Über dem Promontorium verläuft der *N. tympanicus* in seinem senkrecht verlaufenden *Sulcus* zum Kanal des *N. petrosus minor*.

Vor und über dem Promontorium findet sich ein nach außen gerichteter, löffelförmiger Knochenfortsatz, der *Processus cochleariformis*. Hinter und über dem Promontorium liegt die 2,5-4 mm lange und 1,5-2 mm breite(8) *Fenestra vestibuli* in der *Fossula fenestrae vestibuli*. Oberhalb dieser *Fossula* befindet sich die *Prominentia canalis facialis*, die nach hinten unten verläuft und in das Mastoid übergeht. Eine Knochenbrücke trennt die *Fossula fenestrae vestibuli* von dem *Sinus tympani*, der sich unter der *Fossula* und hinter dem Promontorium bis zu 5 mm tief erstreckt. Dieser *Sinus tympani* zieht sich bis in das Mastoid und wird von der *Eminentia pyramidalis* teilweise verdeckt.

Unter und hinter dem Promontorium findet sich eine 2-3 mm tiefe Einbuchtung, mit fast frontal liegendem Zugang, in der das Fenster zur Schnecke liegt.

Dieses ist im Durchschnitt 1,2-1,4 mm lang und 1,3 mm breit(8) und wird durch die Membrana tympani secundaria verschlossen.

Die hintere Wand der Paukenhöhle bildet das Mastoid. Im medialen Bereich dieser Wand, hinter und oberhalb der Fenestra vestibuli und unterhalb des Fazialiskanals die Eminentia pyramidalis, auf dessen oberer Fläche sich die kleine runde Austrittsstelle für die Sehne des M. stapedius befindet. Von dieser Austrittsstelle setzt sich eine Höhle, die auch den M. stapedius enthält, im Normalfall in den Fazialiskanal fort, dessen Wand der M. stapedius entspringt. Unter der Eminentia pyramidalis und dem Fazialiskanal liegt der Sinus tympani(103).

1.3.4 Gehörknöchelchen

Hammer, Amboss und Steigbügel sind die drei Gehörknöchelchen des Menschen. Diese sind vollständig von Paukenschleimhaut überzogen und durch straffe Gelenke miteinander verbunden. In der Paukenhöhle frei schwebend, reicht die Ossikelkette vom Trommelfell bis zum Fenestra vestibuli. An den Stellen, wo sich die Schleimhaut der Paukenhöhle auf die Gehörknöchelchen umschlägt, entstehen Schleimhautfalten. Die drei Ossikel dienen der Übertragung der Schwingungen vom Trommelfell auf das Innenohr.

Die auftretenden interindividuellen Unterschiede der Ossikel(28;29;183) kann man mit den Gesichtszügen eines Menschen vergleichen(173).

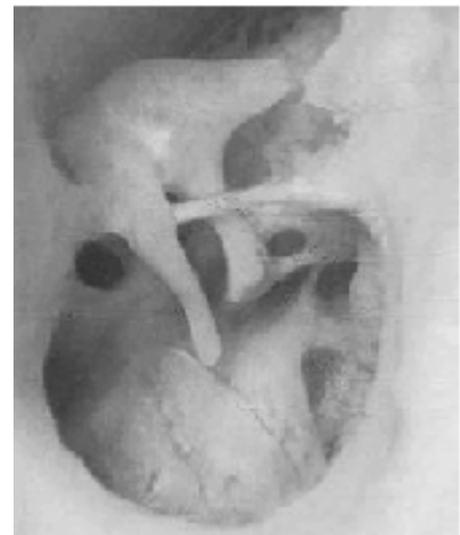


Abb. 1.1 Blick auf das eröffnete Mittelohr

Der Hammer (Malleus) besteht aus drei Teilen. Dem Hammerkopf (Caput mallei) dem Hals (Collum mallei) und dem Hammerstiel (Manubrium mallei) sowie zwei Fortsätzen, dem langen Processus anterior und dem kurzen Processus lateralis.

Der Kopf des Hammers ist beinahe kugelförmig und hat auf seiner dorsalen Seite eine sattelförmige Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Ambosskörper. Unterhalb dieser Gelenkfläche befindet sich ein Sperrzahn. Das Manubrium und der Processus lateralis sind mit dem Trommelfell verwachsen. Der vordere Fortsatz verläuft am Hammerhals nach vorn unten zur Fissura petrotympanica.

Der Amboss (Incus) besteht ebenfalls aus drei Teilen. Dem Ambosskörper (Corpus incudis) und den beiden Schenkeln (Crus longum incudis und Crus breve incudis).

Auf der Vorderseite des Ambosskörpers befindet sich eine sattelförmige Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Hammerkopf, an deren unterem Ende sich, ähnlich wie bei dem Gelenk des Hammerkopfes, ein Sperrzahn befindet. Der kurze Schenkel zieht nach hinten, der lange Schenkel verläuft parallel mit dem Hammerstiel und endet im Processus lenticularis, der rechtwinklig nach medial abbiegt und eine Verdickung besitzt. Zur Artikulation mit dem Stapes besitzt diese Verdickung eine konvexe Gelenkfläche. Da der lange Schenkel des Ambosses etwas kürzer ist, als der Hammerstiel, liegt das Incudostapedialgelenk etwas über dem Umbo des Trommelfells.

Der Steigbügel, Stapes, besteht aus vier Teilen. Einem Kopf (Caput stapedis) zwei Schenkeln, einem vorderen Crus anterius und einem hinteren Crus posterius, die sich auf der Steigbügelfußplatte (Basis stapedis) abstützen. Auf dem Stapeskopf befindet sich eine konkave Gelenkfläche zur Artikulation mit dem Processus lenticularis des Incus. Die Gelenkfläche des Stapesköpchens ist hierbei wesentlich größer als die des Processus lenticularis. Kopf und Schenkel des Stapes trennt eine leichte Einschnürung (Collum stapedis) voneinander(8).

1.3.5 Gelenke

Hammer und Amboss sind durch das Artikulatio incudomallearis miteinander verbunden. Es handelt sich hierbei um ein Sattelgelenk, dass durch die straffe Kapsel und die beiden Sperrzähne nur sehr geringen Bewegungsspielraum von ca. 5° bietet.

Amboss und Steigbügel verbindet das Artikulatio incudostapedialis, ein Kugelgelenk mit straffer Gelenkkapsel.

1.3.6 Bänder

Wie bereits erwähnt ist lediglich der Hammerstiel und der Processus lateralis mit dem Trommelfell verwachsen während die Gehörknöchelchen überwiegend durch einen Bandapparat in ihrer Position gehalten werden.

Der Hals und der Processus anterior des Hammers werden durch das Lig. mallei anterior an der Fissura petrotympanica der Paukenhöhle verbunden. Der Hammerhals wird durch das Lig. mallei laterale, das sich nach lateral hin fächerförmig verbreitert und mit der Incisura tympanica der Schläfenbeinschuppe verwachsen ist, gehalten. Das Lig. mallei superius und das Lig. incudis superius sind Bänder, die in den meisten Fällen nur als Schleimhautfalten bestehen. Sie ziehen vom Hammerkopf und vom Ambosskörper zum Tegmen tympani.

Der kurze Ambossschenkel wird durch das Lig. incudis posterius in der Fossa incudis befestigt. Die Steigbügelfußplatte ist durch das Lig. annulare stapediale in der Fenestra vestibuli fixiert(125).

1.3.7 Mittelohrmuskeln

Zwei Muskeln stehen noch mit der Gehörknöchelchenkette in Verbindung: Der M. tensor tympani und der M. stapedius.

Der M. tensor tympani hat seinen Ursprung in dem gleichnamigen Kanal und setzt am Hammerhals an. Seine Sehne verläuft dabei um den Processus cochleariformis annähernd in einem rechten Winkel nach lateral. Dieser Muskel ist in der Lage den Hammerstiel und somit das Trommelfell nach innen zu ziehen und dadurch zu spannen (sog. Trommelfellspanner).

Der M. stapedius hat im Cavum musculi stapedii seinen Ursprung. An der oberen Fläche der Eminentia pyramidalis tritt seine Sehne hervor und setzt am Kopf und dem hinteren Schenkel des Steigbügels an.

Durch Kontraktion dieses Muskels wird die Steigbügel Fußplatte gekippt, so dass der hintere Teil in die Fenestra vestibuli gedrückt wird, während der vordere Anteil der Fußplatte herausgehoben wird. Das Lig. annulare stapediale wird gespannt und die Auslenkungen der Steigbügel Fußplatte in das ovale Fenster vermindert.

Anomalien der M. stapedius kommen als Verdopplung des Muskels, als Fehlen seiner Sehne oder als ektopische Muskeln entlang des horizontalen Abschnittes des Fazialiskanals vor(76;180).

1.4. Mittelohrmechanik

1.4.1 Signaltransfer

Schallenergie wird im Mittelohr durch Schwingungen des Trommelfells und die angeschlossene Gehörknöchelchenkette weitergeleitet.

Dabei wird der Schall selektiv auf das ovale Fenster über die Steigbügel Fußplatte geleitet, während das Trommelfell eine Schallübertragung auf das runde Fenster verhindert (sog. Schallprotektion). Durch diesen Mechanismus, der für die Hydromechanik der Cochlea von großer Bedeutung ist, können sich die Steigbügel Fußplatte und das runde Fenster gegensätzlich bewegen(3).

1.4.2 Bewegungen der Gehörknöchelchen

Die Hörschwelle des Menschen liegt bei einer Schwingungsamplitude des Trommelfells von unter 10^{-10} m(37;107;121;162;163;172). Bei tonischen Auslenkungen des Hammers oder des Amboss, z.B. bei Druckeinwirkung auf das Trommelfell, bewegt sich das andere Ossikel gegenläufig. Für hörbare Frequenzen ist dieser Bewegungsablauf noch unklar. Man nimmt aber an, dass beide Ossikel durch ihre feste Verbindung als Einheit schwingen. Die Achse dieser Schwingung verläuft durch den Hammerhals und die Basis des langen Ambossfortsatzes vor dem Hammer-Amboss-Gelenk.

Die Steigbügelbewegung ist noch umstritten. Vermutet werden Ein- und Austauschbewegungen, Querauslenkungen, sowie komplexe Bewegungsabläufe(61;173).

Auf Grund der Hebelwirkung der Ossikel ist die Signalübertragung des Stapes und daher die Schwingungsamplitude des ovalen Fensters im Vergleich zu der des Trommelfells weiter verkleinert. Der Faktor der Verkleinerung $1/g$ (g = Hebelwirkung) ist schätzungsweise 0,7(98;164;165;173;176;190).

Die Auslenkungsgeschwindigkeit am Innenohreingang ist durch die kleinere Amplitude der Steigbügelfußplatte bei gleicher Frequenz kleiner als am Trommelfell.

Durch Masse und Steifheit wird im Mittelohr die akustische Funktion bestimmt. Massenkontrolliert ist das Mittelohr bei eher hohen Frequenzen, während bei niedrigen Frequenzen die Steifheit ausschlaggebend ist. Als Massenkomponenten kann man die Ossikel, deren Aufhängung und Bewegungsabläufe aufzählen. Dies erlaubt jedoch nicht einfach das Gewicht der Gehörknöchelchen als Masse anzusehen, da bei einer Rotation das effektive Gewicht, das in die Masse eingeht, geringer ist, als das des sich bewegenden Objektes.

Bänder, Trommelfell, Mittelohrmuskeln, Sehnen und die Luft des Mittelohres sind Komponenten der Steifheit(36). Die Luft spielt vor allem bei niedrigen Frequenzen eine sehr große Rolle für die Steifheit, da in diesem Falle von ihr der größte Beitrag erfolgt(77;78;124).

1.4.3 Impedanzanpassung

Das Mittelohr ist ein Impedanzwandler zwischen dem äußeren und dem inneren Ohr, also zwischen einem mit Luft und einem mit Flüssigkeit gefülltem System.

Müsste der Luftschall direkt auf das ovale Fenster treffen, so würden bis zu 98 % der Informationen reflektiert werden (Schallimpedanz Z_1 Reflexionsgrad $R = (Z_0 - z_1)^2 / (Z_0 + z_1)$).

Dies liegt an dem höheren Schwellenwiderstand des Innenohres (ca. $6 \cdot 10^4$ kg/m² Flüssigkeit) im Gegensatz zu einem luftgefüllten Raum (ca. $4,2 \cdot 10^2$ kg/m²).

Dies ist nur eine ungenaue Methode, um die ungefähren Größen deutlich zu machen, die ohne das Mittelohr herrschen würden(99).

Durch die Gehörknöchelchen wird die Schallreflexion so verringert, dass durchschnittlich 60 % statt nur 2 % gehört auf das Innenohr weitergegeben werden können.

Die Eingangsimpedanz der Schallenergie am Trommelfell beträgt im Hauptsprachbereich zwischen 1 und 3 kHz ca. $2 \cdot 10^3 \text{ kg/m}^2\text{s}$ (120), so dass nur 40 % der Schallenergie reflektiert werden(190). Das Mittelohr verbessert folglich die Weiterleitung der Schallenergie um den Faktor 30 (60 % statt 2 %)(125). Die beste Übertragung erfolgt bei einer Frequenz von 1 kHz(126).

Diese Anpassung wird durch zwei Mechanismen erzielt.

Da die Steigbügelfußplatte mehr Kraft auf das ovale Fenster bringt, als ursprünglich die Luft auf das Trommelfell, kann man von einer Hebelwirkung der Ossikelkette sprechen(68).

Auf der anderen Seite kommt es durch den Flächenunterschied zwischen Steigbügelfußplatte und Trommelfell zu einer Druckerhöhung (Druck= Kraft/Fläche). Das Verhältnis zwischen dem effektiv schwingenden Teil des Trommelfells und der Steigbügelfußplatte beträgt etwa 14:1 (der Rest des Trommelfells ist durch die Gehörganswand schwingungsunfähig, sonst wäre das Verhältnis sogar 20:1)(174;176).

1.4.4 Mittelohrmuskeln

60-80 dB über der Hörschwelle werden die Mittelohrmuskeln kontrahiert, um die Steifheit der Gehörknöchelchenkette zu steigern(108;109). Bei Frequenzen von 1-2 kHz ist die Übertragung des Mittelohres noch steifheitskontrolliert, bei niedrigeren Frequenzen nimmt die Schalleitung mit zunehmender Steifheit ab(130).

1.4.5 Schutzmechanismus

Beobachtungen an Patienten mit idiopathischer Fazialisparese ergaben eine vorübergehende Schwellenabwanderung während der Lähmung, so dass man von einem Hinweis auf einen möglichen Schutzmechanismus sprechen könnte(189).

Dieser Mechanismus hat jedoch eine lange Latenzzeit und könnte somit auf Impulslärm (z.B. Knalltrauma) nicht reagieren(125).

1.5. Geschichtliches zur Tympanoplastik

1.5.1 Geschichte der Operationstechnik

Die Erhaltung der Mittelohrstrukturen und -wände, ihre Wiederherstellung und die Begrenzung von Ohroperationen auf das pathologisch notwendige Maß waren die Grundideen der ersten Ohroperateure.

Schon 1873 wurden durch *Schwarze*(147) Antrotomien, sowie 1881 durch *von Trölsch*(181) Radikaloperationen durchgeführt.

1878 wurde durch *Berthold*(14) der Versuch unternommen einen Trommelfelldefekt in einem reizlosen Ohr, ohne Kenntnis des Mittelohrbefundes, durch eine Membranplastik - Myringoplastik - endgültig zu verschließen. 1893 berichtete *Berthold*(182) jedoch über das Scheitern dieser Bemühungen.

Diese ersten Operationen bildeten die Basis auf der bis heute zum Beispiel die konservative Radikalohroperation oder die Atticoantrotomie entwickelt wurden. 1901 setzte *Matte*(181) bereits Trommelfellreste auf den Stapes, um die Mittelohrstrukturen zu schützen.

Die chronische Eiterbildung des Mittelohres und der Tube konnte trotz vieler Versuche (z.B. Verbolzung der Tube) nicht hinreichend gestoppt werden. Radikaloperationen und Fenestrations im Meso- und Hypotympanon wurden auf ein Mindestmaß reduziert, da es nicht einmal gelang kleine Trommelfellperforationen durch Transplantate zu heilen.

1949-1950 wurde die Bogengangsfensterung eingeführt. Dieses war auf Grund technischer Innovationen wie etwa dem Audiometer für die wohldefinierte Indikation, der Bohrmaschine und dem Operationsmikroskop möglich.

1952 wurde durch Einbringung von Hautlappen und eines antibiotischen Geltaschwammes in das Ohr eine ausgeheilte Rekonstruktion des Trommelfelles das erste Mal möglich. Der Begriff Tympanoplastik wurde durch *Wullstein*(182) eingeführt und ist definiert als ein Operationsprinzip, das der absoluten Heilung der aerisierten Räume der Otobasis bei jedweder Entzündung, Verletzung oder gutartigen Neubildung dient, sowie dem gleichzeitigen plastisch-chirurgischen Wiederaufbau oder, bei Missbildungen, dem Aufbau des bestmöglichen Systems der Mittelohrfunktion in einem Operationsvorgang.

Die Operationsmethodik der Tympanoplastik ist in fünf Untertypen gegliedert (Tabelle 1.1).

<p>Typ I Hören über die anatomisch und funktionell völlig unversehrte Hebelwirkung der Kette der Ossikula</p>
<p>Typ II Hören über die gestörte und wiederhergestellte Hebelwirkung der Schalleitungskette</p>
<p>Typ III Hören ohne Hebelwirkung, aber mit der Schalldrucktransformation des Trommelfells, d.h. durch ein Kolumella-System, entweder über einen erhöhten Steigbügel oder Steigbügelersatz (Typ III hoch oder Typ III tief) oder nur über den Steigbügel (Typ III flach)</p>
<p>Typ IV Hören nur mit Schallprotektion vor dem runden Fenster durch eine kleine Pauke. Das Trommelfell liegt direkt auf der beweglichen Steigbügel Fußplatte</p>
<p>Typ V Hören bei abgeschlossener Paukenhöhle, d.h. Schallprotektion vor dem runden Fenster und zugleich blockiertem ovalen Fenster über ein Ersatzfenster in der Scala vestibuli (Bogengangsfensterung)</p>

Tab. 1.1 Tympanoplastiktypen nach *Wullstein* (1952)

Bei Belüftungsstörungen des Mittelohres traten postoperative Adhäsionen und Retraktionen auf, die ursächlich für Misserfolge verantwortlich waren.

Diese konnten aber durch Einbringung von Schleimhaut und Silikonfolie behoben werden, da ein Verkleben mit der Promontorialschleimhaut nicht mehr möglich war und die eigene Mittelohrschleimhaut nachwachsen konnte.

Die Therapie war zu diesem Zeitpunkt weiter als die Theorie, so dass Erkenntnisse über Mittelohrmechanik und Hörverbesserungen durch Tympanoplastiken erst in den Jahren danach folgten.

Die chronische Otitis media konnte jedoch noch nicht dauerhaft durch eine Operation beseitigt werden, da der eingebrachte Hautlappen noch zu leicht durch Nachbarflächen wieder infiziert werden konnte. Eine Lösung hierfür stellte das Einbringen von Fascien, also Organen, dar, da diese durch den Körper wieder revitalisiert werden konnten.

Unter den Operateuren gab es zwei Ströme. Die einen wollten möglichst viel des Mittelohres mit seinen Falten und Ossikeln erhalten, die anderen forderten eine radikale Entfernung der Krankheitsherde. Um beiden Gruppierungen gerecht zu werden, entwickelte man die „temporäre Epitympanotomie“.

Die Technik der Tympanoplastik bot schon frühzeitig verschiedene Anwendungsmöglichkeiten. Sie wurde nicht nur für die verschiedenen Formen der Entzündung, sondern auch bei Tympanosklerose, chronischen Ergüssen, Cholesteringranulomen und Mittelohrmissbildungen eingesetzt(181).

1.5.2 Geschichte der Transplantat- und Implantatmaterialien

1952 rekonstruierte *Wullstein*(179) die Ossikelkette mit einer Palavit-Columella, die jedoch wie auch die Supramid Implantate von *Kley*(101) nicht im Mittelohr verblieben. Lediglich Knochenreiter auf dem Stapes wurden gut toleriert(177).

In den 60er Jahren verwendeten *Shea* Polyethylen-, Austin Teflonhohlschaftprothesen sowie Columellen als Knochenersatz im Mittelohr. Implantate aus Metall wurden von *Palva* empfohlen(17).

Alloplastische Materialien erzielten ungünstige Ergebnisse, weshalb man auf dem „4. Workshop of Middle Ear Surgery 1971“ von diesem Abstand bei Behandlung der chronischen Otitis media nahm(148).

Trotz dieser Tatsache führten *Shea und Homsy* 1974 Proplast und *Shea und Emmet* 1978 Plastipore ein. Bei diesen Materialien fanden Autoren starke Fremdkörperreaktionen, so dass eine Anwendung im Mittelohr fraglich blieb(25;39;80;93;104;114;133).

Gute klinische und funktionelle Ergebnisse konnte man mit Keramiken (z.B. Aluminiumoxidkeramik, Glaskeramik, Calciumphosphatkeramik) erzielen. Als Knochenersatzmaterial war Hydroxylapatit den kalzifizierten Gewebekristallen am ähnlichsten(43) und deshalb am besten geeignet.

Ionomerzement wurde von *Geyer* auf seine Mittelohrtauglichkeit überprüft und nach längeren Studien für gut befunden(46;47). Titanprothesen schienen auf Grund klinischer Ergebnisse(159) den gehämmerten Goldimplantaten überlegen zu sein(43).

Die von den 60er Jahren bis heute gerne verwendeten homologen Ossikel sind wegen eines nicht vollständig auszuschließenden Übertragungsrisikos von HIV und Jakob-Creutzfeldt-Erkrankungen unbeliebt geworden(52;80). Der Nutzen von autogenen Gehörknöchelchen wurde jedoch niemals angezweifelt.

1.6 Zur Tympanoplastik benutzte Materialien

1.6.1 Autogene/allogene Materialien

Gehörknöchelchen

Materialcharakteristik

Transplantierte Ossikel zählen zur härtesten Knochensubstanz im Organismus. Autogene und allogene Transplantate werden über Havers-Kanäle revaskularisiert(34;95;97;154). Bei der Geschwindigkeit und dem Ausmaß des Knochenumbaus wurden Spannen von geringem Umbau(105;106;146) bis hin zu erheblichen Umbauprozessen gefunden(72;158). Nach *Lang et al.*(105) werden 75 % der autogenen Ossikel knöchern umgebaut, Allogene Ossikel verbleiben ohne Funktionsverlust, jedoch avital im Mittelohr. *Hildemann et al.*(72) beobachteten bei einer bis zu 21 jährigen Implantationsdauer nur geringe Umbauprozesse.

Die Areale der Knochenneubildung sind unregelmäßig angeordnet. Andere Autoren haben festgestellt, dass der Knochenumbau bei den Ossikeln am auffälligsten ist, die sich am längsten in situ befinden(95;150).

Klinische Anwendung

Durch Resorptionserscheinungen waren bei 15 % der Prothesen Funktionseinbußen einzukalkulieren(72). *Strauss und Ickler*(158) stellten bei 100 Patienten, die im Durchschnitt 2 Jahre Prothesen trugen, in 50 % der Fälle makroskopische und in 95 % der Fälle mikroskopische Resorptionserscheinungen bei allogenen Transplantaten fest. Die Veränderungen konnten bei Patienten sowohl mit als auch ohne Mittelohrbelüftung und Entzündungszeichen festgestellt werden. Die stärkste Resorption fand an der Kontaktstelle der Ossikel mit dem Trommelfell statt. Nach *Frese und Hoppe* zählt die Schalleitungsstörung zu den häufigsten Revisionsgründen(38).

Knorpel

Klinische Anwendung

1959 wurde das erste Mal von *Utech* Knorpel als Columella verwendet und gute Resultate erzielt(166), die von *Heermann* durch weitere Operationen bestätigt werden konnten(66). Von *Steinbach*(155) konnte an maximal 25 Jahre in situ befindlichen Knorpelcolumellen keine Resorptionserscheinungen gefunden werden. In 5 von 30 Fällen war eine Knochenbildung erkennbar(46).

Dentin

Materialcharakteristik

Ossikel aus Zahndentin sind eine günstige und einfache Alternative. Man kann sie dem Spender entnehmen und so Infektionen vorbeugen(63-65;80;157).

Klinische Anwendung

„Dentin“ eignet sich gegenüber Zahnschmelz wegen seiner geringeren Splitterneigung besser als Werkstoff. Abstoßungsreaktionen wurden nicht beobachtet, jedoch wird eine Bioinstabilität vermutet(13;63). Das Material ist gut biokompatibel und epithelialisiert ohne Probleme(51;63).

Bei Kontakt des Transplantates mit dem Trommelfell wurde eine Teilresorption beobachtet(63). Die Mittelohrfunktion wird mit der Zeit schlechter, trotzdem ist Dentin wegen seiner günstigen Kosten eine Alternative besonders in Entwicklungsländern(82).

1.6.2 Metalle

Feingold

Materialcharakteristik

Die Aerial-Prothese (PORP) und die Bell-Prothese sind aus „gehämmertem“ Feingold (Au 99,99) gearbeitet. Sie werden unter das mit Knorpel verstärkte Trommelfell gestellt und die Glocke am Schaftende auf den Stapeskopf aufgesetzt und angeklemt oder bei einer TORP direkt auf die Fußplatte gestellt. Die Prothesen haben ein offenes Drahtviereck mit ca. 0,4 mm Durchmesser und sind bis zu 50 mg schwer(146). Die Kopfplatte mit einer Dicke von 0,1 mm(131) lässt sich an die individuelle anatomische Form anpassen. Die Form ist ähnlich wie bei den Titanimplantaten.

Klinische Anwendung

Bei zufrieden stellendem Hörvermögen wurde bei 200 Patienten eine ausgezeichnete Verträglichkeit der Aerial- und Bellprothesen festgestellt(134;156). Echte Extrusionen wurden in dieser Studie nicht festgestellt. Bei schlecht belüfteten Paukenhöhlen bildeten sich jedoch Granulationen, die die Prothesen einmauerten(156).

