

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Vergleichende Untersuchungen der Hörergebnisse
von Patienten mit Stapesplastik bei Otosklerose

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae (Dr. med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Regina Marianne Thomalla

aus Homburg (Saar)

Gutachter: 1. Prof. Dr. med. H. Behrbohm
2. Prof. Dr. med. O. Kaschke
3. Prof. Dr. med. T. Grundmann

Datum der Promotion: 29.01.2010

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung und Fragestellung	1
2. Grundlagen	4
2.1 Otosklerose	4
2.1.1 Geschichtliches	4
2.1.2 Epidemiologie	4
2.1.3 Ätiologie	5
2.1.4 Pathogenese und Histologie	7
2.1.5 Symptomatik	9
2.1.6 Diagnostik	9
2.2 Stapeschirurgie	11
2.2.1 Geschichtliches	11
2.2.2 Operationsverfahren – heutiger Stand der Technik	13
2.2.3 Prothesen	15
2.2.4 Komplikationen	17
2.2.5 Laser	19
3. Material und Methoden	22
3.1 Patientengut und Auswahlkriterien	22
3.2 Durchführung der Studie	23
3.2.1 Tonaudiometrie	25
3.3 Statistische Auswertung	30
4. Ergebnisse	32
4.1 Incusstapedotomie	32
4.1.1 Patienten	32
4.1.2 Hörergebnisse	34
4.1.2.1 Hörparameter	34
4.1.2.2 Luftleitung	35
4.1.2.3 Knochenleitung	36
4.1.2.4 Schalleitungskomponente	37
4.1.2.5 Hörverlustränge	37
4.1.3 Hörergebnisse Prothesen	39
4.1.3.1 Gold-Prothese Fa K	40
4.1.3.1.1 Hörparameter	40
4.1.3.1.2 Luftleitung	41
4.1.3.1.3 Knochenleitung	42
4.1.3.1.4 Schalleitungskomponente	43
4.1.3.2 Titan-Prothese Fa K	44
4.1.3.2.1 Hörparameter	44
4.1.3.2.2 Luftleitung	44
4.1.3.2.3 Knochenleitung	45
4.1.3.2.4 Schalleitungskomponente	46

4.1.4 Prothesenvergleich.....	47
4.1.4.1 Luftleitung	47
4.1.4.2 Knochenleitung	48
4.1.4.3 Schalleitungskomponente	49
4.1.4.4 Hörverlustränge	50
4.1.5 Revision.....	51
4.1.5.1 Luftleitung	51
4.1.5.2 Knochenleitung	52
4.1.5.3 Schalleitungskomponente	53
4.1.6 Laser und Anästhesie.....	54
4.1.6.1 Schalleitungskomponente	55
4.1.6.2 Luftleitung	57
4.1.6.3 Knochenleitung	58
4.1.7 Komplikationen.....	59
4.2 Malleostapedotomie	60
4.2.1 Patienten	60
4.2.2 Hörergebnisse	62
4.2.2.1 Hörparameter.....	62
4.2.2.2 Luftleitung	63
4.2.2.3 Knochenleitung	64
4.2.2.4 Schalleitungskomponente	65
4.2.2.5 Hörverlustränge	67
5. Diskussion	68
5.1 Auswahl von Hörparametern zur Darstellung des postoperativen Hörgewinns....	68
5.2 Postoperativer Nachuntersuchungszeitraum	69
5.3 Hörergebnisse von Patienten mit einer Incusstapedotomie	70
5.3.1 Frequenzreihen	70
5.3.2 Luftleitung.....	71
5.3.3 Knochenleitung.....	72
5.3.4 Postoperativer Hörerfolg.....	72
5.4 Hörergebnisse bei Einsatz unterschiedlicher Prothesen.....	73
5.4.1 Luftleitung.....	74
5.4.2 Knochenleitung.....	75
5.4.3 Schalleitungskomponente, postoperativer Hörerfolg	76
5.5 Hörergebnisse bei Einsatz von Laser.....	77
5.6 Hörergebnisse bei Einsatz verschiedener Anästhesieverfahren	78
5.7 Hörergebnisse bei Patienten mit einer Malleostapedotomie	79
6. Zusammenfassung	83
7. Literaturverzeichnis	85

Abkürzungsverzeichnis

AAO-HNS	American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery
Abb	Abbildung
ABG	Air Bone Gap
ABG 1	Air Bone Gap für Ø 0.5,1.0,2.0 kHz
ABG 2	Air Bone Gap für Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz
ABG 3	Air Bone Gap für Ø 1.0,2.0,4.0 kHz
CO ₂	Kohlendioxid
cw	continuous wave
dB	Dezibel
DNA	Desoxyribonukleinsäure
Erst	Ersteingriff
Fa K	Firma Kurz
Fa S & L	Firma Stryker and Leibinger
Fa Storz	Firma Storz
HLA	Histokompatibilitätsantigen
Hz	Hertz
ITN	Intubationsnarkose
kHz	Kilohertz
KL	Knochenleitung
Konv	Konventionell
KTP	Kalium-Titan-Phosphat
λ	Wellenlänge
LL	Luftleitung
Lokal	Lokalanästhesie
M	Mittelwert
Max	Maximum
Md	Median
mg	Milligramm
Min	Minimum
mJ	Millijoule
Mo	Monate
n	Anzahl
Nd	Neodymium
nm	Nanometer
PCR	Polymerase chain reaction
Post	Postoperativ
Prä	Präoperativ
PTA	Pure Tone Average
Rev	Revision
RNA	Ribonukleinsäure
SD	Standard deviation
SNHV	Sensorineuraler Hörverlust
SW	Spannweite
Tab	Tabelle
vs.	versus
YAG	Yttrium-Aluminium-Granat

1. Einleitung und Fragestellung

Die Otosklerose beschreibt eine lokale Störung im Knochenmetabolismus der knöchernen Labyrinthkapsel, die sich durch eine abnorme Knochenresorption und -formation auszeichnet [30,80]. Durch einen sekundären Befall der Stapesfußplatte im Mittelohr führt sie zu einer Schalleitungsschwerhörigkeit. Der Begriff Otosklerose wird erstmals 1894 durch Politzer geprägt [12].

Die Behandlung der Otosklerose gestaltete sich in der Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde lange Zeit als schwierig. Erste experimentelle Therapiekonzepte reichen auf das Ende des 19. Jahrhunderts zurück; die Behandlungsversuche waren jedoch mit zahlreichen schwerwiegenden Komplikationen verbunden. Diese führten dazu, dass weiterhin unaufhörlich an besseren operativen Methoden und Materialien für den Patienten gearbeitet wurde.

Als Therapiemethode der Wahl setzte sich mit den Jahren die Stapesplastik durch. Mit dem erstmaligen Einsatz der Stapesprothese unter Shea [63] erlebte sie in den 60er Jahren eine Renaissance. Daraus entwickelten sich die bis heute angewandten mikrotochirurgischen Verfahren der Incusstapedektomie und Incusstapedotomie. Bis heute ist die Incusstapedotomie nach Fisch als schonender und weitgehend komplikationsloser Eingriff die am häufigsten angewandte Operationsmethode in der Stapeschirurgie. Nicht zuletzt aufgrund ihres postoperativ erzielbaren Hörerfolges ist sie für den Patienten als großer Fortschritt anerkannt.

Neben der Incusstapedotomie wurde in den letzten Jahren als neues operatives Verfahren die Malleostapedotomie entwickelt und in besonderen Fällen einer veränderten Ossikelkette durchgeführt. Sie zeigte sich bei Revisionen besonders erfolgreich.

Neben der Ausreifung operativer Techniken wurde in den letzten Jahrzehnten eine Vielzahl verschiedener Prothesen mit speziellen Form- und Materialeigenschaften entwickelt. Nach langjährigem Gebrauch von Teflon-, Platin- und Goldprothesen hat sich seit 1994 vor allem Titan durch seine hohe Biokompatibilität, gute Verformbarkeit, Stabilität und Leichtgewichtigkeit bewährt. Außerdem verhalf der Einsatz verschiedener Lasersysteme, wie auch des Erbium:YAG-Lasers, insbesondere bei der Perforation der

Stapesfußplatte zu neuen operativen Möglichkeiten.

Beachtet man die subjektive Beeinträchtigung des Patienten mit einer durch die Otosklerose verursachten Schwerhörigkeit und die damit einhergehenden sozialen Konsequenzen, kommt der Erforschung neuer Therapiemöglichkeiten auf dem Gebiet der Stapeschirurgie eine besondere Bedeutung zu.

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Untersuchung der prä- und postoperativen Hörergebnisse von Patienten mit einer Otosklerose, bei denen im Zeitraum von September 1998 bis Juli 2007 in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums Marburg und der Park-Klinik Weissensee, Charité Berlin, eine Stapesoperation erfolgte.

Im Mittelpunkt steht die quantitative Erfassung des postoperativen Hörerfolges anhand spezifischer Hörparameter gemäß den Empfehlungen des Committee on Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery [13]. Auswertungsgrundlage sind die prä- und postoperativen Tonaudiogramme der Patientenakten. Anhand der postoperativen Änderung der Hörschwellenkurven für die Luft- und Knochenleitung und der sich daraus ergebenden Schalleitungskomponenten wird das Ausmaß der postoperativen Hörverbesserung in Abhängigkeit von der untersuchten Hörfrequenz sowohl für Einzelfrequenzen als auch Frequenzreihen untersucht.

Da die Hörergebnisse erfahrungsgemäß vielen verschiedenen Einflussfaktoren unterliegen, sollen sie in dieser Arbeit unter den Aspekten der Operationsmethode, der eingesetzten Prothese, der Perforationstechnik sowie der Anästhesie genauer untersucht werden.

Von besonderem Interesse sind dabei die vergleichenden Untersuchungen der Hörergebnisse bei Einsatz unterschiedlicher Stapesprothesen. Die vorliegende Arbeit stützt sich hauptsächlich auf Gold- und Titan-Prothesen der Firma Kurz GmbH, Dusslingen bei der Incusstapedotomie sowie ferner auf Titan-Prothesen der Firma Storz, Tuttlingen bei der Malleostapedotomie. Hierbei ist zu prüfen, inwieweit untereinander vergleichbare Ergebnisse mit den Prothesen erreicht werden können.

Darüberhinaus sollen die Hörergebnisse von Patienten, bei welchen die Incusstapedotomie mittels Laser (Erbium:YAG-Laser) durchgeführt wurde, mit denen von Patienten verglichen werden, bei denen die Fußplattenperforation in manueller Technik erfolgte. Als weiterer möglicher Einflussfaktor auf das Hörergebnis sollen erstmals auch die Lokalanästhesie und die Intubationsnarkose auf mögliche Unterschiede hinsichtlich ihrer Auswirkung auf die Luft- und Knochenleitung sowie den Hörerfolg untersucht werden.

Außerdem werden die Hörergebnisse der jeweiligen Patienten gesondert berücksichtigt, bei welchen die Operation einen Revisionseingriff darstellt. Die Zielsetzung bezieht sich dabei auf die Ursachen der Re-Operation und die Analyse der Hörergebnisse.

Zur Malleostapedotomie existieren in der Literatur aufgrund der Neuartigkeit dieser Operationsmethode und ihrer geringen Anwendungshäufigkeit bislang wenige Daten. In der vorliegenden Arbeit werden nun erstmals wieder Hörergebnisse von Patienten mit einer Malleostapedotomie dargestellt, wobei ein besonderes Interesse der Erfassung des Hörgewinns und der Gegenüberstellung von Patienten mit Ersteingriff und Patienten mit Revision gilt.

Die Untersuchungen schließen ferner die intra- und postoperativen Komplikationen bei der Incusstapedotomie und Malleostapedotomie ein.

2. Grundlagen

2.1 Otosklerose

2.1.1 Geschichtliches

Als Erstbeschreiber der Stapesankylose gilt Valsalva, der 1704 bei einer Autopsie eine knöcherne Zerstörung der ovalen Fensternische entdeckt und sie mit Schwerhörigkeit in Verbindung bringt [30,79,84,87,91].

1881 fügt Tröltsch der Stapesankylose den Begriff „Sklerose“ hinzu. Er nimmt als Ursache der Stapesfixation sklerotische Veränderungen der Paukenhöhlenschleimhaut an [30,79,95].

Der histopathologische Begriff „Otosklerose“ wird erstmals 1894 von Politzer definiert und beschreibt eine primäre Erkrankung der knöchernen Labyrinthkapsel [30,79,80,87,92].

Siebenmann prägt 1912 in Bezug auf das aktive und vaskuläre Krankheitsstadium den Begriff der „Otospongiose“ [79,80,84,92], der jedoch von der englischsprachigen Literatur durch den Term „Otosklerose“ abgelöst wird [80].

2.1.2 Epidemiologie

Bei der Ermittlung des Vorkommens der Otosklerose wird zwischen der „histologischen Otosklerose“ und der „klinischen Otosklerose“ unterschieden. Während die histologische Otosklerose lediglich in Autopsien nachweisbar ist, äußert sich die klinische Otosklerose in Symptomen wie der Schallleitungsstörung, welche durch eine gestörte Beweglichkeit des Stapes oder der Membran des runden Fensters hervorgerufen wird [84,87].

Die Prävalenz wird in der Literatur zwischen 0,1% und 0,6% angegeben und in neueren Studien im Mittel auf 0,3% geschätzt [30,84,87,92]. Die Angaben zur Prävalenz der histologischen Otosklerose schwanken zwischen 2,5% und 12,8% [87,92]. Die histologische Otosklerose kommt etwa 10mal häufiger als die klinische vor [79,80,89,90,93].

Die Erkrankung wird vorwiegend in der weißen Bevölkerung Europas und den Vereinigten Staaten von Amerika vorgefunden, dort allerdings mit rückläufiger Inzidenz in den letzten Jahrzehnten. Schwarze Bevölkerungsschichten, Orientalen, Asiaten und Nordamerikaner sind weitaus seltener betroffen. Die Inzidenz in Südindien und im Kaukasus ist höher als in Europa. China, Japan und Indonesien hingegen sind weniger häufig betroffen [30,79,84,87,89,92,94].

Frauen erkranken nach klinischen Gesichtspunkten im Verhältnis von etwa 2:1 häufiger als Männer [30,79]. Zur Verteilung bei der histologischen Otosklerose existieren widersprüchliche Angaben [80,84,89].

Die Otosklerose kommt in 70 bis 80% der Fälle bilateral vor und folgt üblicherweise einem symmetrischen Verteilungsmuster [80,84,89].

Die Erkrankung beginnt zwischen dem 15. und 40., meist zwischen dem 20. und 30. Lebensjahr [79,84,88,89,94]. Das Alter zu Krankheitsbeginn hat sich in den letzten Jahrzehnten bei Frauen und Männern erhöht [88,89,93].

2.1.3 Ätiologie

Für die zahlreichen Entstehungstheorien der Otosklerose werden multifaktorielle Ursachen angenommen. Die wichtigsten stellen hereditäre, autoimmunologische und infektiöse Faktoren dar [79,80,84].

Als Vererbungsmodus wird ein autosomal-dominanter Erbgang mit einer inkompletten Penetranz von 40% angesehen [30,79,80,92,93,94]. Nach genanalytischen Untersuchungen spielen die identifizierten Gene (15q25-q26 (OTSC1), 7q34-36 (OTSC2), 6p21.3-22.3 (OTSC3), 16q22.1-23.1 (OTSC4) und 3q22-24 (OTSC5)) eine Rolle im Kollagenmetabolismus, im Immunsystem, im Knorpel- und Knochengleichgewicht, in der Wachstumssuppression und in der interzellularen Kommunikation [79,80,81,84,90,94].

Erhöhte Antikörpertiter gegen Typ II und Typ IX Kollagen sowie gegen Einzel- und Doppelstrang-DNA in der Perilymphe, im Serum und in otosklerotischen Herden

untermauern die Hypothese einer autoimmunologischen Genese [30,79,80,84,90,94]. Über eine mögliche Autoimmunreaktion wird eine gemeinsame Ätiologie der Otosklerose mit dem M. Menière erbracht [84].

Der molekulargenetische Nachweis von mutiertem COL1A1, einem für Typ I Kollagen kodierenden Gen, lässt einen Zusammenhang zwischen der Osteogenesis imperfecta und der klinischen Otosklerose vermuten [30,79,80,90,94].

Der immunhistochemische Nachweis von Masernvirusprotein sowie die Replikation von Masern-RNA mittels PCR in aktiven Otoskleroseherden deuten auf eine virale Partizipation in der Krankheitsentstehung der Otosklerose hin. Dies wird durch den Nachweis von IgG-Antikörpern gegen Masern-Antigene in der Perilymphe von Otosklerosepatienten gestützt [30,79,80,84,90,94]. Epidemiologische Studien gehen von einer sekundären pathophysiologischen viralen Beteiligung aus. Vermutlich führt die Persistenz des Masern-Virus in spezifischen genetisch determinierten Bereichen der Labyrinthkapsel zu einer Entzündungsreaktion und damit einhergehend zu Knochenumbauprozessen [93]. Durch die 1974 eingeführte Flächenimpfung gegen das Masern-Virus konnte ein signifikanter Rückgang der Inzidenz der Otosklerose festgestellt werden [80,90,93].

Nachforschungen zur Assoziation von HLA-Antigenen mit der Otosklerose stellen Beziehungen zu verschiedenen Antigenen her, sie sind aber nicht eindeutig belegt [80,84,90,94].

Nach einer Theorie von Sercer und Krmpotic führen ferner mechanische Kräfte, die im Zuge der evolutionsbiologischen Entwicklung durch den aufrechten Gang des Menschen entstanden, durch gestaltliche Veränderungen des Labyrinthes zu otosklerotischen Umwandlungen [79,80].

Die endokrine Entstehungstheorie postuliert eine hormonelle Einflussnahme auf das Wachstum otosklerotischer Herde während der Pubertät, Schwangerschaft und Menopause sowie bei Einnahme von Kontrazeptiva. Als Ursache werden Östrogene angenommen, die durch ihre Osteozytenaktivität zur Ossifikation bestehender otosklerotischer Herde führen [80,89]. Neben einer Verschlechterung der Symptome

während der Schwangerschaft wird eine Erhöhung der Inzidenz mit zunehmender Anzahl an Schwangerschaften nachgewiesen [80,90]. Nach neuen Erkenntnissen haben jedoch weder Schwangerschaft noch Geburten einen Einfluss auf das Hörvermögen, die Inzidenz und das Patientenalter zum Operationszeitpunkt [83]. Ein Einfluss von Östrogen oder Progesteron auf die Entwicklung einer klinischen Otosklerose konnte bislang nicht gezeigt werden [79].

Als weitere Ursache wird eine Dysfunktion der Nebenschilddrüsen diskutiert. Serummessungen in früheren Studien zeigen normale Werte für Calcium, Phosphat und Alkalische Phosphatase, während neuere Studien erhöhte Werte für Alkalische Phosphatase bei Otosklerosepatienten mit 3-5jähriger Krankheitsdauer feststellen [80,90]. Biochemische Untersuchungen haben gezeigt, dass bei der Otosklerose eine abnorme Antwort auf Parathormon besteht und diese vermutlich mit einem anomalen Knochenumbau zusammenhängen könnte [90].

Die enzymatische Entstehungstheorie nach Causse et al. beschreibt eine Dysbalance zwischen Trypsin und Alpha-1-anti-Trypsin als Ursache für die Otosklerose [80,84]. Enzyme wie Cathepsin B und D, kollagenaseähnliche Peptidase und andere spezifische, in der Perilymphe vorkommende Enzyme werden als Ursachen für einen otosklerosebedingten sensorineuralen Hörverlust betrachtet, was bislang jedoch nicht eindeutig belegt werden konnte [80].

Epidemiologische Studien deuten auf einen Zusammenhang zwischen Gebieten mit niedrigem Trinkwassergehalt an Natriumfluorid und dem Auftreten von Otosklerose hin [80, 83]. Desweiteren wird ein Mangel an Vitamin D mit der Entstehung der Otosklerose in einen Zusammenhang gebracht [83].

2.1.4 Pathogenese und Histologie

Der otosklerotische Knochen ist einem Umbauprozess unterworfen, bei dem die normale Knochenstruktur durch einen Knochen mit größerer Zelldichte, Vaskularität und Dicke ersetzt wird [30,80,89,94]. Während der Begriff „Otospongiose“ das aktive, inflammatorische und vaskuläre Stadium dieses Prozesses umschreibt, kennzeichnet der Begriff „Otosklerose“ das inaktive Endstadium [80,89]. Das Vorkommen

otosklerotischer Knochenumbauprozesse ist auf die Labyrinthkapsel des menschlichen Os temporale beschränkt [30,84,90]. Als Ursprung gelten persistierende Knorpelzellen der enchondralen Knochenschicht der Labyrinthkapsel, die auch als „globuli interossei“ bezeichnet werden [30,80,79,89].

Hauptprädispositionsstelle ist die „Fissula ante fenestram“, eine Knorpelspalte, die die vordere Begrenzung des ovalen Fensters zwischen Mittel- und Innenohr bildet [30,79,92,94]. Durch otosklerotische Herdbildung am ovalen Fenster kommt es zur Infiltration und Fixation meist des vorderen Anteils der Stapesfußplatte, was sich als „klinische Otosklerose“ in Form einer Schalleitungsschwerhörigkeit äußert [79,89]. Seltener ist die Labyrinthkapsel befallen [30]. Dann handelt es sich meist um eine cochleäre Otosklerose, die histologisch nachweisbar ist [84]. Weitere Manifestationsorte sind die Fossula post fenestram [92,94], die runde Fenesternische, die mediale und apikale Cochleawand, der hintere Anteil des ovalen Fensters, die vordere und hintere Gehörgangswand, der cochleäre Aquädukt sowie die Bogengänge, postsquamöse Suturen und die Basis des Processus styloideus [84].