Vorläufige Ergebnisse einer Vergleichsstudie zwischen Gold- und Ionomerzementprothesen zeigten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Hörfunktion. Lediglich die Bearbeitbarkeit der Goldprothesen ist schlechter bewertet worden. Die Goldprothesen mussten aber den Titanprothesen weichen(46).

Titan

Materialcharakteristik

Titan ist ein bewährtes Implantatmaterial(22), das in der HNO-Heilkunde z. B. auch als transkutane Halterung für Knochenleitungshörgeräte benutzt wird. Es ist ein weiches Material, welches aus diesem Grunde nur schwer zu bearbeiten ist. Dies resultiert aus seinem geringen Eisenanteil von 0,005 %, was man auf 0,05 % gesteigert hat, um seine Handhabung zu erleichtern. Die Korrosionsneigung ist hierdurch jedoch auch gestiegen(161). Titan ist ein Werkstoff mit hoher Oberflächenenergie(4) und wird deshalb schnell mit Zellen kolonisiert, während Implantate mit niedriger Oberflächenenergie eher mit zellarmen Bindegewebe überwuchert werden(4).

Die Titanprothesen können nicht an die individuellen Verhältnisse angepasst werden, da sie sich lediglich etwas biegen, aber nicht einschleifen lassen. Es gibt auch bereits längenverstellbare Prothesen, die mit Hilfe einer Anpasshilfe („Sizer“) in das Mittelohr eingebracht werden können. Titanprothesen sind mit 4 mg gegenüber anderen Prothesen sehr leicht und lassen so eine bessere Schallübertragung bei hohen Frequenzen zu. Funktionell scheinen die PORP und die TORP keine wesentlichen Unterschiede aufzuweisen(45;46;46;159).

Klinische Anwendung

Eine Studie von *Stupp et al.*(159) zeigte bei 160 Patienten keinen Abstoßungsprozess, sowie keine Unverträglichkeit. Bei Reoperationen beobachtete man in Einzelfällen eine knöcherne Verbindung der PORP mit dem Stapesköpfchen, die TORP war in keinem der Fälle mit der Fußplatte verwachsen. Lediglich in 3 dieser Fälle war der Prothesenschaft nicht mit Schleimhaut überwachsen. Diese günstigen Ergebnisse konnte eine Studie der Solinger Klinik mit 80 Patienten innerhalb von 2 Jahren bestätigen, wobei es bei einem Fall zu einer Prothesenextrusion bei entzündetem Mittelohr kam.

Bei der klinischen Prüfung der Universitäts-Hals-Nasen-Ohrenklinik Würzburg(46;46) stellte man vereinzelt Granulationsgewebe an den Prothesen fest. Wie sich die knöchernen Verbindungen der PORP mit dem Stapes auf die Schallübertragung auswirken ist genau wie die unterschiedliche Epithelisierung(159) noch nicht hinreichend geklärt. Die HNO-Klinik Solingen beurteilte die scharfen Endplatten der Titanprothesen bei knorpelverstärkter Paukenhöhle als unbedenklich(46).

1.6.3 Kunststoffe

Proplast

Materialcharakteristik

Polytetrafluorethylen (PTFE, Teflon) entsteht durch Polymerisation aus Tetrafluorethylen. Mischt man Kohlenstoff, Aluminium oder Hydroxylapatit hinzu, bildet sich das PTFE-Komposit Proplast(73;149). Wegen unkontrollierter Hydroxylapatitabgabe ist Polytetrafluorethylen vom Markt genommen worden(32). Die Benetzbarkeit der Prothesen mit Körperflüssigkeiten soll durch ein Porensystem garantiert werden(73;149). Proplast bricht bei der Bearbeitung leicht, weshalb zum Beispiel Hohlschaftprothesen vorgehalten werden, die sich gut auf das Stapesköpfchen aufsetzen lassen(19;133;153).

Klinische Anwendung

Die Prothesen waren auch im infizierten Mittelohr nicht verformt(95), jedoch war das Material durch fibröses Bindegewebe eingekapselt worden. Es ließen sich vielkernige Riesenzellen, Histiozyten, Makrophagen, jedoch keine Fibroblasten nachweisen.

Da Prothesenbruchstücke in Riesenzellen gefunden wurden(88;114;115), muss darüber nachgedacht werden, ob sich Proplast zur Ossikelrekonstruktion eignet, da das Material einem hohen Zerfall ausgesetzt ist(95).

60 % der Prothesen wurden nach 10-15 Jahren bei Paukenabdeckungen ohne Knorpelverstärkung vermutlich aus mechanischen Gründen abgestoßen. Legte man eine Knorpelscheibe auf die Endplatte, so verminderte sich die Abstoßung auf 10-15 %(23;59;148).

Plastipore

Materialcharakteristik

Plastipore ist ein für die Mittelohrchirurgie hergestellter Werkstoff (HDPS – high density polyethylene sponge) mit einem Leervolumen von mehr als 50 %. Seine Porengröße schwankt zwischen 30-250 µm. Gewebefreundlicher durch Modifikationen des Herstellungsprozesses soll Polycel sein. Plastipore ist im Vergleich mit Proplast besser zu verarbeiten, ist weicher und splittert nicht(133;153).

Klinische Anwendung

Prothesen die 6 Monate bis 4 Jahre im Mittelohr verblieben, zeigten zum Zeitpunkt ihrer Explantation teilweise inkomplette Epithelisierung(94). Die Hülle aus Bindegewebe war unterschiedlich dick(24;95;115), aber auf jeden Fall stärker ausgeprägt als bei Proplast(95).

Der Kunststoff wurde auf mikroskopischer Ebene desintegriert und kleinere Partikel phagozytiert. Diese Beobachtung gilt für Plastipore-, Polycel- und Proplastprothesen(115). Die Poren abgestoßener Prothesen waren regelmäßig mit Bakterien gefüllt(10;40;95;96).

Backmann et al.(21) konnten durch Auflage von Knorpel auf die Endplatte die Extrusionsrate bei über 1000 Ohren auf 7 % reduzieren. In schwierigeren Fällen kann man durch zweimaliges Operieren die Rate noch günstiger gestalten. Die Prothesen quellen im Bereich des Prothesenschaftes auf und passen sich so besser an die Fußplatte des Stapes an, was als Vorteil angesehen wird.

Im Vergleich zu allogenen und autogenen Ossikel beobachteten viele Autoren „katastrophale“ Ergebnisse bei Langzeitstudien(23) und rieten von dieser Art der Prothesen ab. *Smyth*(151) verzeichnete eine Abstoßung von 60 % auf 5 Jahren und nahm komplett Abstand von diesem Werkstoff.

Die Hörergebnisse besserten sich, durch die stabilisierende Knorpelscheibe(20;133;145), das Hörvermögen nahm, wie bei anderen alloplastischen Werkstoffen auch, stetig ab(20;96;144;145;152).

1.6.4 Keramische Mittelohrimplantate

Die Biokeramiken sind von *Hubert et al.*(79) in bioinerte Keramiken (z.B. Aluminiumoxidkeramik), synthetische (z.B. Kohlenstoffwerkstoffe), oberflächenaktive Keramiken (z.B. Bioglas und Apatit) sowie resorbierbare Keramiken (z.B. Tricalciumphosphat) eingeteilt worden. Hydroxylapatit, Aluminiumoxidkeramik und maschinierbare Biovitrokeramik (Bioverit) sind bei Rekonstruktionen der Mittelohrchirurgie am verbreitetsten(46).

Oberflächenaktive Glaskeramik (Ceravital)

Reck(138;139) hat die bioaktive Glaskeramik (Ceravital) auf Verwendung im Mittelohr untersucht. Das Material erzielte anfangs ausgezeichnete Ergebnisse.

Es war kompatibel zum Mittelohr, jedoch war keine hinreichende Biostabilität gegeben, weshalb das Material nicht weiter zur Mittelohrrekonstruktion empfohlen wurde(43).

Kohlenstoffwerkstoff

Es existieren mehr als 200 Kohlenstoffsubstanzzusammensetzungen, von denen sich Feinkorngraphitoxid bewähren(71). Auf Grund des geringen Gewichtes und einer guten Mittelohrverträglichkeit(70) wurden bei 200 Ossikelimplantaten gute funktionelle Resultate erwartet(83).

Maschinell bearbeitete Glaskeramik (Bioverit)

Materialcharakteristik

Setzt man zu Grundglas ($\text{SiO}_2\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-MgO-Na}_2\text{O-K}_2\text{O-F}$) CaO und P_2O_5 hinzu, so wird bei spezieller Temperierung eine gezielte Kristallisation von Phlogopit- und Apatitkristallen herbeigeführt. Phlogopitkristalle ermöglichen die gute Bearbeitung des Werkstoffes(9;43).

Klinische Anwendung

Auch nach 13 Jahren Liegezeit unter anderem im Mittelohr sind keine Korrosionserscheinungen erkennbar. Das Implantatmaterial kann auf Grund seiner guten Epithelisierungstendenz auch in der gelegentlich bakteriell kontaminierten Mittelohrregion verwendet werden(9).

Hydroxylapatit

Materialcharakteristik

Dichtes Hydroxylapatit wird für den Aufbau der Ossikelkette benutzt. Das Calcium-Phosphat Verhältnis der Calciumphosphatkeramik ist mit 1,67 zwar etwas niedriger als im mineralisierten Knochen, kommt den kalzifizierten Gewebekristallen jedoch nahe(26). Bei einer Porengröße von 2 µm beträgt die Mikroporosität weniger als 5 %. Das Material ist fragil, die Bearbeitbarkeit wegen seiner Splitterneigung schwierig(53), aber für seinen Verwendungszweck doch ausreichend stabil(89;116;188). Durch den Zusatz von Silikon soll ein leichteres Bearbeiten bei gleichen Eigenschaften ermöglicht werden (siehe S.25 Abschnitt über Hapex).

Klinische Anwendung

Nach einem Zeitraum von 2 Jahren waren einige gelöste Kristalle am Interface erkennbar(32;74;75;167) und das Implantat von einer fibrösen Kapsel umgeben. Die Eigenschaften von Hydroxylapatit zur Ossikelrekonstruktion wurden als ausreichend angesehen(167). Eine Biodegradation wurde bei Cholesteatom und chronischer Mittelohrentzündung beobachtet, die Ansichten hierzu sind kontrovers diskutiert. Nach einigen Autoren ist Hydroxylapatit nicht abbaubar(60;90;100), während bei chronischer Entzündung(170) Zeichen von Auflösung beobachtet werden konnten(168;179).

Die Prothese nach *Grote et al.*(56;58;60) wird zwischen Hammergriff und Paukenabdeckung eingefügt und macht eine Paukenabdeckung beispielsweise mit Knorpel nicht erforderlich. Um bei der Prothese nach *Wehrs*(110) Perforationen der Epithelbedeckung zu vermeiden, empfiehlt es sich, die scharfen Tellerkanten abzutragen. Bei fehlendem Hammergriff neigte der Columella-Typ der Prothese eher zur Extrusion(58).

Anwenderfreundlicher scheinen Prothesen mit einem eiförmigen Teller zu sein, da diese bei geringer Dislokation keine scharfen Kanten aufweisen, die das Trommelfell beschädigen könnten(15;16).

Bei *Wehrs*(175) lag die Schalleitung bei 50 % von 167 Patienten unter 10 dB (PORP und TORP gemeinsam). Nach *Grote*(57;59) ließ sich in 60 % der Fälle ein Knochenleitungsschluss von 20 dB erzielen (PORP und TORP gemeinsam). Für die Biofunktionalität des Materials sprach das, bei 170 zweizeitig operierten Patienten über acht Jahre stabile Hörvermögen(169).

Aluminiumoxidkeramik

Materialcharakteristik

Aluminiumoxidkeramik ist der Teil der Gruppe der Oxidkeramiken. Diese stellen den Prototyp der bioinerten Keramiken dar. Es entsteht bei der Sinterung ein solider polykristalliner Block aus Korundmikrokristallen, dessen Zelleinheiten eine Größe von 5 µm haben und porenlos dicht gepackt sind(67;84;87;184). Partikel werden ohne Entzündungszeichen in Makrophagen abgelagert, der Partikeltransport kann über das Retikuloendotheliale System festgestellt werden(55). Der Werkstoff ist sehr hart und die Bearbeitbarkeit mit gängigen diamantierten Fräsen wird unterschiedlich bewertet(10;46). Zur besseren Verankerung ist die Hohlschaftprothese (TORP, PORP) am Schaftende mit einer medialen Querperforation versehen(46) und soll durch einwachsendes Bindegewebe auf der Fußplatte stabilisiert werden. Zum Schutz des Innenohres wird die Auflage von Bindegewebe oder Perichondrium empfohlen(86). Ein Verrutschen unter der Paukenabdeckung soll durch die geriffelte Oberfläche der Endplatte verhindert werden(85).

Klinische Anwendung

Eine Verstärkung der Paukenabdeckung wurde wegen der guten Werkstoffkompatibilität anfangs nicht für nötig gehalten(185), durch Unterfütterung mit Knorpel konnte die Extrusionsrate jedoch von 16 % auf ca. 5 % gesenkt werden(187;188).

Die Prothesen wurden innerhalb eines Monats von Bindegewebe umhüllt und zeigten sich nach 6-9 Monaten von normaler Mukosa bedeckt, wobei keine Entzündungszellen im Weichgewebe nachweisbar waren(186).

Berichtete Fremdkörperreaktionen und Abstoßungsprozesse wurden auf einen ungünstigen Ohrzustand (z.B. Infektion, etc.) zurückgeführt(184).

Die Schalleitungskomponente für TORP und PORP lag bei einer bis zu sechsjährigen Nachuntersuchung unter 20 dB(184). Eine Änderung der Hörfunktion konnte nicht beobachtet werden, sodass eine Einschränkung der Prothesenfunktion durch Narben oder Dislokation nicht angenommen werden konnte(46).

Ionomerzement

Materialcharakteristik

Der hybride Werkstoff Ionomerzement kann in flüssigem und in festem Aggregatzustand als Knochenersatzmaterial in den Organismus eingebracht werden. Wegen Komplikationen auf otoneurochirurgischem Fachgebiet bei unsachgemäßer Anwendung(62;141) wurde der flüssige Ionomerzement im Mai 1995 vom Markt genommen.

Bei der festen Form wird Calcium-Aluminium-Fluoro-Silikat-Pulver mit beispielsweise Polymaleinsäure mechanisch gemischt und härtet innerhalb kürzester Zeit aus. Der feste Werkstoff lässt sich dann mit Schleifkörpern ähnlich wie keramischer Werkstoff formen(46)

Klinische Anwendung

Für die individuelle Anpassung an die anatomische Situation des Ohres stehen 2 Rohlinge zu Verfügung. Diese können mit einem Diamanten problemlos beschliffen werden, ohne zu zersplittern.

Die abgerundeten Tellerkanten verhinderten eine Verletzung des Trommelfells und eine Durchwanderung der Endplatte. Nach Implantation wurden die Prothesen sofort von Mittelohrschleimhaut überzogen(44;47).

Nach der Formgebung erreichten die Prothesen ein Gewicht von unter 20 mg(122). Beim PORP lagen die funktionellen und klinischen Kurz- und Langzeitergebnisse mit einer Schalleitung von unter 20 dB im Bereich der autogenen und allogenen Ossikel, beim TORP waren die Resultate mit ca. 20 dB durchschnittlich günstiger als bei allogenen Ossikeln(33;50;117).

1.6.5 Aus verschiedenen Materialien und Werkstoffen zusammengesetzte Prothesen

Bei diesem Typ werden die verschiedenen Materialeigenschaften in zusammengefügt Prothesen kombiniert, z.B. die Stabilität von Aluminiumoxidkeramik oder die Gewebefreundlichkeit autogener Knochen(46).

Autogener bzw. allogener Knochen und alloplastischer Werkstoff

Ein autogenes oder allogenes Ossikel wird durch einen Schaft aus Ceravital gestützt. So wird die gute Verträglichkeit des Ossikels mit dem Trommelfell und die exakte Positionierbarkeit des Keramikschafte auf die Fußplatte verbunden. Hieraus resultieren gute Hörergebnisse(129).

Hapex

Materialcharakteristik

Die Zusammensetzung des homogenen Komposits Hapex aus 40 % Hydroxylapatit und 60 % Polyethylen soll ein bioaktives Verhalten garantieren(142). Hapex ist in seiner Härte Vergleichbar mit Hydroxylapatit, splittert jedoch bei seiner Bearbeitung nicht(46)

Klinische Anwendung

Bei einer Nachbeobachtungszeit von 5 Jahren wurden die klinischen Resultate als ausgezeichnet bewertet(54).

Flex H/A

Materialcharakteristik

Das Komposit besteht aus 50 % Hydroxylapatit und 50 % Silastic™. Durch diese Kombination versucht man, die gute Biokompatibilität des Hydroxylapatits mit einer verbesserten Bearbeitbarkeit zu verbinden(46).

Klinische Anwendung

Die Prothese nach *Causse*, der Schaft besteht aus Flex H/A, die Endplatte ist mit einem Titanstift verbunden, zeigte für Kurzzeitergebnisse (maximal 3 Jahre) bei der Ossikulooplastik mit 750 Prothesen eine Extrusionsrate von 5 %(171). Das Prothesengewicht ist mit 25 mg recht hoch(118).

1.7 Aktueller Stand der Tympanoplastik

Als schwächstes Glied der Ossikelkette ist der lange Ambossschenkel bei der chronischen Mittelohrentzündung am häufigsten destruiert. Bei der Wiederherstellung der Schalleitung sollte nach allgemeiner Übereinstimmung versucht werden den Restamboss mitzubenutzen(46). Mit einer Feingold-Titan-Winkelprothese nach *Plester* ist es zum Beispiel möglich auf elegante Art die ursprüngliche anatomische Anordnung beizubehalten(46;112;135).

Für die Ionomerzementbrücke liegen verschiedene Ergebnisse vor. Während für einige Autoren die Langzeitresultate als positiv zu bewerten sind(35;112), gibt es auch Erfahrungen, nach denen 12 von 13 Patienten wegen zunehmendem Hörverlust revidiert werden mussten(46), da zum Beispiel der lange Ambossschenkel oder das Stapesköpfchen arrodirt waren(123). Als Alternative kann man mit günstigen funktionellen Resultaten die konventionelle Ambosstransposition wählen(48;69).

Ist die Stapesbeweglichkeit nach Aufsetzen einer Überhöhung nicht sicher gewährleistet, zum Beispiel bei in Richtung Promontorium verbogenem Stapes, kann man beispielsweise eine Ionomerzement-TORP oder Titan-TORP zwischen Paukenabdeckung und Fußplatte einstellen und am Stapesbogen anlehnen(46).

Ist der lange Ambossschenkel destruiert, so sind die übrigen Teile der Ossikelkette meist nicht mehr verwertbar(48). Zwischen die knorpelverstärkte Paukenabdeckung und dem Steigbügel wird hierbei eine PORP, zum Beispiel aus Ionomerzement oder Titan, eingebracht. Die Resultate scheinen bei Titanprothesen etwas besser als bei Ionomerzement zu sein. Bei verkipptem Stapes wäre die Implantation einer TORP vorzuziehen.

Ist bei zusätzlich zu den vorangegangenen Defekten auch noch die Stapes suprastruktur mit betroffen, so wird eine schlanke TORP zwischen Hammergriff bzw. knorpelverstärkter Paukenabdeckung und beweglicher Fußplatte eingebracht, so dass kein Kontakt zum Promontorium und zum Fascialiskanal besteht. Die klinischen Resultate für Ionomerzement und Titan gleichwertig, wobei Titan wegen des geringeren Gewichtes der Prothese funktionell besser zu sein scheint.

Der isolierte Defekt des Stapes suprastruktur lässt sich durch eine TORP zwischen langem Ambossschenkel und Fußplatte überbrücken, die unter minimaler Spannung eingefügt wird. Für den Proc. lenticularis wird in die Endplatte eine kleine Aussparung eingebracht und die TORP so zusätzlich stabilisiert. Auf die alternative Stapedektomie kann so verzichtet werden(46).

1.8. Ziele der Arbeit

Qualitätssicherung und ökonomische Faktoren gewinnen in der Medizin immer mehr an Bedeutung. Da Typ III Tympanoplastiken sehr häufig bei Ohroperationen durchgeführt werden, sollen im Rahmen der vorliegenden retrospektiven Arbeit die Operationsergebnisse der Hals-Nasen-Ohrenklinik des Universitätsklinikums Münster bezüglich der postoperativ erreichten Qualität und der Kosten dieses Eingriffs analysiert werden.

Besonderer Wert wird dabei auf die verschiedenen implantierten Materialien im Hinblick auf die postoperativen Hörergebnisse, sowie die Rate der notwendigen Rezidivoperationen gelegt. Dabei soll das Patientenkollektiv der Hals-Nasen-Ohrenklinik des Universitätsklinikums Münster mit anderen Veröffentlichungen verglichen werden. Zeigen einzelne Implantattypen oder Implantate aus bestimmten Materialien besonders gute postoperative Hörergebnisse und eine lange Haltbarkeit, so kann dies die Wahl der richtigen Prothese für den entsprechenden individuellen Situs vereinfachen.

2. MATERIAL UND METHODEN

2.1 Patientenkollektiv

Retrospektiv wurden die Daten aller Patienten mit einer Ohroperation und einer Tympanoplastik Typ III im Zeitraum vom 01.01.1997 bis zum 31.12.2001 betrachtet. In die Untersuchung gingen 417 prä- und 417 postoperative Tonaudiogramme von 328 Patienten ein, bei denen im o.g. Zeitraum in der HNO-Klinik des Universitätsklinikums Münster eine Ohroperation durchgeführt wurde. Patienten mit beidseitigem Befund und Revisionsoperationen sind jeweils einzeln erfasst worden.

Ein Teil der Patienten wurde aktuell nochmals zur Tonaudiometrie und Ohrinspektion in die Klinik bestellt, um einen längeren postoperativen Zeitraum zu analysieren.

2.2 Datenanalyse

In der Studie wurden die präoperativen Beschwerden, Art der Voroperationen, Liegezeit im Krankenhaus, Operateur, OP-Methode, Kettenzustand, Art des Kettendefektes, Art des Implantatmaterials, sowie die prä- und postoperativen Hörergebnisse (Tonaudiogramm) der Patienten über Luftleitung und Knochenleitung mit einbezogen.

In der weiteren Auswertung der Tonaudiogramme wurde die 3-Frequenztafel nach *Röser*(143) (siehe Anhang) für die Luftleitung zur Beurteilung der präoperativen und postoperativen Hörsituation angewendet. Anhand dieser Tabelle wurde für beide Ohren der prozentuale Hörverlust ermittelt.

Die Patientendaten wurden über standardisierte Dokumentationsbögen (siehe Anhang) erfasst und mit dem Tabellenkalkulationsprogramm Microsoft[®] Excel (Version 2000) verwaltet.

2.3 Einschlusskriterien

Vorraussetzung für die Aufnahme in die Studie war eine Rekonstruktion der Ossikelkette mit einer Tympanoplastik vom Typ III nach *Wullstein*. Es wurde als Aufnahmekriterium nicht nach Typ3 hoch, tief oder flach unterschieden.

2.4 Diagnostik

Nach einer Routineuntersuchung des Hals-Nasen-Ohren Bereiches wurde bei allen Patienten vor und nach der Operation ein Tonaudiogramm zur Beurteilung des individuellen Hörvermögens angefertigt.

Bei der Tonaudiometrie wird für jedes Ohr einzeln die Luft- und die Knochenleitung untersucht. Hierbei werden kontinuierliche Töne benutzt, sowie unregelmäßige Töne zusätzlich eingespielt, um eine Adaption des Ohres zu vermeiden. Um die Tonaudiometrie durchzuführen, besitzt die Hals-Nasen-Ohren Klinik sechs Audiometer (zwei vom Typ „Midimate 622 D“ und vier vom Typ „OB 802 klinische Audiometer“). Alle sechs wurden von der Firma Madsen Taastrup in Dänemark gefertigt.

Die Audiometer sind in sechs schalldichten Kabinen installiert und werden von sechs, in der Hals-Nasen-Ohren Klinik angestellten, Audiometristinnen, mit über 15 Jahren Berufserfahrung, bedient.

2.5 Operationstechniken

Die untersuchten Ohren wurden von neun verschiedenen HNO-Fachärzten der Hals-Nasen-Ohrenklinik des Universitätsklinikums Münster operiert. Von den in der Einleitung bereits erwähnten Prothesenmaterialien wurden autologe und allogene Gehörknöchelchen, T-Dentin Implantate, Überhöhungen aus Knorpel, Titanprothesen und Goldprothesen (Bell-Prothese) detailliert untersucht.

Je nach Erfordernis wurde intraoperativ eine partielle Ossikelersatzprothese (partial ossicular replacement prosthesis, PORP) oder eine totale Ossikelersatzprothese (total ossicular replacement prosthesis, TORP) eingebracht.

Es wurden folgende vier verschiedene Operationstechniken je nach Erfordernis angewandt:

- Tympanotomie
- 2-Wege-Ohr Operation
- Anlage einer Radikalhöhle
- Revision einer bereits angelegten Radikalhöhle.

Letztere wird nicht zusätzlich erläutert, da es sich um eine Wiedereröffnung einer alten Radikalhöhle handelt.

Tympanotomie

Nach retroaurikulärer Infiltrationsanästhesie und sterilem Abdecken des Operationsbereiches wird die retroaurikuläre Haut incidiert. Danach wird der Gehörgangsschlauch ausgelöst und semizirkulär incidiert. Es wird ein tympanomeataler Lappen markiert und gebildet. Dies ermöglicht einen Einstieg in die Pauke und das Aufsuchen der Gehörknöchelchenkette, um eventuelle Defekte zu suchen. Anschließend wird die Pauke von entzündlichem Gewebe gesäubert und ein möglicher Defekt der Gehörknöchelchenkette durch eine Tympanoplastik behoben. Im Falle eines Trommelfelldefektes wird dieser mit Temporalisfascie unterfüttert und so in Underlay-Technik verschlossen.