Die knöchernen Umbauprozesse laufen in mehreren Stadien ab. Fundamental ist die lakunäre Knochenresorption durch Osteoklasten (Makrophagen), initiiert durch immunologische Reize [89]. Die Knochenresorption erfolgt perivaskulär, wobei das pathognomonische histologische Bild der „blauen Mäntel“ entsteht. Diese durch Hämatoxylin-Eosin blau anfärbbaren basophilen Zonen zeichnen sich durch starke Vaskularisation und das Vorkommen von Osteoklasten aus und werden als früheste Manifestationsform der Otosklerose angesehen [30,79]. Durch das Einlagern von Fibroblasten, Osteoblasten und Osteozyten entsteht im spongiösen Stadium ein geflechtartiger, stark vaskularisierter Knochen verminderter Dichte, welcher im Anschluss erneut resorbiert und durch einen weniger vaskularisierten, kompakteren Geflechtknochen ersetzt wird [79,95].

Histologisch und immunhistochemisch wird in otosklerotischen und otospongiotischen Herden ein gemischtes Zellinfiltrat aus Lymphozyten, Makrophagen, Plasmazellen, Komplementfaktoren, β_2 -Mikroglubulin-exprimierenden und HLA-DR-positiven Zellen, Immunglobulinen (IgG, IgA, IgM) und Masern-Virus-Antigenen gesehen [79,89].

Zur Entstehung otosklerotischer Herde sind mehrere Theorien verfasst worden. Zum heutigen Zeitpunkt geht man neben enzymatischen, vaskulären und lysosomalen Faktoren vorwiegend von einer immunologischen Pathogenese aus, bei der die Assoziation mit einer Masern-Virusinfektion eine entscheidende Rolle spielt [84,89].

Viele Untersuchungen stützen sich ferner auf die Annahme, dass die Otosklerose durch eine fehlende Inhibition von Entzündungsmediatoren wie Zytokinen, Prostaglandinen, Leukotrienen, Neuropeptiden, Substanz P und NO beeinflusst wird [30].

2.1.5 Symptomatik

Die Hauptsymptomatik der Otosklerose ist eine langsam oder in Schüben fortschreitende Schwerhörigkeit, die sich meist als eine Schalleitungsschwerhörigkeit darstellt. In 20-30% der Fälle kann sie sich in einem sensorineuralen Hörverlust äußern [90,92]. Als Hauptursache wird einerseits die Invasion der Otosklerose in die endostale Knochenschicht der Cochlea mit sekundärem Befall des Ligamentum spirale, der Stria vascularis, der knöchernen Spirallamina, flüssigkeitsgefüllter Räume und zellulärer Elemente zugrunde gelegt. Andererseits stellt die Aussendung von Toxinen und Stoffwechselprodukten in das membranöse Labyrinth eine anerkannte Entstehungstheorie dar [92]. In etwa 10% der Fälle besteht eine Assoziation zwischen einem sensorineuralen Hörverlust und einer Schalleitungsstörung [80].

Ferner treten unspezifische Symptome wie Ohrgeräusche und vestibuläre Störungen auf [94]. Das Hörvermögen in geräuschvollen Umgebungen zeigt sich aufgrund des fehlenden Vertäubungseffektes bei 60-80 dB gebessert [94,95].

2.1.6 Diagnostik

Die Diagnose der Otosklerose wird in der Regel klinisch gestellt und kann erst durch histologische Untersuchungen bestätigt werden.

Zur Orientierung dienen die Hörprüfungen nach Rinne und Weber. Beim Rinne-Versuch werden Luft- und Knochenleitung verglichen, indem eine schwingende a1-Stimmgabel mit 435 Hz zunächst auf das Mastoid gesetzt und, sobald der Patient die Stimmgabel

nicht mehr hört, vor das Ohr gehalten wird. Im Fall einer Schalleitungsstörung nimmt der Patient die Knochenleitung lauter wahr als die gehinderte Luftleitung (Rinné negativ). Beim Versuch nach Weber erfolgt die Prüfung der Knochenleitung. Dabei wird eine Stimmgabel auf die Mitte der Schädelkalotte aufgesetzt und deren Klang vom Patienten lokalisiert. Bei einer Mittelohrschwerhörigkeit wird dabei die Stimmgabel ins schlechter hörende, bei einer Innenohrschwerhörigkeit ins besser hörende Ohr lateralisiert.

Bei Verdacht auf eine fixierte Gehörknöchelchenkette kann außerdem der Gellé-Versuch angewandt werden. Durch Zusammendrücken eines in den Gehörgang eingeführten Politzerballons wird Druck auf das Trommelfell ausgeübt. Ein über einen Kopfhörer oder eine Stimmgabel gegebener Ton ändert bei fixierter Gehörknöchelchenkette seine Lautheit nicht (Gellé negativ); bei beweglicher Kette wird er hingegen bei Druck leiser und schwankt in seiner Lautstärke.

Bei der Tympanometrie kann die durch Druckerzeugung im Mittelohr entstandene Impedanzänderung mittels Messung des reflektierten Sodontonschallanteils in einem Tympanogramm aufgezeichnet werden. Im Fall der Otosklerose ist eine pathognomonische Normalkurve zu verzeichnen.

Bei der Stapediusreflexmessung ist bei Fixation und Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette der Stapediusreflex nicht registrierbar. Der Tensorreflex ist hingegen erhalten.

Über Art und Ausmaß der Schwerhörigkeit gibt das Tonaudiogramm Aufschluss. Bei einer Schalleitungsschwerhörigkeit lässt es eine Differenz zwischen der Hörschwellenkurve für Knochen- und derjenigen für Luftleitung (Schalleitungskomponente) erkennen. Im frühen Stadium der Otosklerose wird der größte Hörverlust den tiefen Frequenzen der Luftleitung zugeschrieben. Im späteren Verlauf kommt es zu einer weiteren Abflachung der Luftleitungskurve, da mit fortschreitender Erkrankung auch die hohen Frequenzen betroffen sind. Die Schallempfindungsschwerhörigkeit zeigt hingegen keine Differenz zwischen der Schwelle für Knochen- und der für Luftleitung. Im Falle einer kombinierten Schwerhörigkeit kommt es zusätzlich zur Differenz der Knochen- und Luftleitung zu einem stärkeren Abfall der Knochen- und Luftleitung in den

oberen Frequenzen. Bei der otosklerotischen Stapesfixation wird neben der Knochen- und Luftleitungsdifferenz ebenfalls eine Verschlechterung der Knochenleitung im mittleren Frequenzbereich um etwa 15 dB beobachtet. Diese flache, muldenförmige Einsenkung der Knochenleitung im Frequenzbereich 0.5 bis 4.0 kHz ist erstmals von Juers beobachtet und von Cahart später als Cahart-Senke bezeichnet worden. Da sie durch ihre Lage im mittleren Frequenzbereich den Bereich der Sprachfrequenzen umfasst und postoperativ überwiegend rückläufig ist, kommt ihr eine besondere Bedeutung bei der Operationsindikation von Patienten mit präoperativ schlechterer Knochenleitung zu. Eine Überschreitung des Knochenleitungsverlustes über die Cahart-Senke ist stets Hinweis für eine kombinierte Schwerhörigkeit.

Ein weiteres diagnostisches Merkmal ist das sogenannte „Schwartz-Zeichen“, welches bei der klinischen Untersuchung des Trommelfells auffallen kann. Es beschreibt die Durchschimmerung gut vaskularisierter Schleimhäute bei aktivem otosklerotischen Herdgeschehen durch das transparente Trommelfell. Sein Vorkommen ist selten (in 10% der Fälle) und wird meist bei der malignen Form der Otosklerose beobachtet.

Zur weiteren Untermauerung einer Empfindungsschwerhörigkeit oder im Falle eines rasch progredienten Fortschreitens der Otosklerose ohne Hinweise auf eine gestörte Knochenleitung dienen hochauflösende computertomografische Aufnahmen des Felsenbeines, die in der Labyrinthkapsel Stellen umschriebener Entkalkungsherde darstellen.

2.2 Stapeschirurgie

2.2.1 Geschichtliches

Die ersten chirurgischen Versuche, das Hörvermögen zu verbessern, reichen auf Kessel (1878), Boucheron (1888) und Miot (1890) mit der Durchführung von Stapesmobilisationen zurück.

Unter Blake und Jack (1892 und 1893) erfolgte erstmals eine Exzision des Stapes, die zu einer langzeitigen Verbesserung des Hörvermögens führte.

Die Entdeckungen Politzers und Siebenmann bezüglich des otosklerotischen Krankheitsbildes sowie die bisherigen Komplikationsraten führten zur Weiterentwicklung der Stapeschirurgie. In den 60er Jahren kamen zum herkömmlichen Operationsverfahren bessere technische Standards hinzu wie auch die Tonaudiometrie mit der Möglichkeit zur Aufzeichnung des Hörvermögens.

1952 wählte Lempert einen endomeatalen Zugang und führte erstmals eine Fenestration des Stapes aus. Rosen (1952) machte die Fenestration oder Stapesmobilisation vom Grad der Stapesfixation abhängig. Unter Shambaugh wurde die mikroskopische Operationstechnik der Fenestration und Stapesmobilisation wesentlich weiterentwickelt.

In der weiteren Geschichte der Otosklerosechirurgie wurde das bisherige operative Verfahren durch rekonstruierende Maßnahmen der Gehörknöchelchenkette ergänzt. Wullstein bildete 1952 die Ossikelkette mit einer Palavit-Columnella nach, die jedoch nach kurzer Zeit wieder abgestoßen wurde. Shea entfernte 1955 erstmalig zusätzlich zum Stapeskopf und zu den -schenkeln auch die Stapesfußplatte und setzte zur Überbrückung des entnommenen Stapes einen Knochenspan zwischen Amboss und ovalem Fenster ein [64]. Shea entwickelte und etablierte auf diese Weise 1956 als erster die Methode der Stapedektomie. Zur Abdeckung des ovalen Fensters verwendete er zunächst Bindegewebe, später auch Venenanteile. 1957 setzte Shea als Stapesersatz anstelle der Knochenkolumnella erstmals ein individuell anpassbares Polyethylenröhrchen ein.

Als Erstbeschreiber der sogenannten „Stapesplastik“ gilt Zangemeister (1958), der nach der Entfernung der Fußplatte den verbliebenen Stapesrest auf das zuvor mit Bindegewebe abgedeckte Fenster platzierte [95].

Aufgrund unerwünschter Nebeneffekte wie Labyrinthreizungen und allergischer Unverträglichkeitsreaktionen vermied Shea zeitweise die Entfernung der Fußplatte und brachte erstmals eine Öffnung im Zentrum der Stapesfußplatte an, durch die er die Teflonprothese in das Labyrinth geringfügig hineinragen ließ. Mit diesem operativen Verfahren ebnete er den Weg der später nach Fisch angewandten „Stapedotomie“. Aufgrund gehäuft beobachteter Perilymphfisteln kam er jedoch zunächst erneut auf das herkömmliche Verfahren zurück (1965) [95].

Seit Shea entwickelte sich die Mittelohrimplantologie in zahlreichen Modifikationen der von ihm eingeführten Operationsmethode sowie der eingesetzten Prothesenarten und -materialien.

2.2.2 Operationsverfahren – heutiger Stand der Technik

Die heutige Operationsmethode der Wahl zur Behandlung der Otosklerose ist die Incus-stapedotomie nach Ugo Fisch.

Das Hauptmerkmal ist die Öffnung der Stapesfußplatte mit Einbringung und Fixation der Prothese vor der Durchtrennung des Incudo-Stapedial-Gelenkes und Entfernung des Stapesbogens. Die heutigen Operationsverfahren modifizieren diese Vorgehensweise in Abhängigkeit vom Fixationsgrad der Gehörknöchelchenkette.

Als Anästhesie werden die Lokalanästhesie als auch die Intubationsnarkose angewandt. Die Vorteile der Lokalanästhesie bestehen in der Möglichkeit einer intraoperativen Beurteilung des Hörvermögens und einer vermutlich geringeren Blutungsrate. Hingegen stellt die Intubationsnarkose das sicherere Verfahren für das allgemeine Komplikationsrisiko dar.

Zu Beginn der Stapedotomie wird ein endauraler Hautschnitt mit Erweiterung des äußeren Gehörgangs ausgeführt. Als operativer Zugang wird heute meist der bereits 1930 von Heermann beschriebene enaurale Erweiterungsschnitt des Gehörgangs gewählt, der einen größeren Gesichtswinkel ermöglicht. Nach der Sicht auf das Trommelfell wird der Gehörgang zirkulär inzidiert und ein tympanomeataler Lappen angelegt. Dieser wird angehoben und die Paukenhöhle eröffnet. Nun erfolgt die Identifikation der Chorda tympani, die an der retrahierten Trommelfellunterseite belassen wird. Der knöchern eingeengte Gehörgang wird im oberen Anteil im Sinne einer superioren Kanalplastik erweitert. Es erfolgt die Zurücknahme der lateralen Attikwand, bis die ovale Fensternische gut zu übersehen ist. Danach wird die Beweglichkeit der Gehörknöchelchenkette sowie der ligamentären Anteile, insbesondere die des Ligamentum mallei anterior überprüft. Als nächstes schließt sich die Perforation der Stapesfußplatte im mittleren Drittel an. Dies erfolgt mit aufsteigenden Perforatorgrößen, alternativ mittels Laser. Die Prothese wird in die Perforationsöffnung

eingeführt und am langen Ambossschenkel fixiert. Im Anschluss daran werden das Amboss-Stapes-Gelenk, die Stapediussehne und der Stapeschenkel durchtrennt sowie der Stapesbogen abgetragen. Die ovale Fensternische wird mit Bindegewebsplättchen, Perichondrium, Temporalisfaszie, Patienteneigenblut oder Fibrinkleber verplombt. Der tympanomeatale Lappen wird zurückgeschlagen und mittels Tamponadenanteilen in Position gehalten. Abschließend wird der äußere Gehörgang durch Einbringung antibiotikageränkter Mullstreifen tamponiert. Die endaurale Inzision wird vernäht und die operative Stelle mittels Verbandsmaterial versorgt [96].

Bei der Stapedektomie wird im Gegensatz zur Stapedotomie die Stapesfußplatte entfernt und eine mit Verschlussmaterialien umknotete Drahtbindegewebsprothese nach Schuhknecht in die ovale Fensternische eingesetzt. Indikation zur Stapedektomie ist eine frakturierte Fußplatte, bei der keine herkömmliche Perforation im Sinne einer Stapedotomie möglich ist. Die Durchführung der Operation gleicht in vielen Schritten der Stapedotomie. Die Fußplatte wird zunächst an einer dünnen Stelle mit einem Nadelbohrer perforiert. Ausgehend von der Perforationsstelle wird die Fußplatte in zwei Hälften oder mehrere Fragmente frakturiert und nacheinander abgetragen. Im Anschluss daran erfolgt der Einsatz der Prothese, deren integrierter Bindegewebsanteil in das Lumen des ovalen Fensters platziert wird, sowie die Abdeckung der ovalen Fensternische mit Bindegewebe.

Ein Verfahren, das bei Revisionen der konventionellen Stapedektomie Anwendung findet, ist die Malleostapedotomie [66]. Indikationen für eine Malleostapedotomie sind eine partielle oder totale Fixation des Malleus wie auch eine Erosion, Subluxation oder Fixation des Incus. Bei diesem Operationsverfahren werden nach Prüfung der Fixation der Gehörknöchelchen das Ligamentum mallei anterior sowie der kurze Hammerfortsatz entfernt und die Prothese am Processus lateralis des Hammers fixiert [67].

2.2.3 Prothesen

Ein besonderer Aspekt der Stapeschirurgie ist der Einsatz von Stapesprothesen. Im Vordergrund der letzten Jahre steht vor allem die Entwicklung günstiger Materialeigenschaften, die für einen optimalen Hörerfolg unter gleichzeitiger Vermeidung von implantatbedingten Komplikationen optimal genutzt und miteinander kombiniert werden. Prothesen aus Teflon, Platin, Stahl, Gold und Titan kommen in den letzten Jahrzehnten zum Einsatz.

Vor dem Hintergrund zahlreicher Abstoßungsreaktionen und hoher perilymphatischer Fistelraten durch Polyethylen entwickelte Shea 1960 erstmals eine Teflonprothese [95,111]. Diese etablierte sich seit den 60er Jahren als meistverwendetes Prothesenmaterial. Teflon zeichnet sich durch ein leichtes Gewicht, eine geringe Reaktionsbereitschaft sowie eine gute Tolerabilität im ovalen Fenster aus.

Gleichzeitig entwickelte Schuhknecht die Drahtbindegewebsprothese. Diese besteht aus einem rostfreien Stahldraht, in dessen Ende Fett, Faszie oder Bindegewebe für den Verschluss des ovalen Fensters eingeknotet ist. Das andere Ende ist aus einem hakenförmigen Drahtteil geformt, der um den langen Ambossschenkel geschlungen und dort lose fixiert wird. Nachteilig sind die Dislokationsgefahr sowie Adhäsionen im Vestibulum [111]. 1964 entwickelte Schuhknecht eine Prothese, bei der ein Prothesenschaft aus Teflon mit einer Drahtschlinge aus rostfreiem Stahl kombiniert wird. Erstmals werden Materialeigenschaften optimal genutzt, indem die gute Verträglichkeit des Schaftendes mit der guten Verformbarkeit der Schlinge verbunden wird.

Fisch entwickelte erstmals eine Platinband-Teflonprothese, deren gut verformbarer, bandförmiger Platinstreifen breitflächig an den langen Ambossschenkel angeklemt wird und so einer Arrosion des Incus vorbeugen soll. Gute langfristig funktionelle Resultate machten die Platinband-Teflon-Prothese jahrelang zu einem zuverlässigen Prothesenmaterial [64, 68,111].

Pusalkar und Steinbach führten 1992 eine Metallprothese ein, die aus reinem Gold besteht. Durch seine oligodynamischen Eigenschaften verhindert Gold bakterielles Wachstum und ist als weiches und gut verformbares Material leicht den individuellen

anatomischen Gegebenheiten anzupassen. Das abgeflachte Schlingenband der Goldprothese kann einfach an den langen Ambossschenkel geschlungen werden [69, 111]. Die glatte Oberfläche sowie der stufenlose Übergang zwischen dem Prothesenschaft und dem Schlingenband werden als vorteilhaftes Design angesehen [71]. Mit der Goldprothese wurden postoperativ jedoch vermehrt reparative Granulome als Ausdruck von Unverträglichkeitsreaktionen und das gehäufte Vorkommen eines sensorineuralen Hörverlustes beobachtet [70, 105, 111].

Schließlich kommt Titan zum Einsatz, dessen leichtes Materialgewicht (ca. 4 mg) insbesondere im hohen Frequenzbereich eine bessere Schallübertragung gewährleistet. Durch seine Flexibilität ermöglicht es eine leichte und sichere Befestigung am Amboss [65, 72]. In Gegenwart von Sauerstoff bildet Titan eine biostabile Sauerstoffschicht aus und wird wie Platin oder Teflon gut vom ovalen Fenster toleriert. Titan zeichnet sich so durch eine hervorragende Biokompatibilität aus [105, 111]. Bis heute ist Titan das Prothesenmaterial der Wahl.

Neben dem Prothesenmaterial spielen auch Schlingenform und -breite für den Operationserfolg eine besondere Rolle. 1996 führte die Firma Kurz Medical Inc. (Tübingen) erstmals eine Titan-Prothese mit einer spiralförmig gebogenen Schlinge ein. Vorteilhaft ist ein besserer Oberflächenkontakt zwischen Prothese und Amboss. 2000 entwarf die Firma Kurz GmbH, Dusslingen eine besonders leichtgewichtige Titanprothese. Trotz guten Knochenkontaktes führte eine spiralförmig gebogene Schlinge jedoch zu Deviationen mit dem Resultat funktioneller Prothesenfehlängen [108]. Die Titan-Prothese der Firma Storz, Tuttlingen (ehem. Stryker and Leibinger GmbH und Co.KG Freiburg) mit ihrer bandförmig gebogenen Schlinge und ihrem kurzen Haken vereinte die Vorteile für ein optimales Anbringen der Prothese an den langen Ambossschenkel [108].

Die Weiterentwicklung der Prothesen konzentriert sich in letzter Zeit auf die Optimierung von Fixationsmöglichkeiten. Im Mittelpunkt steht die Reduktion von Operationsmisserfolgen durch das Vermeiden des mit Ambossnekrosen assoziierten „Loose wire syndromes“ (LWS). Das 1981 von Mc Gee publizierte „LWS“ wird in 7 bis 23% der Revisionsfälle gesehen und beschreibt eine locker am Incus befestigte Prothesenschlinge mit einem unvollständigen Schluss der Schalleitungskomponente [112]. Erste

Hörergebnisse von Clip Pistons nach Wengen (2000) und Häuster (2005) sowie von einer hitzeaktivierten „Smart Piston“-Prothese (2003) wurden veröffentlicht. Durch einen neuen Selbstfixationsmechanismus versprechen sie einen vereinfachten, stabilen und beschleunigten Umwicklungsvorgang bei der Stapedotomie und auch Malleovestibulopexie [109,110,112]. Ziele sind eine Standardisierung des Fixationsverfahrens, eine optimale Schalleitung durch gute Prothesenadaptation, zuverlässige Ergebnisse unabhängig von der Erfahrung des Operateurs, eine Risikoreduktion in der Entstehung von Incusnekrosen und damit verbunden der Durchführung von Revisionseingriffen sowie eine Verkürzung der Operationsdauer [110].

Die aktuellen Forschungsarbeiten machen die weiter fortschreitende Dynamik auf dem Gebiet der Entwicklung optimaler Prothesen und Operationsbedingungen deutlich.

2.2.4 Komplikationen

	Sofort- bzw. Fröhschäden	Spätschäden
Innenohr (Empfindungsschwerhörigkeit, Gleichgewichtsstörungen)	1. Verletzung 2. Akute eitrige Labyrinthitis 3. Allergische Sofortreaktion	1. Perilymphfistel 2. Granulombildung 3. Serofibrinöse Labyrinthitis 4. Endolymphatischer Hydrops
Mittelohr (Schalleitungsschwerhörigkeit)	1. Verletzung 2. Akute Otitis media	1. Spannungsänderung 2. Resonanzänderung 3. Kettenunterbrechung (Prothesendislokation, Nekrose des langen Ambossfortsatzes) 4. Posttraumatische Fixation des Incus und/oder des Malleus 5. Erneuter knöcherner Verschluss des ovalen Fensters
N. facialis (Parese) und Chorda tympani (Geschmacksstörung)	1. Verletzung 2. Allergische Sofortreaktion 3. Seröse Entzündung	

Tabelle 1: Früh- und Spätschäden nach Stapesoperationen [95].

Als Sofortschäden werden Operationszwischenfälle angesehen. Als Folgeerscheinungen können eine herabgesetzte Innenohrleistung, Schwindel und Gleichgewichtsstörungen hervorgerufen werden. Eine sofortige Ertaubung kann als Folge einer membranösen Labyrinthruptur eintreten. Durch feinmechanische operative Arbeiten in

Nähe des ovalen Fensters und an der Stapesfußplatte kann es zu einem reversiblen akustischen Trauma kommen [95].

Zu den Spätschäden zählen postoperative Hörstürze, Perilymphfisteln und Granulome. Ursache für Perilymphfisteln sind hauptsächlich dislozierte Metalldrahtprothesen. Granulome entstehen durch eine bakterielle Entzündung als Reaktion auf Hitze einwirkung (Bohreranwendung) oder Fremdkörper. Sie können auch als Reparation von Perilymphfisteln oder als allergische Reaktionen vorkommen.

Die Prävalenz der in der Literatur beschriebenen hochgradigen Schwerhörigkeit oder Ertaubung nach Stapedektomie schwankt zwischen 0,05 und 7% [82].

Als Sofort- und Frähschäden am Mittelohr kommen Schalleitungsstörungen vor, die meist durch inadäquate Prothesenlängen und -dislokationen entstehen. Ebenso können Trommelfellperforationen, Einblutungen oder Ergussbildungen das sofortige Hörergebnis vorübergehend beeinträchtigen. Zu den Spätschäden zählen ein Verschluss des ovalen Fensters, Fixationen von Hammer und Amboss durch otosklerotische Herdbildung. Die eingesetzten Prothesen können durch spezifische Druckwirkung auf den Amboss zu Nekrosen des langen Ambossschenkels führen. Problematisch sind auch durch starke Druckschwankungen bedingte Prothesenlockerungen und Kettenunterbrechungen [95].

Indikationen für einen Revisionseingriff sind ein fortschreitender Hörverlust, Hörfluktuationen, ein reversibler oder permanenter Schwindel sowie eine Vergrößerung der Schalleitungskomponente. Als Hauptursachen dafür werden Prothesendislokationen, inadäquate Prothesenlängen, Prothesenlockerungen sowie Nekrosen des langen Ambossschenkels und Perilymphfisteln angesehen. Die Anzahl der Fälle mit einer Revision schwankt in der Literatur zwischen 2 und 6% [106].

Prothese	Ovales Fenster	Hammer	Amboss	Stapesfußplatte
Dislokation	Verknöcherung	Fixation	Erosion	Refixation
Fixation	Fibrosierung	Erosion	Subluxation	Subluxation
Lockerung	Enge	Lockerung	Fixation	Fraktur
Inadäquate Länge	Perilymphfisteln			Lockerung
	Granulome			

Tabelle 2: Ursachen einer Revision.

Für das Auftreten von Komplikationen spielt die Operationsmethode eine entscheidende Rolle. Die Stapedotomie ist weniger traumatisierend für das Innenohr und führt seltener zu postoperativen Innenohrschäden im Hochtonbereich als die Stapedektomie. Sie ist daher heute das bevorzugte Verfahren [82,111]. Ebenso wird eine mechanische Traumatisierung des Innenohres durch den Einsatz des Lasers signifikant reduziert [82].

Die Komplikationsrate und das postoperative Hörergebnis sind außerdem insbesondere abhängig von der Erfahrung des Operateurs, wie in Studien belegt ist [82,101,102,103,104].

2.2.5 Laser

Der Laser findet seit etwa 25 Jahren Anwendung in der Stapeschirurgie. Ziele der Entwicklung unterschiedlicher Lasersysteme sind die Optimierung der Operationstechnik und die Senkung der Komplikationsrate. Im Gegensatz zur konventionellen Stapeschirurgie, bei der die manuelle Extraktion und Perforation der Stapesfußplatte die Gefahr einer direkten Schädigung des Innenohres in sich birgt, gewährleistet Lasertechnik ein präzises und berührungsfreies Arbeiten mit maximaler Schonung des Mittel- und Innenohres. Die Erzeugung von Wärme und Strahlenenergie kann sich auf die membranösen Strukturen des Innenohres jedoch auch negativ auswirken.

Bei den Lasern unterscheidet man kontinuierlich strahlende (cw-) von gepulsten Lasersystemen. Unter kontinuierlich strahlenden Lasern sind thermisch wirkende Laser zu verstehen, wobei die thermische Wirkung im Verdampfen und Karbonisieren von Gewebe besteht. Im Gewebe wird die Laserstrahlung absorbiert und die Laserenergie in Wärme umgewandelt. Die Stärke der Absorption hängt dabei von der Gewebeart und der Laserwellenlänge ab [82].

Zu den cw-Lasern zählen der Argon-Laser, der KTP-532-Laser und der CO₂-Laser. 1979 führten Perkins und Palva den Argon-Laser in die Stapeschirurgie ein. Untersuchungen bestätigen einen komplikationslosen postoperativen Verlauf und gute Hörresultate. Experimentelle Studien hingegen belegen eine Schädigung des Innenohres durch Temperaturerhöhung der Perilymphe aufgrund der geringen Knochenabsorption des Argon-Lasers. Spezielle Handhabungssysteme ermöglichen in bestimm-

ten Fällen dennoch den teilweisen Gebrauch des Argon-Lasers in der Stapeschirurgie [97].

Der KTP-Laser setzt sich aus einem Neodymium-Yttrium-Aluminium-Granat (Nd:YAG)-Kristall, kombiniert mit einem Kalium-Titan-Phosphat (KTP)-Kristall, zusammen. Er emittiert Strahlung der Wellenlänge 532 nm. Zahlreiche Untersuchungen belegen die Effektivität und Sicherheit des KTP-32-Lasers bei korrektem Gebrauch, basierend auf guten klinischen Erfahrungen [82].

Der CO₂-Laser ist ebenfalls ein thermisch wirkender Laser, dessen Strahlung mit einer Wellenlänge von $\lambda=10600$ oder 9600 nm im Infrarotbereich liegt. Da die Laserstrahlung nicht über flexible optische Systeme geleitet werden kann und da aufgrund der Wellenlänge und der Strahlqualität ein für die Fußplattenperforation zu großer Spotdurchmesser folgt, wurde der CO₂-Laser in der Stapeschirurgie lange Zeit nicht angewandt. In neueren Untersuchungen zeigte sich der CO₂-Laser im Rahmen der Stapedotomie jedoch als effiziente und sichere Operationsmethode [82].

Bei den gepulsten Lasern unterscheidet man den Excimer-Laser, den Holmium:YAG-Laser und den Erbium:YAG-Laser. Nach Segas 1991 ist der Excimer-Laser ein effektives Instrument zur Stapedotomie und Bearbeitung der Gehörknöchelchen. Vorteilhaft sind kontrolliert anlegbare feine Schnitte, eine sehr kleine Perforationsgröße, eine geringe Energie pro Puls (100 mJ) und die begrenzte Wirkung auf das umgebende Gewebe und die Innenohrstrukturen.

Der Holmium:YAG-Laser besitzt unter den Lasern den niedrigsten Knochenabsorptionskoeffizienten und geht mit einer potentiell schädlichen Temperaturerhöhung einher. Daneben führen akustische Phänomene beim Ablationsprozess zu möglichem Hörverlust, so dass eine Anwendung des Holmium-YAG-Lasers in der Mittelohrchirurgie nicht empfohlen wird [97].

Der Erbium:YAG-Laser (Erbium:Yttrium-Aluminium-Granat) ist ein Infrarot-emittierender Laser ($\lambda=2940$ nm). Durch Photoablation besitzt er eine geringe Eindringtiefe und ist so ausschließlich an der Gewebeoberfläche wirksam. Seine maximale Energie ist dabei höher als bei anderen Lasern [82,97]. Neben einer guten Verträglichkeit wird daher eine

große Anwendungssicherheit beschrieben. Aufgrund seiner knochenablativen Eigenschaften sowie seiner fehlenden Hitzegenerierung im umliegenden Gewebe mit dem Erreichen einer lediglich minimalen Schädigungszone wird der Erbium-YAG-Laser als optimales Knochenabtragungsinstrument bei der Stapedotomie angesehen [98,99]. Als Nachteile werden akustische Belastungen durch Implosionseffekte sowie das erschwerte Auffinden nicht sichtbarer Strukturen beschrieben [99,100].

3. Material und Methoden

3.1 Patientengut und Auswahlkriterien

Bei der vorliegenden Arbeit handelt es sich um eine retrospektive klinische Studie. Ihr lagen Daten von Patienten vor, bei denen im Zeitraum von September 1998 bis Februar 2007 in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums der Philipps-Universität Marburg sowie der Park-Klinik Weissensee, Charité Berlin, eine operative Therapie erfolgte.

Ausgewählt wurden Patienten mit einer durch Otosklerose hervorgerufenen Schallleitungsschwerhörigkeit, bei denen eine Stapesoperation durchgeführt wurde.

Insgesamt wurden im untersuchten Zeitraum 119 Stapesoperationen angewandt. Als Operationsverfahren kamen in 99 Fällen die Incusstapedotomie, in fünf Fällen die Incusstapedektomie und in 15 Fällen die Malleostapedotomie zum Einsatz. Die Operationen wurden im Wesentlichen durch einen erfahrenen Operateur ausgeführt.

Als Auswertungsgrundlage dienten die Krankenakten der operierten Patienten, von denen neben den Operationsberichten die Daten der Tonaudiogramme vor und nach der Operation hinzugezogen wurden; die Verfügbarkeit dieser Daten stellte ein weiteres wesentliches Auswahlkriterium für diese Arbeit dar.

Den Auswahlkriterien entsprachen 21 Patienten nicht. Sie wurden aus der Studie ausgeschlossen.

3.2 Durchführung der Studie

Zur Durchführung der Studie dienten die in den Patientenakten enthaltenen prä- und postoperativ angefertigten Tonaudiogramme sowie die Operationsberichte, mit denen die Daten einer im Untersuchungszeitraum angelegten Datenbank (MS Access 2003) korrigiert und vervollständigt wurden.

Die Zuordnung der Patientendaten erfolgte anhand verschiedener Parameter. Als patientenbezogene Merkmale wurden das Geschlecht, das Alter zum Operationszeitpunkt, die operierte Seite und die Diagnose erfasst. Als operative Variablen wurden die Operationsmethoden wie die Incusstapedotomie, die Incusstapedektomie und die Malleostapedotomie sowie die Ersteingriffe und Revisionen untersucht, für die die prä- und postoperativen Tonaudiogramme herangezogen wurden. Von besonderer Bedeutung waren dabei ferner die Parameter mit einem möglichen Einfluss auf das postoperative Hörergebnis wie die Prothese, die Perforationsart und die Anästhesie.

Ein Hauptinteresse bei der Durchführung der Studie galt der vergleichenden Untersuchung des postoperativen Hörgewinns bei Einsatz verschiedener Prothesen und operativer Verfahren. Die Verwendung der jeweiligen Prothesenart im zeitlichen Verlauf stützte sich auf die Entwicklung neuartiger Prothesen und der damit verbundenen Nutzbarkeit potenziell günstigerer Materialeigenschaften und Formen. Durch diese sollten eine stetige Verbesserung des Hörvermögens und eine Minimierung des operativen Komplikationsrisikos für den Patienten erreicht werden.

1998 bis 2007 wurden verschiedene Prothesentypen und -materialien eingesetzt. Im untersuchten Zeitraum erhielten insgesamt 69 Patienten (61%) eine Titan-Prothese. Die Titan-Prothesen teilen sich ihrer Herkunft nach in zwei Hersteller auf. In 47 Fällen (39%) wurde eine Titan-Prothese der Firma Kurz GmbH Medizintechnik, Dusslingen und in 22 Fällen (18%) eine Titan-Prothese der Firma Storz, Tuttlingen (ehem. Stryker and Leibinger GmbH & Co.KG, Freiburg) verwendet. Ferner wurden fünf (4%) Titan-Clip-Prothesen nach Wengen eingesetzt. In 39 Fällen (33%) wurde eine Gold-Prothese der Firma Kurz GmbH Medizintechnik, Dusslingen eingesetzt. Ferner wurden drei Platin-Teflon-Prothesen (3%), eine Drahtbindegewebs- (1%) und eine Winkelprothese (1%) eingesetzt. In einem Fall (1%) war die Art der eingesetzten Prothese nicht bekannt.

	n	[%]
Gold	39	33
Titan Fa K	47	39
Titan Fa Storz	22	18
Titan-Clip à Wengen	5	4
Platinbandteflon	3	3
Drahtbindegewebe	1	1
Winkelprothese	1	1
Unbekannt	1	1
Gesamt	119	100

Tabelle 3: Häufigkeit und Art verwendeter Prothesenmaterialien 1998 bis 2007 (n=119).

Als weiteres relevantes Merkmal wurde die Perforation der Stapesfußplatte analysiert. Besonderes Interesse galt dabei dem Hörgewinn von Patienten, bei denen intraoperativ der Erbium:YAG-Laser (single shot mit 20 mJ, ca. 6-10 shots) zur Perforation der Stapesfußplatte angewandt wurde. Dieser kam in 58 Fällen (49%; n=119) zum Einsatz. Bei 61 (51%; n=119) Patienten erfolgte die Fußplattenperforation manuell. In 25 Fällen (21%; n=119) kam neben der konventionellen Perforationsmethode der Laser zur Abtragung weiterer Strukturen zum Einsatz.

Ebenfalls wurde die Auswirkung der Anästhesie wie der Lokalanästhesie (24%, n=86) und der Intubationsnarkose (76%, n=86) auf das postoperative Hörergebnis genauer betrachtet.

Alle Fälle wurden auf mögliche intra- und postoperativ aufgetretene Komplikationen untersucht.

3.2.1 Tonaudiometrie

- **Definition und Untersuchungsablauf**

Die Audiogramme wurden mittels eines Tonaudiometers aufgezeichnet. Dieses Instrument ist als ein Gerät definiert, das zur Ermittlung des Hörvermögens für Töne, insbesondere der Hörschwelle dient. Das Tonaudiometer erzeugt dabei als Tongenerator reine Töne in Oktav- oder Quintabständen von C bis C⁶, d.h. in der Spanne von ca. 62 Hz bis 8.000 Hz, die durch Lautstärkereglern verstärkt werden können [9].

Dem Patienten wird hierbei während der Messung über einen Kopfhörer (Luftleitung) sowie über einen auf das Mastoid aufgesetzten Knochenleitungshörer (Knochenleitung) für jede Frequenz ein Prüftönen angeboten, der zunächst unter der Hörschwelle des Patienten liegt und so lange in Stufen von 5 dB verstärkt wird, bis er vom Patienten gehört wird. Es werden dem Patienten dabei Töne unterschiedlicher Frequenzen angeboten. Als Bezugswert wird sowohl für die Knochen- als auch für die Luftleitung die Hörschwelle eines physiologisch normalhörenden 18-jährigen Jugendlichen herangezogen. Er entspricht einem Hörpegel von 0 dB.

Durch die Verbindung der Hörschwellenpunkte für die Luft- und Knochenleitung lassen sich die Hörschwellenkurven grafisch für jedes Ohr getrennt in Form eines Audiogrammes, wie in Abb. 1 gezeigt, darstellen [9].

In einem Reintonaudiogramm sind dabei horizontal die Frequenz [kHz = Kilohertz] und vertikal der Hörpegel [dB = Dezibel] aufgetragen. Diese Darstellung wird auch als „Hörverlust“ bezeichnet.

▪ Tonaudiogramm

Zur Interpretation eines Tonaudiogrammes werden die Knochenleitungshörschwelle sowie die Differenz der Luft- und Knochenleitungshörschwelle zur Lokalisation einer Hörstörung herangezogen.

Auf dieser Grundlage werden Hörstörungen in Schallempfindungs-, Schalleitungs- und kombinierte Schwerhörigkeiten eingeteilt.

Abbildung 1 zeigt ein Audiogramm eines Patienten mit einer Schalleitungsstörung, wie sie für den klassischen Mittelohrtyp bei der Otosklerose typisch ist. Diese zeichnet sich dadurch aus, dass bei fast gleichbleibender Knochenleitung die Luftleitung höhere Schalldrücke aufweist und somit eine Differenz zwischen der Hörschwellenkurve für Knochen- und der für Luftleitung besteht. Diese Schalleitungslücke zwischen der Luft- und der Knochenleitung wird auch als Schalleitungskomponente oder „Air-Bone Gap“ (ABG) bezeichnet.

Im Unterschied zu Normalhörenden liegt bei Patienten mit Otosklerose die Knochenleitung nicht bei 0 dB, sondern weist üblicherweise eine Verschlechterung, das heißt einen höheren Schalldruck auf. Diese kommt meist in mittleren Frequenzbereichen vor und ist als muldenförmige Absenkung um etwa 15 dB beschrieben. Sie wird auch als „Cahart-Senke“ bezeichnet.

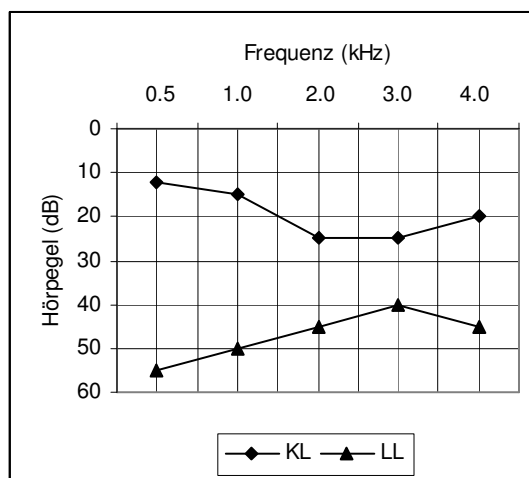


Abb. 1: Tonaudiogramm bei einem Patienten mit einer Schalleitungsstörung.

▪ Tonaudiometrische Datenerfassung

Die Aufzeichnung der Tonaudiogramme erfolgte jeweils vor und in bestimmten Zeitintervallen nach einer Stapesoperation. Hierbei wurde das präoperative Audiogramm bis auf wenige Fälle am letzten Tag vor der Operation aufgezeichnet. Die postoperativen Audiogramme wurden in unterschiedlichen Zeitabständen zu der erfolgten Operation angefertigt, wobei die Anzahl der postoperativen audiologischen Nachuntersuchungen variiert.

Zur Vereinheitlichung und Vergleichbarkeit der postoperativen Hörergebnisse wurden Intervalle gebildet, die den postoperativen Zeitabständen ≤ 3 Monate und > 3 Monate entsprechen. Aus jedem Intervall wurde das darin zuletzt angefertigte Audiogramm ausgewählt und getrennt für die Luft- und die Knochenleitung ausgewertet.

Die Patienten, bei denen eine Incusstapedotomie erfolgte, wurden bis zu einer Zeitspanne von 78 Monaten nachbeobachtet. Dabei wurde das im postoperativen Intervall ≤ 3 Monate zuletzt durchgeführte Audiogramm im Mittel nach 2 Monaten (SW 0,2-3,4 Monate), im Zeitraum > 3 Monate nach der Operation durchschnittlich nach 21 Monaten (SW 3,6-77,6 Monate) angefertigt.

Das 12 Monate nach der Operation angefertigte Tonaudiogramm ist dabei praktisch als definitiv zu betrachten, da es sich danach kaum mehr verändert [19,23].

Der postoperative Nachbeobachtungszeitraum in der Gruppe der Patienten mit einer Malleostapedotomie rangiert von 0,4 bis 25 Monaten. Das bei den Patienten jeweils zuletzt verfügbare Audiogramm wurde im Mittel nach 7 Monaten (SW 0,4-25,3 Monate) durchgeführt. Im postoperativen Intervall ≤ 3 Monate wurde das Audiogramm im Mittel nach 2 Monaten (SW 0,4-3,4 Monate) aufgezeichnet, im postoperativen Zeitraum > 3 Monate nach 12 Monaten (SW 5,3-25,3 Monate).

Im Mittelpunkt dieser Arbeit steht der Vergleich der prä- und postoperativen Hörergebnisse in Bezug auf den postoperativ erzielbaren Hörgewinn.

Von dem in den Tonaudiogrammen aufgezeichneten Frequenzspektrum (LL: 0.125 kHz bis 8.0 kHz, KL: 0.5 kHz bis 8.0 kHz) wurden für die Auswertung der Hörergebnisse

gemäß den Empfehlungen der American Academy of Otolaryngology and Head and Neck Surgery's Committee on Hearing and Equilibrium [3] für die Luftleitung die Frequenzen 0.5 kHz, 1.0 kHz, 2.0 kHz, 3.0 kHz, 4.0 kHz, 6.0 kHz und 8.0 kHz sowie für die Knochenleitung die Frequenzen 0.5 kHz, 1.0 kHz, 2.0 kHz und 4.0 kHz ausgewählt, getrennt analysiert und auch zu Frequenzkombinationen zusammengefasst. Da sie den Hauptsprachbereich definieren, spielen sie eine entscheidende Rolle bezüglich des postoperativen Hörgewinns.

Als Frequenzkombinationen wurden die Mittelwerte (\emptyset) aus unterschiedlichen Einzel- frequenzen gebildet (PTA= „Pure tone average“ für Luft- und Knochenleitung). Zur besseren Vergleichbarkeit mit den in der Literatur dargestellten Hörergebnissen wurden folgende Frequenzreihen ausgewählt: PTA 1 umfasst \emptyset 0.5,1.0,2.0 kHz, PTA 2 \emptyset 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz, PTA 3 \emptyset 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz und PTA 4 \emptyset 1.0,2.0,4.0 kHz. PTA 1, 2 und 3 wurden jeweils für Luft- und Knochenleitung, PTA 4 lediglich für die Knochen- leitung berechnet.