Eventuell wird ein dünnes Knorpelstückchens zwischen Fascie und Prothese eingebracht, um einer späteren Perforation vorzubeugen. Der tympanomeatale Lappen wird wieder zurückgeklappt und Folien sowie Gelita zur Gehörgangsstabilisierung eingelegt. Die Wunde wird zweischichtig verschlossen, ein halber Spitztupfer in den Gehörgang eingelegt und das Ohr mit einem sterilen Verband abgedeckt.

2-Wege-Ohr Operation

Nach retroaurikulärer Infiltrationsanästhesie und sterilem Abdecken des Operationsbereiches wird retroaurikulär die Haut incidiert. Der knöcherne Gehörgangseingang wird umschnitten und ein Entlastungsschnitt auf der lineae temporalis getätigt. Jetzt wird etwas Temporalisfascie entnommen und danach der Gehörgangsschlauch ausgelöst und semizirkulär incidiert. Es wird ein tympanomeataler Lappen markiert und gebildet.

Dies ermöglicht den Einstieg in die Pauke und das Aufsuchen der Gehörknöchelchenkette, um eventuelle Defekte zu suchen. Das planum mastoideum wird nun aufgebohrt und sowohl die Schädelbasis, wie auch der sinus sigmoideus wird dargestellt. Anschließend wird die Pauke von entzündlichem Gewebe gesäubert und ein möglicher Defekt der Gehörknöchelchenkette durch eine Tympanoplastik behoben. Bei einem Trommelfelldefekt wird auch hier mit Temporalisfascie unterfüttert und die Fascie auf das Prothesenköpfchen oder Knorpelstückchen auf dem Köpfchen der Prothese gelegt. Der tympanomeatale Lappen wird wieder zurückgeklappt und Folien und Gelita eingelegt. Die Wunde wird zweischichtig verschlossen, ein halber Spitztupfer in den Gehörgang eingelegt und das Ohr mit einem sterilen Verband abgedeckt.

Radikalohroperation

Nach retroaurikulärer Infiltrationsanästhesie und sterilem Abdecken des Operationsbereiches wird retroaurikulär die Haut incidiert. Der knöcherne Gehörgangseingang wird umschnitten und ein Entlastungsschnitt auf der lineae temporalis getätigt.

Jetzt wird etwas Temporalisfascie entnommen und danach der Gehörgangsschlauch ausgelöst und semizirkulär incidiert. Es wird ein tympanomeataler Lappen markiert und gebildet. Dies ermöglicht den Einstieg in die Pauke und das Aufsuchen der Gehörknöchelchenkette, um eventuelle Defekte zu suchen. Das planum mastoideum wird nun aufgebohrt und sowohl die Schädelbasis, wie auch der sinus sigmoideus wird dargestellt. Die hintere Gehörgangswand wird bis auf die Höhe des sog. Fazialissporns entfernt und das Mastoid aufgebohrt.

Wenn alle entzündlichen Granulationen entfernt worden sind wird die Mastoidhöhle geglättet und wenn nötig eine Gehörknöchelchenprothese eingesetzt. Die gesamte supralabyrinthäre Region wird mittels der zuvor entnommenen Temporalisfascie abgedeckt und das Trommelfelltransplantat zurückgeklappt. Abschließend werden Folien und Gelita eingebracht und eine Körnerplastik durchgeführt. Die Wunde wird zweischichtig verschlossen, 2 Spitztupfer in den Gehörgang gelegt und das Ohr mit einem sterilen Verband abgedeckt.

2.6 Statistische Methoden

Methoden der beschreibenden Statistik wurden eingesetzt, um die erhobenen Daten gemäß der jeweiligen Fragestellung zu analysieren. Dabei wurden Mittelwerte und Mediane, der unter Datenanalyse bereits erwähnten Parameter, der einzelnen Ohren und Gruppen miteinander verglichen.

Die statistische Analyse der Daten erfolgte mit dem Programm „Statistical Product and Service Solutions 12.0 for Windows (SPSS Inc, Chicago, Illinois, USA).

Die Korrelation zwischen den einzelnen Faktoren, z.B. Alter bei OP versus postoperativer Schalleitungskomponente der einzelnen Frequenzen, wurde anhand der Spearman Korrelation r_s erfasst.

Der Chi-Quadrat Test (χ^2) wurde als nicht parametrischer Test zum Vergleich zweier unpaariger Beobachtungen, z.B. Anzahl der Ohren mit Hörverbesserung (Gruppe 1) versus Ohren mit Hörverschlechterung (Gruppe 2), verwendet. Dabei wurde $p < 0,05$ als signifikanter Wert definiert.

Der studentische T-Test für gepaarte Stichproben wurde zum Vergleich des prä- und postoperativen Gehörs der Patienten angewendet. Auch hier wurde $p < 0,05$ als signifikant angesehen.

Alle Tests wurden im Einklang mit allgemeinen Richtlinien zum Einsatz von Signifikanztests durchgeführt(11).

Die dazugehörigen Tabellen und Graphiken wurden mit Hilfe von Microsoft® Word 2000 und SPSS 12.0 unter Windows erstellt.

3. ERGEBNISSE

3.1 Patientengut

Das untersuchte Kollektiv bestand aus 382 Patienten. Männer (n = 225; 59 %) waren signifikant ($\chi^2 = 12,11$; $df = 1$; $p < 0,001$) häufiger vertreten als Frauen (n = 157; 41 %). Die Patienten waren zum Zeitpunkt der Operationen im Alter von 3 bis 82 Jahren (Durchschnittsalter von 38 Jahre). Die genaue Altersverteilung, nach Frauen und Männern getrennt und in 10 Jahresintervallen, ist der Abbildung 3.1 zu entnehmen.

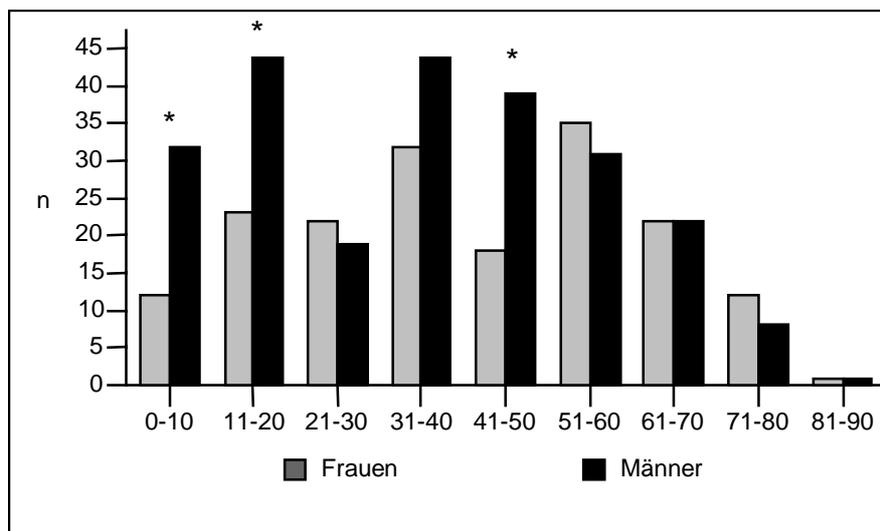


Abb. 3.1 Altersverteilung aller operierten Ohren (n = 417) getrennt nach Geschlecht in 10 Jahresschritten (* = χ^2 : $p < 0,01$ bezüglich des Vergleichs Männer und Frauen)

3.2 Operationstechniken und intraoperative Befunde

Operationstechnik

Insgesamt sind 417 operierte Ohren in die Analyse einbezogen worden.

Bei 187 Fällen (45 %) wurde die hintere Gehörgangswand erhalten, wobei 157 Ohren in 2-Wege-Technik und 30 Ohren im Sinne einer Tympanotomie operiert worden sind. Der Unterschied zwischen den Ohren mit 2-Wege-Technik und den Ohren mit Tympanotomie ist signifikant ($\chi^2 = 86,251$; $df = 1$; $p < 0,001$).

Bei den restlichen 230 Ohren (55 %) wurde in 164 Fällen eine Radikalhöhle angelegt und in 66 Fällen eine Radikalhöhlenrevisionen durchgeführt ($\chi^2 = 41,757$; $df = 1$; $p < 0,001$).

Der Unterschied zwischen allen wanderhaltenden Operationen und den Radikaloperationen ist signifikant ($\chi^2 = 4,434$; $df = 1$; $p < 0,05$). Von allen operierten Ohren handelte es sich in 157 Fällen um eine Revisionsoperation.

Intraoperative Befunde

In Abhängigkeit von dem intraoperativen Befund wurden 164 (39,3 %) TORPs und 253 (60,7 %) PORPs implantiert. Das Verhältnis zwischen implantierten TORPs und PORPs war signifikant unterschiedlich ($\chi^2 = 18,995$; $df = 1$; $p < 0,001$).

PORPs wurden signifikant häufiger in Ohren mit intakter Hinterwand ($\chi^2 = 6,644$; $df = 1$; $p < 0,01$) und TORPs zum großen Teil in Radikalhöhlen ($\chi^2 = 43,024$; $df = 1$; $p < 0,001$) eingebracht.

Bei 261 (62,6 %) Operationen war die Ossikelkette unterbrochen, bei 49 (11,8 %) Ohren musste die Kette auf Grund der ungünstigen Mittelohrverhältnisse, in der Regel der Cholesteatomausbreitung, abgebaut werden und in 107 (25,7 %) Fällen bestand bereits eine Tympanoplastik Typ II oder Typ III, wobei hier in 52 Fällen ein Cholesteatom oder eine chronische Mittelohrentzündung vorlag und 55mal die Prothese disloziert war. Sowohl die Gegenüberstellung der voroperierter Ohren und der Ohren mit erstmalig aufgetretenem Entzündungsprozess ($\chi^2 = 98,823$; $df = 1$; $p < 0,001$), als auch der Vergleich der drei intraoperativ vorgefundenen Kettenzustände (Arrosion, intakt aber abgebaut und voroperiert) ($\chi^2 = 172,719$; $df = 2$; $p < 0,001$) war signifikant unterschiedlich.

Für die PORPs ergibt dies eine teilweise oder vollständige Arrosion der Gehörknöchelchenkette in 162 Fällen und in 46 Fällen eine Einbindung in einen Entzündungsprozess bei noch intakter Kette. Unter den PORPs waren 45 voroperierte Ohren mit einem Implantat, von diesen waren 21 entzündlich verändert und 24 waren disloziert ($ns p > 0,05$). PORPs wurden signifikant häufiger in Ohren eingebracht, in denen sich die Gehörknöchelchenkette intraoperativ unterbrochen darstellte ($\chi^2 = 64,692$; $df = 1$; $p < 0,001$) und es sich um eine Neuimplantation handelte ($\chi^2 = 105,016$; $df = 1$; $p < 0,001$).

Bei den TORPs war die Gehörknöchelchenkette in 99 Fällen arrodiert und nur in 3 Fällen primär intakt und wurde sekundär abgebaut. Diese Verteilung ist mit $p < 0,001$ signifikant ($\chi^2 = 90,353$; $df = 1$). Auch bei den TORPs wurden signifikant mehr Implantate erstmalig eingebracht ($n = 102$), als Revisionen ($n = 62$) ($\chi^2 = 9,756$; $df = 1$; $p < 0,001$) durchgeführt.

62 Prothesen wurden bei vorangegangenen Operationen eingesetzt, von diesen waren 40 Prothesen in einen Entzündungsprozess mit einbezogen und 22 waren disloziert. Der Unterschied zwischen entzündlich veränderten und dislozierten Prothesen ist signifikant ($\chi^2 = 5,226$; $df = 1$; $p < 0,05$).

Die Anzahl der einzelnen Prothesentypen wird in nachfolgender Tabelle 3.1 dargestellt.

Typ	PORP	TORP	Gesamt
Titanprothese	0	25	25
Autohammer	35	2	37*
Autoamboss	64	14	78*
Homoioamboss	19	8	27*
T-Dentine	32	100	132*
Goldprothesen	34	8	42*
Knorpel	52	0	52
<i>Keramik</i>	<i>6</i>	<i>3</i>	<i>9</i>
<i>Andere</i>	<i>6</i>	<i>4</i>	<i>10</i>
<i>Dentinchip</i>	<i>5</i>	<i>0</i>	<i>5</i>
Gesamt	253	164	417

Tab. 3.1 *Durchgeführte Tympanoplastiken vom Typ III geordnet nach PORP und TORP; einige Prothesen wurden wegen zu kleiner Fallzahlen nicht weiter aufgeschlüsselt; (* = $\chi^2 : p < 0,05$ Vergleich PORPs gegen TORPs)*

3.3 Audiologische Resultate

Insgesamt wurden 253 präoperative und 253 postoperative Tonaudiogramme bei Patienten mit einer PORP und 164 präoperative und 164 postoperative Tonaudiogramme bei Patienten mit einer TORP in die Auswertung einbezogen. Die präoperativen Tonaudiogramme wurden in einem Zeitraum zwischen 4 Monaten und dem Operationstag (Mittelwert 3 Tage), die postoperativen zwischen 2 Tagen und 6 Jahre 9 Monate (Mittelwert 22 Tage 7 Monate) nach der Tympanoplastik erstellt.

Die KL-LL-Differenz, die Differenz zwischen Luft- und Knochenleitung, wurde bei jedem Patienten prä- und postoperativ für die einzelnen Frequenzen berechnet. Es wurde zusätzlich die durchschnittliche KL-LL-Differenz an Hand der Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz berechnet. Sie wurde jeweils präoperativ und postoperativ bestimmt.

Der Vergleich aller Ohren, unabhängig von der Art des operativen Zugangs, der Prothese und des Typs (PORP oder TORP) ist in nachfolgender Abbildung 3.2 dargestellt.

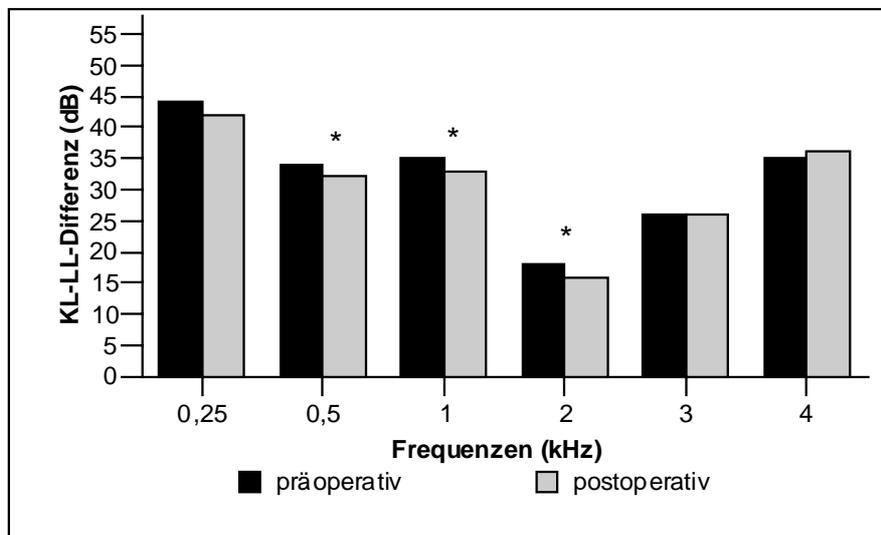


Abb. 3.2 Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz aller operierten Ohren ($n = 417$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

Der Vergleich aller prä- und postoperativen KL-LL-Differenzen ohne weitere Aufschlüsselung nach Operationszugang oder Art der Prothese (PORP oder TORP) erbrachte bei 500 Hz ($p < 0,05$), 1 kHz ($p < 0,01$) und bei 2 kHz ($p < 0,01$) eine signifikante Hörverbesserung.

Diese Art der Aufschlüsselung ergibt zwischen 250 Hz und 4 kHz eine Verbesserung von maximal 5 dB bei den Medianen (bei 250, 500 Hz und 1 kHz). Die Mediane der präoperativen KL-LL-Differenzen liegen dabei zwischen 15 dB (2 kHz) und 45 dB (250 Hz). Postoperativ liegen die Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 15 dB (2 kHz) und 40 dB (250 Hz). Die Mittelwerte der KL-LL-Differenzen liegen zwischen 18,2 dB (2 kHz) und 43,9 dB (250 Hz) präoperativ und zwischen 16,2 dB (2 kHz) und 42,2 dB (2 kHz) postoperativ.

Die relativen Häufigkeiten der Ohren mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB bzw. ≤ 30 dB sind in den Abb. 3.3a und 3.3b dargestellt.

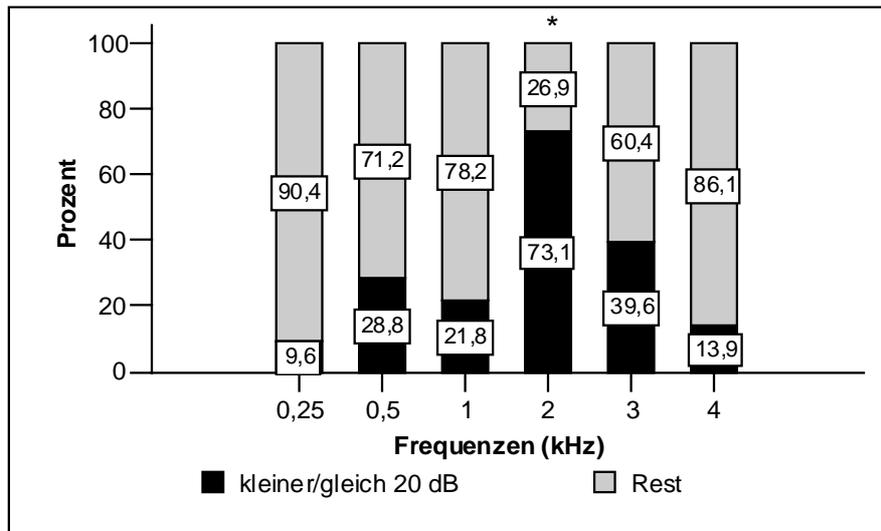


Abb. 3.3a Relative Häufigkeit aller Ohren ($n = 417$) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

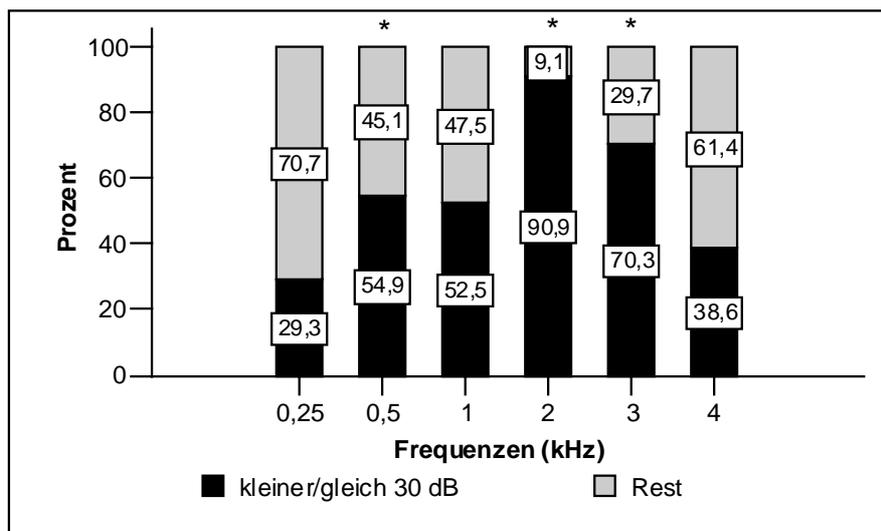


Abb. 3.3b Relative Häufigkeit aller Ohren ($n = 417$) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

Bei 2 kHz hatte eine signifikante Mehrheit ($\chi^2 = 89,326$; $df = 1$; $p < 0,001$) der operierten Ohren eine KL-LL-Differenz von maximal 20 dB. Bei 250 Hz ($\chi^2 = 4,031$; $df = 1$; $p < 0,05$) und 3 kHz ($\chi^2 = 68,492$; $df = 1$; $p < 0,001$) lag die KL-LL-Differenz des Großteils der operierten Ohren unter 30 dB.

Die Verteilung der durchschnittlichen KL-LL-Differenz für alle Ohren ist in der Tabelle 3.2 dargestellt.

D-KL-LL-Differenz	präoperativ	postoperativ
0 – 10 dB	11	6
11 – 20 dB	86	86
21 – 30 dB	121	150
> 30 dB	199	175

Tab. 3.2 Hörergebnisse alle Ohren ($n = 417$); durchschnittliche KL-LL-Differenz; (χ^2 nicht signifikant bzgl. präoperativ gegen postoperativ)

Die Mittelwerte bei den durchschnittlichen KL-LL-Differenzen lagen präoperativ bei 30,4 dB und postoperativ bei 29 dB. Dies ist eine mit $p < 0,05$ signifikante Hörverbesserung.

Die folgenden zwei Graphiken (Abb. 3.4a und 3.4b) verdeutlichen die Unterschiede der Gruppe mit präoperativ vorhandenem sozialem Gehör, daher mit einer D-KL-LL-Differenz ≤ 30 dB, und der Gruppe mit einer präoperativ größeren D-KL-LL-Differenz.

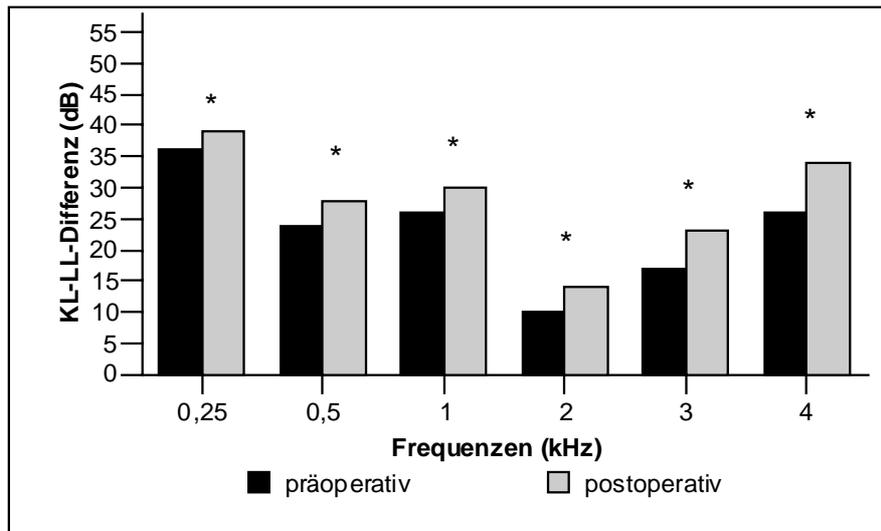


Abb. 3.4a Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz der Ohren mit präoperativ vorhandenem sozialen Gehör (KL-LL-Differenz ≤ 30 dB; $n = 218$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verschlechtertes Hörvermögen)

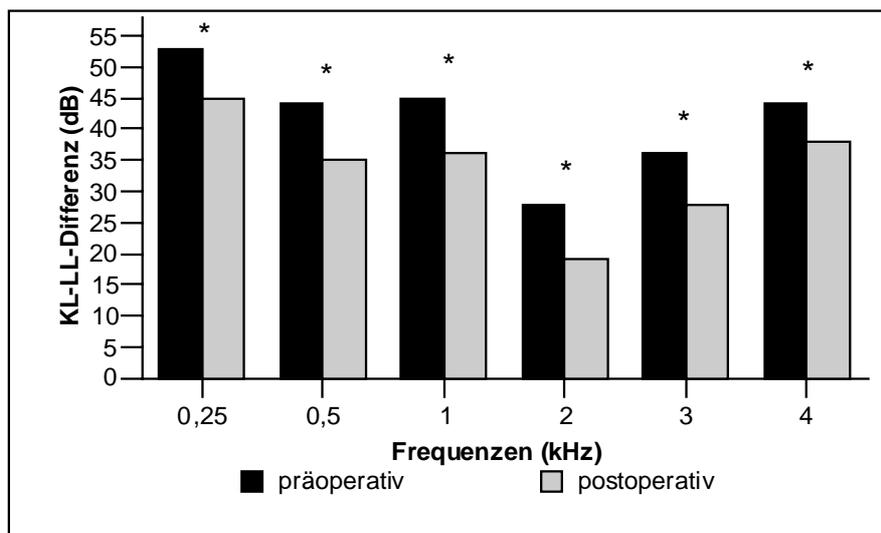


Abb. 3.4b Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz der Ohren mit präoperativ nicht vorhandenem sozialen Gehör (KL-LL-Differenz > 30 dB; $n = 199$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

Darüber hinaus wurde ein Vergleich zwischen allen Ohren mit einer PORP und allen Ohren mit einer TORP erstellt. Die Ergebnisse der jeweiligen prä- und postoperativen KL-LL-Differenz lassen sich aus den Abbildungen 3.5a und 3.5b ablesen.

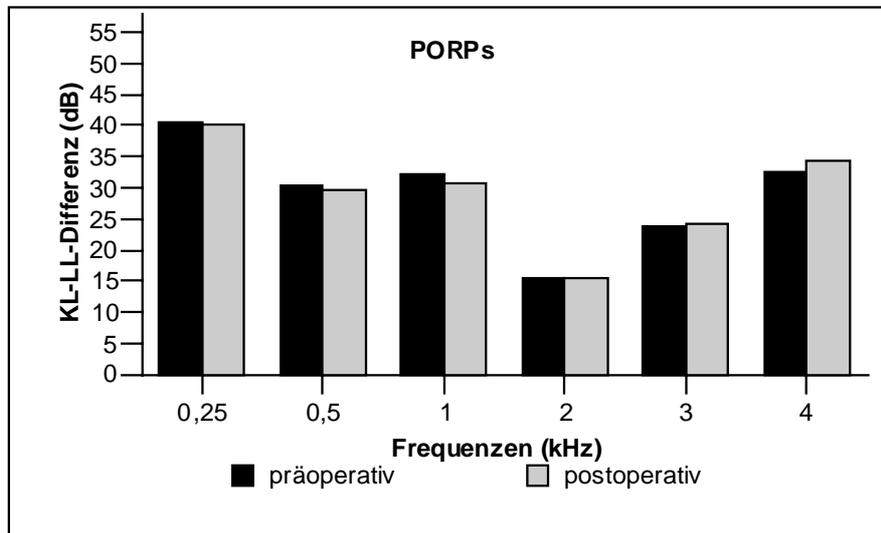


Abb. 3.5a Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz PORPs ($n = 253$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

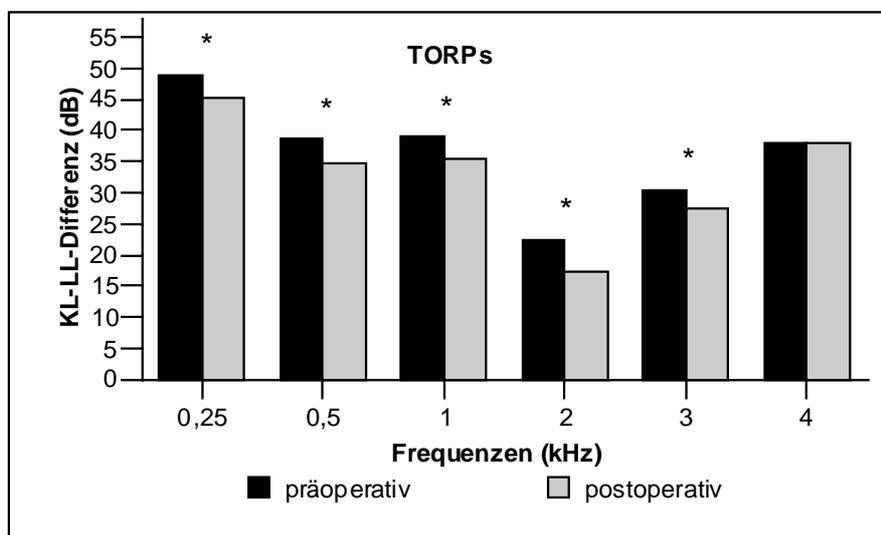


Abb. 3.5b Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz TORPs ($n = 164$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

Der Vergleich der prä- und postoperativen KL-LL-Differenz aller Ohren mit einer PORP erbrachte keine signifikante Hörverbesserung.

Bei den Ohren mit einer TORP wurde postoperativ bei 250 Hz ($p < 0,05$), 500 Hz ($p < 0,01$), 1 kHz ($p < 0,01$), 2 kHz ($p < 0,001$) und bei 3 kHz ($p < 0,05$) eine signifikante Hörverbesserung erreicht.

Für die PORPs errechnete sich anhand des Medianes keine postoperative Hörverbesserung. Im Mittelwert lag die Verringerung der KL-LL-Differenz unter 2 dB. Die präoperativen Mediane der KL-LL-Differenzen lagen bei den PORPs zwischen 15 dB (2 kHz) und 40 dB (250 Hz), im Mittelwert bei 15,6 dB (2 kHz) und 40,6 dB (250 Hz).

Bei den TORPs lag eine maximale Hörverbesserung im Median von 5 dB vor (250 Hz, 500 Hz, 1 kHz und 2 kHz), 4,9 dB (2 kHz) im Mittelwert. Präoperativ lagen die KL-LL-Differenzen im Median zwischen 20 dB (2 kHz) und 47,5 dB (250 Hz), im Mittelwert bei 22,4 dB (2 kHz) und 48,9 dB (250 Hz). Die postoperativen KL-LL-Differenzen lagen im Median zwischen 15 dB (2 kHz) und 45 dB (250 Hz), im Mittelwert bei 17,4 dB (2 kHz) und 45,2 dB (250 Hz). Die relativen Häufigkeiten der operierten Ohren mit einer KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB bzw. ≤ 30 dB, sind für die PORPs in den Abbildungen 3.6a und 3.6b und für die TORPs in den Abbildungen 3.6c und 3.6d dargestellt.

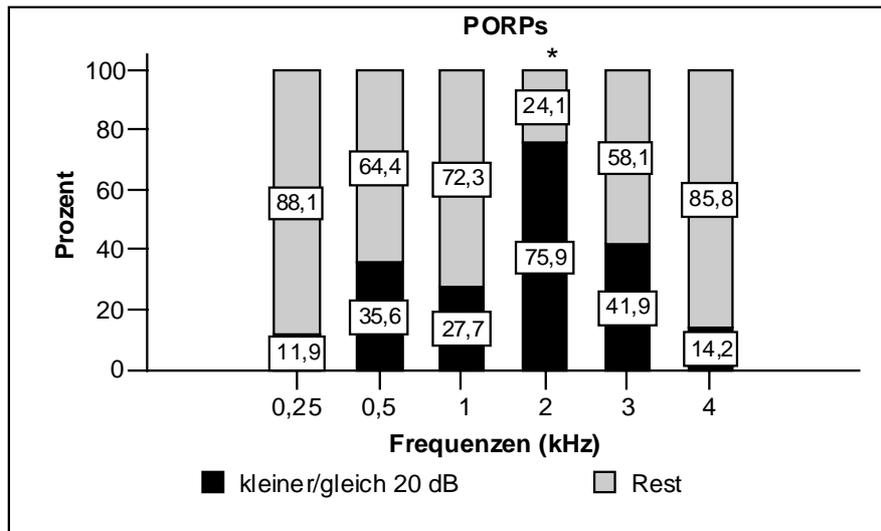


Abb. 3.6a Relative Häufigkeit der Ohren mit PORPs ($n = 253$) und einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

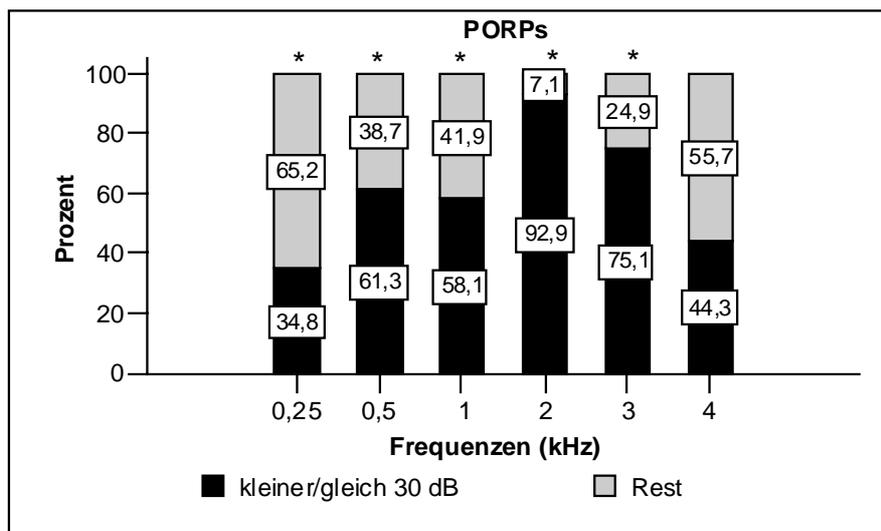


Abb. 3.6b Relative Häufigkeit der Ohren mit PORPs ($n = 253$) und einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

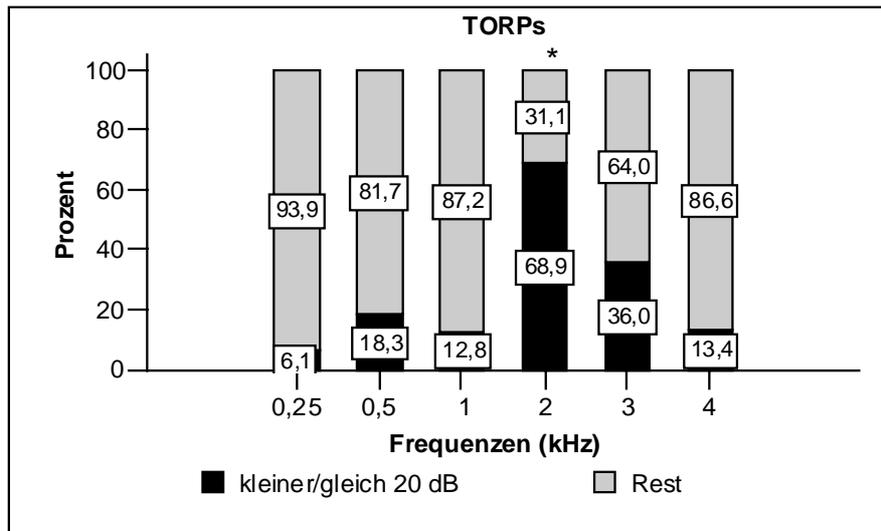


Abb. 3.6c Relative Häufigkeit der Ohren mit TORPs ($n = 164$) und einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

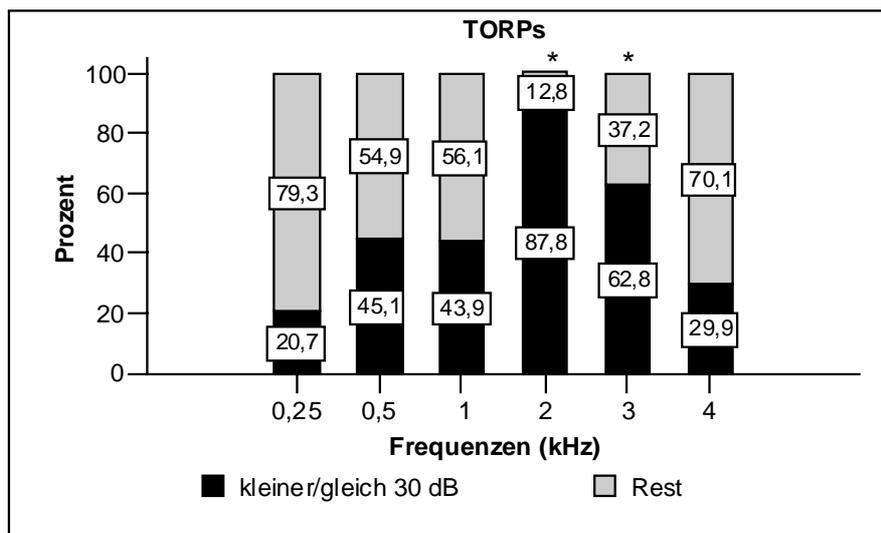


Abb. 3.6 d Relative Häufigkeit der Ohren mit TORPs ($n = 164$) und einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB; (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

Bei den Ohren mit einer PORP hatte eine signifikante Mehrheit postoperativ bei 2 kHz eine KL-LL-Differenz unter 20 dB ($\chi^2 = 67,830$; $df = 1$; $p < 0,001$). Bei 500 Hz ($\chi^2 = 12,842$; $df = 1$; $p < 0,001$), 1 kHz ($\chi^2 = 6,644$; $df = 1$; $p < 0,05$) und 3 kHz ($\chi^2 = 63,751$; $df = 1$; $p < 0,001$) lag die KL-LL-Differenz unter 30 dB.

Die operierten Ohren mit einer TORP wiesen ebenfalls bei 2 kHz eine signifikante Gewichtung ($\chi^2 = 23,439$; $df = 1$; $p < 0,001$) mit einer KL-LL-Differenz von weniger als 20 dB auf. Bei 3 kHz ($\chi^2 = 10,756$; $df = 1$; $p < 0,01$) lag die KL-LL-Differenz bei den meisten Ohren postoperativ bei unter 30 dB.

Die Verteilung der durchschnittlichen KL-LL-Differenz für die operierten Ohren getrennt nach PORPs und TORPs ist in der Tabelle 3.3 dargestellt.

D-KL-LL-Differenz	präoperativ		postoperativ	
	PORP	TORP	PORP	TORP
0 – 10 dB	9*	2	6*	0
11 – 20 dB	71	15	66	20
21 – 30 dB	80	41	92	58
> 30 dB	93	106	89	86

Tab. 3.3 Hörergebnisse Ohren mit PORP ($n = 253$) und Ohren mit TORP ($n = 164$); durchschnittliche KL-LL-Differenz (D-KL-LL-Differenz); (χ^2 nicht signifikant bzgl. präoperativ gegen postoperativ)

Die Mittelwerte bei den durchschnittlichen KL-LL-Differenzen (D-KL-LL-Differenzen) lagen präoperativ für die Ohren mit einer PORP bei 27,7 dB und postoperativ bei 27,5 dB (ns). Die Ohren mit einer TORP lagen präoperativ bei 34,5 dB und postoperativ bei 31,4 dB ($p < 0,001$).

Es wurde noch eine Aufschlüsselung für jedes einzelne Implantat, nach PORPs und TORPs getrennt, durchgeführt. Die errechneten Mediane und Mittelwerte der prä- und postoperativen KL-LL-Differenzen wiesen keine deutlichen Unterschiede zu den Ergebnissen der Abb. 3.5 und der darauf folgenden Auswertung auf.

Alle Verbesserungen lagen ebenfalls unter 10 dB. Bei den PORPs schienen die autologen Prothesen im Schnitt ein wenig besser zu sein als andere Prothesen. Bei den TORPs schienen Titan und Dentin Implantate bessere Ergebnisse zu erreichen. Auf Grund der oben schon erwähnten Messungenauigkeit kann man jedoch keine klare Aussage treffen.

Das Patientengut wurde weiter auf eine Korrelation zwischen dem postoperativ erreichten Hörergebnis und möglichen Einflussfaktoren untersucht. Das postoperative Hörergebnis hing hierbei mit der angegebenen Grunderkrankung nur teilweise zusammen. Dies war bei den PORPs mit einem Cholesteatom bei 3 kHz ($p < 0,001$) und 4 kHz ($p < 0,001$) der Fall. In Ohren mit einer unspezifischen Entzündung/Missbildung/Prothesenextrusion wurde durch eine Operation ein signifikanter Hörgewinn bei 250 Hz ($p < 0,05$), 500 Hz ($p < 0,01$) und bei 3 kHz ($p < 0,05$) erzielt. Die Ohren mit einer TORP und einem Cholesteatom hatten bei 2 kHz ($p < 0,001$) eine signifikante Hörverbesserung. Bei der chronischen Mittelohrentzündung wurde postoperativ bei 500 Hz und 1 kHz (beide $p < 0,05$), bei unspezifischen Entzündungen/Missbildungen/Prothesenextrusionen lediglich bei 250 Hz ($p < 0,05$) eine signifikante Verbesserung erzielt. Die postoperativen Hörergebnisse hingen auch nicht von dem Operateur oder dem Alter des Patienten zum Zeitpunkt der Operation ab.

Da der reine Vergleich der Knochen-Luftleitungsdifferenz zwischen dem präoperativen und dem postoperativen Tonaudiogramm keine deutliche Hörverbesserung, wie eigentlich zu erwarten war, aufzeigte, wurde nachfolgend versucht, eine andere Möglichkeit der Auswertung zu finden.

Für jedes Ohr wurde anhand der 3-Frequenztabelle nach *Röser*(143) und den Tonaudiogrammen ein präoperativer und ein postoperativer prozentualer Hörverlust für die Luftleitung berechnet. Die Differenz beider Werte ergibt die postoperative Hörverbesserung oder Hörverschlechterung. PORPs und TORPs wurden auch hier wieder getrennt betrachtet.

Es wurde eine minimale Veränderung der Differenz von 20 % als signifikant definiert.

Durch diese Einteilung erhielt man sowohl für die PORPs, als auch für die TORPs eine Gruppe mit 20 % und mehr Hörverbesserung (Gruppe 1), eine Gruppe mit 20 % und mehr Hörverschlechterung (Gruppe 2) und eine Gruppe ohne signifikante Hörverbesserung. Die Gruppe ohne signifikante Hörverbesserung wurde nicht weiter analysiert, da sich postoperativ die besseren und die schlechteren prozentualen Werte nach *Röser(143)* für die Luftleitung gegenseitig aufgehoben haben und somit kein Unterschied zu den präoperativen prozentualen Werten bestand. Bei den PORPs wurden Autohammer, Autoambosse und Homoioambosse als Ossikel zusammengefasst betrachtet. Keramik, Dentinchips und nicht näher spezifizierte Prothesen (Andere) wurden wegen zu kleiner Fallzahlen nicht weiter aufgeschlüsselt. Die Aufteilung ist in Abbildung 3.7 verdeutlicht.

Es zeigte sich, dass besonders die Ossikel vermehrt in Gruppe 1 ($\chi^2 = 10,256$; $df = 1$; $p < 0,001$) vertreten waren. Die übrigen Prothesen waren in beiden Gruppen gleich verteilt.

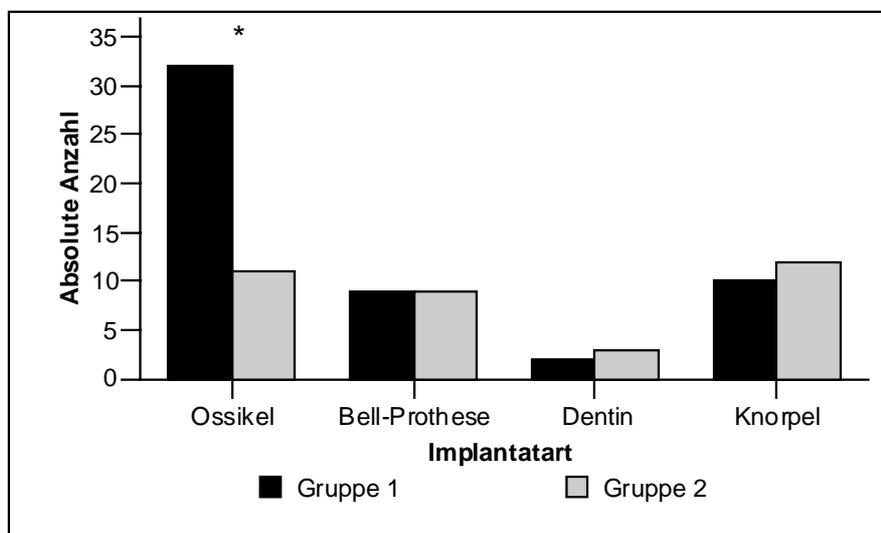


Abb. 3.7 Verteilung aller Implantate PORP ($n = 88$) nach Gruppen; (* = χ^2 : $p < 0,05$ Verteilung in den Gruppen)

Für die Prothesen in der Gruppe 1 (Hörverbesserung) und der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) bei den PORPs wurden nun die Mittelwerte der Differenzen zwischen präoperativem und postoperativem prozentualen Hörverlust gegenübergestellt.

Bei den Ohren mit einer Hörverbesserung lag bei den Ossikeln der durchschnittliche Hörgewinn bei 33 %, während der Hörverlust im Durchschnitt nur 21 % betrug. Bei den Dentinen lag der Hörverlust im Mittelwert bei 37 %, während im Durchschnitt lediglich 23 % Hörverbesserung erreicht worden sind. Die Ohren mit Knorpelüberhöhungen hatten in der Gruppe 1 (Hörverbesserung) 34 % Verbesserung des Hörvermögens und nur 26 % Verschlechterung (Gruppe 2).

Ohren mit homologen Ossikel wurden überwiegend wanderhaltend (81,4 %) operiert. Bei Dentin und Bell-Prothesen war die Verteilung zwischen Radikaloperationen und wanderhaltenden Zugängen ausgeglichen. Bei den Knorpel-Implantaten wurden 90,9 % in Radikalohren eingebracht. In der Gruppe 1 waren insgesamt mehr Ohren mit Gehörgangshinterwand ($\chi^2 = 5,453$; $df = 1$; $p < 0,05$), während bei der Gruppe 2 die Ohrzüge nicht signifikant verteilt waren.

Für alle aufgeschlüsselten Prothesen ist die durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz für die Gruppe 1 (Hörverbesserung) und die Gruppe 2 (Hörverschlechterung) der PORPs in den Abbildungen 3.8a und 3.8b verdeutlicht.

Eine Aufschlüsselung nach einzelnen Prothesentypen zeigte keine signifikante Abweichung von dem nachfolgend aufgeführten Diagrammen.

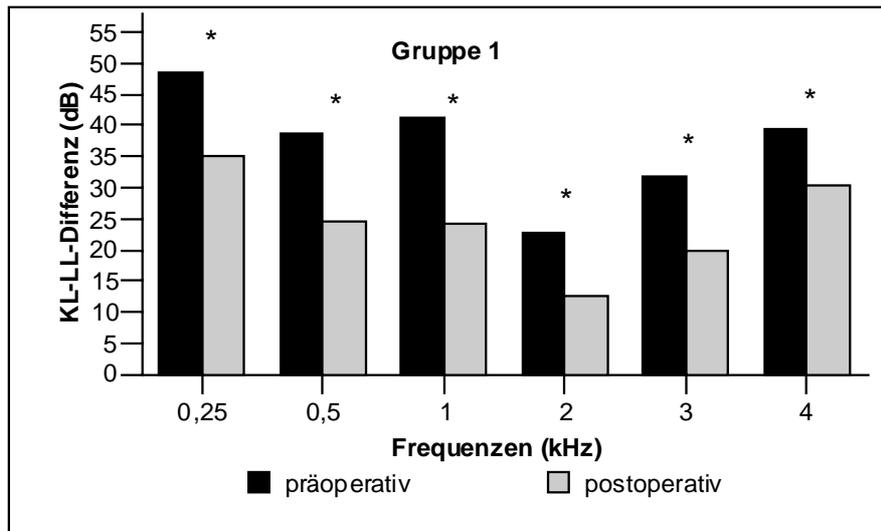


Abb. 3.8a Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz von Gruppe 1 (Hörverbesserung) PORPs ($n = 53$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

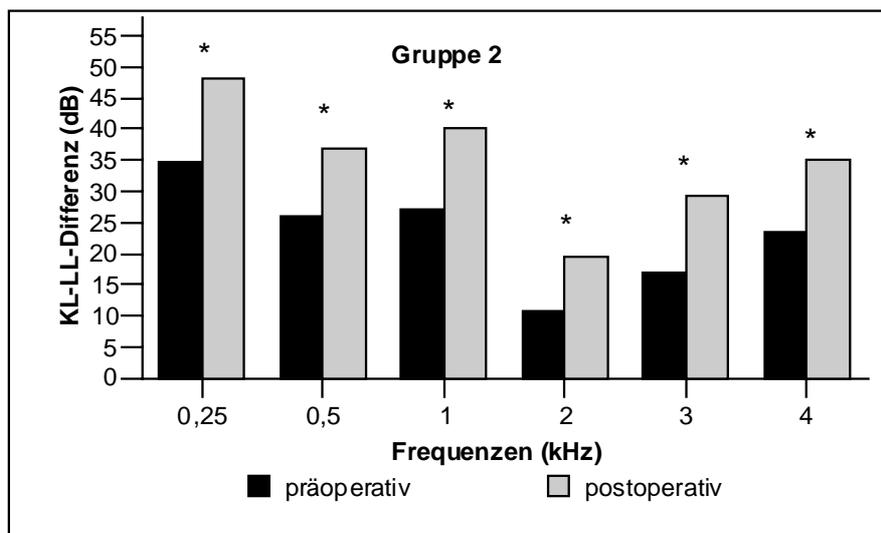


Abb. 3.8b Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz von Gruppe 2 (Hörverschlechterung) im Vergleich bei den PORPs ($n = 35$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verschlechtertes Hörvermögen)

Bei der Gruppe 1 (Abb. 3.8 a) war der studentische T-Test für gepaarte Stichproben bei allen Frequenzbereichen mit $p < 0,01$ signifikant. Für die Gruppe 2 (Abb. 3.8 b) lag bei 4 kHz $p < 0,05$, für die übrigen Frequenzen bei $p < 0,01$.

Für die Gruppe 1 errechnete sich anhand der Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 0,25 kHz und 4 kHz eine postoperative Hörverbesserung von maximal 15 dB (1 kHz) und im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 16,8 dB bei 1 kHz. Präoperativ lagen die Mediane zwischen 20 dB (2 kHz) und 45 dB (250 Hz), die Mittelwerte zwischen 22,7 dB (2 kHz) und 48,4 dB (250 Hz). Postoperativ lagen die Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 10 dB (2 kHz) und 35 dB (250 Hz), im Mittelwerte zwischen 12,7 dB (2 kHz) und 35 dB (250 Hz).

Für die Gruppe 2 errechnete sich anhand der Mediane eine maximaler Hörverlust von 15 dB (bei 250 Hz, 1 kHz und 3 kHz) und für die Mittelwerte ein maximaler Hörverlust von 13,4 dB (250 Hz). Präoperativ lagen die Mediane der KL-LL-Differenz zwischen 10 dB (2 kHz) und 35 dB (250 Hz), die Mittelwerte zwischen 10,9 dB (2 kHz) und 34,7 dB (250 Hz). Die postoperative KL-LL-Differenz lag im Median zwischen 20 dB (2 kHz) und 50 dB (250 Hz), im Mittelwert zwischen 19,6 dB (2 kHz) und 48,1 dB (250 Hz).

Die relativen Häufigkeiten der operierten Ohren mit PORPs und einer KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB bzw. ≤ 30 dB, sind für die Gruppe 1 (Hörverbesserung) in den Abbildungen 3.9a und 3.9b und für die Gruppe 2 (Hörverschlechterung) in den Abbildungen 3.9c und 3.9d dargestellt.