Der Hörgewinn kann auf unterschiedliche Weise erfasst werden: er kann einerseits durch die Differenz der prä- und postoperativen Hörschwelle für die Luft- und Knochenleitung dargestellt werden; andererseits lässt er sich aus der Differenz der prä- und postoperativen Schalleitungskomponente für die einzelnen Frequenzen als auch für die genannten Frequenzkombinationen berechnen. Den Empfehlungen des Committee on Hearing and Equilibrium [3] entsprechend, wurde die Schalleitungs- komponente [dB] zur Darstellung des postoperativen Hörgewinns berechnet, indem die postoperative Knochenleitung [dB] von der postoperativen Luftleitung [dB] subtrahiert wurde.

Als Maß für die operative Zielgröße wurde die Schalleitungskomponente für die Frequenzkombinationen Ø 0.5,1.0,2.0 kHz (ABG 1, „Air-Bone Gap“), Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und für Ø 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) ausgewählt und wie folgt berechnet:

Für die Frequenzen 0.5,1.0,2.0 kHz:

$$\mathbf{ABG\ 1} = ((LL * 0.5\ \text{kHz} - KL * 0.5\ \text{kHz}) + (LL\ 1.0\ \text{kHz} - KL\ 1.0\ \text{kHz}) + (LL\ 2.0\ \text{kHz} - KL\ 2.0\ \text{kHz})) / 4.$$

Für die Frequenzen 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz:

$$\mathbf{ABG\ 2} = ((LL * 0.5\ \text{kHz} - KL * 0.5\ \text{kHz}) + (LL\ 1.0\ \text{kHz} - KL\ 1.0\ \text{kHz}) + (LL\ 2.0\ \text{kHz} - KL\ 2.0\ \text{kHz}) + (LL\ 3.0\ \text{kHz} - KL\ 3.0\ \text{kHz})) / 4.$$

Für die Frequenzen 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz:

$$\mathbf{ABG\ 3} = ((LL\ 0.5\ \text{kHz} - KL\ 0.5\ \text{kHz}) + (LL\ 1.0\ \text{kHz} - KL\ 1.0\ \text{kHz}) + (LL\ 2.0\ \text{kHz} - KL\ 2.0\ \text{kHz}) + (LL\ 4.0\ \text{kHz} - KL\ 4.0\ \text{kHz})) / 4.$$

Zu einem „Schluss“ der Schalleitungslücke („closure“) kommt es, wenn die postoperative Schalleitungslücke null beträgt oder wenn die postoperativen Werte für die Luft- und Knochenleitung den präoperativen entsprechen.

Ein „Overclosure“ gründet sich auf den Cahart-Effekt und liegt dann vor, wenn die Schwelle der postoperativen Knochenleitung niedriger als die der präoperativen ist. Gemäß dem Committee on Hearing and Equilibrium gilt als Maß für das Phänomen eines Overclosures die Knochenleitung im Hochtonbereich. Diese berechnet sich aus der Differenz zwischen der präoperativen und postoperativen Knochenleitung für die Frequenzkombination 1.0,2.0 und 4.0 kHz (PTA 4 KL).

Entsprechend der Einteilung von Fisch et al. [21] wurde zur Vergleichbarkeit der Hörergebnisse der Hörverlust in Form der Schalleitungskomponente in vier unterschiedliche Klassen A bis D unterteilt. Klasse A umfasst einen Hörverlust von ≤ 10 dB, Klasse B von 11 bis 20 dB, Klasse C von 21 bis 30 dB und Klasse D einen Hörverlust > 30 dB.

Klasse	ABG-Rang
A	≤ 10 dB
B	11 bis 20 dB
C	21 bis 30 dB
D	> 30 dB

Tabelle 4: Hörverluststufen nach Fisch et al. 2001 [21].

Nach Angaben des Committee on Hearing Equilibrium ist die Anzahl der Patienten (%), deren postoperative Schalleitungskomponente dem Bereich ≤ 10 dB (A) zuzuordnen ist, als die postoperative Hörfrequenzrate zu bewerten.

3.3 Statistische Auswertung

Die im untersuchten Zeitraum von Mitarbeitern der Hals-, Nasen- und Ohrenklinik in Marburg und Berlin angelegte Datenbank in Access (MS Office 2003) war Grundlage der primären Datenerfassung. Die in den Patientenakten enthaltenen Krankengeschichten, die Operationsberichte sowie die prä- und postoperativen Tonaudiogramme dienten der Verifizierung und Vervollständigung der gesammelten Daten.

Für die Auswertung der Studie wurden das Tabellenkalkulationsprogramm Excel (MS Office 2003) sowie das Statistikprogramm SPSS (Statistical Package for Social Sciences Version 15.0) verwendet. Mit Hilfe von Excel und SPSS wurden die Daten verschiedenen Kriterien zugeordnet und grafisch erfasst.

Mittels des Statistikprogrammes wurden zu den einzelnen verfassten Variablen der Median (Md), der Mittelwert (M), die Standardabweichung (SD), das Minimum (Min), das Maximum (Max) und die Spannweite (SW) berechnet. Ausgewählte, das Hörvermögen repräsentierende Parameter, wurden durch nichtparametrische Tests auf Signifikanz geprüft. Die Daten folgten hierbei keiner Normalverteilung. Zum Vergleich der prä- und postoperativen Hörergebnisse, insbesondere der ausgewählten Hörparameter für verschiedene Frequenzkombinationen wurde der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben angewandt. Mit dem Wilcoxon-Test wurde untersucht, ob der postoperative Hörgewinn bei den entsprechenden Parametern signifikant ist. Die Werte waren nicht normalverteilt. Als Fehlerwahrscheinlichkeit für die statistische Signifikanz wurde $p \leq 0,05$ zugrunde gelegt.

Die vergleichende Analyse der Prothesen hinsichtlich des prä- und postoperativen Ergebnisses für ausgewählte, den Hörgewinn definierende Parameter wurde mit dem Mann-U-Whitney-Test durchgeführt.

Zum genaueren Vergleich der postoperativen Hörergebnisse bei Anwendung des Lasers und der konventionellen Perforation sowie bei der Lokalanästhesie und der Intubationsnarkose wurde ebenfalls der Mann-U-Whitney-Test angewandt.

Die unterschiedlichen Operationsmethoden wurden aufgrund der unterschiedlichen Fallzahlen und des sich teilweise überschneidenden Patientengutes zu einem Vergleich statistisch nicht näher herangezogen. Die Fälle mit einer Stapedektomie (n=5) wurden aufgrund der geringen Fallzahl bei der Auswertung nicht näher berücksichtigt. Ebenso wurden alle Patienten, welche durch eine bilaterale (n=6) Operation als Fälle mit einer Stapesplastik in der Datenbank erfasst waren, aufgrund der Falldopplung statistisch ausgeschlossen.

4. Ergebnisse

Von September 1998 bis Februar 2007 wurden in der Marburger Universitätsklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde und in der Charité Berlin, Park-Klinik Weissensee, 119 Stapesplastiken durchgeführt. Die Eingriffe erfolgten bei Patienten mit einer durch Otosklerose bedingten Schalleitungsschwerhörigkeit und wurden maßgeblich von ein und demselben Operateur ausgeführt.

Als Operationsmethode kam überwiegend die Incusstapedotomie (99 Fälle; 83%) zum Einsatz. In den meisten Fällen stellte sie einen primären Eingriff dar, in nur fünf Fällen eine Revision. Sechs Patienten wurden auch auf der Gegenseite operiert, so dass die Gruppe mit primärem Eingriff 88 Patienten zählte.

Bei fünf weiteren Patienten (4%) erfolgte eine Stapedektomie. In 15 Fällen (13%) wurde eine Malleostapedotomie durchgeführt. Aufgrund der geringen Fallzahl wurde die Patientengruppe mit einer Stapedektomie bei den Auswertungen nicht näher berücksichtigt.

4.1 Incusstapedotomie

4.1.1 Patienten

Die Patienten mit einer Incusstapedotomie (n=88) setzten sich aus 52 Frauen (59%) und 36 Männern (41%) zusammen. Die Verteilung zeigt ein Überwiegen des weiblichen Geschlechts.

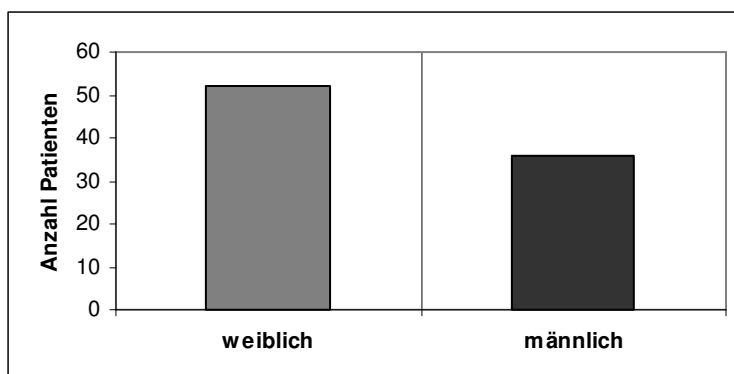


Abb. 2: Geschlechterverteilung in der Patientengruppe mit Incusstapedotomie (n=88).

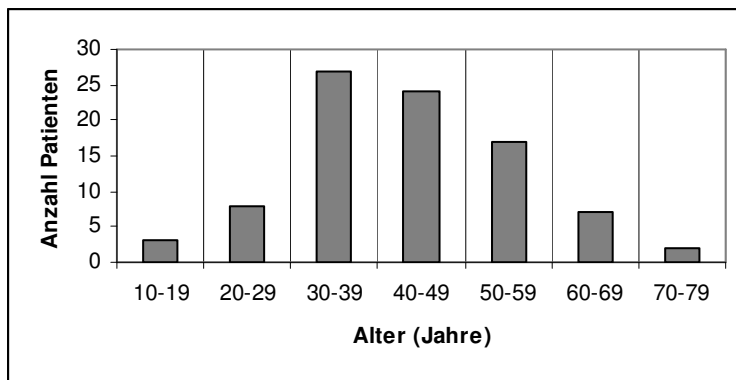


Abb. 3: Lebensalter zum Operationszeitpunkt (n=88).

Das Lebensalter der untersuchten Patienten zum Operationszeitpunkt umfasste eine Altersspanne von 61 Jahren. Der jüngste Patient war 11, der älteste 73 Jahre alt. Das durchschnittliche Patientenalter betrug 43 ± 13 Jahre. Die größere Anzahl der Patienten (58%) war einem mittleren Alter von 30 bis 49 Jahren zuzurechnen. 19% der Patienten gehörten einem Alter zwischen 50 und 59 Jahren an.

Betrachtet man das Alter der operierten Frauen und Männer getrennt, zeigt sich eine abweichende Altersverteilung.

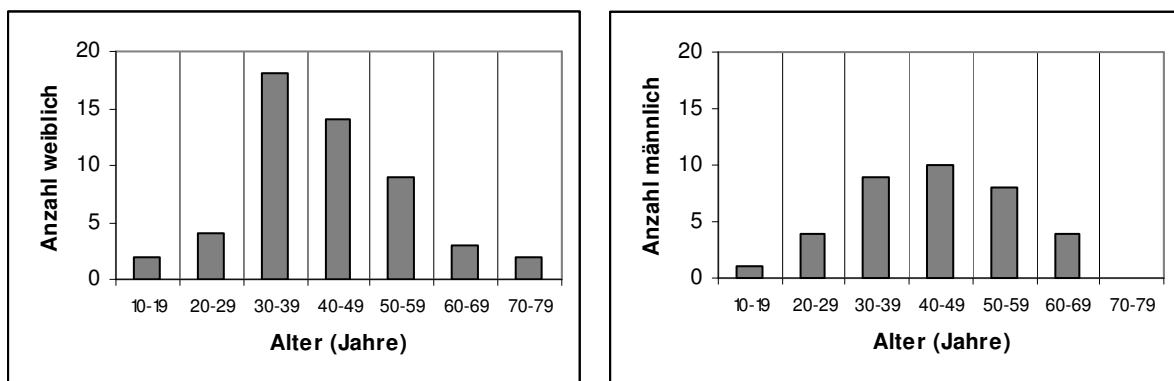


Abb. 4 und 5: Altersverteilung bei den Frauen (n=52) und Männern (n=36) zum Operationszeitpunkt (n=88).

Im Vergleich zu den Männern war ein größerer Anteil bei den weiblichen Patienten zum Operationszeitpunkt jünger. Während bei den Frauen der Altersgipfel in der Gruppe der 30-39jährigen lag (35%; n=18), fand sich der größte Anteil bei den männlichen Patienten in der Altersgruppe der 40-49jährigen (28%; n=10) wieder.

Bei den Frauen (n=52) lag das Lebensalter zum Zeitpunkt der Operation durchschnittlich bei 42 ± 13 Jahren, bei den Männern (n=36) bei 45 ± 13 Jahren.

4.1.2 Hörergebnisse

Die folgenden Darstellungen beziehen sich auf die Hörergebnisse von Patienten, bei denen die Incusstapedotomie einseitig und als primärer Eingriff erfolgte (n=88). Davon wiesen 84 Patienten ein Audiogramm auf, das einem postoperativen Intervall von ≤ 3 Monaten zuzuordnen ist. 48 Patienten verfügten zusätzlich über eine audiologische Nachuntersuchung im postoperativen Zeitraum von > 3 Monaten.

4.1.2.1 Hörparameter

	n	M [dB]	Md [dB]	SW [dB]	Min [dB]	Max [dB]	SD [dB]	p
Δ PTA 1 LL	84	16,3	15,9	83,3	-35,0	48,3	13,2	0,000
Δ PTA 2 LL	84	14,4	13,8	76,3	-33,8	42,5	12,7	0,000
Δ PTA 3 LL	84	12,9	12,5	83,8	-37,5	46,3	13,6	0,000
Δ PTA 1 KL	84	1,8	3,3	41,7	-21,7	20,0	7,1	0,12
Δ PTA 2 KL	84	1,6	2,5	38,8	-21,3	17,5	6,9	0,10
Δ PTA 3 KL	84	0,5	0,7	37,6	-21,3	16,3	6,8	0,50
Δ PTA 4 KL	84	0,4	1,7	40,0	-25,0	15,0	7,5	0,37
Δ ABG 1	84	14,4	13,3	56,6	-13,3	43,3	11,2	0,000
Δ ABG 2	84	12,8	12,5	48,8	-12,5	36,3	10,3	0,000
Δ ABG 3	84	12,4	11,3	55,1	-16,3	38,8	11,3	0,000

Tabelle 5: Parameter zur Beschreibung des Hörgewinns bei Patienten mit Incusstapedotomie (n=84). Dargestellt sind Fallzahl (n), Mittelwert (M), Median (Md), Spannweite (SW), Minimum (Min), Maximum (Max), Standardabweichung (SD) und p-Wert (p).

Hieraus ist zu erkennen, dass die für die einzelnen Hörparameter mittels des Wilcoxon-Tests für verbundene Stichproben ermittelten p-Werte für Δ PTA 1 LL, Δ PTA 2 LL und Δ PTA 3 LL sowie Δ ABG 1, Δ ABG 2 und Δ ABG 3 höchst signifikant sind ($p \leq 0,001$). Demgegenüber wird für Δ PTA KL postoperativ im Mittel keine signifikante Hörverbesserung erzielt.

4.1.2.2 Luftleitung

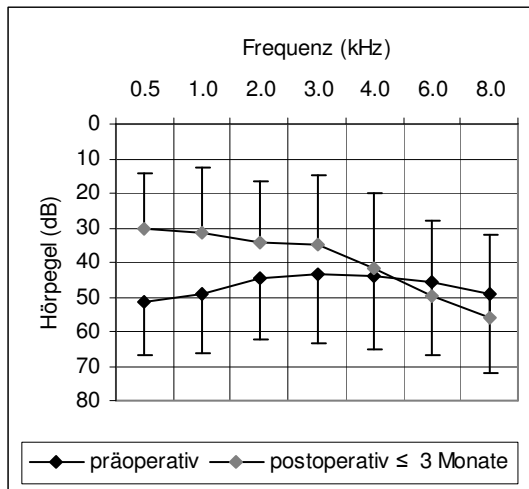


Abb. 6: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate) Mittelwerte und Standardabweichungen für die Luftleitung (n=84).

Frequenz L_{Luft} [kHz]	n	M präop [dB]	SD präop [dB]	M postop [dB]	SD postop [dB]	Δ LL [dB]	p
0.5	84	51,3	15,5	30,5	16,3	20,8	0,000
1.0	84	49,2	16,9	31,3	18,8	17,9	0,000
2.0	84	44,5	17,9	34,4	18,0	10,1	0,000
3.0	84	43,4	20,1	34,6	19,8	8,8	0,000
4.0	84	44,2	20,9	41,5	21,8	2,7	0,11
6.0	84	45,8	20,9	49,8	22,0	-4,0	0,057
8.0	84	49,0	23,3	56,1	23,9	-7,1	0,003

Tabelle 6: Prä- und postoperativer (≤ 3 Monate) Mittelwert (M), Standardabweichung (SD), Hörgewinn (Δ LL) und p-Wert (p) für die Luftleitung.

Die ermittelten p-Werte zeigen eine höchst signifikante Verbesserung der Luftleitung für die Frequenzen 0.5, 1.0, 2.0 und 3.0 kHz ($p \leq 0,001$). Das Anheben der Luftleitungskurve bei 4.0 kHz ($p=0,114$) sowie das Absinken bei 6.0 kHz ($p=0,057$) ist nicht signifikant. Bei 8.0 kHz verschlechtert sich die postoperative Luftleitung signifikant ($p=0,003$).

4.1.2.3 Knochenleitung

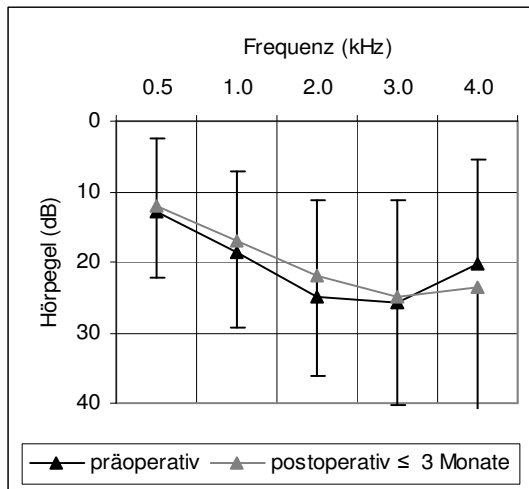


Abb. 7: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate) Mittelwerte und Standardabweichungen für die Knochenleitung ($n=84$).

Frequenz L_{Knochen} [kHz]	n	M präop [dB]	SD präop [dB]	M postop [dB]	SD postop [dB]	Δ KL [dB]	p
0.5	84	13,0	10,6	12,1	10,2	0,9	0,53
1.0	84	18,8	11,6	17,1	12,2	1,7	0,016
2.0	84	24,9	13,8	22,0	14,2	2,9	0,007
3.0	84	25,8	14,7	24,9	15,4	1,0	0,40
4.0	84	20,2	14,8	23,7	17,8	-3,5	0,004

Tabelle 7: Prä- und postoperativer (≤ 3 Monate) Mittelwert (M), Standardabweichung (SD), Hörgewinn (Δ KL) und p-Wert (p) für die Knochenleitung.

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zeigt eine signifikante postoperative Veränderung der Knochenleitung bei 1.0, 2.0 und 4.0 kHz ($p \leq 0,05$). Ein „Overclosure“ (PTA 4 KL post < PTA 4 KL prä) wird bei 27 Patienten (32%; $n=84$) beobachtet.

4.1.2.4 Schalleitungskomponente

Als quantitative Zielgröße für den postoperativen Hörerfolg gilt die Schalleitungskomponente (ABG). Sie wird für die Frequenzkombinationen Ø 0.5,1.0,2.0 (ABG 1), Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und Ø 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) berechnet. Für die Patienten mit einer Incusstapedotomie gelten folgende prä- und postoperative Mittelwerte:

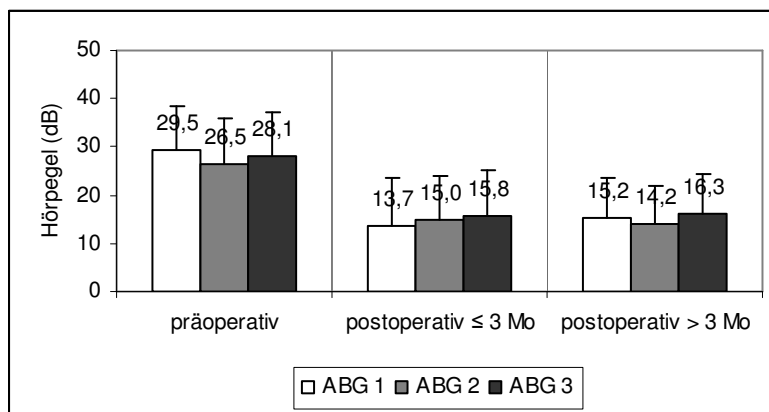


Abb. 8: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate $n=84$; > 3 Monate $n=48$) Mittelwerte und Standardabweichungen für die Schalleitungskomponenten (ABG) für Ø 0.5,1.0,2.0 kHz (ABG 1), Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und Ø 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3).

Für alle Frequenzkombinationen wurden postoperativ in beiden Zeitintervallen niedrigere Schalleitungskomponenten beobachtet ($p \leq 0,001$). Zwischen beiden Nachuntersuchungszeiträumen unterscheiden sich die Ergebnisse kaum voneinander (für ABG 1 $p=0,62$, ABG 2 $p=0,35$, ABG 3 $p=0,29$).

4.1.2.5 Hörverlustränge

Den Empfehlungen der AAO-HNS entsprechend werden zur Darstellung des postoperativen Hörerfolgs die Intervalle ≤ 10 dB (A), 11-20 dB (B), 21-30 dB (C) und > 30 dB (D) gebildet und diesen die Patientenzahl (%) mit den entsprechenden prä- und postoperativen Schalleitungskomponenten zugeordnet.