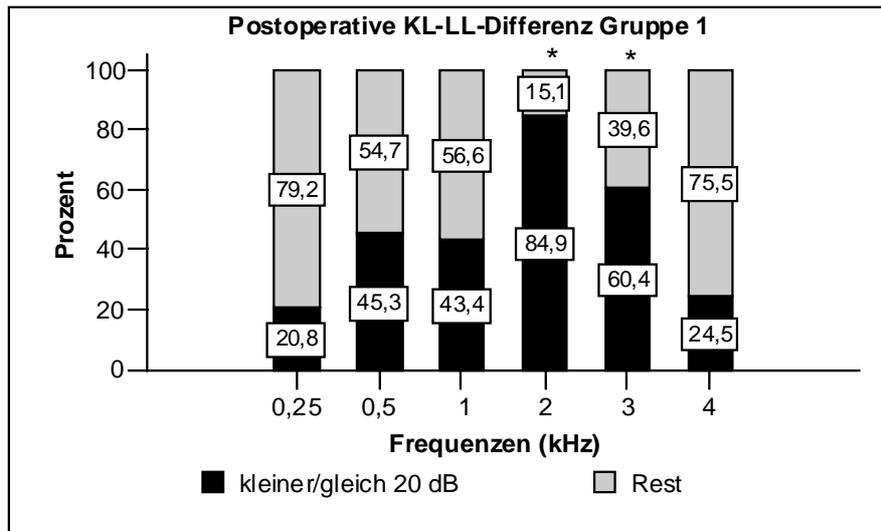


Abb. 3.9a Relative Häufigkeit der Ohren Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB (PORPs, $n = 96$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

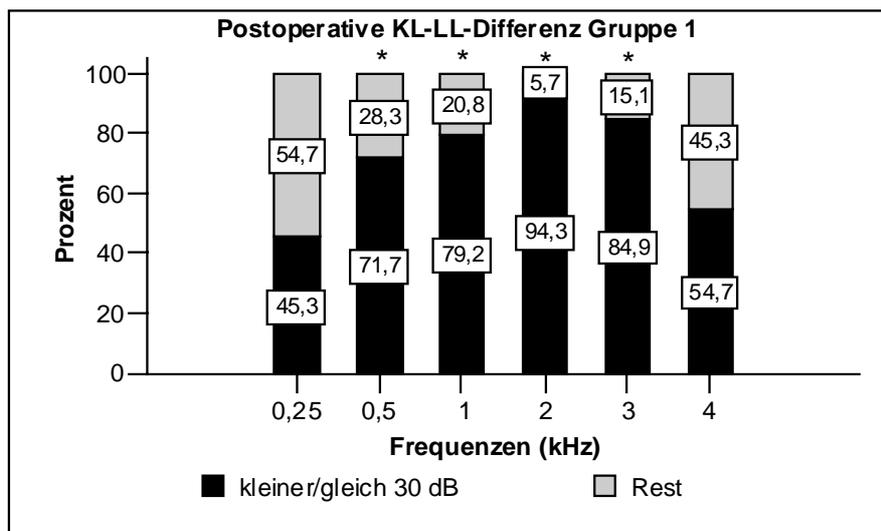


Abb. 3.9b Relative Häufigkeit der Ohren Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB (PORPs, $n = 96$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

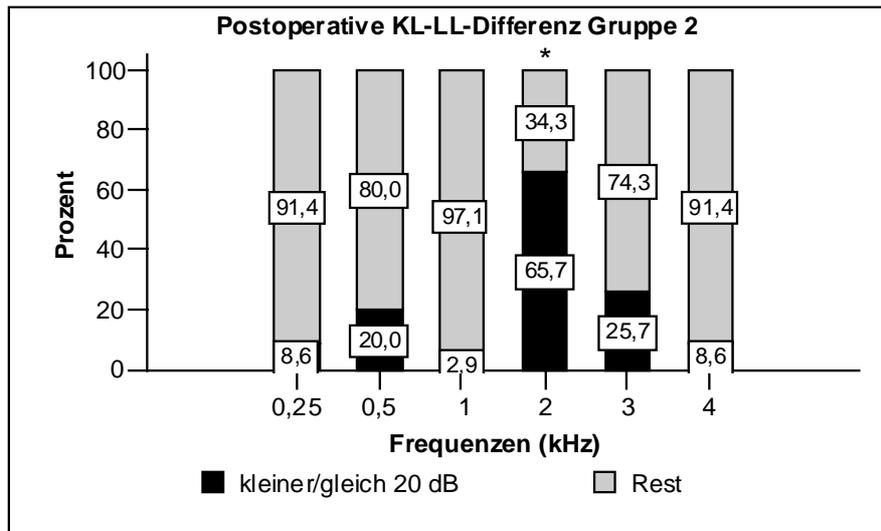


Abb. 3.9c Relative Häufigkeit der Ohren Gruppe 2 (Hörverschlechterung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB (PORPs, $n = 53$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

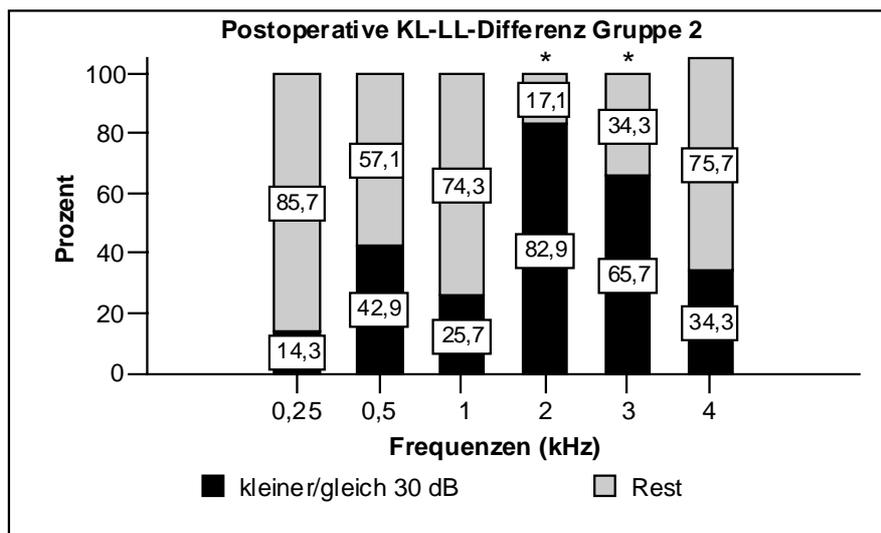


Abb. 3.9d Relative Häufigkeit der Ohren Gruppe 2 (Hörverschlechterung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB (PORPs, $n = 53$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

In der Gruppe 1 (Hörverbesserung) hatte eine signifikante Mehrheit bei 2 kHz ($\chi^2 = 48,167$; $df = 1$; $p < 0,001$) und 3 kHz ($\chi^2 = 4,167$; $df = 1$; $p < 0,05$) eine KL-LL-Differenz unter 20 dB, bei 500 Hz ($\chi^2 = 18,375$; $df = 1$; $p < 0,001$) und 1 kHz ($\chi^2 = 32,667$; $df = 1$; $p < 0,001$) eine KL-LL-Differenz unter 30 dB. Auch die Ohren der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) hatten bei 2 kHz ($\chi^2 = 5,453$; $df = 1$; $p < 0,05$) eine signifikante Gewichtung mit einer KL-LL-Differenz unter 20 dB, sowie bei 3 kHz ($\chi^2 = 5,453$; $df = 1$; $p < 0,05$) eine KL-LL-Differenz unter 30 dB.

Für die TORPs ist die Verteilung in dem folgenden Diagramm dargestellt (Abb. 3.10).

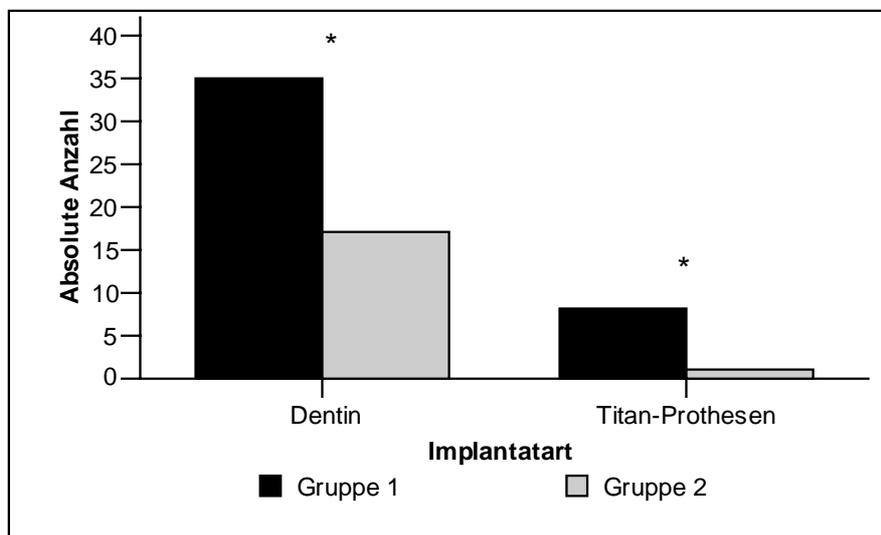


Abb. 3.10 Verteilung aller Implantate TORP ($n = 61$) nach Gruppen; (* = χ^2 : $p < 0,05$ Verteilung in den Gruppen)

Autoossikel, Goldprothesen, Keramikprothesen und nicht näher spezifizierte (Andere) Prothesen wurden wegen zu geringer Stückzahlen nicht weiter aufgeschlüsselt. Dentine ($\chi^2 = 6,231$; $df = 1$; $p < 0,05$) und Titan-Prothesen ($\chi^2 = 5,444$; $df = 1$; $p < 0,05$) waren signifikant häufiger in Gruppe 1 (Hörverbesserung) vertreten. Auch hier wurde nun, wie schon bei den PORPs, die Differenz des prä- und postoperativen prozentualen Hörverlustes nach Röser mittels der Tonaudiogramme für die Luftleitung errechnet. Für die Dentin-Implantate ergab dies eine Hörverbesserung im Mittelwert um 35 %, für die Titan-Prothesen lag sie im Mittelwert bei 39 %.

Für die Gruppe mit den schlechter gewordenen Ohren (Gruppe 2) lag der durchschnittliche Hörverlust für Dentine bei 33 % und für Titan-Prothesen bei 25 %. Die Dentine sind zu 85 % in Radikalohren eingebracht worden, die Titan-Prothesen zu 78 %. Bei den TORPs waren in beiden Gruppen signifikant mehr Radikalhöhlen (Gruppe 1: $\chi^2 = 19,558$; $df = 1$; $p < 0,001$; Gruppe 2: $\chi^2 = 8,000$; $df = 1$; $p < 0,005$) vorhanden.

Für die TORPs ist das durchschnittliche prä- und postoperative Hörvermögen über Dentine und Titanprothesen in den Abbildungen 3.11a und 3.11b dargestellt.

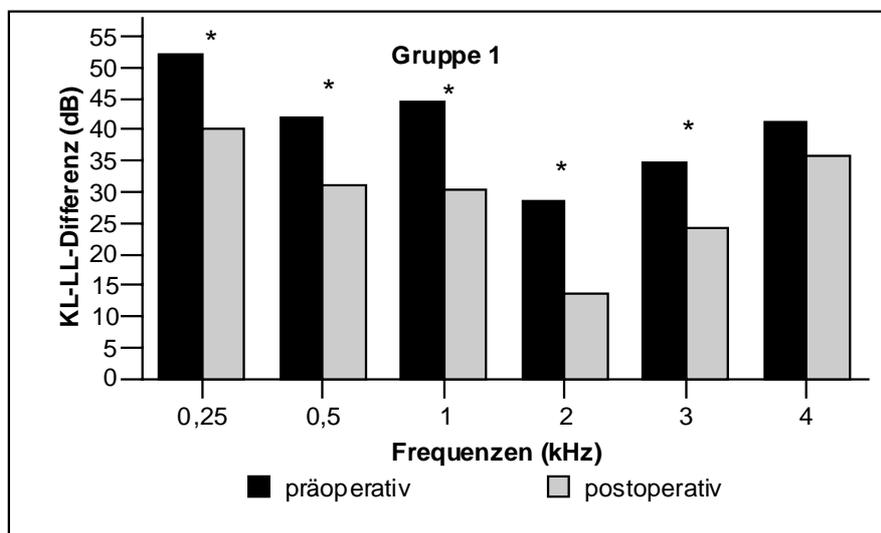


Abb. 3.11a Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz von Gruppe 1 (Hörverbesserung) TORPs ($n = 43$); (* = T-Test: $p < 0,05$ signifikant verbessertes Hörvermögen)

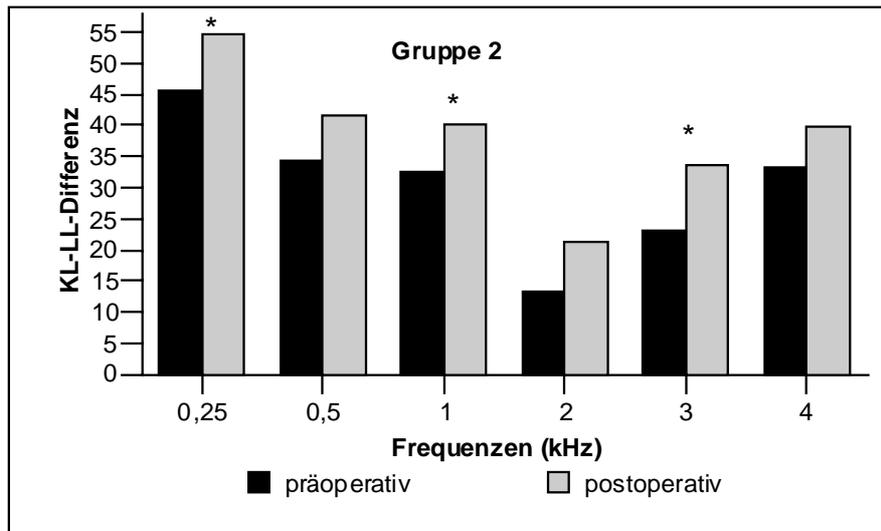


Abb. 3.11b Durchschnittliche prä- und postoperative KL-LL-Differenz von Gruppe 2 (Hörverschlechterung) TORPs ($n = 18$); (* = T -Test: $p < 0,05$ signifikant verschlechtertes Hörvermögen)

Bei der Gruppe 1 (Hörverbesserung, Abb. 3.11a) war der studentische T-Test für gepaarte Stichproben bei 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 3 kHz mit $p < 0,01$ signifikant. In der Gruppe 2 (Hörverschlechterung, Abb. 3.11b) lag bei 250 Hz, 1 kHz und 3 kHz $p < 0,05$.

Für die Gruppe 1 errechnete sich anhand der Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 250 Hz und 4 kHz eine postoperative Hörverbesserung von maximal 15 dB (1 kHz und 2 kHz) und im Mittelwert eine maximale Verbesserung von 15,00 dB bei 2 kHz. Präoperativ lagen die Mediane zwischen 30 dB (2 kHz) und 50 dB (250 Hz), die Mittelwerte zwischen 28,6 dB (2 kHz) und 52 dB (250 Hz). Postoperativ lagen die Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 15 dB (2 kHz) und 40 dB (250 Hz), im Mittelwerte zwischen 13,6 dB (2 kHz) und 40,1 dB (250 Hz).

In der Gruppe 2 ließ sich eine maximale Hörverschlechterung von 12,5 dB (3 kHz) anhand des Medians und 10,6 dB im Mittelwert errechnen. Präoperativ lagen die Mediane zwischen 10 dB (2 kHz) und 47,5 dB (250 Hz), die Mittelwerte bei 13,3 dB (2 kHz) und 45,6 dB (250 Hz).

Postoperativ lagen die Mediane der KL-LL-Differenzen zwischen 22,5 dB (2 kHz) und 55 dB (250 Hz), im Mittelwerte zwischen 21,1 dB (2 kHz) und 54,7 dB (250 Hz).

Die relativen Häufigkeiten der operierten Ohren mit einer TORP und einer KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB bzw. ≤ 30 dB, sind für die Gruppe 1 (Hörverbesserung) in den Abbildungen 3.12a und 3.12b und für die Gruppe 2 (Hörverschlechterung) in den Abbildungen 3.12c und 3.12d dargestellt.

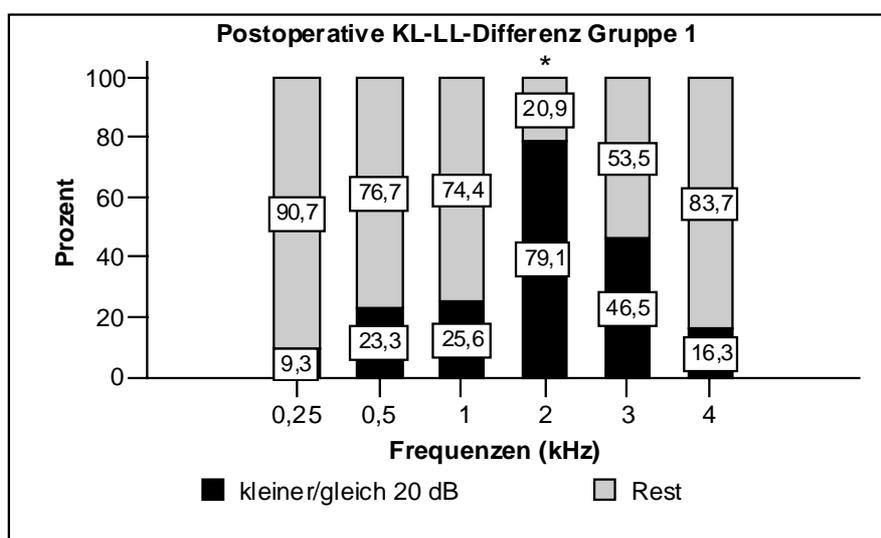


Abb. 3.12a Relative Häufigkeit der Ohren von Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB (TORPs, $n = 43$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

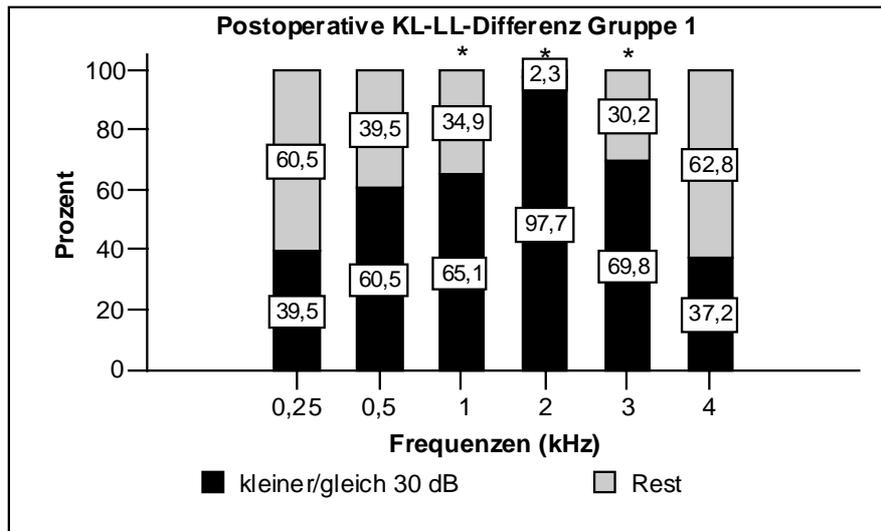


Abb. 3.12b Relative Häufigkeit der Ohren von Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB (TORPs, $n = 43$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

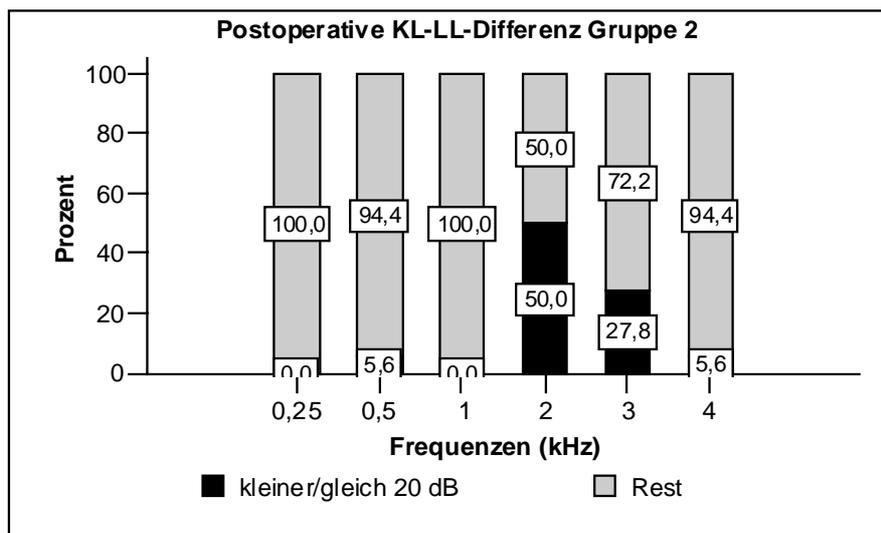


Abb. 3.12c Relative Häufigkeit der Ohren von Gruppe 2 (Hörverschlechterung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 20 dB (TORPs, $n = 18$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

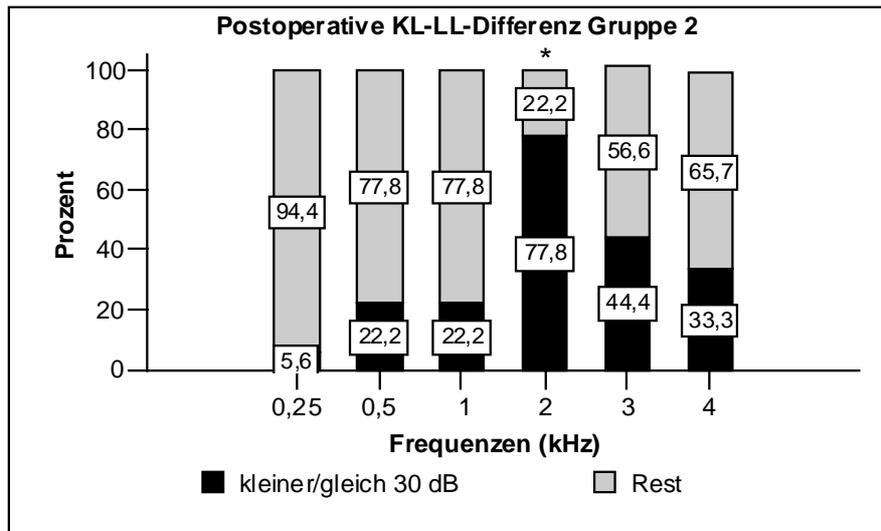


Abb. 3.12d Relative Häufigkeit der Ohren von Gruppe 2 (Hörverschlechterung) mit einer postoperativen KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB (TORPs, $n = 18$); (* = T-Test: $p < 0,05$ Vergleich Anzahl besser hörender mit restlichen Ohren)

In der Gruppe 1 (Hörverbesserung) hatte eine signifikante Mehrheit bei 2 kHz ($\chi^2 = 14,535$; $df = 1$; $p < 0,001$) eine KL-LL-Differenz unter 20 dB, bei 1 kHz ($\chi^2 = 3,930$; $df = 1$; $p < 0,05$) und 3 kHz ($\chi^2 = 6,721$; $df = 1$; $p < 0,01$) eine KL-LL-Differenz unter 30 dB. Die Ohren der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) hatten bei 2 kHz ($\chi^2 = 5,556$; $df = 1$; $p < 0,05$) eine signifikante Gewichtung mit einer KL-LL-Differenz unter 30 dB.

Die Verteilung der durchschnittlichen KL-LL-Differenz für die Ohren mit Hörverbesserung und Hörverschlechterung, getrennt nach PORPs und TORPs, ist in den Tabellen 3.4a und 3.4b dargestellt.

D-KL-LL-Differenz	präoperativ		postoperativ	
	PORP	TORP	PORP	TORP
0 – 10 dB	0	0	3	0
11 – 20 dB	4*	1*	19*	8*
21 – 30 dB	13	8*	18	18*
> 30 dB	36*	34*	13*	17*

Tab. 3.4a Höreergebnisse Ohren mit PORP ($n = 53$) und Ohren mit TORP ($n = 43$) der Gruppe 1 (Hörverbesserung); durchschnittliche KL-LL-Differenz; (* = $\chi^2 : p < 0,05$ bzgl. präoperativ gegen postoperativ)

D-KL-LL-Differenz	präoperativ		postoperativ	
	PORP	TORP	PORP	TORP
0 – 10 dB	2	2	1	0
11 – 20 dB	15*	2	2*	0
21 – 30 dB	11	5	12	5
> 30 dB	7*	9	20*	13

Tab. 3.4b Höreergebnisse Ohren mit PORP ($n = 35$) und Ohren mit TORP ($n = 18$) der Gruppe 2 (Hörverschlechterung); durchschnittliche KL-LL-Differenz; (* = $\chi^2 : p < 0,05$ bzgl. präoperativ gegen postoperativ)

In der Gruppe 1 lagen die Mittelwerte bei den durchschnittlichen D-KL-LL-Differenzen präoperativ bei den PORPs bei 35,5 dB und postoperativ bei 23,1 dB ($p < 0,001$). Die Ohren mit einer TORP lagen präoperativ bei 39,1 dB und postoperativ bei 27,6 dB ($p < 0,001$). In der Gruppe 2 lagen die PORPs präoperativ bei 22,6 dB und postoperativ bei 33 dB ($p < 0,001$), bei den TORPs lag der präoperative Mittelwert bei 28,3 dB und postoperativ bei 35,6 dB ($p < 0,05$).

Für beide Gruppen wurde der Kettenzustand, nach Implantattypen getrennt, erfasst und in Tabelle 3.5 gegenübergestellt.

		Gruppe 1 (Hörverbesserung)				Gruppe 2 (Hörverschlechterung)			
	Typ	Kette abgebaut	Kette unterbrochen	Vor TP	χ^2	Kette abgebaut	Kette unterbrochen	Vor TP	χ^2
PORP	Autoamboss	2	13	0	$p < 0,01$	2	2	1	ns
	Autohammer	0	14	0		0	2	1	ns
	Homoioamboss	0	2	1	ns	0	2	1	ns
	Ossikel gesamt	2	29	1	$p < 0,01$	2	6	3	ns
	Bell-Prothese	2	5	2	ns	5	4	0	ns
	Dentin	0	2	0		3	0	0	
	Knorpel	1	7	2	$p < 0,05$	7	5	0	ns
TORP	Dentin	2	23	10	$p < 0,01$	1	11	5	$p < 0,05$
	Titan-Prothese	0	1	7	$p < 0,05$	0	0	1	

Tab. 3.5 Kettenzustand der betrachteten Gruppen in absoluten Zahlen

Wie aus Tabelle 3.5 zu entnehmen ist, wurden bei Operationen mit einer PORP in der Gruppe 1 (Hörverbesserung) Autoambosse ($\chi^2 = 8,067$; $df = 1$; $p < 0,01$) und alle Ossikel gesamt betrachtet ($\chi^2 = 47,313$; $df = 2$; $p < 0,001$) signifikant häufiger in Ohren eingesetzt, in denen sich die Gehörknöchelchenkette durch einen Entzündungsprozess unterbrochen darstellte. In der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) errechnete sich keine signifikante Gewichtung.