	≤ 10 dB	11-20 dB	21-30 dB	> 30 dB
ABG Ø 0.5,1.0,2.0 kHz				
präoperativ (n=84)	0 [0%]	19 [23%]	28 [33%]	37 [44%]
postoperativ (≤ 3 Mo;n=84)	28 [33%]	42 [50%]	10 [12%]	4 [5%]
postoperativ (> 3 Mo;n=48)	17 [35%]	24 [50%]	5 [10%]	2 [4%]
ABG Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz				
präoperativ (n=84)	0 [0%]	26 [31%]	33 [39%]	25 [30%]
postoperativ (≤ 3 Mo;n=84)	28 [33%]	46 [55%]	6 [7%]	4 [5%]
postoperativ (> 3 Mo;n=48)	17 [38%]	23 [48%]	5 [10%]	2 [4%]
ABG Ø 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz				
präoperativ (n=84)	1 [1%]	22 [26%]	28 [33%]	33 [39%]
postoperativ (≤ 3 Mo;n=84)	23 [27%]	46 [55%]	10 [12%]	5 [6%]
postoperativ (> 3 Mo;n=48)	7 [15%]	32 [67%]	5 [10%]	4 [8%]

Tabelle 8: Verteilung der prä- und postoperativen Schalleitungskomponenten (ABG) zu den Hörverlustsrängen ≤ 10 dB, 11-20 dB, 21-30 dB und > 30 dB.

Die Schalleitungskomponenten der einzelnen Hörverlustsränge zeigen bezüglich des postoperativen Hörerfolgs (≤ 10 dB) für ABG 1 und ABG 2 nur geringfügig voneinander abweichende Ergebnisse. Unter Berücksichtigung von 4.0 kHz stellt sich postoperativ eine geringere Hörerfolgsrate als unter Einbeziehung niedrigerer Frequenzen dar. Insgesamt ist der Hörerfolg postoperativ nach ≤ 3 Monaten bei ABG 3 um 6% und bei postoperativem Untersuchungsintervall > 3 Monate um 23% geringer als bei ABG 2.

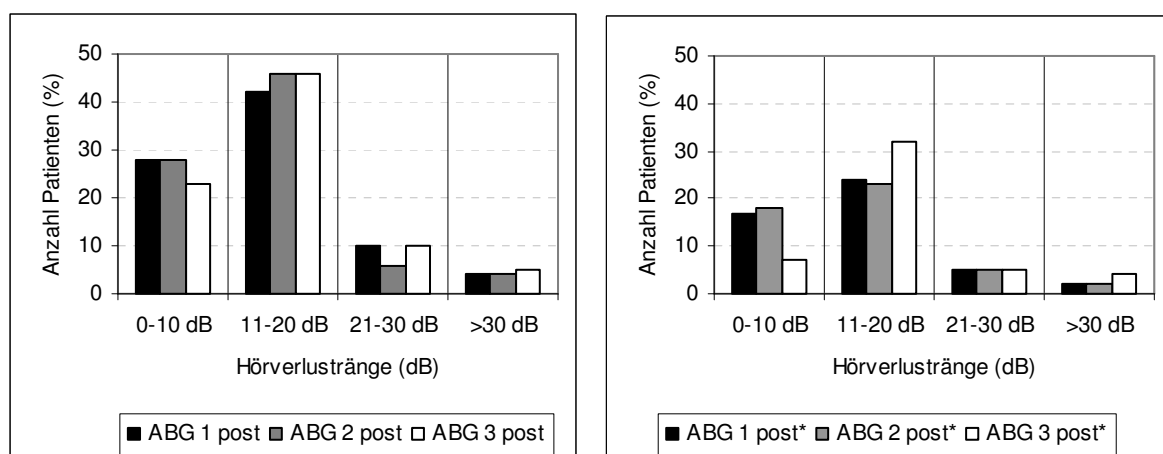


Abb. 9 und 10: Postoperative Schalleitungskomponenten (ABG 1, ABG 2, ABG 3) entsprechend den Hörverlustsrängen im postoperativen Nachuntersuchungsintervall ≤ 3 Monate (Abb. 9; n=84) und > 3 Monate * (Abb. 10; n=48).

4.1.3 Hörergebnisse Prothesen

Von 1998 bis 2007 wurden Prothesen unterschiedlicher Hersteller eingesetzt, die sich in Material und Form unterschieden.

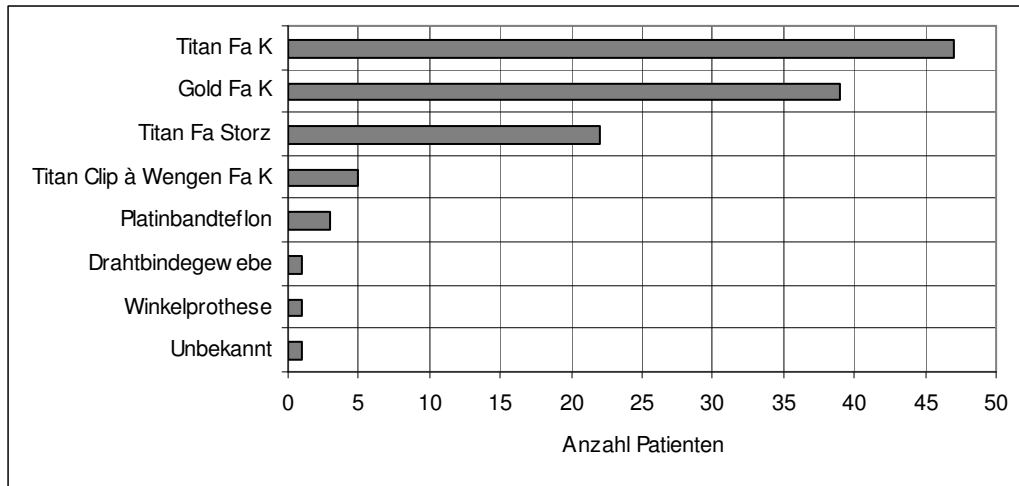


Abb. 11: Häufigkeit eingesetzter Prothesen 1998 bis 2007 (n=119).

Bei 39 Patienten (33%) wurden Gold-, bei 69 Patienten (58%) Titan-Prothesen verwendet. Unter den Titan-Prothesen wurden bei 47 Eingriffen (39%) ein Titan-Piston der Firma Kurz, Dusslingen und in 22 Fällen (18%) ein Titan-Piston der Firma Storz, Tuttlingen (ehem. Stryker and Leibinger GmbH & Co.KG Freiburg) implantiert. Ferner kamen fünf Titan-Clip-Prothesen à Wengen (4%), drei Teflonband-Prothesen (3%), eine Winkelprothese (1%) und eine Drahtbindegewebsprothese (1%) zum Einsatz.

Operatives Verfahren	Eingriff	Prothese	n	%
Incusstapedotomie	Ersteingriff	Gold	33	38
		Titan Fa K	43	49
		Titan Fa Storz	4	5
		Titan Clip à Wengen	5	6
		Platinbandteflon	3	2
		Gesamt	88	100
	Revision	Gold	1	20
		Titan Fa K	1	20
		Titan Fa Storz	2	40
		Winkelprothese	1	20
	Gesamt	5	100	

Incusstapedektomie	Ersteingriff	Gold	1	20
		Titan Fa K	2	40
		Titan Fa Storz	1	20
		Drahtbindegewebe	1	20
		Gesamt	5	100
Malleostapedotomie	Ersteingriff	Titan Fa Storz	6	100
		Gesamt	6	100
	Revision	Titan Fa Storz	9	100
		Gesamt	9	100

Tabelle 9: Häufigkeit eingesetzter Prothesen 1998 bis 2007 bei unterschiedlichen Operationsmethoden.

Die Auswertung der Hörergebnisse bezieht sich in den folgenden Darstellungen auf die bei der Incusstapedotomie eingesetzten Prothesen. Von diesen wurden zum näheren Vergleich die Gold- und die Titan-Prothese Fa K ausgewählt. Die Fälle mit einer Titan-Prothese Fa Storz (n=4), Titan-Clip-Prothese à Wengen Fa K (n=5) und einer Teflon-Prothese (n=3) wurden wegen der geringen Anzahl nicht berücksichtigt.

4.1.3.1 Gold-Prothese

4.1.3.1.1 Hörparameter

	n	M [dB]	Md [dB]	SW [dB]	Min [dB]	Max [dB]	SD [dB]	p
Δ PTA 1 LL	33	17,7	16,7	53,3	-5,0	48,3	11,4	0,000
Δ PTA 2 LL	33	15,5	13,8	45,0	-2,5	42,5	10,5	0,000
Δ PTA 3 LL	33	13,7	12,5	57,6	-11,3	46,3	11,7	0,000
Δ PTA 1 KL	33	3,2	3,3	31,7	-15,0	16,7	7,1	0,008
Δ PTA 2 KL	33	2,7	2,5	31,3	-13,8	17,5	6,5	0,023
Δ PTA 3 KL	33	1,3	1,3	35,1	-18,8	16,3	7,1	0,18
Δ PTA 4 KL	33	0,9	3,3	36,7	-21,7	15,0	7,9	0,21
Δ ABG 1	33	14,5	15,0	38,3	-3,3	35,0	9,9	0,000
Δ ABG 2	33	12,8	13,8	31,3	0,0	31,3	8,6	0,000
Δ ABG 3	33	12,3	12,5	43,8	-5,0	38,8	10,0	0,000

Tabelle 10: Hörparameter zur Definition des postoperativen Hörgewinns bei Patienten mit Incusstapedotomie als Ersteingriff bei Einsatz der Goldprothese (n=33). Dargestellt sind Fallzahl (n), Mittelwert (M), Median (Md), Spannweite (SW), Minimum (Min), Maximum (Max), Standardabweichung (SD) und p-Wert (p).

4.1.3.1.2 Luftleitung

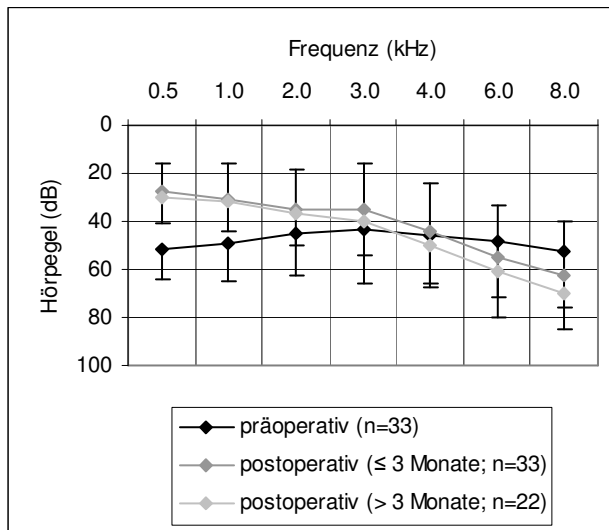


Abb. 12: Prä- und postoperative Mittelwerte (≤ 3 Monate; $n=33$ und > 3 Monate; $n=22$) und Standardabweichungen für die Luftleitung bei Einsatz der Gold-Prothese.

Frequenz [kHz]	LL präoperativ		LL postoperativ (≤ 3 Mo)			LL postoperativ (> 3 Mo)		
	M [dB]	SD [dB]	M [dB]	SD [dB]	p	M [dB]	SD [dB]	p
0.5	51,4	13,1	27,1	11,7	0,000	30,0	10,7	0,000
1.0	49,5	15,5	30,8	15,0	0,000	32,0	11,8	0,000
2.0	45,0	17,8	34,8	16,3	0,000	37,0	12,9	0,050
3.0	43,3	22,3	34,7	18,6	0,001	40,0	14,1	0,70
4.0	45,6	22,3	44,2	20,4	0,54	50,2	15,5	0,29
6.0	48,0	23,4	55,3	21,8	0,016	60,9	19,4	0,009
8.0	52,3	23,5	62,6	22,6	0,003	70,0	15,0	0,001

Tabelle 11: Prä- und postoperative Mittelwerte (M) (≤ 3 Monate; $n=33$ und > 3 Monate; $n=22$), Standardabweichungen (SD) und p-Werte (p) für die Luftleitung bei Einsatz der Gold-Prothese.

4.1.3.1.3 Knochenleitung

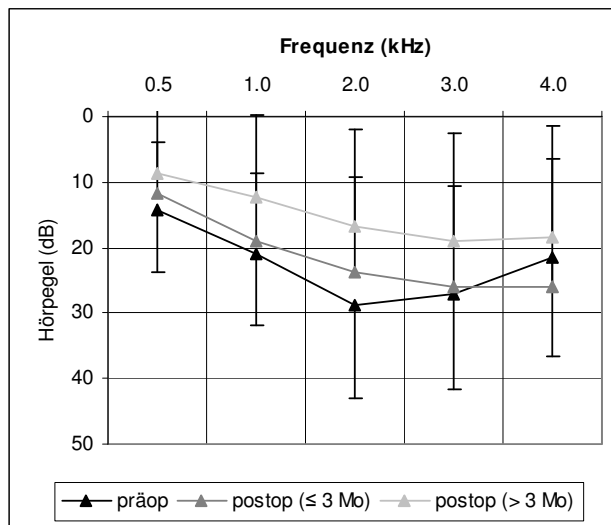


Abb. 13: Prä- und postoperative Mittelwerte (≤ 3 Monate; $n=33$ und > 3 Monate; $n=22$) und Standardabweichungen für die Knochenleitung bei Einsatz der Gold-Prothese.

Frequenz [kHz]	KL präoperativ		KL postoperativ (≤ 3 Mo)			KL postoperativ (> 3 Mo)		
	M [dB]	SD [dB]	M [dB]	SD [dB]	p	M [dB]	SD [dB]	p
0.5	14,2	9,4	11,7	7,7	0,16	8,6	10,3	0,25
1.0	21,1	10,7	18,9	10,4	0,0720	12,4	12,6	0,94
2.0	28,6	14,3	23,6	14,3	0,0090	16,7	14,8	0,30
3.0	27,1	14,6	25,9	15,2	0,44	19,1	16,7	0,05
4.0	21,5	15,0	25,9	19,4	0,0530	18,5	17,2	0,22

Tabelle 12: Prä- und postoperative Mittelwerte (M) (≤ 3 Monate; $n=33$ und > 3 Monate; $n=22$), Standardabweichungen (SD) und p-Werte (p) für die Knochenleitung bei Einsatz der Gold-Prothese.

Die Unterschiede der Knochenleitung sind bei den postoperativen Nachuntersuchungsintervallen (≤ 3 Monate und > 3 Monate) bis auf 3.0 kHz ($p=0,050$) nicht signifikant.

4.1.3.1.4 Schalleitungskomponente

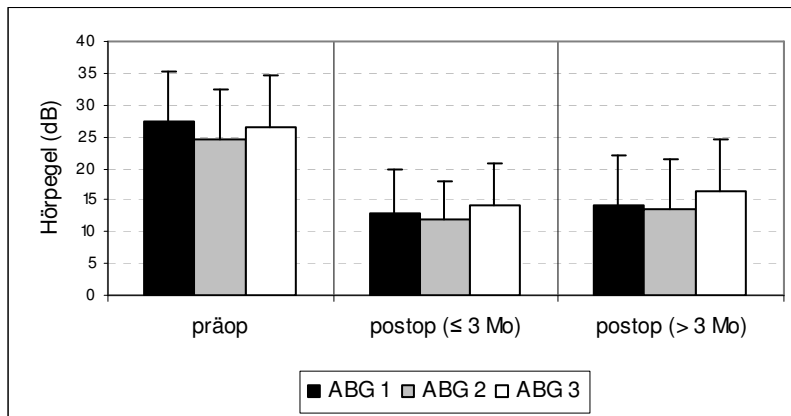


Abb. 14: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate; $n=33$ und > 3 Monate; $n=22$) Schalleitungskomponenten für $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0$ (ABG 1), $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 3.0$ kHz (ABG 2) und $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 4.0$ kHz (ABG 3) bei Einsatz der Gold-Prothese.

	n	Min [dB]	Max [dB]	SW [dB]	Md [dB]	M [dB]	SD [dB]
ABG 1 prä	33	15,0	43,3	28,3	26,7	27,3	7,9
ABG 1 post (≤ 3 Mo)	33	-1,7	30,0	31,7	13,3	12,8	7,1
ABG 1 post (> 3 Mo)	22	1,7	30,0	28,3	12,5	14,2	8,0
ABG 2 prä	33	12,5	40,0	27,5	25,0	24,6	7,8
ABG 2 post (≤ 3 Mo)	33	1,3	26,3	25,0	12,5	11,8	6,2
ABG 2 post (> 3 Mo)	22	2,5	30,0	27,5	10,7	13,5	8,0
ABG 3 prä	33	12,5	42,5	30,0	26,3	26,5	8,1
ABG 3 post (≤ 3 Mo)	33	2,5	31,3	28,8	15,0	14,2	6,6
ABG 3 post (> 3 Mo)	22	3,8	33,8	30,0	14,4	16,3	8,2

Tabelle 13: Prä- und postoperative Schalleitungskomponenten für die Frequenzkombinationen $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0$ kHz (ABG 1), $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 3.0$ kHz (ABG 2) und $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 4.0$ kHz (ABG 3).

Der Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben zeigt postoperativ (≤ 3 Monate) eine deutliche Verkleinerung der Schalleitungskomponente für alle Frequenzkombinationen ($p < 0,0001$). Im Intervall > 3 Monate ist $p \leq 0,0001$ für ABG 1, $p = 0,001$ für ABG 2 und $p = 0,005$ für ABG 3. Demgegenüber unterscheiden sich die postoperativen Werte in den Nachbeobachtungsintervallen kaum voneinander (ABG 1 $p = 0,61$, ABG 2 $p = 0,41$, ABG 3 $p = 0,22$).

4.1.3.2 Titan-Prothese Fa K

4.1.3.2.1 Hörparameter

	n	M [dB]	Md [dB]	SW [dB]	Min [dB]	Max [dB]	SD [dB]	p
Δ PTA 1 LL	41	14,8	13,3	78,3	-35,0	43,3	14,7	0,000
Δ PTA 2 LL	41	13,1	11,3	76,3	-33,8	42,5	14,3	0,000
Δ PTA 3 LL	41	11,8	11,3	78,8	-37,5	41,3	15,0	0,000
Δ PTA 1 KL	41	0,8	1,7	41,7	-21,7	20,0	7,4	0,33
Δ PTA 2 KL	41	0,8	1,3	37,6	-21,3	16,3	7,5	0,40
Δ PTA 3 KL	41	0,1	0,0	37,6	-21,3	16,3	7,0	0,59
Δ PTA 4 KL	41	0,2	0,0	40,0	-25,0	15,0	7,8	0,00
Δ ABG 1	41	14,0	13,3	56,6	-13,3	43,3	12,5	0,000
Δ ABG 2	41	12,3	11,3	48,8	-12,5	36,3	11,7	0,000
Δ ABG 3	41	11,7	11,3	51,3	-16,3	35,0	12,5	0,000

Tabelle 14: Hörparameter zur Definition des postoperativen Hörgewinns bei Patienten mit Incussta-pedotomie als Ersteingriff bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K (n=41). Dargestellt sind Fallzahl (n), Mittelwert (M), Median (Md), Spannweite (SW), Minimum (Min), Maximum (Max), Standardabweichung (SD) und p-Wert (p).

4.1.3.2.2 Luftleitung

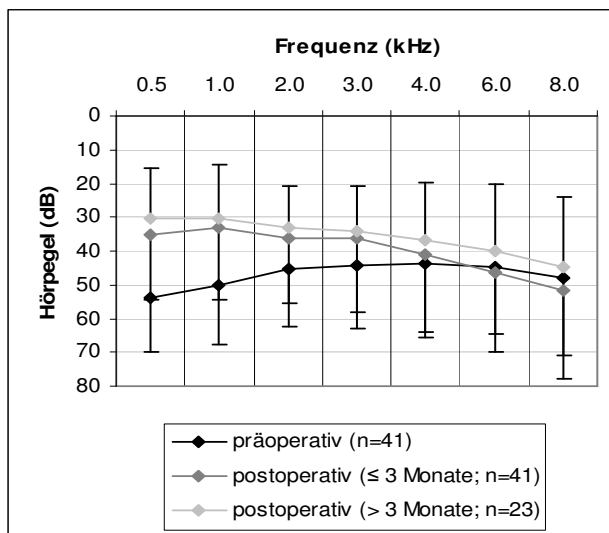


Abb. 15: Prä- und postoperative Mittelwerte (≤ 3 Monate; n=41 und > 3 Monate; n=23) und Standardabweichungen für die Luftleitung bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K.

Frequenz [kHz]	LL präoperativ		LL postoperativ (≤ 3 Mo)			LL postoperativ (> 3 Mo)		
	M [dB]	SD [dB]	M [dB]	SD [dB]	p	M [dB]	SD [dB]	p
0.5	53,7	16,3	35,4	18,8	0,000	30,7	15,3	0,000
1.0	50,2	17,5	33,0	21,1	0,000	30,2	16,1	0,000
2.0	45,1	17,5	36,1	19,2	0,000	33,3	12,3	0,007
3.0	44,3	18,7	36,5	21,5	0,002	34,1	13,2	0,012
4.0	43,7	20,4	41,2	24,2	0,27	37,0	17,0	0,24
6.0	44,6	19,8	46,3	23,6	0,74	39,8	19,3	0,44
8.0	48,0	23,0	51,6	26,0	0,38	44,6	20,3	0,61

Tabelle 15: Prä- und postoperative Mittelwerte (M) (≤ 3 Monate; n=41 und > 3 Monate; n=23), Standardabweichungen (SD) und p-Werte (p) für die Luftleitung bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K.

Die Unterschiede in den Ergebnissen der beiden postoperativen Zeitperioden sind für die aufgezeichneten Frequenzen bis auf 6.0 kHz (p=0,04) unwesentlich.

4.1.3.2.3 Knochenleitung

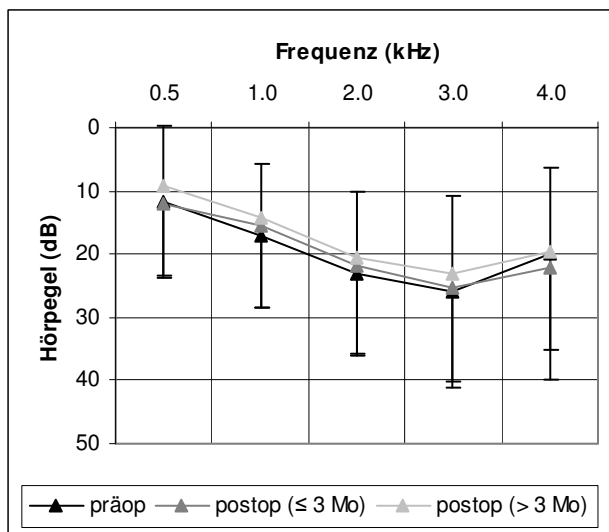


Abb. 16: Prä- und postoperative Mittelwerte (≤ 3 Monate; n=41 und > 3 Monate; n=23) und Standardabweichungen für die Knochenleitung bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K.

Frequenz [kHz]	KL präoperativ		KL postoperativ (≤ 3 Mo)			KL postoperativ (> 3 Mo)		
	M [dB]	SD [dB]	M [dB]	SD [dB]	p	M [dB]	SD [dB]	p
0.5	11,8	11,7	12,1	11,6	0,65	9,1	9,4	0,95
1.0	17,2	11,2	15,6	12,9	0,10	14,3	8,7	0,65
2.0	23	12,6	22	14	0,41	20,7	10,4	0,89
3.0	26	14,3	25,2	15,8	0,66	23	12,4	0,96
4.0	20	15,1	22,2	17,8	0,000	19,6	13,4	0,31

Tabelle 16: Prä- und postoperative Mittelwerte (M) (≤ 3 Monate; n=41 und > 3 Monate; n=23), Standardabweichungen (SD) und p-Werte (p) für die Knochenleitung bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K.

Die postoperativen Werte unterscheiden sich hinsichtlich der verschiedenen Untersuchungszeiträume kaum voneinander.

4.1.3.2.4 Schalleitungskomponente

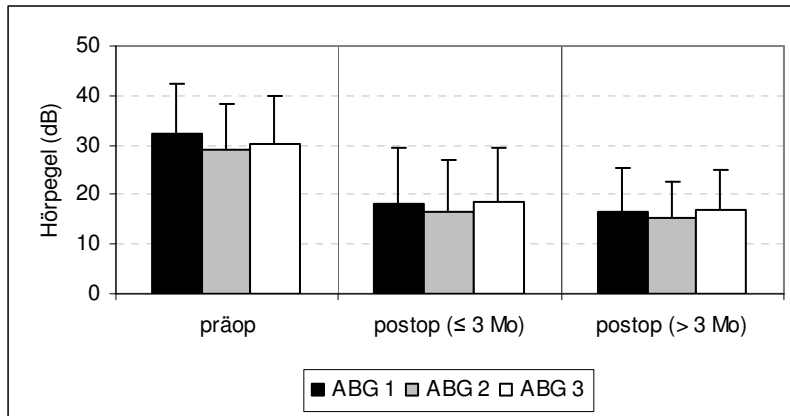


Abb. 17: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate; $n=41$ und > 3 Monate; $n=23$) Schalleitungskomponenten für $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0$ (ABG 1), $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 3.0$ kHz (ABG 2) und $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 4.0$ kHz (ABG 3) bei Einsatz der Titan-Prothese Fa K.

	n	Min [dB]	Max [dB]	SW [dB]	Md [dB]	M [dB]	SD [dB]
ABG 1 prä	41	16,7	53,3	36,6	31,7	32,3	9,9
ABG 1 post (≤ 3 Mo)	41	1,7	53,3	51,6	15,0	18,3	11,3
ABG 1 post (> 3 Mo)	23	6,7	46,7	40,0	15,0	16,7	8,7
ABG 2 prä	41	15,0	47,5	32,5	27,5	28,8	9,6
ABG 2 post (≤ 3 Mo)	41	1,3	51,3	50,0	12,5	16,6	10,6
ABG 2 post (> 3 Mo)	23	6,3	36,3	30,0	13,8	15,3	7,3
ABG 3 prä	41	10,0	48,8	38,8	30,0	30,2	9,9
ABG 3 post (≤ 3 Mo)	41	5,0	53,8	48,8	15,0	18,5	11,0
ABG 3 post (> 3 Mo)	23	8,8	42,5	33,7	15,0	16,9	8,2

Tabelle 17: Prä- und postoperative Schalleitungskomponenten für die Frequenzkombinationen $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0$ kHz (ABG 1), $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 3.0$ kHz (ABG 2) und $\emptyset 0.5, 1.0, 2.0, 4.0$ kHz (ABG 3).

Die Reduktion der Schalleitungskomponente ist in beiden Untersuchungsintervallen für alle Frequenzreihen höchst signifikant (Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben: $p \leq 0,001$).

Die Schalleitungskomponenten beider Nachuntersuchungsintervalle ($\leq / > 3$ Monate) unterscheiden sich in der Gruppe mit einer Titan-Prothese Fa K nicht signifikant voneinander.

4.1.4 Prothesenvergleich

Aufgrund der variierenden Fallzahl in den einzelnen Gruppen wurden zum näheren Vergleich der Hörergebnisse die Gold-Prothese (n=33) und die Titan-Prothese Fa K (n=47) ausgewählt.

4.1.4.1 Luftleitung

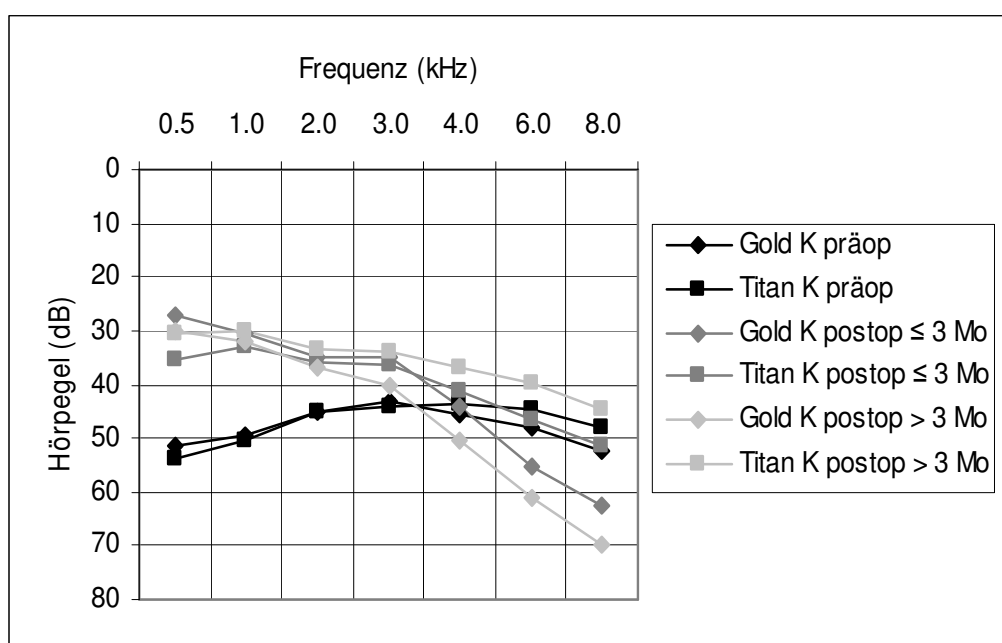


Abb. 18: Prä- und postoperative Luftleitung bei Einsatz der Gold- und der Titan-Prothese Fa K.

Postoperativ (≤ 3 Monate) liegen die Werte zwischen 1.0 und 4.0 kHz zunächst nahe beieinander, bei 0.5 kHz zeigt die Gold-Prothese einen niedrigeren Hörpegel. Zwischen 6.0 und 8.0 kHz zeichnen sich höhere Schalldruckwerte für Patienten mit der Gold-Prothese ab.

Im postoperativen Verlauf (> 3 Monate) sinkt die Luftleitungskurve in den Fällen mit einer Gold-Prothese zwischen 3.0 und 8.0 kHz ab, während bei Patienten mit Titan-Prothese die Kurve zu niedrigeren Werten angehoben wird. Ein Unterschied zwischen beiden Prothesen besteht tendenziell darin, dass Patienten mit einer Titan-Prothese Fa K postoperativ niedrigere Schalldruckwerte als Patienten mit Gold-Prothese Fa K aufzeigen und dass diese Werte sich im postoperativen Verlauf weiterhin verringern.

4.1.4.2 Knochenleitung

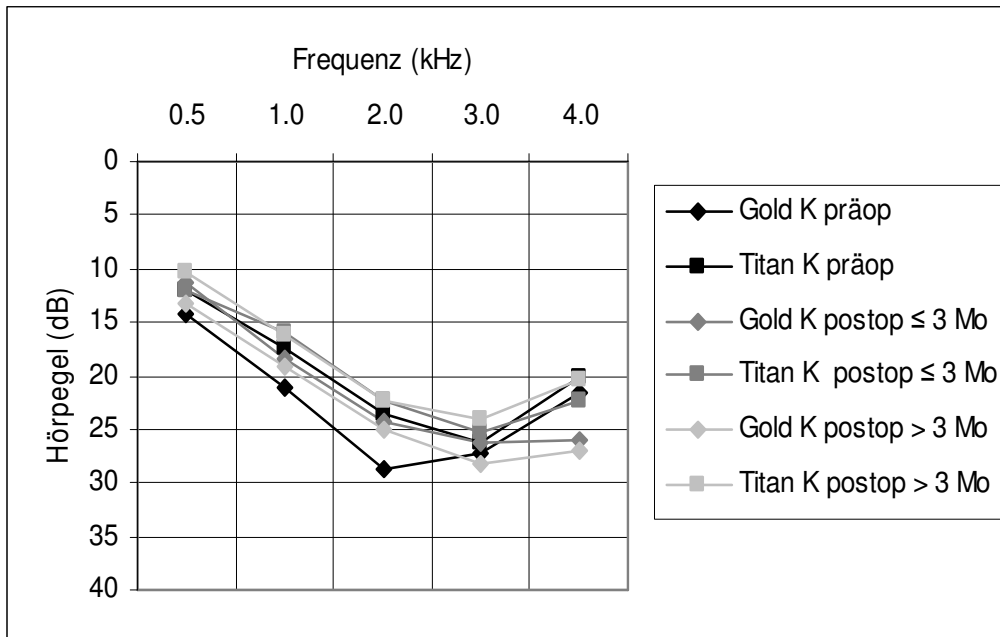


Abb. 19: Prä- und postoperative Knochenleitung bei Einsatz der Gold- und der Titan-Prothese Fa K.

Die prä- und postoperativen Knochenleitungskurven der verschiedenen Prothesen verlaufen dicht nebeneinander. Kleinere Abweichungen stellen sich bei den präoperativen Werten im niedrigen Frequenzbereich in der Gruppe mit einer Gold-Prothese dar, welche bei etwas höheren Schalldruckpegeln liegen. Die Knochenleitung wird in beiden Prothesengruppen postoperativ (≤ 3 Monate) im Mittel zwischen 0.5 und 3.0 kHz verbessert. Bei 4.0 kHz weisen beide Gruppen höhere Schalldruckwerte auf, wobei die Gold-Prothese zu etwas schlechteren Ergebnissen führt. Im postoperativen Intervall > 3 Monate wird die Knochenleitung in der Gruppe mit der Gold-Prothese bei 3.0 und 4.0 kHz verschlechtert, während sie in der Gruppe mit der Titan-Prothese Fa K verbessert wird.

4.1.4.3 Schalleitungskomponente

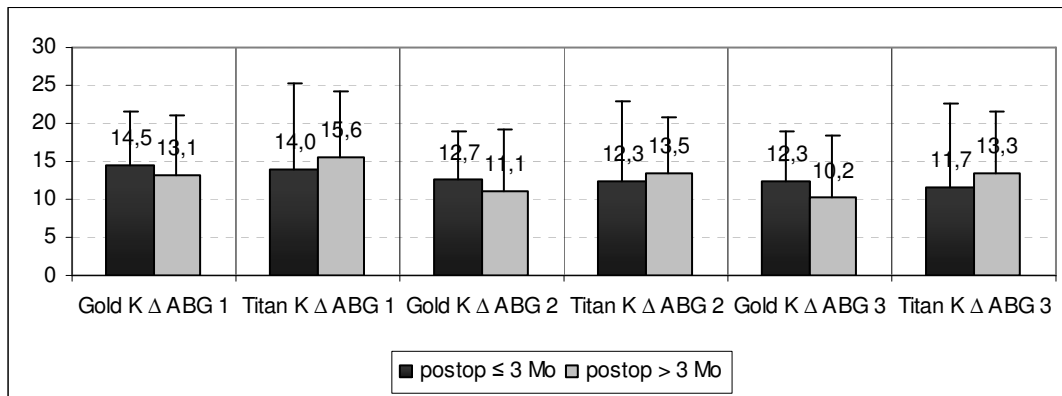


Abb. 20: Differenz zwischen der mittleren prä- und postoperativen Schalleitungskomponente für die Frequenzen \emptyset 0.5,1.0,2.0 kHz (Δ ABG 1), \emptyset 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (Δ ABG 2) und \emptyset 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (Δ ABG 3) bei Einsatz der Gold- und der Titan-Prothese Fa K.

Der Vergleich der Prothesen hinsichtlich des postoperativen Hörgewinns (Δ ABG) zeigt tendenziell bessere Werte für Patienten mit der Titan-Prothese Fa K im Intervall > 3 Monate. Dieser Trend nimmt unter Einbeziehung höherer Frequenzen zu.

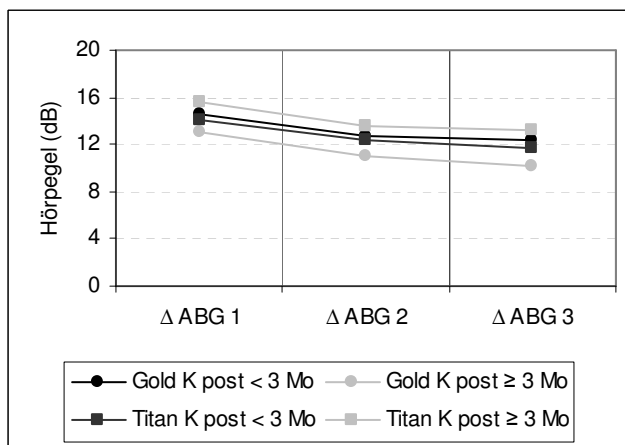


Abb. 21: Postoperativer Hörgewinn (\leq 3 Monate: Gold n=33, Titan n=41; > 3 Monate: Gold n=22, Titan n=23) bei Einsatz der Gold- und der Titan-Prothese Fa K.

4.1.4.4 Hörverlustränge

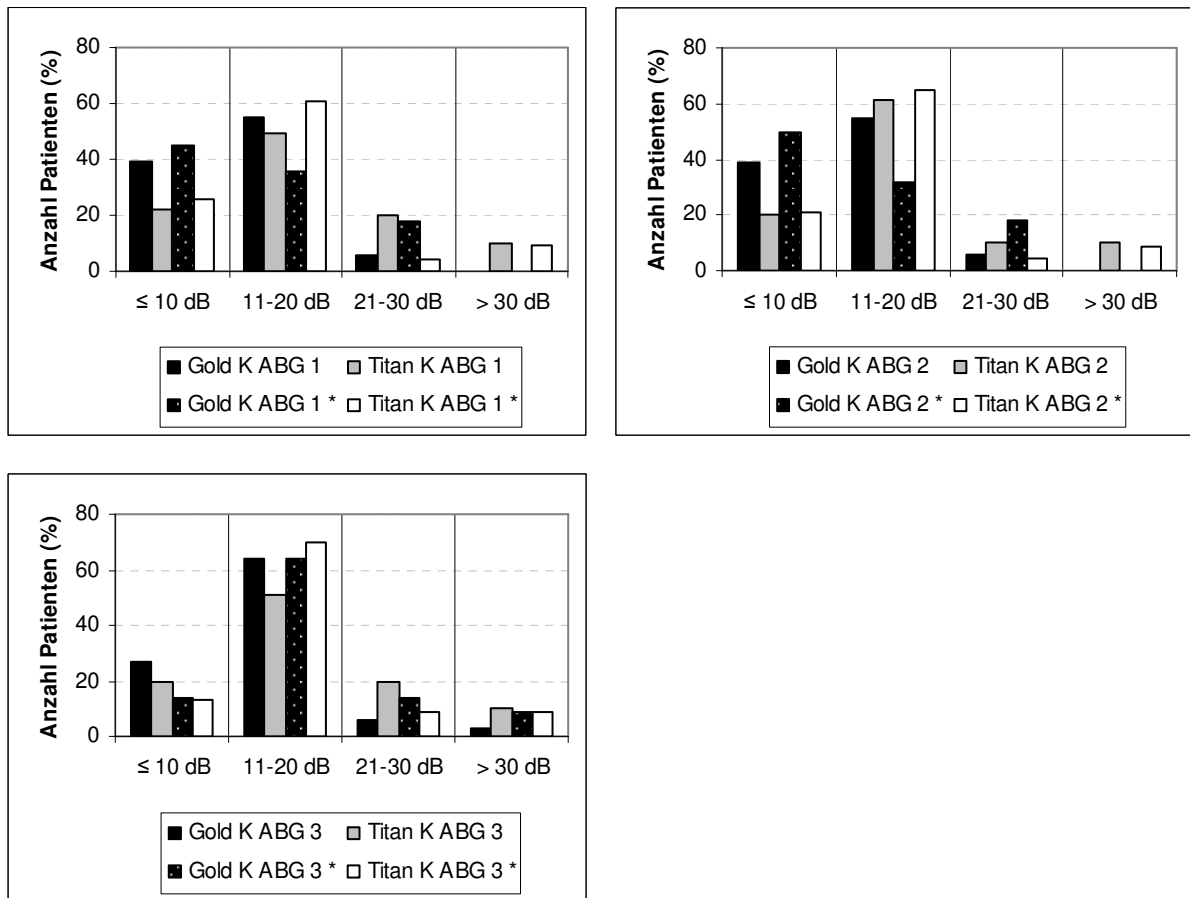


Abb. 22, 23 und 24: Postoperative (≤ 3 Monate / > 3 Monate *) Schallleitungskomponenten für \emptyset 0.5,1.0,2.0 kHz (ABG 1), \emptyset 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und \emptyset 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) bei Einsatz der Gold- und der Titan-Prothese Fa K.

	≤ 10 dB	11-20 dB	21-30 dB	> 30 dB
Gold K ABG 1	39%	55%	6%	0%
Gold K ABG 1 *	45%	36%	18%	0%
Titan K ABG 1	22%	49%	20%	10%
Titan K ABG 1 *	26%	61%	4%	9%
Gold K ABG 2	39%	55%	6%	0%
Gold K ABG 2 *	50%	32%	18%	0%
Titan K ABG 2	20%	61%	10%	10%
Titan K ABG 2 *	21%	65%	4%	9%
Gold K ABG 3	27%	64%	6%	3%
Gold K ABG 3 *	14%	64%	14%	9%
Titan K ABG 3	20%	51%	20%	10%
Titan K ABG 3 *	13%	70%	9%	9%

Tabelle 18: Zuordnung der postoperativen (≤ 3 Monate und > 3 Monate *) Schallleitungskomponenten (ABG 1, ABG 2 und ABG 3) zu den Hörverlusträngen.

Hörparameter	p
postoperativ [kHz]	
LL 0.5	0,027
LL 1.0	0,99
LL 2.0	0,74
LL 3.0	0,81
LL 4.0	0,41
LL 6.0	0,069
LL 8.0	0,047
KL 0.5	0,48
KL 1.0	0,038
KL 2.0	0,66
KL 3.0	0,92
KL 4.0	0,37

Hörparameter	p
Δ (präop – postop) [kHz]	
Δ PTA1 LL	0,50
Δ PTA2 LL	0,56
Δ PTA3 LL	0,81
Δ PTA1 KL	0,13
Δ PTA2 KL	0,28
Δ PTA3 KL	0,39
Δ PTA4 KL	0,45
Δ ABG1	0,85
Δ ABG2	0,77
Δ ABG3	0,93

Tabelle 19: Vergleich der Gold- (n=33) und der Titan-Prothese Fa K (n=41) im Mann-U-Whitney-Test.

4.1.5 Revision

Bei fünf Patienten wurde die Incusstapedotomie als Revision durchgeführt. Der sekundäre Eingriff erfolgte aufgrund einer Prothesen-Dislokation (n=3), einer obliterierten Fensternische (n=1) und infolge von Granulationen (n=1).

4.1.5.1 Luftleitung

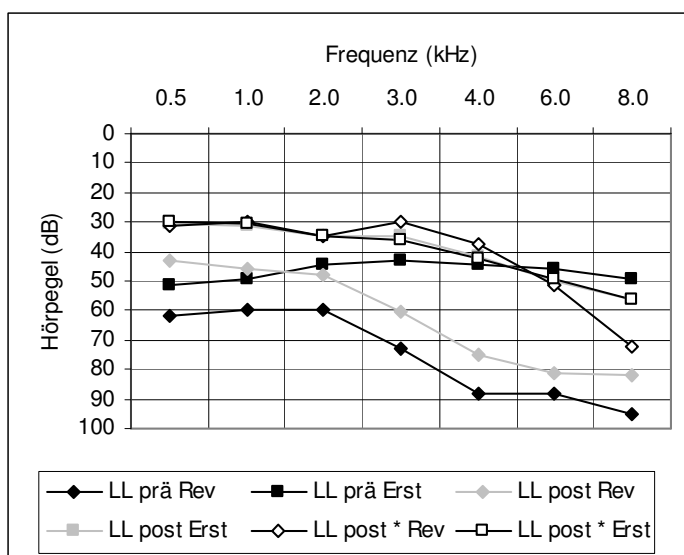


Abb. 25: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate / > 3 Monate*) Luftleitung bei Patienten mit Ersteingriff (LL Erst; n=84, n=48*) und Revision (LL Rev; n=5, n=4*).