Bei den Ohren, in die eine TORP eingebracht worden ist, zeigte sich, dass Dentinimplantate signifikant häufiger in Ohren mit einer unterbrochenen Kette eingebracht worden sind ($\chi^2 = 19,257$; $df = 2$; $p < 0,001$), während Titan-Prothesen überwiegend in schon einmal voroperierte Ohren implantiert worden waren ($\chi^2 = 4,500$; $df = 1$; $p < 0,05$). In der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) wurden die meisten Dentinimplantate ebenfalls in Ohren mit unterbrochener Kette eingesetzt ($\chi^2 = 8,941$; $df = 2$; $p < 0,05$).

		Gruppe 1				Gruppe 2			
Typ		Anzahl	χ^2	df	p	Anzahl	χ^2	df	p
PORP	Cholesteatom	18	0,264	2	0,876	26	26,800	2	0,001
	chron. Otitis media	19				6			
	unspez. Entz./ Mißbildung/ Prothesenextrusion	16				3			
TORP	Cholesteatom	28	19,581	2	0,001	13	13,000	2	0,01
	chron. Otitis media	7				1			
	unspez. Entz./ Missbildung/ Prothesenextrusion	8				4			

Tab. 3.6 Verteilung der präoperativen Krankheitsbilder der Ohren mit Hörverbesserung (Gruppe 1) und Hörverschlechterung (Gruppe 2)

Wie aus Tabelle 3.6 zu ersehen ist, waren die präoperativen Krankheitsbilder der Ohren mit einer PORP in der Gruppe 1 (Hörverbesserung) gleich verteilt, während in der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) überwiegend Cholesteatome operiert worden sind. Sowohl in der Gruppe 1 (Hörverbesserung), als auch in der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) bei den Ohren mit einer TORP wurden signifikant mehr Cholesteatome operiert.

3.4 Rezidive

Im Zeitraum von 1997 bis 2001 wurden 253 PORPs und 164 TORPs implantiert. 12 dieser Operationen waren Rezidivohren von auswärtigen Kliniken oder Praxen, 32 Ohren in diesem Zeitraum sind in der eigenen Klinik operiert worden und wurden nochmals eingesehen. Demzufolge entspricht die Revisionsrate bei PORPs 6,3 % und bei TORPs 9,8 %, wenn man die eigenen Revisionen beurteilt.

Bei den Rezidiven der in der eigenen Klinik operierten Ohren handelte es sich um 16 (50 %) PORPs, die zwischen 5 und 48 Monaten (Median 12 Monate, Mittelwert 17,5 Monate) nach dem Eingriff erneut operiert werden mussten.

In 10 Fällen fand man die Prothesen disloziert vor, wobei 4 Mal eine reine Dislokation bestand und in 6 Fällen ein Entzündungsprozess mit aufgetreten war. Die restlichen 6 Ohren mussten ausschließlich wegen Entzündungsprozessen nochmals operiert werden.

Bei den anderen 16 (50 %) Ohren handelte es sich um TORPs, die zwischen 2 und 52 Monaten (Median 15 Monate, Mittelwert 18,9 Monate) operiert werden mussten. Auch hier bestand in 10 Fällen eine Dislokation der zuvor eingebrachten Prothese, wobei bei 5 Ohren nur die Implantate nicht mehr funktionstüchtig waren und bei 5 Ohren zusätzlich noch ein Entzündungsprozess vorlag. Die restlichen 6 Ohren wurden wegen entzündlichen Prozessen und zur Hörverbesserung (2 Ohren) nochmals operiert.

Die dislozierten Prothesen werden in Tabelle 3.7 weiter aufgeschlüsselt.

PORP			TORP		
Typ	Absolut	Prozent	Typ	Absolut	Prozent
Autoamboss	3	4,7 %	T-Dentin	7	6,9 %
T-Dentin	3	8,1 %	Titanprothese	1	4,3 %
Knorpel	1	1,9 %	Bellprothese	2	25,0 %
Keramik	1	16,7 %			
Typ2	2	4,8 %			

Tab. 3.7 *Relative Häufigkeit der 20 Dislokationen zwischen 1997-2001 in Münster operierter Ohren in Bezug zu allen in diesem Zeitraum eingebrachten Implantaten*

4. DISKUSSION

Ziel jeder Operation bei chronischer mesotympanaler oder epitympanaler Otitis media ist es, neben der Sanierung des Entzündungsprozesses, auch eine hinreichend gute funktionelle postoperative Schallweiterleitung zu gewährleisten. Ist die Gehörknöchelchenkette durch eine Entzündung, Luxation oder Missbildung in ihrer Funktion eingeschränkt, so wird versucht, die Schalltransmission durch eine geeignete tympanoplastische Maßnahme (z.B. Typ I – V nach *Wullstein*) wieder herstellen. Eine große Anzahl verschiedener Materialien steht für die Rekonstruktion der Gehörknöchelchenkette zur Verfügung. Das Spektrum reicht hierbei von autologen Ossikeln bis hin zu Titan- oder Goldimplantaten(49;81).

Um die Wahl der richtigen Prothese für den jeweils intraoperativ vorliegenden Ohrzustand zu erleichtern, werden in dieser Arbeit speziell die postoperativen Resultate von Implantaten im Rahmen der am häufigsten durchgeführten Tympanoplastik vom Typ III nach *Wullstein* näher untersucht. Da die Übergänge zwischen einem hohen, tiefen und flachen Typ III fließend sind, wurde nicht zwischen diesen drei Arten unterschieden. Analysiert wurden alle Implantate unabhängig von der Operationsmethode oder dem Prothesentyp (partielle Prothese [PORP] oder totale Prothese [TORP]) im Hinblick auf die postoperativen audiologischen Resultate.

Es gab international bereits einige Veröffentlichungen, die auf das postoperative Hörergebnis von Ohren mit Tympanoplastiken vom Typ III eingegangen sind. Jedoch untersuchten die Autoren in den meisten Fällen entweder die Funktionalität einzelner Implantattypen(42;49;81;119;127) oder spezieller Operationsmethoden(30;92;113;136), wie zum Beispiel die Radikalohroperation. Bei retrospektiven Studien, wie schon *Maassen*(113) erwähnte, ist zudem darauf zu achten, dass ein Selektionsprozess bei der Auswahl der Patienten vermieden wird und alle Patienten in eine Studie eingehen. Nur auf diese Weise lassen sich repräsentative Hörresultate erheben.

Werden verschiedene Operationstechniken angewandt, so besteht bei der grossen Zahl von Ohroperationen in den klinischen Zentren immer wieder die Gefahr, dass man nur einen Teil des Patientenkollektives analysiert, weil zum Beispiel nur ein bestimmter Zugangsweg untersucht wird. Die postoperativen Hörergebnisse solcher Studien leiden dann, da die Ergebnisse nicht wirklich repräsentativ erscheinen.

Vom 01.01.1997 bis zum 31.12.2001 wurden in der HNO-Universitätsklinik Münster an 382 Patienten insgesamt 417 Ohroperationen durchgeführt. Retrospektiv wurden die Patientenakten von diesen Ohroperationen aufgegriffen und verschiedene Daten in vorgefertigten Bögen erfasst (siehe Anhang). Von besonderer Bedeutung für diese Arbeit waren dabei die präoperativen und postoperativen Tonaudiogramme, sowie Typ der Ohroperation, Implantatmaterial und Kettenzustand.

Tonaudiogramme waren von allen Patienten vor der Operation und dann zum Zeitpunkt der Enttamponierung (ca. 3 Wochen postoperativ) vorhanden. Alle mobilen Patienten wurden nochmals zu einer Nachuntersuchung eingeladen, von denen jedoch nur 78 Patienten (20,42 %, 36 Frauen und 42 Männer) erschienen sind. Da die Hals-Nasen-Ohrenklinik des Universitätsklinikums Münster als Krankenhaus der Maximalversorgung ein großes Einzugsgebiet aufweist, wurden die Patienten in den meisten Fällen nach Enttamponierung von niedergelassenen Fachärzten weiter betreut. Ein großer Teil der Patienten, die zur Nachuntersuchung erschienen sind, wurden aufgrund eines unzureichenden Ergebnisses vorstellig, so dass auch hier von einer negativen Patientenselektion auszugehen ist. Diese Patienten haben sich oft nicht oder nur selten an niedergelassene Fachärzte gewandt und nutzten den kostenlosen Termin in unserer Ambulanz als Vorstellungstermin. Patienten mit komplikationslosen postoperativen Verläufen stellten nur einen kleinen Teil der nachuntersuchten Ohren dar. Eventuell hätte man mit einer finanziellen Entschädigung eine höhere Anzahl an Nachsorgepatienten erreichen können. Auch andere Kontrollstudien wiesen bereits ähnliche Ergebnisse auf(12;81).

Die Altersverteilung der vorliegenden Studie entspricht mit durchschnittlich 38 Jahren und einer Spannweite zwischen 3 bis 82 Jahren auch denen anderer Studien(6;81;92;113).

Im Alter zwischen 3 bis 20 Jahren und 41 bis 50 Jahren wurden in der hiesigen Klinik signifikant mehr Männer als Frauen operiert, wobei eine Erklärung hierfür fehlt.

Von allen operierten Ohren wurden signifikant mehr Radikalhöhlen angelegt, als Ohren unter Erhalt der hinteren Gehörgangswand operiert. Diese Verteilung der operativen Zugänge hat sich seit der Studie von *Hüttenbrink*(81) 1993, in der eigenen Klinik, nicht nennenswert verändert und konnte auch in anderen Studien, bei Cholesteatomoperationen, bestätigt werden(30;92).

37,6 % der Ohren waren bereits voroperiert worden, wobei in den meisten Fällen im Rahmen der Voroperation eine Tympanoplastik vom Typ III oder Typ II angefertigt worden war. Bei nahezu der Hälfte dieser operierten Ohren war die Prothese disloziert, in den restlichen Ohren lag entweder ein Cholesteatom oder eine chronische Mittelohrentzündung vor.

Je nach intraoperativen Befund wurde entweder eine TORP oder eine PORP implantiert, wobei die Anzahl der PORPs signifikant höher war. Es fand sich die Gehörknöchelchenkette bei den meisten der eigenen Patienten unterbrochen und in einem kleinen Teil der Fälle war die Kontinuität zwar erhalten, die Ossikelkette musste jedoch intraoperativ wegen ungünstiger Entzündungsverhältnisse abgebaut werden. Bei den restlichen Ohren bestand bereits eine Tympanoplastik.

Kempf (92) gibt für Ohren mit Cholesteatomausbreitung ähnliche Werte an: bei 49 Ohren

(43,8 %) war die Gehörknöchelchenkette unterbrochen, bei 7 Ohren (6,2 %) war sie intakt und in 56 Ohren (50 %) war die Kette zwar intakt, aber arrodiert. *Maassen*(113) beschrieb in 84 Fällen (56 %) seiner 150 Patienten bei einem Cholesteatom eine Kettenunterbrechung, in 52 Fällen (34,7 %) war die Kette intakt und bei den restlichen 14 Ohren (9,3 %) war die Gehörknöchelchenkette arrodiert oder tympanosklerotisch verändert, bei erhaltener Kontinuität.

Eine andere Studie gab bei 32 von 59 Ohren mit einem Cholesteatom eine Unterbrechung der Kette an(91). *Baumann(6)* fand bei Patienten mit chronischer Schleimhauteiterung eine Unterbrechung der Ossikelkette in 43 (22,4 %) von insgesamt 192 Fällen.

Wie schon erwähnt, ist es sehr schwierig Studien zu finden, die die Gesamtheit aller Patienten in einem gewissen Zeitraum berücksichtigen. In der hiesigen Klinik wurden überwiegend Cholesteatome, aber auch chronische Schleimhauteiterungen, Missbildungen und sklerotische Veränderungen operiert. Der Zustand der Mittelohren ist hierbei verständlicherweise schlechter, als bei Ohren mit beginnender chronischer Schleimhauteiterung. Viele der Patienten wurden in der Vergangenheit bereits einer Tympanoplastik unterzogen und zeigten insofern schon einen veränderten Situs. Studien die nur Erstoperationen berücksichtigen werden an dieser Stelle andere Ergebnisse vorweisen können. Dies dürfte für die Unterschiede der intraoperativ vorgefundenen Kettenzustände von bis zu 40 % Abweichung, im Vergleich zu *Baumann(6)*, mitverantwortlich sein.

Je nach Zustand des Ohres wurde primär versucht, neben der Ausräumung des Entzündungsprozesses, nach Möglichkeit autologe Ossikel für die Kettenrekonstruktion heranzuziehen, sofern diese nicht schon arrodirt oder von Cholesteatommatrix umschieden waren.

Dies gelang auch in 99 Fällen bei den PORPs und in 16 Fällen bei den TORPs. Homiooambosse wurden in 19 Ohren als PORPs und in 8 Ohren als TORPs eingesetzt. Die Reimplantation von autogenen Ossikeln wird immer wieder kontrovers diskutiert. Es wird in der Literatur einerseits die Neigung zur trommelfellnahen Knochenresorption der Ossikel bemängelt(49), als auch deren teilweise schlechte Formbarkeit und Splitterneigung, zum Beispiel bei Autoambossen(81), kritisiert.

Auf der anderen Seite steht die gute Verträglichkeit körpereigener Materialien bei zufrieden stellenden Ergebnissen in der postoperativen Schallübertragung.

Bei den Homoioambossen wird die mögliche Übertragung von Infektionen in der Literatur erwähnt, durch Autoklavierung lässt sich jedoch die Infektionssicherheit auf die gleiche Stufe wie bei den Operationsinstrumenten bringen. Leider wird dadurch die Bearbeitung erschwert(81).

In dem jetzigen Patientenkollektiv wurden Ossikel signifikant häufiger als PORP in die operierten Ohren eingebracht. Diese Tatsache war jedoch zu erwarten, da weiter fortgeschrittene Krankheitsprozesse die Gehörknöchelchen stark in Mitleidenschaft ziehen können und so eine Reimplantation unmöglich gemacht wird. Wenn sich die Ossikelkette entzündlich verändert dargestellt hat, wurde eine Rekonstruktion der Schalleitungskette im Sinne einer TORP auf der Steigbügelfußplatte vorgenommen.

T-Dentin Implantate wurden überwiegend als TORPs eingebracht, während nur ein kleiner Teil als PORPs eingesetzt worden sind.

Vorteil der aus Zähnen selbst hergestellten Prothesen ist neben dem geringeren Preis auch eine gute Verträglichkeit bei guten audiologischen Resultaten, was schon *Hüttenbrink*(81) in seiner Studie aufgezeigt hat. Leider werden heutzutage die Dentinprothesen aus hygienischen Aspekten nicht mehr verwendet, da eine Infektion mit Prionen oder Hepatitis-Erregern durch medizinische Studien noch nicht sicher ausgeschlossen werden konnte.

Weiter wurden Goldprothesen als PORPs und in einige Ohren als TORPs, sowie Titanprothesen als TORPs eingebracht. *Geyer*(49) stellt Titanprothesen vor allem wegen ihres geringeren Gewichtes (Titanprothese 4 mg versus Goldprothesen mit bis zu 45 mg) den Goldprothesen voran. Er vermutet besonders in den hohen Frequenzen eine bessere Schallübertragung, weist aber auch auf eine erhöhte Perforationsrate bei scharfen Rändern der Prothese hin. Andere Studien bewerten die Eigenschaften von Titanprothesen als TORPs ebenfalls als gut und weisen darüber hinaus auf eine gute Verträglichkeit und geringe Extrusionsrate hin(119;127). *Dazert*(31) bewertet die Extrusionsrate von Goldimplantaten, bei guter Schallübertragung, als gering.

Zur Vermeidung einer Prothesenextrusion müssen beide Arten von Prothesen mit Conchaknorpel überlagert werden.

Bei einem Teil der Ohren wurde eine reine Überhöhung des Steigbügels (PORP) mittels eines Stückchens Conchaknorpels erreicht. Die Verträglichkeit des körpereigenen Knorpels, als auch dessen zufrieden stellende Schallübertragung wurde sowohl in der eigenen, als auch in bereits publizierten Studien bestätigt(12;42).

Implantate aus Keramiken, Dentinechips und nicht weiter spezifizierten Prothesen (Andere) wurden in weitere 25 Ohren, 17 als PORPs und 8 als TORPs, eingebracht. Wegen der sehr geringen Anzahl wurden diese Implantate bei der Aufschlüsselung (siehe auch Ergebnisteil) nur zweitrangig betrachtet, bzw. ganz ausgeschlossen.

Zuerst wurden die prä- und postoperativen KL-LL-Differenz aller Ohren, unabhängig davon ob PORP oder TORP, sowie nach PORP und TORP getrennt, in den Frequenzen 250 Hz, 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz, 3 kHz und 4 kHz miteinander verglichen.

Darüber hinaus wurde zusätzlich die durchschnittliche KL-LL-Differenz (D-KL-LL-Differenz) der Frequenzen 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz und 4 kHz berechnet und zum besseren Vergleich mit anderen Studien herangezogen.

Bei der Betrachtung aller operierten Ohren unabhängig vom Typ der eingesetzten Überhöhung stellte sich ein signifikanter Hörgewinn bei 500 Hz, 1 kHz und 2 kHz ein. Das Hörvermögen für die drei Frequenzen war postoperativ jedoch jeweils nur um 2 dB bis 3 dB verbessert worden. Es wurde eine Tagesschwankung bei Patienten von ca. 5 dB und eine ungefähre Messfehlerrate von ebenfalls 5 dB angenommen. Eine Änderung der Hörvermögens unterhalb von 10 dB ist somit nicht eindeutig als Verbesserung zu werten.

Eine ähnliche Hörverbesserung hatte *Hüttenbrink*(81) 1993 in der eigenen Klinik für T-Dentine (PORP und TORP) feststellen können. Die postoperative Hörverbesserung war damals auch nicht größer als 10 dB zum Zeitpunkt der Enttamponierung.

In der eigenen Studie bestand bei 90,3 % aller operierten Ohren bei 2 kHz, bei 70,3 % bei 3 kHz und bei 54,9 % bei 500 Hz ein KL-LL-Differenz von ≤ 30 dB, was als einen gute Ausgangsbasis für eine weitere Hörverbesserung zu werten ist. Vergleicht man die präoperativen Mittelwerte für die einzelnen Frequenzen mit den präoperativen Werten anderer Studien, dann ergeben sich diesbezüglich keine nennenswerten Unterschiede(49;92). Lediglich bei *Maassen*(6;113) liegen die Ausgangswerte bei 2 kHz und bei 3 kHz etwas schlechter. Vergleicht man die eigenen Ergebnisse unter zu Hilfenahme der durchschnittlichen KL-LL-Differenz über 4 Frequenzen (D-KL-LL-Differenz), dann liegt das präoperative Hörvermögen (durchschnittlich 30,4 dB KL-LL-Differenz; 52,3 % ≤ 30 dB) der zu operierenden Ohren in ähnlichen Bereichen, wie auch in anderen Studien. *Bernal-Sprekelsen*(12) gibt präoperativ durchschnittlich 34,4 dB an, die präoperativen Ohren von *Neumann et al.*(127) liegen zu 50,8 % unter 30 dB. Da unterhalb dieser 30 dB Grenze das soziale Gehör definiert wird, gilt es das Hörvermögen durch eine Operation unterhalb dieser Grenze zu bringen, um für den Patienten ein ausreichendes Hören im Alltag weiterhin problemlos zu gewährleisten.

Bei *Bernal-Sprekelsen*(12) haben 84,5 % aller Patienten einen D-KL-LL-Differenz ≤ 30 dB, bei einer durchschnittlichen KL-LL-Differenz von 18,1 dB. bei *Neumann et al.*(127) haben 85,3 % aller Ohren einen D-KL-LL-Differenz ≤ 30 dB. In beiden Studienkollektiven war es möglich, den Verlauf über einen längeren Zeitraum zu beobachten.

So wurden bei der ersten Studie als Minimum 36 Monate und bei der zweiten Studie im Schnitt 33,6 Monate nach der Operation noch Audiogramme aufgezeichnet. Das postoperative Audiogramm wurde zwar durchschnittlich 6,5 Monate nach dem Eingriff durchgeführt, aber 79,6 % aller Audiogramme stammen vom Zeitpunkt der Enttampnung ca. 3 Wochen nach Operation. Wegen dieser kurzen Einheitszeit lässt sich auch die noch relativ große postoperative D-KL-LL-Differenz von 29 dB und die schwache Verbesserung um 5,8 % Punkte auf 58 % aller Ohren mit einer KL-LL-Differenz ≤ 30 dB erklären. Es ist anzunehmen, dass auch die eigenen Ohren nach oben genannten Zeitraum wahrscheinlich ähnliche Hörergebnisse erreichen werden.

Betrachtet man die Ohren, die präoperativ bereits über ein soziales Gehör, daher eine D-KL-LL-Differenz unter 30 dB, verfügten, so stellten wir eine Verschlechterung des Hörvermögens durch eine Operation fest. Umgekehrt dazu verhielten sich die Ohren mit einer großen präoperativen D-KL-LL-Differenz. Durch die Operation konnte bei diesem Teil der Patienten die D-KL-LL-Differenz signifikant gesenkt werden.

Diese Beobachtung lässt sich durch die entweder noch intakte Gehörknöchelchenkette vor der Operation oder durch eine gute Schalltransmission über Cholesteatommatrix erklären. Da bei der Untersuchung beide Gruppen etwa gleich stark vertreten waren, hielten sich die erzielten Ergebnisse in der Gesamtbetrachtung auch in etwa die Waage.

Es wurde zusätzlich noch eine Unterteilung in Ohren mit einer PORP und mit einer TORP durchgeführt. Aus den Abbildungen 3.5a und 3.5b des Ergebnisteils kann man ersehen, dass die präoperative Situation der Ohren mit einer PORP etwas besser war, als die der Ohren mit einer TORP. Andere Autoren(49;191) machten ähnliche Beobachtungen. Dies resultierte wahrscheinlich aus dem schon weiter fortgeschrittenen Entzündungsprozess der Ohren, in die eine TORP eingebracht werden musste. *Neumann et al.*(127) machten erstaunlicherweise die Beobachtung, dass TORPs ein besseres Hörergebnis erzielen konnten. Er führte diese Tatsache auf Veränderungen des Stapesköpfchens bei PORPs nach langen Beobachtungszeitraum zurück. Bei den eigenen TORPs wurde die KL-LL-Differenz durch eine Operation mehr gesenkt, als bei den PORPs. Da die meisten TORPs in eine Radikalhöhle eingebracht worden sind, die, wie in der Literatur bereits erwähnt worden war, etwas schlechtere Hörergebnisse als bei wanderhaltenden Operationstechniken erbrachten(81;92;113), ist das bessere Hörergebnis der Ohren mit einer PORP nicht überraschend.

Eine signifikante Hörverbesserung konnte bei den TORPs im Frequenzbereich von 250 Hz bis 3 kHz gemessen werden. Diese war allerdings unter 10 dB und deshalb, wie schon oben erwähnt, nur wenig aussagekräftig.

Auch bei der nach PORPs und TORPs getrennt durchgeführten Aufschlüsselung lagen die präoperativen Audiometriebefunde im Rahmen von anderen Studien.

Geyer(49) gibt präoperativ ähnliche Werte, sowohl für PORPs (Amboss und Titan), als auch für TORPs (Titan) an.

Die Nachuntersuchung wurde hier 6 Monate später durchgeführt, was in der eigenen Klinik aus oben bereits genannten Gründen nicht in allen Fällen möglich war. Für die PORPs konnte er bei der Hälfte der Patienten eine Verbesserung der KL-LL-Differenz um bis zu 15 dB erzielen. Im Hauptsprachbereich lag die KL-LL-Differenz durchschnittlich unter 10 dB. Bei den TORPs konnte die KL-LL-Differenz auf Werte von durchschnittlich unter 15 dB gesenkt werden.

Auch hier kommt man nach Hinzunahme des D-KL-LL-Differenz zu analogen Ergebnissen, wie auch schon *Bernal-Sprekelsen*(12) und *Neumann et al.*(127). Bei der ersten der benannten Studien war der D-KL-LL-Differenz präoperativ bei den PORPs fast gleich (28,3 dB) und nach 4,5 Jahren bei 16,8 dB. Für die TORPs waren die Ausgangswerte von 40,5 dB (34,5 dB eigene Studie) und nach 4,5 Jahren von 19,4 dB angeführt. Nach der Operation wurde sowohl bei den PORPs, als auch bei den TORPs ein Hörvermögen im sozialen Sprachbereich gesichert. *Neumann et al.*(127) hat bei den TORPs vor der Operation ein wesentlich besseres Hörvermögen (47,1 % aller Ohren ≤ 30 dB D-KL-LL-Differenz). Die PORPs waren dagegen präoperativ schlechter als in der eigenen Arbeit (55,6 % gegenüber 63,2 % ≤ 30 dB). Nach fast drei Jahren Beobachtungszeitraum wurden in der Studie Werte bei den PORPs von 70,4 % ≤ 30 dB und bei den TORPs von 97 % ≤ 30 dB für den D-KL-LL-Differenz erreicht.

Zum Zeitpunkt der Enttamponierung lagen die gemessenen Hörerfolge noch deutlich unter den in der Literatur gefundenen Werten. Lediglich bei 2 kHz lagen die gemessenen Ergebnisse im Rahmen der bereits erwähnten Studien. Dies ist jedoch auch auf die geringe präoperative Schalleitungskomponente bei 2 kHz zurückzuführen. Laut *Geyer*(49), sind die endgültigen Hörergebnisse erst nach einem halben Jahr (für Autoossikel und Keramik PORPs), bzw. einem Jahr (Titanimplantate) gemessen worden. Somit stellen die eigenen Hörergebnisse nur eine Tendenz in der Hörverbesserung dar und man kann vermuten, dass die Resultate sich noch weiter verbessern werden.