Luftleitung	p	p
Frequenz [kHz]	präoperativ	postoperativ
0.5	0,54	0,036
1.0	0,57	0,086
2.0	0,18	0,13
3.0	0,032	0,035
4.0	0,004	0,014
6.0	0,003	0,034
8.0	0,001	0,018

Tabelle 20: Durch den Mann-U-Whitney-Test ermittelte p-Werte beim Vergleich der Mittelwerte der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Luftleitung zwischen Fällen mit Ersteingriff ($n=84$) und Revision ($n=5$).

Die Ergebnisse zeigen prä- und postoperativ zwischen 3.0 und 8.0 kHz einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen ($p \leq 0,05$).

4.1.5.2 Knochenleitung

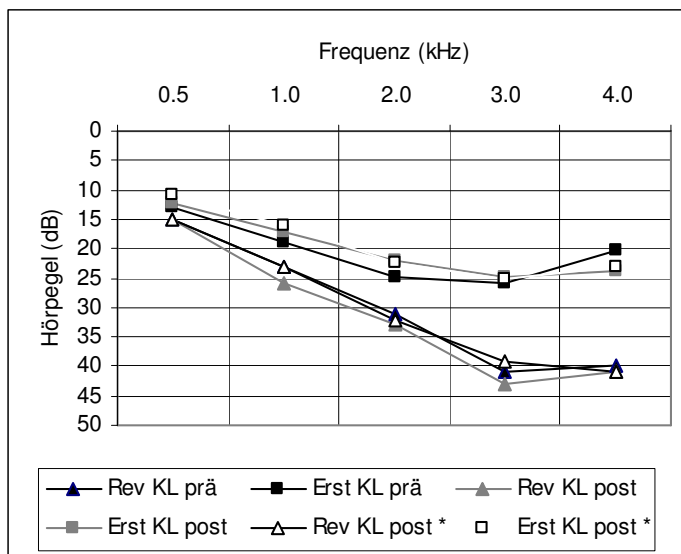


Abb. 26: Prä- und postoperative Knochenleitung (≤ 3 Monate / > 3 Monate*) bei Patienten mit Ersteingriff (Erst KL; $n=84$, $n=48^*$) und Revision (Rev KL; $n=5$, $n=4^*$).

Knochenleitung Frequenz [kHz]	p	
	präoperativ	postoperativ
0.5	0,62	0,99
1.0	0,64	0,55
2.0	0,51	0,25
3.0	0,11	0,090
4.0	0,021	0,096

Tabelle 21: Durch den Mann-U-Whitney-Test ermittelte p-Werte beim Vergleich der Mittelwerte der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Knochenleitung zwischen Fällen mit Ersteingriff (n=84) und Revision (n=5).

Der Vergleich der Mittelwerte der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Knochenleitung zwischen Patienten mit Ersteingriff (n=86) und Revision (n=5) zeigt lediglich einen signifikanten Unterschied bei 4.0 kHz hinsichtlich der präoperativen Knochenleitung ($p=0,021$).

4.1.5.3 Schalleitungskomponente

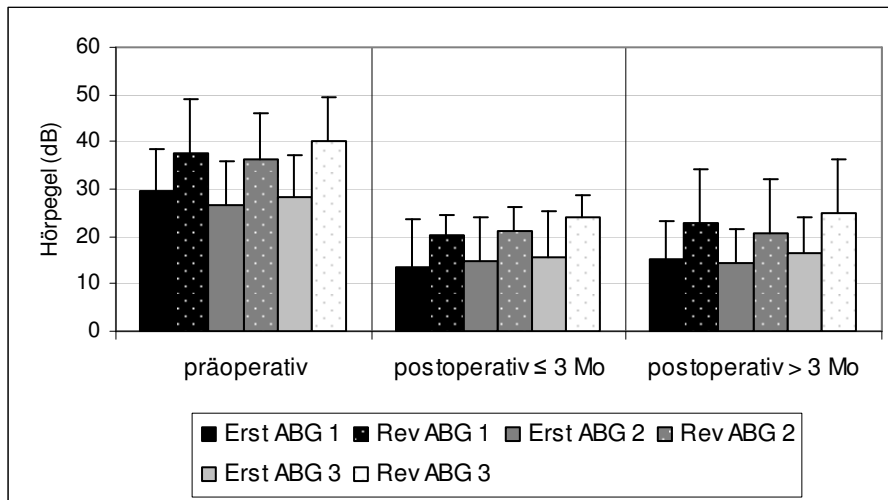


Abb. 27: Prä- und postoperative Schalleitungskomponenten für die Frequenzen \emptyset 0.5,1.0,2.0 (ABG 1), \emptyset 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und \emptyset 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) bei Patienten mit Ersteingriff (n=84) und Revision (n=5).

	p	p
	Präoperativ	postoperativ (≤ 3 Mo)
ABG 1	0,11	0,015
ABG 2	0,035	0,005
ABG 3	0,014	0,003

Tabelle 22: Durch den Mann-U-Whitney-Test ermittelte p-Werte beim Vergleich der Mittelwerte der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Schalleitungskomponenten zwischen Fällen mit Ersteingriff ($n=84$) und Revision ($n=5$).

Die Messwerte der Schalleitungskomponenten sind in der Patientengruppe mit Revision postoperativ für alle berechneten Frequenzkombinationen und präoperativ für ABG 2 und ABG 3 signifikant größer.

4.1.6 Laser und Anästhesie

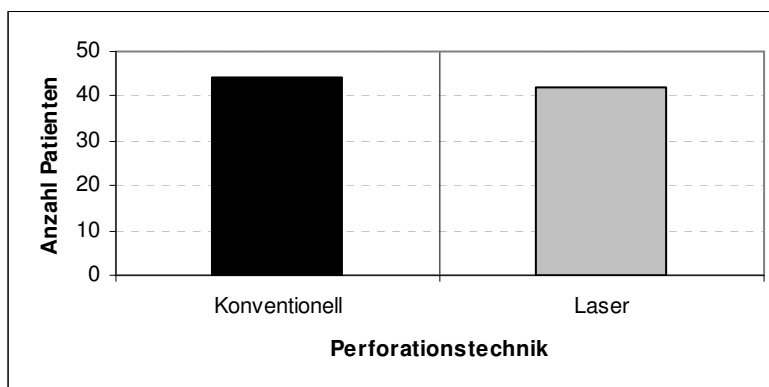


Abb. 28: Häufigkeit manueller Perforationen und Laser-Stapedotomien.

In 49% ($n=86$) der Fälle wurde die Stapesfußplatte mittels des Erbium:YAG-Lasers (single shot mit 20 mJ, ca. 6-10 shots) perforiert. 51% ($n=86$) der Incusstapedotomien erfolgten durch manuelle Perforation. 24% ($n=86$) der Fälle entfielen auf eine konventionelle Fußplattenperforation und eine zusätzliche Abtragung weiterer anatomischer Strukturen mittels des Erbium:YAG-Lasers.

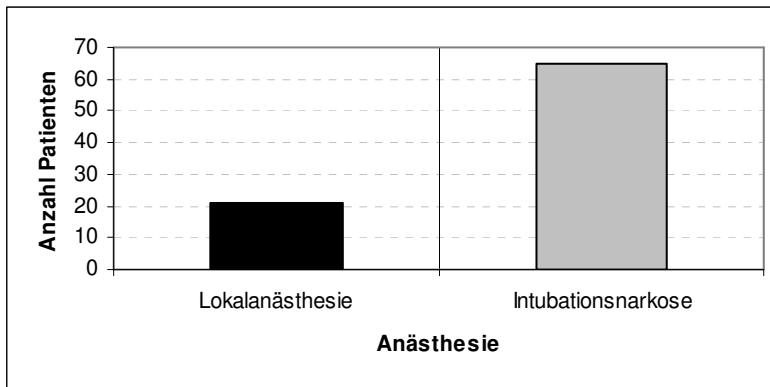


Abb. 29: Häufigkeit eingesetzter Anästhesieverfahren (n=86).

Die Incusstapedotomien wurden bei 21 Patienten (24%; n=86) in Lokalanästhesie und in 65 Fällen (76%, n=86) in Intubationsnarkose durchgeführt.

4.1.6.1 Schalleitungskomponente

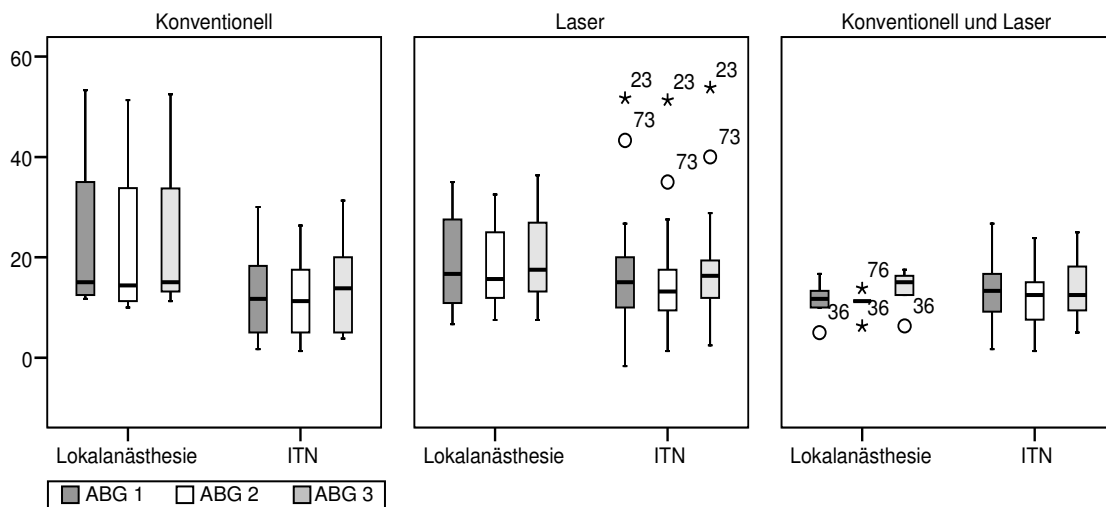


Abb. 30: Postoperative (≤ 3 Monate) Schalleitungskomponenten (ABG 1, ABG 2, ABG 3) in der Gruppe der Patienten mit Incusstapedotomie als Ersteingriff (n=84) unter Lokalanästhesie/Intubationsnarkose (Lokal/ITN) sowie Laser/konventioneller Operationstechnik.

Patienten, die in Intubationsnarkose operiert wurden (n=65; 76%), zeigten für die postoperativen Schalleitungskomponenten in Kombination mit konventioneller und Laser-Perforationstechnik im Mittel niedrigere Werte als Patienten, die eine Lokalanästhesie (n=21; 24%) erhielten. Eine Ausnahme bildeten die Fälle mit ITN und Laser für \varnothing 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz, welche geringfügig höhere Werte aufzeigten als Fälle mit

Lokalanästhesie und Laser sowie alle Fälle mit einer konventionellen Perforation. Die niedrigsten Werte für die Schallleitungskomponenten zeigten Patienten mit Intubationsnarkose in Verbindung mit einer manuellen Perforation.

	n	Min [dB]	Max [dB]	M [dB]	Md [dB]	SD [dB]
ABG 1 post Konv/Lokal	4	11,7	53,3	23,8	15,0	19,8
ABG 2 post Konv/Lokal	4	10,0	51,3	22,5	14,4	19,4
ABG 3 post Konv/Lokal	4	11,3	52,5	23,5	15,0	19,4
ABG 1 post Laser/Lokal	11	6,7	35,0	17,6	16,7	9,1
ABG 2 post Laser/Lokal	11	7,5	32,5	16,6	15,0	7,8
ABG 3 post Laser/Lokal	11	7,5	36,3	18,9	16,3	8,7
ABG 1 post Konv/ITN	18	1,7	30,0	11,4	10,0	8,2
ABG 2 post Konv/ITN	18	1,3	26,3	10,5	9,4	7,4
ABG 3 post Konv/ITN	18	3,8	31,3	12,1	11,3	8,7
ABG 1 post Laser/ITN	31	-1,7	51,7	16,2	15,0	10,4
ABG 2 post Laser/ITN	31	1,3	51,3	14,6	12,5	9,6
ABG 3 post Laser /ITN	31	2,5	53,8	17,0	16,3	9,6
ABG 1 post Konv+Laser/Lokal	5	5,0	16,7	11,3	11,7	4,3
ABG 2 post Konv+Laser/Lokal	5	6,3	13,8	10,8	11,3	2,7
ABG 3 post Konv+Laser/Lokal	5	6,3	17,5	13,5	15,0	4,4
ABG 1 post Konv+Laser/ITN	15	1,7	26,7	14,0	13,3	7,1
ABG 2 post Konv+Laser/ITN	15	1,3	23,8	12,2	12,5	6,2
ABG 3 post Konv+Laser/ITN	15	5,0	25,0	13,9	12,5	6,4

Tabelle 23: Postoperative Schallleitungskomponenten bei Patienten mit konventioneller Perforation (Konv) und/oder Laser (Laser) in Kombination mit Lokalanästhesie (Lokal) oder Intubationsnarkose (ITN).

4.1.6.2 Luftleitung

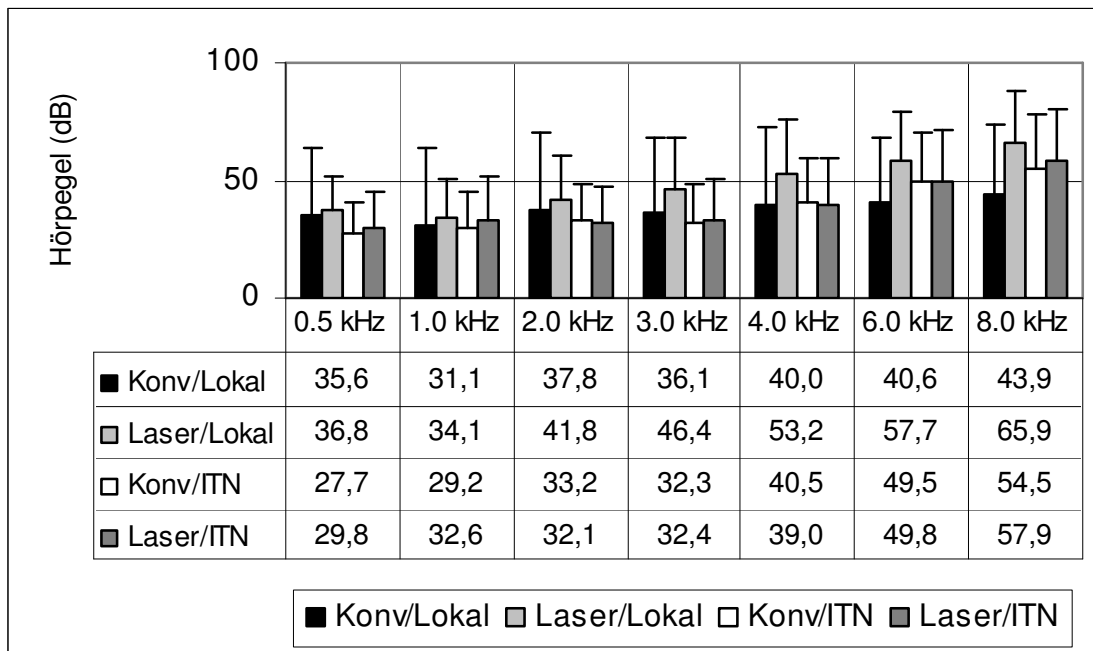


Abb. 31: Mittelwerte und Standardabweichungen für die postoperative (≤ 3 Monate) Luftleitung mit Laser (n=42; 49%), konventioneller Perforation (n=44;51%), Lokalanästhesie (n=21; 24%) und Intubationsnarkose (ITN) (n=65; 76%).

Die niedrigsten Werte für die postoperative Luftleitung (≤ 3 Monate) wurden im Mittel zwischen 0.5 und 4.0 kHz in der Gruppe mit Intubationsnarkose in Kombination mit manueller Methode oder Laser sowie bei 6.0 und 8.0 kHz in der Gruppe mit Lokalanästhesie in Kombination mit der konventionellen Perforation erreicht. Die höchsten postoperativen Luftleitungswerte ergaben sich in der Gruppe mit Lokalanästhesie und Laser; mit steigender Frequenz vergrößerte sich dabei der Abstand zu den anderen Gruppen.

4.1.6.3 Knochenleitung

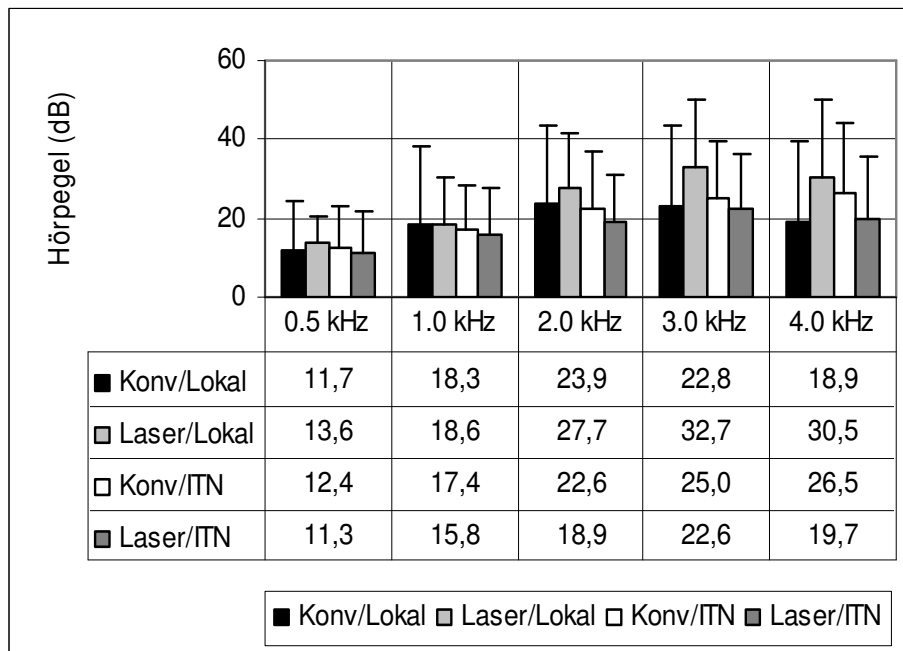


Abb. 32: Mittelwerte und Standardabweichungen für die postoperative (≤ 3 Monate) Knochenleitung mit Laser (n=42; 49%), konventioneller Perforation (n=44; 51%), Lokalanästhesie (n=21; 24%) und Intubationsnarkose (ITN) (n=65; 76%).

	Laser/Konventionell	ITN/Lokalanästhesie
	p	p
ABG 1 post	0,054	0,41
ABG 2 post	0,065	0,24
ABG 3 post	0,029	0,21
LL 0.5 post	0,24	0,15
LL 1.0 post	0,30	0,73
LL 2.0 post	0,66	0,19
LL 3.0 post	0,42	0,24
LL 4.0 post	0,42	0,35
LL 6.0 post	0,14	0,77
LL 8.0 post	0,10	0,92
KL 0.5 post	0,73	0,63
KL 1.0 post	0,72	0,90
KL 2.0 post	0,84	0,20
KL 3.0 post	0,76	0,39
KL 4.0 post	0,54	0,87

Tabelle 24: Mann-U-Whitney-Test zum Vergleich der Stichproben Laser/Konventionell sowie Intubationsnarkose/Lokalanästhesie bezüglich postoperativer Hörparameter.

Für Patienten mit konventioneller Perforation zeigten sich für ABG 3 postoperativ (≤ 3 Monate) wesentlich niedrigere Werte als unter Einsatz des Lasers ($p=0,029$).

	Konventionell	Laser	Lokalanästhesie	ITN
Δ ABG 1	16,3	12,6	13,9	14,6
Δ ABG 2	15,0	10,6	11,5	13,2
Δ ABG 3	14,7	10,1	10,6	12,9
Δ PTA 1 LL	18,3	14,3	12,9	17,3
Δ PTA 2 LL	17,0	11,9	11,1	15,5
Δ PTA 3 LL	15,4	10,4	9,6	13,9
Δ PTA 1 KL	2,0	1,7	-1,0	2,7
Δ PTA 2 KL	1,9	1,3	-0,4	2,3
Δ PTA 3 KL	0,7	0,4	-1,1	1,0
Δ PTA 4 KL	0,5	0,2	-1,2	0,9

Tabelle 25: Allgemeine Hörparameter hinsichtlich der Gruppen konventionelle Perforation, Laser, Lokalanästhesie und Intubationsnarkose (ITN).

	Laser/Konventionell	ITN/Lokalanästhesie
	P	p
Δ ABG 1	0,11	0,80
Δ ABG 2	0,071	0,57
Δ ABG 3	0,083	0,58
Δ PTA 1 LL	0,24	0,41
Δ PTA 2 LL	0,10	0,39
Δ PTA 3 LL	0,13	0,44
Δ PTA 1 KL	0,60	0,063
Δ PTA 2 KL	0,92	0,26
Δ PTA 3 KL	0,78	0,29
Δ PTA 4 KL	0,99	0,34

Tabelle 26: Mann-U-Whitney-Test zum Vergleich der Stichproben Laser/Konventionell sowie Intubationsnarkose/Lokalanästhesie bezüglich postoperativer Hörparameter.

Bezüglich des postoperativen Hörgewinns ergaben sich keine signifikanten Unterschiede innerhalb der verschiedenen Gruppen.

4.1.7 Komplikationen

Während der Operation wurde in zwei Fällen (2%) die Chorda tympani durchtrennt. In jeweils zwei weiteren Fällen (2%) traten eine Trommelfellruptur sowie Blutungen auf. Postoperativ wurde in fünf Fällen (5%) eine kurzzeitige Verschlechterung der Innenohrleistung festgestellt. In zwei Fällen (2%) kam es zu neu aufgetretenem Tinnitus. Bei drei Patienten (3%) trat postoperativ Schwindel auf. Bei jeweils einem Patienten (1%)

zeigten sich ein Hörsturz sowie eine Sensibilitätsstörung im Bereich der Zunge. Zwei Patienten äußerten sich über eine zunehmende Hörminderung. Über eine Ertaubung lagen keine Berichte vor.