Es zeigte sich jedoch schon bei der Enttamponierung, dass die signifikante Mehrheit der Ohren mit einer PORP in den meisten audiometrisch bestimmten Frequenzen ≤ 30 dB lagen. Bei den TORPs waren die erreichten Ergebnisse etwas schlechter.

Das postoperative Hörvermögen korrelierte nur teilweise mit der Grunderkrankung. Sowohl bei den PORPs, als auch bei den TORPs konnten nur bei einzelnen Frequenzen eine signifikante Hörverbesserung nachgewiesen werden. Zu spekulieren wäre an dieser Stelle, ob ein längeres Nachsorgeintervall hier eine eindeutigere Aussage zulassen würde. In der Literatur ist in den meisten Arbeiten für Ohren mit einer PORP eine größere Hörverbesserung nachgewiesen worden(12;49;191). *Hüttenbrink*(81) hatte 1993 bei einer Studie über T-Dentine im eigenen Hause feststellen können, dass Ohren mit nur leichten oder gar keinen Entzündungsprozessen, sehr gute Hörverbesserungen erreichten, während bei Cholesteatomoperationen kaum das Hörvermögen gebessert werden konnte. Damals erreichten erfahrenere Ohroperateure auch bessere Ergebnisse zum Zeitpunkt der Enttamponierung, obwohl diese eher die schwierigeren Fälle zu operieren hatten. Zum jetzigen Zeitpunkt bestand kein Zusammenhang mehr zwischen erreichtem Hörergebnis und Operateur. Dies kann einerseits an dem erfahrenen Team von Oberärzten, als auch an der kontinuierlichen Supervision bei jüngeren Operateuren liegen. Das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation hatte keinen Einfluss auf die postoperativen Hörergebnisse.

Um die Hörresultate der eigenen Studie noch differenzierter betrachten zu können, wurde mit Hilfe der 3-Frequenztafel nach *Röser*(143) für die Luftleitung ein prozentualer Hörverlust errechnet. Dieser konnte dann prä- und postoperativ gut verglichen werden. Dieses Verfahren wurde bereits für frühere Veröffentlichungen im eigenen Hause angewandt(160). (Zur Einteilung der Gruppen siehe auch Seite 44 des Ergebnisteils)

Als erstes wird die Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) bei den PORPs verglichen.

Die prozentuale Berechnung des Hörvermögens an Hand der Tabelle von *Röser*(143), erbrachte für Autoossikel und Knorpelüberhöhungen eine gute durchschnittliche Verbesserung, bei nur geringer durchschnittlicher Hörverschlechterung. Die Ohren mit einer PORP aus Dentin hörten prozentual etwas schlechter. Wegen der geringen Stückzahl wird hier jedoch keine genaue Aussage zu treffen sein.

Die präoperativen KL-LL-Differenzen der Gruppe 1 (Hörverbesserung, Abb. 3.7a) sind in der eigenen Untersuchung etwas schlechter, als in vergleichbaren Studien. *Geyer*(49) gibt in seiner Arbeit Werte an, die in etwa 10 dB bei den meisten Frequenzen schlechter liegen. Lediglich bei 2 kHz liegt eine vergleichbare Ausgangssituation vor. *Baumann et al.*(6) geben bei 2 kHz schlechtere Werte für Ihre Typ III Überhöhungen an. Die in der eigenen Studie bei 1 kHz erreichte postoperative Hörverbesserung war analog zu den Ergebnissen beider hier schon erwähnten Studien.

Besonders auffällig ist die Verteilung einzelner Implantate auf die zwei Gruppen. So konnte für Autoossikel eine signifikante Gewichtung zur Gruppe 1 (Hörverbesserung) festgestellt werden ($p < 0,05$). Die guten Resultate lassen sich mit dem präoperativen Zustand der Ohren erklären. Der größte Anteil der Ossikel wurde hierbei in Ohren mit intakter Hinterwand implantiert. Dies ist laut *Kempff*(92) ein Garant für eine bessere Schallübertragung bei Ohren nach Cholesteatomoperationen. Überwiegend handelte es sich um Ohren mit einer recht schlechten Schallübertragung, bei denen aber der Entzündungsprozess noch nicht zu weit fortgeschritten war. So konnte noch ein autologes Ossikel für die Tympanoplastik Typ III herangezogen werden, welche laut *Maassen*(113) gute audiologische Resultate schon nach 3 bis 6 Monaten nach einer Cholesteatomoperation erbrachten. Es wurden in etwa gleich vielen Ohren Cholesteatome, chronische Mittelohrentzündungen und nicht weiter spezifizierte Entzündungen, bzw. Missbildungen oder Prothesenextrusionen operiert. *Hüttenbrink*(81) erzielte in der eigenen Klinik die größten Hörverbesserungen bei alleinigen Kettenrekonstruktionen im reizlosen Ohr.

Wegen der guten Ergebnisse bei 500 Hz und 3 kHz bei der signifikanten Mehrheit der Patienten und der hervorragenden KL-LL-Differenz bei 2 kHz gewährleisteten diese Tympanoplastiken, wie schon oben erklärt, dem Patienten ein gutes soziales Gehör.

Bei den PORPs der Gruppe 1 (Hörverbesserung) konnte durch eine Operation die D-KL-LL-Differenz bei einem Großteil der Patienten unter ≤ 30 dB abgesenkt werden. Die Anzahl der Patienten in dieser Gruppe, die ein gutes soziales Gehör erreichten, ist ähnlich wie in den oben genannten Studien.

Die durchschnittliche Werte der D-KL-LL-Differenz sind jedoch immer noch unter den endgültigen Resultaten angesiedelt. Es können hierbei Werte unter 20 dB erreicht(12;127).

Die erreichte Hörverbesserung von ca. 12 dB für PORPs ist gleichwertig mit anderen Ergebnissen(27) und als ein gutes Resultat zu bewerten.

Die präoperative KL-LL-Differenzen der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) sind in Abbildung 3.7b genau dargestellt. Man kann sagen, dass die schlechter hörenden Ohren präoperativ eine sehr geringe Hörschwäche aufwiesen. Bei der Operation wurden in dieser Gruppe überwiegend Cholesteatome entfernt. Hierzu wurden ähnlich viele Ohren als Radikalhöhle und in 2-Wege Technik oder als Tympanotomie operiert. Ein gutes postoperatives Hörvermögen stand der Cholesteatomentfernung folglich nach. Gleicher Meinung sind auch *Kempff*(92) und *Maassen*(113). Beobachtet wurden auch eine Anzahl recht gut hörender Ohren, bei denen sich eine Schalleitung über Cholesteatommatrix entwickelt hatte. Diese und Ohren mit einer teilweisen Arrosion der Ossikel, die einen Abbau der noch intakten Kette unausweichlich machten, haben das schlechtere Hörvermögen der Gruppe 2 mitbegründet.

Bei dieser Gruppe verschlechterte sich auch die D-KL-LL-Differenz unter der Operation. Trotzdem hatte noch eine signifikante Mehrheit der Patienten bei 2 kHz und bei 3 kHz eine KL-LL-Differenz ≤ 30 dB. Das soziale Gehör war also auch bei diesen Patienten bei einer signifikanten Mehrheit erhalten worden.

Es folgt nun der Vergleich der Gruppe 1 (Hörverbesserung) mit der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) bei den TORPs.

Die Berechnung des prozentualen Hörverlustes an Hand der Tabelle von *Röser*(143), erbrachte für TORPs aus Dentin und Titan eine gute durchschnittliche Verbesserung. Besonders die Titanprothesen zeichneten sich durch eine hohe Steigerung des Hörvermögens bei nur geringer durchschnittlicher Hörverschlechterung aus. Dieses Ergebnis kann wegen kleiner Stückzahlen auch einem Zufall unterliegen. Die Dentin TORPs hatten ein etwas schlechteres Ergebnis.

Die präoperativen KI-LL-Differenzen der besser hörenden Ohren (Gruppe 1) mit einer TORP kann man aus Abbildung 3.10a entnehmen. Die Werte sind mit den präoperativ gemessenen Werten von *Geyer*(49) bei den Titan TORPs vergleichbar.

Lediglich bei 250 Hz, 1 kHz und 4 kHz waren die eigenen Ausgangswerte um ca. 10 dB schlechter.

Zwischen 250 Hz und 3 kHz konnte durch den Eingriff eine signifikante Verringerung der KI-LL-Differenz erreicht werden. Die eigenen postoperativ erreichten Resultate, entsprechen bereits den von *Geyer*(49) nach einem Jahr gemessenen Werten bei 2 kHz. Die übrigen Frequenzen sind mit durchschnittlich 10 dB unter den Werten von *Geyer*(49) angesiedelt.

Berücksichtigt man die Ausgangssituation der eigenen Patienten in der Gruppe 1 (Hörverbesserung), mit 10 dB schlechteren Werten bei 250 Hz, 1 kHz und 4 kHz, so steht das erzielte Ergebnis, dem von *Geyer*(49) bei Titan TORPs beschriebenem Hörgewinn, in nichts nach.

Es zeigte sich bei der Gruppe 1 der TORPs eine signifikante Gewichtung von Dentinen ($p < 0,05$) und Titanprothesen ($p < 0,05$). Man kann daraus schließen, dass die eingesetzten TORPs in den meisten Fällen einen Hörgewinn erzielten, während nur wenige Prothesen die präoperative Situation signifikant verschlechterten. Insgesamt waren in diesem Teil des Patientenkollektives 60,5 % der operierten Ohren so stark entzündet oder durch Cholesteatommatrix ausgekleidet, dass die Anlage einer Radikalhöhle notwendig war, bzw. in einem Drittel dieser Fälle eine Revision durchgeführt worden ist. *Hüttenbrink*(81) stellte bereits fest, dass sich bei größeren Prozessen postoperativ oft eine schlechtere Belüftung der Pauke einstellte und diese Ohren tendenziell ein schlechteres Gesamtergebnis aufwiesen, als Ohren mit gut belüfteter Pauke. Die Operateure waren hier häufig gezwungen die Ossikel, sofern diese noch vorhanden waren, zu entfernen und körperfremdes Material einzusetzen. Diese Faktoren sind Gründe für eine durchschnittlich schlechtere Schallübertragung. Wie oben bereits erwähnt, war die Beherrschung des Krankheitsprozesses bei diesen Ohren an erster Stelle anzusiedeln.

Die D-KL-LL-Differenz lag präoperativ bei den TORPs der Gruppe 1 (Hörverbesserung) in bei nur wenigen Ohren ≤ 30 dB. Durch eine Operation konnte dies bei einer signifikanten Mehrheit erreicht werden (60,5 %). Andere Studien geben postoperativ Werte über 82 %(12) oder 97 %(127) ≤ 30 dB D-KL-LL-Differenz an.

In der Gruppe mit Hörverbesserung konnte die relative Anzahl der Ohren mit einem alltagstauglichen Gehör um fast 40 % gesteigert werden. Diese Verbesserung ist ebenso in den anderen Studien erreicht worden, jedoch war die Ausgangslage mit 47 %(127) sozial hörenden Ohren auch wesentlich besser. Bedenkt man die ungünstigen Faktoren, wie etwa die schon fortgeschrittene Entzündung und das gezwungener Maßen notwendige radikalere operative Vorgehen, so kann man mit den audiometrischen Resultaten zum Zeitpunkt der Enttamponierung zufrieden sein.

Die präoperativen KL-LL-Differenzen der Gruppe 2 sind in der Abbildung 3.11b dargestellt. Ähnlich wie bei der Gruppe 2 (Hörverschlechterung) der Ohren mit einer PORP, befanden sich auch in dieser Gruppe Ohren mit einer relativ guten präoperativen KL-LL-Differenz, die sich nach der Operation vergrößert hat. Signifikant schlechter ist das Gehör allerdings nur bei 250 Hz, 1 kHz und 3 kHz geworden.

In dieser Gruppe konnte bei 2 kHz noch eine geringe KL-LL-Differenz (≤ 30 dB) bei der signifikanten Mehrheit der Patienten erhalten werden, die anderen Frequenzen im Hauptsprachbereich (1 kHz und 3 kHz) waren aber meistens recht schlecht. Die Entfernung des Entzündungsprozesses war in diesen Ohren absolut vorrangig und es wurden dementsprechend fast ausschließlich Radikalhöhlen angelegt. Die D-KL-LL-Differenz wurde jedoch durch die Operation nur gering vergrößert (siehe Tab. 3.4b). Man bedenke, dass wir für die eigene Studie eine Änderung des Gehörs um mindestens 10 dB als signifikant vorgegeben haben. Die Patienten konnten nicht nur geheilt werden, sie konnten auch schon in dieser frühen Phase der Untersuchung (überwiegend 3 Wochen Einheilzeit) ein einigermaßen funktionsfähiges Gehör aufweisen. Die weitere Entwicklung konnten wir wegen der schon oben beschriebenen Schwierigkeiten in der Patientenachsorge nur sehr vereinzelt beobachten.

Um die Verträglichkeit der eingesetzten Prothesen zu analysieren, wurden alle Ohren, die schon einmal in der eigenen Klinik eine Tympanoplastik Typ III erhalten hatten und im Zeitraum zwischen dem 01.01.1997 und dem 31.12.2001 wiedervorge stellt wurden, erfasst und ausgewertet.

Im Vergleich der beiden Implantattypen zeichneten sich die PORPs durch eine etwas geringere Revisionsrate aus, als die der Ohren mit einer TORP. Die beste Verträglichkeit bei den PORPs erreichten Knorpelüberhöhungen und autologe Ossikel. *Dazert*(31) stellte bei autologen Implantaten eine Extrusionsrate von 2 % fest (4,7 % in der eigenen Studie), was für eine sehr gute Verträglichkeit spricht. Bei den TORPs zeigten die T-Dentine eine etwas bessere Verträglichkeit, als die Titanprothesen (mit Knorpelauf lage).

Die Gesamtverweildauer zeigte sich bei den TORPs etwas besser, als bei den PORPs. Dies könnte auf die etwas höhere Rezidivrate bei wanderhaltenden Operationen zurückzuschließen sein. *Kempff*(92) und *Maassen*(113) stellten in ihren Studien die gleiche Tendenz fest und rieten zur frühzeitigen Anlage einer Radikalhöhle bei fortgeschrittenen Prozessen. *Neumann et al.*(127) stellte bei seinen Ohren mit einer TORP bessere Langzeithörerergebnisse fest. Dies führte er auf eine mögliche Nekrose des Stapesköpfchens, bzw. einen Kontaktverlust zur aufgesetzten Prothese zurück.

Diese Analyse kann allerdings nur als eine grobe Orientierung verstanden werden, da viele Patienten bei niedergelassenen Kollegen in Betreuung sind und nicht jedes operierte Ohr bei einer Komplikation wieder vorgestellt wurde.

In diese Beobachtung gehen weiter keine Patienten der Nachuntersuchung ein, da diese zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung nur audiometriert worden sind, wenn deren Trommelfell intakt war. Rezidivcholesteatome wurden beispielsweise wieder einbestellt, um eine Revision durchzuführen, während andere Patienten mit guten Ergebnissen sich gar nicht in der Klinik vorgestellt hatten.

Obwohl im Einzelfall über lange Zeit eine teilweise Resorption von Gehörknöchelchen-implantaten nicht ausgeschlossen werden kann, sollten diese, wenn möglich, als Amboss-Hammerersatz Verwendung finden. Selbst in unserem kurzen Beobachtungszeitraum konnte gezeigt werden, dass die Hörergebnisse mit autologen Ossikeln am besten sind.

Stellt sich ein Ohr intraoperativ von Cholesteatom befallen dar, so sollte die Indikation zu einer Radikalohr Operation großzügig gestellt werden, da nur so die Rezidivrate signifikant gesenkt werden kann. Bei den Ohren der eigenen Studie hat sich in diesen Fällen das Einbringen einer TORP aus Titan bewährt. Die KL-LL-Differenz konnte so bei einem Großteil der Patienten soweit verringert werden, dass ein soziales Gehör gewährleistet werden konnte.

Literaturverzeichnis

1. Anson BJ, Bast TM. The development of the auditory ossicles and associated structures in man. *Ann Otol Rhinol Laryng* 1946;55:467-94.
2. Anson BJ, Bast TM, Cauldwell EW. The development of the auditory ossicles, the otic capsule and the extra capsular tissues. *Ann Otol Rhinol Laryng* 1948;57:603-32.
3. Arnold W, von Ilberg C. Neue morphologische und funktionelle Aspekte des runden Fensters. *Z Laryngol Rhinol Otol* 1972 June;51(6):390-9.
4. Baier RE, Meyer AE, Natiella JR, Natiella RR, Carter JM. Surface properties determine bioadhesive outcomes: methods and results. *J Biomed Mater Res* 1984 April;18(4):327-55.
5. Bast TM, Anson BJ, Thomas CC. The temporal bone and the ear. 1949.
6. Baumann I, Diedrichs HW, Plinkert PK, Zenner HP. Autologes Gewebe bei Typ-I- und Typ-III-Tympanoplastikeroperationen bei der chronischen Schleimhauteiterung. *HNO* 1997 December;45(12):990-6.
7. Beck C. Vergleichende Anatomie des Ohres. In: Berendes J, Link R, Zöllner F (Hrsg). *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde in Praxis und Klinik*. Stuttgart: Thieme-Verlag; 1965.
8. Beck C. Anatomie und Histologie des Ohres. In: Berendes J, Link R, Zöllner F (Hrsg). *Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde in Praxis und Klinik*. Stuttgart: Thieme-Verlag; 1979.
9. Beleites E, Gudziol H. Bioverit als Knochenersatz in der Kopf-Hals-Chirurgie. In: Geyer G, Helms J (Hrsg). *Knochenersatz in der Mittelohr- und Schädelbasischirurgie*. München: Symptom; 1996.
10. Beleites E, Rechenbach G. Implantologie in der Kopf-Hals-Chirurgie - gegenwärtiger Stand. *HNO Praxis Heute* 1992;12:169-99.
11. Bender R, Lange S, Ziegler A. Wichtige Signifikanztests. *Dtsch Med Wochenschr* 2002;127:T1-T3.
12. Bernal-Sprekelsen M, Romaguera L, Sanz Gonzalo JJ. Cartilage palisades in type III tympanoplasty: anatomic and functional long-term results. *Otol Neurotol* 2003 January;24(1):38-42.
13. Bernecker F, Hormann K, Donath K. Tierexperimentelle Untersuchung zur Biokompatibilität von Dentin und Schmelz als Gehörknöchelchenerersatz. *HNO* 1993 May;41(5):250-3.
14. Berthold E. Über Myringoplastik. *Wien med Blatt* 1878;1:1627.
15. Black B. Development of a new Torp/Porp. *J Otolaryngol Soc Austr* 21987;6:58-9.
16. Black B. Design and development of a contoured ossicular replacement prosthesis: clinical trials of 125 cases. *Am J Otol* 1990;11:85-9.
17. Bojrab DL. Alternatives in biocompatible ossicular implants. *Insights in Otolaryngology*. St. Louis: Mosby; 1992.
18. Bollobás B. Misconceptions in the anatomy of the ear. *Nuovo Arch Ital Otol* 1980;8:675-82.

19. Brackmann DE. Porous polyethylene prosthesis: continuing experience. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986 January;95(1 Pt 1):76-7.
20. Brackmann DE, Sheehy JL. Tympanoplasty: TORPS and PORPS. *Laryngoscope* 1979 January;89(1):108-14.
21. Brackmann DE, Sheehy JL, Luxford WM. TORPs and PORPs in tympanoplasty: a review of 1042 operations. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1984 February;92(1):32-7.
22. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 1977;16:1-132.:1-132.
23. Colletti V, Fiorino FG, Sittoni V. Minisculptured ossicle grafts versus implants: long-term results. *Am J Otol* 1987 November;8(6):553-9.
24. Colletti V, Fiorino GF, Sittoni V. Histopathologic findings on proplast and plastipore prostheses. *Acta Otorhinolaryngol Ital* 1984 November;4(6):689-96.
25. Cousins VC, Jahnke K. Light and electronmicroscopic studies on Polycel ossicular replacement prostheses. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1987 June;12(3):183-9.
26. Daculsi G, Passuti N. Bioactive ceramics, fundamental properties and clinical applications: the osseo-coalescence progress. In: Heimke G (Hrsg). *Bioceramics 2*. Deutsche Keramische Gesellschaft. Köln: 1990.
27. Dalchow CV, Grun D, Stupp HF. Reconstruction of the ossicular chain with titanium implants. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2001 December;125(6):628-30.
28. Dass R, Grewal BS, Thapar SP. Human stapes and its variations. II. Footplate. *J Laryngol Otol* 1966 May;80(5):471-80.
29. Dass R, Grewal BS, Thapar SP. Human stapes and its variations. 3. Influence of age and sex. *J Laryngol Otol* 1966 October;80(10):1023-37.
30. Dawes PJ. Tympanoplasty - reporting hearing results and 'hearing objective'. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 2004 December;29(6):612-7.
31. Dazert S, Helms J. Rekonstruktion des Schalleitungsapparates. *HNO* 1993 September;41(9):A25-A26.
32. Dormer KJ, Bryce GE, Hough JV. Selection of biomaterials for middle and inner ear implants. *Otolaryngol Clin North Am* 1995 February;28(1):17-27.
33. Ehsani B, Collo D. Drei Jahre Erfahrungen in der rekonstruktiven Mittelohrchirurgie. *Laryngorhinootologie* 1994 July;73(7):381-4.
34. Eitschberger E. Gefäßentwicklung in Ossikulatransplantaten und -implantaten. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1980 April;59(4):238-43.
35. Feghali JG, Barrs DM, Beatty CW, Chen DA et al. Bone cement reconstruction of the ossicular chain: a preliminary report. *Laryngoscope* 1998 June;108(6):829-36.
36. Feldmann AS. Acoustic impedance studies of the normal ear. *J Speech Res* 1967;10:165.
37. Flanagan JL. Computational model for basilar membrane displacement. *J acoust Soc Amer* 1962;34:1370.

38. Frese KA, Hoppe F. Morphologische Untersuchungen an autologen und homologen Ossikeln nach Langzeitimplantation. *Laryngorhinootologie* 1996 June;75(6):330-4.
39. Frootko NJ. Failed ossiculoplasty using porous polyethylene (Plasti-pore) prostheses. *J Laryngol Otol* 1984 February;98(2):121-6.
40. Gamoletti R, Bellomi A, Sanna M, Zini C, Scandellari R. Histology of extruded Plasti-Pore ossicular prostheses. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1984 June;92(3):342-5.
41. Gaupp E. Ontogenese und Phylogenese des schalleitenden Apparates bei den Wirbeltieren. *Ergebnisse Anat Entwicklungsgesch* 1899;8:990-1149.
42. Gerber MJ, Mason JC, Lambert PR. Hearing results after primary cartilage tympanoplasty. *Laryngoscope* 2000 December;110(12):1994-9.
43. Geyer G. Implantate in der Mittelohrchirurgie. *Eur Arch Otorhinolaryngol Suppl* 1992;1:185-221.
44. Geyer G. Glasionomierzement als Knochenersatzmaterial in der Ohrchirurgie - tierexperimentelle und klinische Untersuchungen. Pretoria: Babelegi; 1992.
45. Geyer G. Implantate in der Mittelohrchirurgie. HNO-Seminar;Griechenland 1998.
46. Geyer G. Materialien zur Rekonstruktion des Schalleitungsapparats. *HNO* 1999 February;47(2):77-91.
47. Geyer G, Helms J. Ionomerzement als Knochenersatzmaterial im Mittelohr des Kaninchens. *HNO* 1997 June;45(6):442-7.
48. Geyer G, Helms J. Sanierende und rekonstruktive Operationen an Gehörgang, Mittelohr und Felsenbein: Rekonstruktive Eingriffe. In: Naumann HH, Helms J, Herberhold C, et al. (Hrsg). *Ohr*. Stuttgart New York: Thieme; 1996.
49. Geyer G, Rucker J. Ergebnisse der Tympanoplastik Typ III mit autogenem Amboss sowie Ionomerzement- und Titanimplantaten. *Laryngorhinootologie* 2002 March;81(3):164-70.
50. Geyer G, Schott C, Schwarzkopf A. Zur Beeinflussung des Bakterienwachstums (Agar-Diffusions- und Keimsuspensionstest) durch alloplastische Knochenersatzmaterialien (Ionomerzement, bioaktive Glaskeramik, Hydroxylapatit). *HNO* 1999 January;47(1):25-32.
51. Gibb AG, Stewart IA. Dentine as a material for ossicular reconstruction in tympanoplasty. A preliminary report. *Arch Otolaryngol* 1972 October;96(4):346-9.
52. Glasscock III. ME, Jackson CG, Knox GW. Can acquired immunodeficiency syndrome and Creutzfeldt-Jakob disease be transmitted via otologic homografts? *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1988 November;114(11):1252-5.
53. Goldenberg RA. Hydroxylapatite ossicular replacement prostheses: preliminary results. *Laryngoscope* 1990 July;100(7):693-700.
54. Goldenberg RA. Hydroxylapatite middle ear implants. *ENT News* 1995;4:15-7.
55. Griffiths MV. Biomaterials in reconstructive head and neck surgery. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1979 October;4(5):363-76.
56. Grote JJ. Reconstruction of the ossicular chain with hydroxyapatite implants. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1986 March;123:10-2.:10-2.

57. Grote JJ. Reconstruction of the ossicular chain with hydroxyapatite prostheses. *Am J Otol* 1987 September;8(5):396-401.
58. Grote JJ. Reconstruction of the middle ear with hydroxylapatite implants: long-term results. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1990 February;144:12-6.:12-6.
59. Grote JJ. Tympanoplasty with calcium phosphate. *Arch Otolaryngol* 1984 March;110(3):197-9.
60. Grote JJ, Kuypers W, de Groot K. Use of sintered hydroxylapatite in middle ear surgery. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1981;43(5):248-54.
61. Guinan JJ, Jr., Peake WT. Middle-ear characteristics of anesthetized cats. *J Acoust Soc Am* 1967 May;41(5):1237-61.
62. Hantson P, Mahieu P, Gersdorff M, Sindic CJ, Lauwerys R. Encephalopathy with seizures after use of aluminium-containing bone cement. *Lancet* 1994 December 10;344(8937):1647.
63. Hartwein J, Donath K, Koch U. Erste Erfahrungen mit der Dentin-Ossikel-Prothese. *Laryngorhinootologie* 1989 April;68(4):204-8.
64. Hartwein J, Koch U. Dentin-Ossikel-Prothesen (DOP) - ein Konzept des Gehörknöchelcheneratzes. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1988 March;67(3):106-9.
65. Hartwein J, Koch U. Dentine-ossicular prosthesis (DOP). In: Babighian G, Veldman JE (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 1988.
66. Heermann J. Thirty years autograft palisade tragal and conchal cartilage perichondriumtympanum, epitympanum-, Antrum- and Mastoid plasties - 13.000 cases. In: Charachon R, Garcia-Ibanez E (Hrsg). *Long term results and indication in otology and ononeurosurgery*. Amserdam, Milano, New York: Kugler; 1991.
67. Heimke G. Bioinert ceramics. In: Vincenzini P (Hrsg). *Ceramics in surgery*. Amsterdam: Elsevier; 1983.
68. Helmholtz vH. Die Mechanik der Gehörknöchelchen und des Trommelfells. *Pflügers Arch ges Physiol* 1868;1:1.
69. Helms J. Surgery of the outer ear, middle ear and temporal bone for the removal of disease and for reconstruction. In: Naumann HH, Helms J, Herberhold C, et al. (Hrsg). *Ohr*. Stuttgart: Thieme; 1996.
70. Herberhold C. Kohlenstoff-Werkstoffe. In: Hagen R, Geyer G, Helms J (Hrsg). *Knochenersatz in der Mittelohrchirurgie- und Schädelbasischirurgie*. München: Sympomed; 1996.
71. Herberhold C, Sprüth A, Mudring-Mockenhaupt C. Middle ear ossicle replacement with graphite prostheses. In: Babighian G, Veldman JE (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 1988.
72. Hildmann H, Karger B, Steinbach E. Ossikeltransplantate zur Rekonstruktion der Schallübertragung im Mittelohr. Eine histologische Langzeituntersuchung. *Laryngorhinootologie* 1992 January;71(1):5-10.
73. Homsy CA. On alloplasts for otology. In: Grote JJ (Hrsg). *Biomaterials in otology*. Boston: Nijhoff; 1984.
74. Hörmann K. Hydroxyapatite - Studies on application in ear surgery. In: Oonishi H, Aoki H, Sawai K (Hrsg). *Bioceramics*. Tokyo: Ishiyaku Euro America; 1989.

75. Hörmann K, Donath K. A morphological study. In: Babighian G, Veldman JE (Hrsg). Transplants and implants in otology. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 1988.
76. Hoshino T, Paparella MM. Middle ear muscle anomalies. Arch Otolaryngol 1971 September;94(3):235-9.
77. Hudspeth AJ. Extracellular current flow and the site of transduction by vertebrate hair cells. J Neurosci 1982;2:1-10.
78. Huizing EH. Bone conduction-the influence of the middle ear. Acta Otolaryngol 1960;Suppl 155:1-99.:1-99.
79. Hulbert SF, Hench LL, Forbes D, Bowman LS. History of bioceramics. In: Vincenzini P (Hrsg). Ceramics in surgery. Amsterdam: Elsevier; 1983.
80. Hüttenbrink KB. Die operative Behandlung der chronischen Otitis media. Teil III: Mittelohrrekonstruktion. HNO 1994 November;42(11):701-18.
81. Hüttenbrink KB, Lindorfer HW. Zähne als Prothesenmaterial zur Rekonstruktion der zerstörten Ossikelkette. HNO 1993 September;41(9):440-5.
82. Hüttenbrink KB, Weidenfeller P. Sind Cialit-konservierte Ossikel als Mittelohrimplantate bakteriologisch noch vertretbar? Laryngorhinootologie 1990 June;69(6):327-32.
83. Hüttner W, Claes LE. Carbon based materials in medical application. In: Figueiredo JL (Hrsg). Carbon filaments and composites. Netherlands: Kluwer; 1990.
84. Jahnke K. Tympanoplasty with bio-inert and bio-active ceramics. Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord) 1985;106(5):339-42.
85. Jahnke K. Otologic surgery with aluminiumoxide ceramic implants. In: Grote JJ (Hrsg). Biomaterials in otology. Boston: Nijhoff; 1984.
86. Jahnke K. Reconstruction of the ossicular chain with bioinert ceramics. In: Portman M (Hrsg). Transplants and implants in otology. Amsterdam: Kugler; 1996.
87. Jahnke K, Plester D, Heimke G. Aluminiumoxid-Keramik, ein bioinertes Material für die Mittelohrchirurgie. Arch Otorhinolaryngol 1979;223:373-6.
88. Jahnke K, Schrader M, Silberzahn J. Osseointegrated implants in otorhinolaryngology. In: Heimke G (Hrsg). Implants in oral and ENT surgery. Boca Raton: CRC Press; 1990.
89. Jarcho M. The future of hydroxylapatite ceramics. In: Oonishi H, Aoki H, Sawai K (Hrsg). Bio-ceramics. Tokyo: Ishiyaku Euro America; 1989.
90. Jarcho M, Kay JF, Gumaer KI, Doremus RH, Drobeck HP. Tissue, cellular and subcellular events at a bone-ceramic hydroxylapatite interface. J Bioeng 1977 January;1(2):79-92.
91. Jeng FC, Tsai MH, Brown CJ. Relationship of preoperative findings and ossicular discontinuity in chronic otitis media. Otol Neurotol 2003 January;24(1):29-32.
92. Kempf HG, Mockel C, Jahnke K. Hörvermögen nach Cholesteatom-Chirurgie. Laryngorhinootologie 1990 December;69(12):625-30.
93. Kerr AG. Proplast and Plastipore. Clin Otolaryngol Allied Sci 1981 June;6(3):187-91.

94. Kerr AG, Brannan GP, Smyth GD. Proplast and Plastipore in the middle ear. In: Grote JJ (Hrsg). Biomaterials in otology. Boston: Nijhoff; 1984.
95. Kerr AG, Smyth GD, Lang J, Brannan GP. The long-term fate of allografts and alloplasts in clinical otology. In: Veldman JE, McCabe BF (Hrsg). Oto-immunology. Amsterdam: Kugler Publ; 1987.
96. Kerr AI. Review. Six years experience of Plastipore. Clin Otolaryngol Allied Sci 1984 December;9(6):361-7.
97. Khan NA, Donhuijsen K. Histomorphologische Untersuchungen an otologischen Homoio-Transplantaten (Amboß, Knorpel und Faszie). HNO 1975 July;23(7):210-2.
98. Khanna SM, Tonndorf J. Tympanic membrane vibrations in cats studied by time-averaged holography. J Acoust Soc Am 1972 June;51(6):1904-20.
99. Killion MC, Dallos P. Impedance matching by the combined effects of the outer and middle ear. J acoust Soc Amer 1979;66:599.
100. Klein CP, Driessen AA, de Groot K, van den HA. Biodegradation behavior of various calcium phosphate materials in bone tissue. J Biomed Mater Res 1983 September;17(5):769-84.
101. Kley W. Probleme der Tympanoplastik. Z Laryngol Rhinol Otol 1955 April;34(4):271-81.
102. Kobrak HG. The middle ear. Univ of Chicago Press 1959.
103. Kubik S. Hör- und Gleichgewichtsorgan. In: Leonhardt H, Tillmann B, Töndury G, Zilles K (Hrsg). Anatomie des Menschen, Lehrbuch und Atlas. Stuttgart: Thieme; 1987.
104. Kuijpers W. Behaviour of bioimplants in the middle ear. An experimental study. In: Grote JJ (Hrsg). Biomaterials in otology. Boston: Nijhoff; 1984.
105. Lang J, Kerr AG, Smyth GD. Transplanted ossicles after two decades. J Laryngol Otol 1989 May;103(5):471-2.
106. Lang J, Kerr AG, Smyth GD. Long-term viability of transplanted ossicles. J Laryngol Otol 1986 July;100(7):741-7.
107. Lehnhardt E. Pathophysiologie der Schalleitung einschließlich Ohrtrompete. In: Berendes J, Link R, Zöllner F (Hrsg). Hals-Nasen-Ohrenheilkunde in Klinik und Praxis. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1980.
108. Lehnhardt E. Der Einfluß der Innenohrmuskeltätigkeit auf die Empfindlichkeit des Ohres. Arch Ohr -, Nas - u Kehlk -Heilk 1959;175:383.
109. Lehnhardt E. Weitere Erforschung des Effektes der Innenohrmuskelaktivität auf die Hörkurve. Acta Otolaryngol 1960 November;52:438-44.:438-44.
110. Lenis A. Middle ear reconstruction with modified hydroxylapatite prosthesis. Laryngoscope 1990 September;100(9):1020-1.
111. Lim DJ. Functional morphology of the lining membrane of the middle ear and Eustachian tube: an overview. Ann Otol Rhinol Laryngol 1974 March;83:Suppl 11:5-26.:Suppl-26.
112. Maassen MM, Ludtke R, Lehner R, Reischl G, Zenner HP. Neue Methoden der Tympanoplastik Typ II bei Arrosion des langen Amboßfortsatzes. HNO 1997 March;45(3):133-9.

113. Maassen MM, Plinkert PK, Diedrichs H, Ludtke R, Zenner HP. Funktionelle Langzeitresultate nach offener Cholesteatomchirurgie und Ossikuloplastik mit allogenen Ossikeln im Erwachsenenalter. *Laryngorhinootologie* 1998 February;77(2):74-81.
114. Makek M, Mattox DE, Schmid S, Fisch U. Histology of synthetic ossicular prostheses. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1988 October;114(10):1127-30.
115. Makek M, Mattox DE, Schmid S, Fisch U. Histopathology of synthetic ossicular prostheses. In: Babighian G, Veldman JE (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 1988.
116. Matsumoto Y, Yanagihara N. Mastoid obliteration using hydroxyapatite block. *Transplants and implants in otology*. Japan: Matsuyama; 1991.
117. McElveen Jr. JT. Ossiculoplasty with polymaleinate ionomeric prostheses. *Otolaryngol Clin North Am* 1994 August;27(4):777-84.
118. Meister H, Walger M, Mickenhagen A, Stennert E. Messung der Schwingeeigenschaften von Mittelohrimplantaten mit einem mechanischen Mittelohrmodell. *HNO* 1998 March;46(3):241-5.
119. Menendez-Colino LM, Bernal-Sprekelsen M, Alobid I, Traserra-Coderch J. Preliminary functional results of tympanoplasty with titanium prostheses. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2004 November;131(5):747-9.
120. Möller AR. An experimental study of the acoustic impedance of the middle ear and its transmission properties. *Acta Otolaryngol* 1965 July;60:129-49.:129-49.
121. Möller AR. Transfer function of the middle ear. *J acoust Soc Amer* 1963;60:1526.
122. Müller J. Untersuchungen zum Bewegungsablauf von Trommelfell und Gehörknöchelchen im normalen und rekonstruierten Mittelohr. Universität Würzburg.; 1998.
123. Müller J, Geyer G, Carducci C, Helms J. Langzeitresultate nach Rekonstruktion der Ossikelkette mit Ionomercement. *Tierexperimentelle und klinische Daten*. 1998.
124. Mundie JR. The impedance of the ear: a variable quantity. In: Fletcher JL (Hrsg). *Middle ear function seminar*. Wright-Patterson Air Force Base, OH.: US Army Medical Research Laboratory; 1963.
125. Naumann HH. Grundlagen. In: Helms J, Herberhold C, Kastenbauer E (Hrsg). *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 1994.
126. Nedzelnitsky V. Sound pressures in the basal turn of the cat cochlea. *J Acoust Soc Am* 1980 December;68(6):1676-89.
127. Neumann A, Schultz-Coulon HJ, Jahnke K. Type III tympanoplasty applying the palisade cartilage technique: a study of 61 cases. *Otol Neurotol* 2003 January;24(1):33-7.
128. Otto HD. Ein Fehler in der Reichert-Gauppschen Theorie. Ein Beitrag zur Onto- und Phylogense der temporomandibulären Verbindung und der Gehörknöchelchen bei Säugetieren. *Anat Anz* 1984;155(1-5):223-38.
129. Palva T, Johnsson LG, Kohonen A. Ceramic prostheses used as a columella. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1987 February;12(1):33-8.

130. Pang XD, Peake WT. How do contractions of the stapedius muscle alter the acoustic properties of the ear? In: Allen JB, Hall JL, Hubbard A, Neely ST, Tubis A (Hrsg). *Peripheral Auditory Mechanism*. New York: Springer; 1986.
131. Petzhold T, Zahnert TH, Hüttenbrink KB. Tympanoplastik: Gold im ohr. *HNO* 1998;6:275.
132. Plate L. *Allgemeine Zoologie und Abstammungslehre*. II. Teil: Die Sinnesorgane der Tiere. 1924.
133. Portman M, Bebear JP, Bagot d'Arc M, Diogo de P. Comparative study of different ossicular prostheses in tympanoplast (Proplast, Plastipore, Ceravital). Analysis of clinical results, histopathological and hearing in the long term (250 cases). In: Grote JJ (Hrsg). *Biomaterials in otology*. Boston: Nijhoff; 1984.
134. Pusalkar A, Steinbach E. Gold implants in middle ear reconstruction surgery. In: Yanagihara N, Suzuki J (Hrsg). *Transplants and implants in otology 2*. Amsterdam New York: Kugler; 1991.
135. Pusalkar A, Steinbach E. Titan-Gold-Implantate in der Kettenrekonstruktion. In: Hagen R, Geyer G, Helms J (Hrsg). *Chirurgie*. München: Sympomed; 1996.
136. Ragheb SM, Gantz BJ, McCabe BF. Hearing results after cholesteatoma surgery: the Iowa experience. *Laryngoscope* 1987 November;97(11):1254-63.
137. Rauchfuss A. Ein Beitrag zur Entwicklung der Gehörknöchelchen und des Ringbandes. *Arch Otorhinolaryngol* 1981;233(1):77-87.
138. Reck R. Bioaktive Glaskeramik in der Ohrchirurgie. Tierexperimentelle Untersuchungen und klinische Ergebnisse. Universität Mainz.; 1980.
139. Reck R, Storkel S, Meyer A. Langzeitergebnisse der Tympanoplastik mit Ceravital-Prothesen im Mittelohr. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)* 1987 July;66(7):373-6.
140. Reichert C. Über die Visceralbögen der Wirbeltiere im Allgemeinen und deren Metamorphosen bei den Vögeln und Säugetieren. *Arch Anat Physiol wiss Med* 1837;122-222.
141. Renard JL, Felten D, Bequet D. Post-otoneurosurgery aluminium encephalopathy. *Lancet* 1994 July 2;344(8914):63-4.
142. Richards Technical Publication. Hydroxylapatite implant material for middle ear reconstruction. 1985. Memphis, Tenn., Richards.
143. Röser D. Schätzung des prozentualen Hörverlustes nach dem Tonaudiogramm. *Kolloquium berufliche Schwerhörigkeit*. 1980 p. 91-7.
144. Sanna M, Gamoletti R, Magnani M, Bacciu S, Zini C. Enhanced biofunctionality of plastipore ossicular prostheses with the use of homologous cartilage. *Am J Otol* 1982 October;4(2):138-41.
145. Sanna M, Gamoletti R, Magnani M, Zini C. Plastipore prostheses for ossicular chain reconstruction in tympanoplasty. In: Grote JJ (Hrsg). *Biomaterials in otology*. Boston: Nijhoff; 1984.
146. Schuknecht HF, Shi SR. Surgical pathology of middle ear implants. *Laryngoscope* 1985 March;95(3):249-58.
147. Schwartze HH, Eysell CG. Über die künstliche Eröffnung des Warzenfortsatzes. *Arch Ohrenheilkunde* 1873;7:157-62.

148. Shea JJ, Emmett JR. Biocompatible ossicular implants. Arch Otolaryngol 1978 April;104(4):191-6.
149. Shea JJ, Homsy CA. The use of Proplast TM in otologic surgery. Laryngoscope 1974 October;84(10):1835-45.
150. Smyth GD. Ossiculoplasty. Monographs Clin Otolaryngol 1980;2:146-74.
151. Smyth GD. Five-year report on partial ossicular replacement prostheses and total ossicular replacement prostheses. Otolaryngol Head Neck Surg 1982 May;90(3 Pt 1):343-6.
152. Smyth GD. Porps and Torps versus allografts after five years. In: Grote JJ (Hrsg). Biomaterials in otology. Boston: Nijhoff; 1984.
153. Spector M, Teichgraber JF, Per-Lee JH, Jackson RT. Tissue response to porous materials used for ossicular replacement prostheses. In: Grote JJ (Hrsg). Biomaterials in otology. Boston: Nijhoff; 1984.
154. Steinbach E. Vergleichende Untersuchungen an Gehörknöchelchen und Knochentransplantaten beim Kaninchen und Menschen. Universität Tübingen.; 1973.
155. Steinbach E, Karger B, Hildmann H. Zur Verwendung von Knorpeltransplantaten in der Mittelohrchirurgie. Eine histologische Langzeituntersuchung von Knorpelinterponaten. Laryngorhinootologie 1992 January;71(1):11-4.
156. Steinbach E, Pusalkar A. Goldossikel zur Mittelohrrekonstruktion: histologische Befunde aus dem Mittelohr nach Implantation. In: Hagen R, Geyer G, Helms J (Hrsg). Chirurgie. München: Sympomed; 1996.
157. Stewart IA, Kuijpers W, Gibb AG. Dentine as an ossicular substitute. Experimental results in animals. Acta Otolaryngol 1976 May;81(5-6):450-61.
158. Strauss P, Ickler P. Knochenneubildung und Knochenabbau konservierter menschlicher Ambosse im Mittelohr. Laryngol Rhinol Otol (Stuttg) 1980 May;59(5):298-303.
159. Stupp CH, Stupp HF, Grun D. Gehörknöchelchenersatz mit Titan-Prothesen. Laryngorhinootologie 1996 June;75(6):335-7.
160. Tigges G, Stoll W, Schmäl F. Prognostische Faktoren der Gehörverbesserung nach akuter einseitiger Ertaubung. HNO 2003 April;51(4):305-9.
161. Tjellstrom A. Titanimplantate in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde. HNO 1989 August;37(8):309-14.
162. Tonndorf J, Khanna SM. Submicroscopic displacement amplitudes of the tympanic membrane (cat) measured by a laser interferometer. J Acoust Soc Am 1968 December;44(6):1546-54.
163. Tonndorf J, Khanna SM. Some properties of sound transmission in the middle and outer ears of cats. J Acoust Soc Am 1967 February;41(2):513-21.
164. Tonndorf J, Khanna SM. The role of the tympanic membrane in middle ear transmission. Ann Otol Rhinol Laryngol 1970 August;79(4):743-53.
165. Tonndorf J, Khanna SM. The tympanic membrane as a part of the middle ear transformer. Acta Otolaryngol 1971 February;71(2):177-80.

166. Utech H. Über diagnostische und therapeutische Möglichkeiten der Tympanotomie bei Schalleitungsstörungen. *Z Laryngol Rhinol Otol* 1959 April;38(4):212-21.
167. van Blitterswijk CA, Grote JJ. Biocompatibility of clinically applied hydroxylapatite ceramic. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 1990 February;144:3-11.:3-11.
168. van Blitterswijk CA, Grote JJ, Kuypers W, Blok-van Hoek CJ, Daems WT. Bioreactions at the tissue/hydroxyapatite interface. *Biomaterials* 1985 July;6(4):243-51.
169. van Blitterswijk CA, Grote JJ, Lutgert H, Koerten HK. Biological performance of hydroxyapatite as otologic biomaterial: an evaluation of clinically applied hydroxyapatite. In: de Putter C, de Lange K, de Groot K, Lee AJC (Hrsg). *Advances in biomaterial 8: Implant materials in biofunction*. Amsterdam: Elsevier; 1988.
170. van Blitterswijk CA, Hesselting SC, Grote JJ, Koerten HK, de Groot K. The biocompatibility of hydroxyapatite ceramic: a study of retrieved human middle ear implants. *J Biomed Mater Res* 1990 April;24(4):433-53.
171. Vincent R, Gratacap B, Vandeventer G. Causse composite prostheses. In: Portman M (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler; 1996.
172. von Békésy G. Preparatory and air-driven micromanipulators for electrophysiology. *Rev sci Instrum* 1956;27:690-2.
173. von Békésy G. *Experiments in hearing*. Huntington New York: Krieger Publ. Comp.; 1960.
174. von Békésy G. Über die Messung der Schwingungsamplitude der Gehörknöchelchen mittels einer kapazitiven Sonde. *Akust Z* 1941;6:1.
175. Wehrs RE. Incus interposition and ossiculoplasty with hydroxyapatite prostheses. *Otolaryngol Clin North Am* 1994 August;27(4):677-88.
176. Wever EG, Lawrence M. *Physiological Acoustics*. Princeton University Press 1954.
177. Wigand ME. Funktionell-plastische Chirurgie über entzündeten Hohlräumen: Die Faszination der Tympanoplastik. *HNO* 1987 August;35(8):322-5.
178. Wilson TG. The surgical anatomy of the ear, nose and throat in the newborn. *J Laryngol Otol* 1955 April;69(4):229-54.
179. Winter M, Griss P, de Groot K, et al. Comparative histocompatibility testing of seven calcium phosphate ceramics. *Biomaterials* 1981;2:159-60.
180. Wright JL, Etholm B. Anomalies of the middle-ear muscles. *J Laryngol Otol* 1973 March;87(3):281-8.
181. Wullstein HL. Die Entwicklung der Tympanoplastik. *HNO* 1971;19:289-93.
182. Wullstein HL, Wullstein SR. Prinzipien und Definition der Tympanoplastik. In: Wullstein HL, Wullstein SR (Hrsg). *Tympanoplastik*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1986.
183. Wullstein HL, Wullstein SR. Osteoplastische Epitympanotomie. In: Wullstein HL, Wullstein SR (Hrsg). *Tympanoplastik*. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1986.
184. Yamamoto E. Ceramic implants in middle ear surgery. In: Babighian G, Veldman JE (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 21988.

185. Yamamoto E. Aluminum oxide ceramic ossicular replacement prosthesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1985 March;94(2 Pt 1):149-52.
186. Yamamoto E, Iwanaga M. Soft tissue reaction to ceramic ossicular replacement prosthesis. *J Laryngol Otol* 1987 September;101(9):897-904.
187. Yamamoto E, Iwanaga M. Ossiculoplasty failure with ceramic ossicular replacement prosthesis. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec* 1986;48(6):332-7.
188. Yanagihara N, Saiki T, Yamanaka E, Gyo K. Use of hydroxyapatite in ossiculoplasty. In: Babbighian G, Veldman JE (Hrsg). *Transplants and implants in otology*. Amsterdam: Kugler&Ghedini; 1988.
189. Zakrisson JE, Borg E. Stapedius reflex and auditory fatigue. *Audiology* 1974;13:231-5.
190. Zenner HP, Gitter AH. Die Schallverarbeitung des Ohres. *Phys uns Z* 1987;18:97-105.
191. Zenner HP, Stegmaier A, Lehner R, Baumann I, Zimmermann R. Open Tübingen titanium prostheses for ossiculoplasty: a prospective clinical trial. *Otol Neurotol* 2001 September;22(5):582-9.

6. Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Frank Schmäler danke ich für die Anregung zu vorliegender Arbeit, die Bereitstellung des Arbeitsplatzes sowie die freundliche Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit.

Herrn Dr. med. Jan – Hendrik Krömer danke ich für die Hilfe bei der Einarbeitung in die verschiedenen Arbeitsmethoden, die stete Ansprechbarkeit und Unterstützung bei Fragen während der Durchführung.

7. Lebenslauf

Name: Stephan Wolfgang Schmid

Geburtsdatum: 23.07.1979

Geburtsort: Würzburg

Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulischer Werdegang

1986 – 1987:	Katarina – Emmerich – Grundschule	Dülmen
1987 – 1990:	Theresien – Grundschule	Münster
1990 – 1999:	Gymnasium Paulinum	Münster
	Abschluss Abitur	

Beruflicher Werdegang

03.2000 – 05.2006: Studium der Humanmedizin WWU Münster

03.04.2002: Ärztliche Vorprüfung

16.04.2003: Erster Abschnitt der ärztlichen Prüfung

01.04.2005: Zweiter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

15.05.2006: Dritter Abschnitt der ärztlichen Prüfung

Abschluss mit der Approbation als Humanmediziner

Sonntag, 27. August 2006

Stephan W. Schmid

ANHANG B

3-Frequenztafel nach Röser 1980 für die Beurteilung bei Hochtonverlusten vom Typ
Lärmschwerhörigkeit.

dB von bis		Tonverlust bei 1 kHz																			
		0	5	10	15	20	25	30	35	40	45	50	55	60	65	70	75	80	85	90	95
Summe bei 2 und 3 kHz	0 – 15	0	0	0	0	0	5	15	Hörverlust in %												
	20 – 35	0	0	0	5	10	20	30													
	40 – 55	0	0	0	10	20	25	35													
	60 – 75	0	0	10	15	25	35	40	50	60											
	80 – 95	0	5	15	25	30	40	50	60	70											
	100 – 115	5	15	20	30	40	45	55	70	80	90	100									
	120 – 135	10	20	30	35	45	55	65	75	90	100	100									
	140 – 155	20	25	35	45	50	60	75	85	95	100	100	100								
	160 – 175	25	35	40	50	60	70	80	95	100	100	100	100								
	180 – 195	30	40	50	55	70	80	90	100	100	100	100	100								
Ab 200	40	45	55	65	75	90	100	100	100	100	100	100									