In einigen Fällen wurde der operative Eingriff durch besondere anatomische Gegebenheiten erschwert. Darunter wurden in 11 Fällen (11%) eine enge ovale Fensternische sowie in acht Fällen (8%) enge Gehörgangsverhältnisse beschrieben. In sechs Fällen (6%) wurden Adhäsionen festgestellt. Die Stapesfußplatte erwies sich in sechs Fällen (6%) als verdickt. In acht Fällen (8%) zeigten sich abnorme Veränderungen der Gehörknöchelchenkette. Sechsmal (6%) wurde die Sicht auf das Operationsgebiet durch einen vorspringenden N. facialis erschwert, in zwei Fällen gestaltete sich die Präparation durch einen frei verlaufenden N. facialis als schwierig. Als weitere Besonderheiten fielen in drei Fällen (3%) eine vorspringende Attikwand sowie in jeweils einem Fall (1%) ein ausgedehnter und vorgewölbter Processus pyramidalis, eine fehlende wie auch eine am Malleus ansetzende Stapessehne, eine Mittelohrdysplasie, eine Verkippung der Stapesfußplatte sowie eine Atrophie der Chorda tympani und in zwei Fällen (2%) eine Trommelfellatrophie auf.

4.2 Malleostapedotomie

4.2.1 Patienten

Im untersuchten Zeitraum wurde bei 15 Patienten eine Malleostapedotomie durchgeführt. Sechs Eingriffe (40%) erfolgten als primärer Eingriff. Neun Patienten (60%) wurden einer Revision unterzogen. Bei einem Patienten (11%) stellte der Eingriff eine sekundäre Revision dar, bei zwei Patienten (22%) wurden zuvor mehrfache Revisionen vorgenommen.

Zehn Patienten (67%; n=15) waren dem weiblichen, fünf (33%; n=5) dem männlichen Geschlecht zuzuordnen. Ein Ersteingriff erfolgte bei fünf Frauen (83%) und einem Mann (17%), eine Revision bei fünf Frauen (56%) und vier Männern (44%).

Das mittlere Alter der Patienten zum Operationszeitpunkt betrug 41 ± 15 Jahre ($n=15$). Der jüngste Patient war zum Zeitpunkt der Malleostapedotomie 13 Jahre, der älteste 59 Jahre alt.

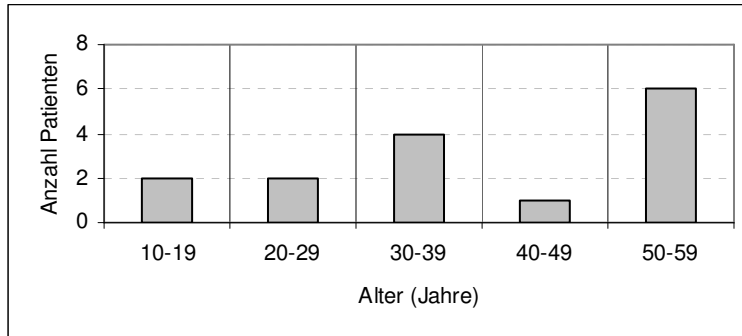


Abb. 33: Patientenalter zum Operationszeitpunkt ($n=15$).

Das Patientenalter zum Zeitpunkt des Ersteingriffs betrug im Mittel 38 ± 11 Jahre, bei den Patienten mit Revision 43 ± 18 Jahre.

Intraoperativ zeigte sich in fünf Fällen (33%, $n=15$) eine Prothesendislokation, wobei sich der Amboss in drei Fällen als arrodiiert darstellte. In einem Fall (7%, $n=15$) konnte man keine Prothese sehen. In sieben Fällen (47%, $n=15$) wurde eine Fixation der gesamten Gehörknöchelchenkette beobachtet. In drei Fällen zeigten sich jeweils Hammerkopf und -griff fixiert. Zweimal (13%, $n=15$) wurde eine Mittelohrdysplasie festgestellt.

In allen Fällen (100%) wurde eine Titan-Prothese der Firma Storz, Tuttlingen (ehem. Stryker and Leibinger, Freiburg) eingesetzt.

Die Perforation der Stapesfußplatte wurde in acht Fällen (53%) mit dem Erbium:YAG-Laser (Carl Zeiss, Oberkochen) und in sieben Fällen (47%) auf konventionelle Art durchgeführt.

Eine Lokalanästhesie fand bei fünf (33%, $n=15$), eine Intubationsnarkose bei 10 Fällen (67%, $n=15$) Anwendung.

4.2.2 Hörergebnisse

4.2.2.1 Hörparameter

13 Patienten (gesamt n=15) wurden in der postoperativen Zeitspanne ≤ 3 Monate audiologisch nachuntersucht.

	n	M [dB]	Md [dB]	SW [dB]	Min [dB]	Max [dB]	SD [dB]	p
Δ ABG 1	6	14,5	14,2	43,3	-8,3	35,0	17,7	0,14
Δ ABG 2	6	12,3	11,3	42,5	-10,0	32,5	16,2	0,12
Δ ABG 3	6	12,5	11,3	42,6	-11,3	31,3	16,4	0,12
Δ PTA 1 LL	6	18,1	15,9	46,7	-6,7	40,0	17,6	0,046
Δ PTA 2 LL	6	15,2	14,4	47,6	-8,8	38,8	16,7	0,12
Δ PTA 3 LL	6	14,6	12,5	46,3	-10,0	36,3	17,0	0,12
Δ PTA 1 KL	6	3,6	2,5	10,0	0,0	10,0	3,6	0,042
Δ PTA 2 KL	6	2,9	3,2	7,6	-1,3	6,3	2,7	0,046
Δ PTA 3 KL	6	2,1	1,9	8,8	-1,3	7,5	3,0	0,10
Δ PTA 4 KL	6	3,1	1,7	11,7	0,0	11,7	4,4	0,066

Tabelle 27: Parameter zur Beschreibung des Hörgewinns bei Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff bei Einsatz der Titan-Prothese Fa Storz (n=6). Dargestellt sind Fallzahl (n) Mittelwert (M), Median (Md), Minimum (Min), Maximum (Max), Spannweite (SW), Standardabweichung (SD) und p-Werte (p).

	n	M [dB]	Md [dB]	SW [dB]	Min [dB]	Max [dB]	SD [dB]	p
Δ ABG 1	7	7,6	8,3	7,7	-3,3	16,7	7,7	0,063
Δ ABG 2	7	7,0	10,0	8,0	-2,5	16,3	8,0	0,116
Δ ABG 3	7	5,7	8,8	6,3	-1,3	12,5	6,3	0,115
Δ PTA 1 LL	7	4,3	3,3	7,1	-6,7	16,7	7,1	0,125
Δ PTA 2 LL	7	4,3	5,0	7,1	-8,8	13,8	7,1	0,150
Δ PTA 3 LL	7	2,0	3,8	10,4	-18,8	15,0	10,4	0,345
Δ PTA 1 KL	7	-3,3	0,0	8,7	-20,0	5,0	8,7	0,674
Δ PTA 2 KL	7	-2,7	2,5	10,5	-23,8	6,3	10,5	1,000
Δ PTA 3 KL	7	-3,8	1,3	11,2	-27,5	5,0	11,2	0,611
Δ PTA 4 KL	7	-1,4	3,3	12,2	-28,3	6,7	12,2	0,610

Tabelle 28: Parameter zur Beschreibung des Hörgewinns bei Patienten mit Malleostapedotomie als Revision bei Einsatz der Titan-Prothese Fa Storz (n=7). Dargestellt sind Fallzahl (n) Mittelwert (M), Median (Md), Minimum (Min), Maximum (Max), Spannweite (SW), Standardabweichung (SD) und p-Werte (p).

Der Vergleich der Hörparameter bei Patienten mit Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7) zeigte bezüglich der untersuchten Parameter einen im Mittel größeren Hörgewinn in der Gruppe mit einem primären Eingriff. Patienten mit einer Revision zeigten in fünf Fällen (71%), Patienten mit Ersteingriff in vier Fällen (67%) einen „Overclosure“ (PTA 4 KL post < PTA 4 KL prä).

4.2.2.2 Luftleitung

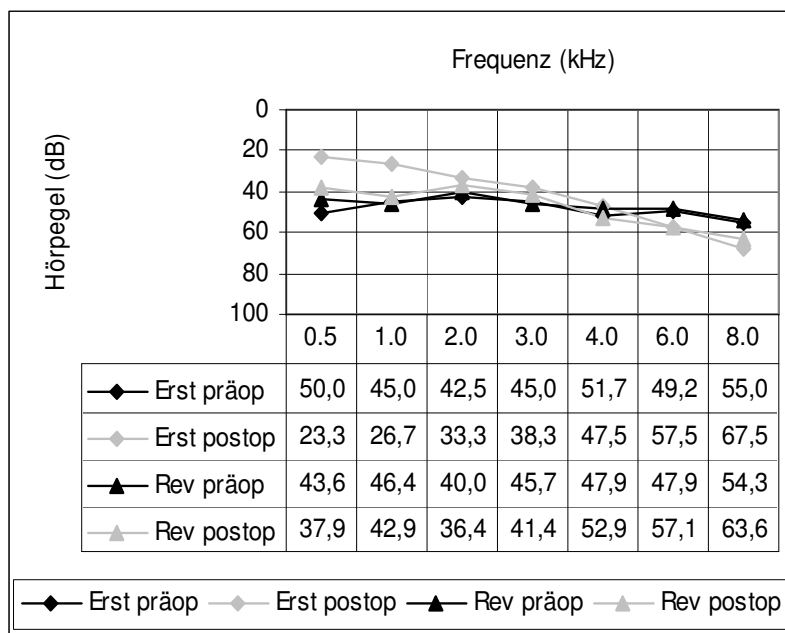


Abb. 34: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate) Luftleitung für Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7).

Die Patienten mit Ersteingriff wiesen postoperativ besonders im Tieftonbereich niedrigere Hörschwellenwerte auf als Patienten mit Revision. Ihre Werte sind im Mittel um 14,6 dB (0.5 kHz) und 16,2 dB (1.0 kHz) geringer als bei Patienten mit Revision. Im Hochtonbereich hatten hingegen die Patienten mit Revision niedrigere Luftleitungswerte. Bei 6.0 kHz waren die Werte beider Gruppen fast identisch, während die Patienten mit Revision bei 8.0 kHz um 3,9 dB niedrigere Werte aufzeigten als Patienten mit Ersteingriff.

LL präoperativ [kHz]	p	LL postoperativ [kHz]	p
LL 0.5	0,3	LL 0.5	0,2
LL 1.0	0,8	LL 1.0	0,2
LL 2.0	0,8	LL 2.0	0,6
LL 3.0	0,9	LL 3.0	0,7
LL 4.0	0,6	LL 4.0	0,9
LL 6.0	0,7	LL 6.0	0,7
LL 8.0	0,9	LL 8.0	0,8

Tabelle 29: Mann-U-Whitney-Test zum Vergleich der Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7) bezüglich der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Luftleitung (LL).

In der gesamten Patientengruppe mit einer Malleostapedotomie (n=13) wurde die Luftleitung bei 0.5 kHz ($p=0,016$) und 1.0 kHz ($p=0,036$) postoperativ deutlich verbessert. Die Hörergebnisse der Patienten mit Ersteingriff unterscheiden sich nicht signifikant von denen der Patienten mit einer Revision.

4.2.2.3 Knochenleitung

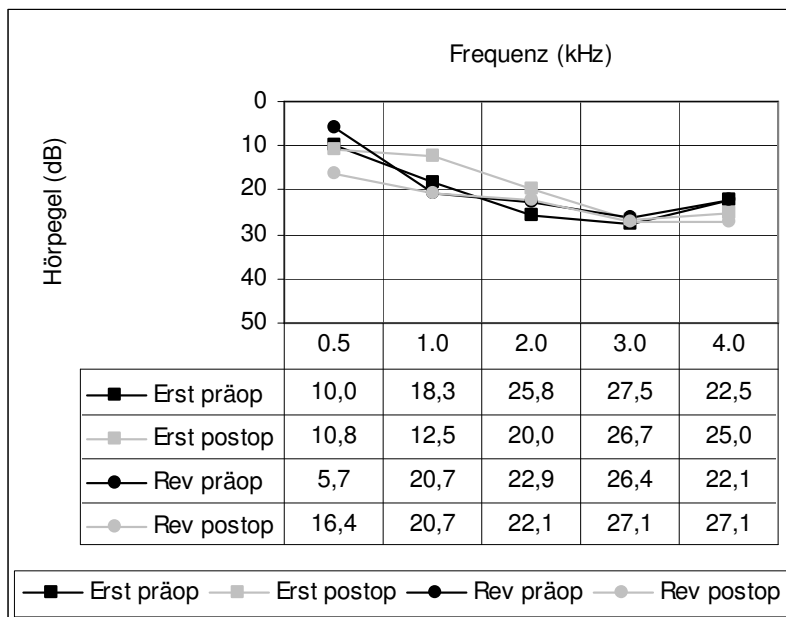


Abb. 35: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate) Knochenleitung für Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7).

KL präoperativ [kHz]	p	KL postoperativ [kHz]	p
KL 0.5	0,76	KL 0.5	0,82
KL 1.0	0,47	KL 1.0	0,19
KL 2.0	0,61	KL 2.0	0,89
KL 3.0	0,61	KL 3.0	1,00
KL 4.0	0,72	KL 4.0	0,77

Tabelle 30: Mann-U-Whitney-Test zum Vergleich der Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7) bezüglich der prä- und postoperativen (≤ 3 Monate) Knochenleitung (KL).

Für die gesamte Patientengruppe mit einer Malleostapedotomie (n=13) gilt, dass die Knochenleitung postoperativ nicht signifikant verbessert oder verschlechtert wird.

Overclosure	SNHV	Keine Veränderung	Taubheit
9 [60%]	2 [13%]	1 [7%]	0 [0%]

Tabelle 31: Anzahl postoperativer Patienten (%) mit „Overclosure“, sensorineuralem Hörverlust (SNHV), gleichbleibendem PTA 4 und Taubheit (n=13).

4.2.2.4 Schalleitungskomponente

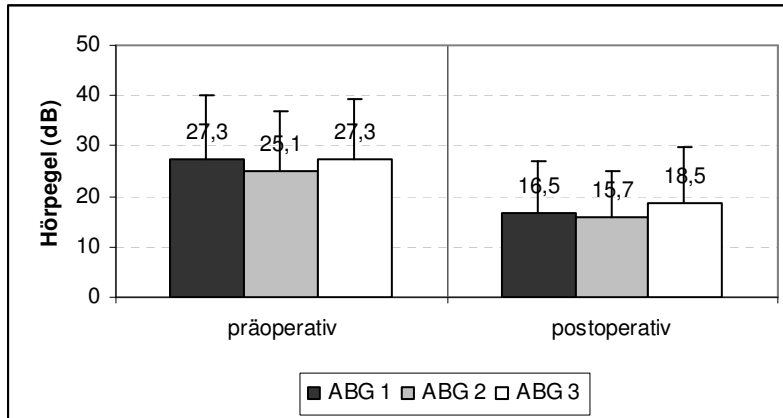


Abb. 37: Prä- und postoperative Mittelwerte und Standardabweichungen für die Schalleitungskomponenten (ABG) für \emptyset 0.5,1.0,2.0 kHz (ABG 1), \emptyset 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und \emptyset 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) bei Patienten mit einer Malleostapedotomie (n=13).

Die nach dem Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben ermittelte asymptotische Signifikanz beträgt für ABG 1 $p=0,017$, ABG 2 $p=0,023$ und ABG 3 $p=0,023$.

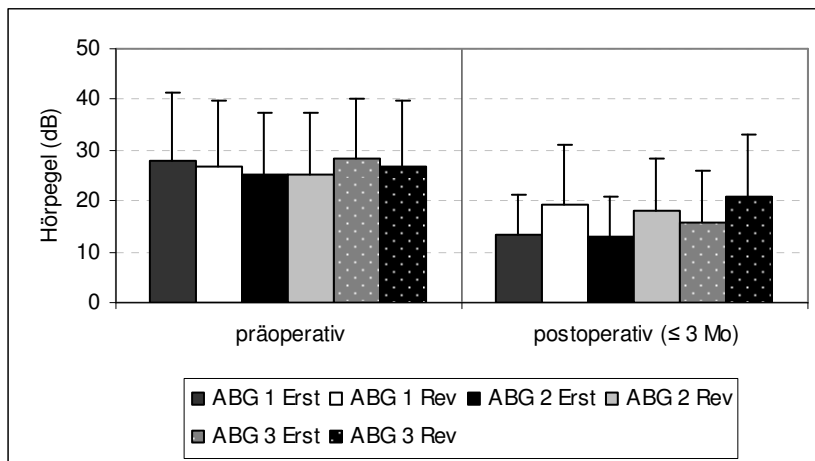


Abb. 38: Prä- und postoperative Mittelwerte und Standardabweichungen für die Schalleitungs-komponenten (ABG) für Ø 0.5,1.0,2.0 kHz (ABG 1), Ø 0.5,1.0,2.0,3.0 kHz (ABG 2) und Ø 0.5,1.0,2.0,4.0 kHz (ABG 3) bei Patienten mit einer Malleostapedotomie als Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7).

ABG 1 (Ersteingriff; n=6) wurde im Mittel von 27,8 dB auf 13,3 dB um 14,5 dB verringert. Eine Reduktion von ABG 2 erfolgte postoperativ um 12,4 dB von 25,3 dB auf 12,9 dB. ABG 3 wurde von 28,2 dB auf 15,7 dB um 12,5 dB verkleinert.

Bei Patienten mit Revision (n=7) betrug ABG 1 präoperativ 26,9 dB und wurde postoperativ um 7,6 dB auf 19,3 dB verkleinert. ABG 2 wurde um 6,9 dB von 25,0 auf 18,1 dB reduziert und ABG 3 von 26,6 dB auf 20,9 dB.

Ersteingriff	p	Revision	p
ΔABG 1	0,138	ΔABG 1	0,063
ΔABG 2	0,116	ΔABG 2	0,116
ΔABG 3	0,116	ΔABG 3	0,115

Tabelle 32: Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben zur Ermittlung der p-Werte für die postoperative Reduktion der Schalleitungskomponenten für Patienten mit Ersteingriff (n=6) und Revision (n=7).

4.2.2.5 Hörverlustränge

	≤ 10 dB	11- 20 dB	21-30 dB	> 30 dB
ABG 1 prä	[15%]	[15%]	[31%]	[38%]
ABG 1 post	[46%]	[23%]	[15%]	[15%]
ABG 2 prä	[15%]	[15%]	[23%]	[46%]
ABG 2 post	[46%]	[23%]	[23%]	[8%]
ABG 3 prä	[8%]	[23%]	[31%]	[38%]
ABG 3 post	[23%]	[46%]	15%	[15%]

Tabelle 33: Prä- und postoperative (≤ 3 Monate) Schalleitungskomponenten (ABG 1, ABG 2, ABG 3) entsprechend den Hörverlusträngen bei Patienten mit Malleostapedotomie (n=13).

	≤ 10 dB	11- 20 dB	21-30 dB	> 30 dB
ABG 1 Erst post	67%	0%	33%	0%
ABG 1 Rev post	29%	43%	0%	29%
ABG 2 Erst post	67%	0%	33%	0%
ABG 2 Rev post	29%	43%	14%	14%
ABG 3 Erst post	50%	17%	33%	0%
ABG 3 Rev post	0%	71%	0%	29%

Tabelle 34: Postoperative (≤ 3 Monate) Schalleitungskomponenten (ABG 1, ABG 2, ABG 3) entsprechend den Hörverlusträngen bei Patienten mit Malleostapedotomie als Ersteingriff (Erst; n=6) und Revision (Rev; n=7).

Die Verteilung der Hörverlustränge zeigte einen um 23% geringeren Hörerfolg unter Einbeziehung von 4.0 kHz (ABG 3). Patienten mit einer Revision wiesen einen um 38% geringeren Hörerfolg auf als Patienten mit einem Ersteingriff. Für ABG 3 unterschied sich die Hörerfolgsrate zwischen Patienten mit Ersteingriff und Revision um 50%.

5. Diskussion

5.1 Auswahl von Hörparametern zur Darstellung des Hörgewinns

Die Untersuchungen der Hörergebnisse erfolgen anhand von Hörparametern, die sich aus der Luft- und Knochenleitung der Tonaudiogramme ergeben und einen Hörgewinn quantitativ fassbar machen. Die Auswahl audiologischer Messkriterien ist in der Literatur jedoch uneinheitlich und so auch für den Vergleich von Studien problematisch. Viele Arbeiten folgen nur teilweise den empfohlenen Standards. Einige Autoren stellen die Hörergebnisse durch Einzelfrequenzen dar [4,11,32,48,49,55,64,65,70], andere Autoren fassen Frequenzen zusammen, wobei Höhe und Anzahl variieren [11,32,55,65,70].

In der vorliegenden Arbeit erfolgte die Auswahl der Hörparameter nach den Empfehlungen des Committee on Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery [13]. Zur Schaffung einer größeren Vergleichsgrundlage wurden hier sowohl Einzelfrequenzen als auch Frequenzkombinationen berücksichtigt. Von den aufgezeichneten Frequenzen wurden diejenigen ausgewählt, die den Hauptsprachbereich umfassen, weil sie für den Patienten von Bedeutung sind.

Der postoperative Hörerfolg wird vorrangig durch die Schalleitungskomponente wiedergegeben. In der Literatur besteht jedoch eine Diskrepanz bei der Ermittlung der Schalleitungskomponente. Einige Autoren subtrahieren die präoperative Knochenleitung von der postoperativen Luftleitung, was die Schalleitungskomponente aufgrund des Cahart-Effektes fälschlicherweise verbessert [48]. Manche Autoren wählen die präoperative Luft- und die postoperative Knochenleitung aus [60]. Zum einen wird die Schalleitungskomponente für Frequenzkombinationen [11,38], zum anderen für Einzelfrequenzen dargestellt [38,55]. In der vorliegenden Arbeit wurde die Schalleitungskomponente gemäß den Leitlinien aus der Differenz zwischen der Luft- und der Knochenleitung aus jeweils demselben Audiogramm gebildet. Hieraus wurde der Hörgewinn ermittelt, indem die postoperative von der präoperativen Schalleitungskomponente subtrahiert wurde.

Diese unterschiedliche Auswahl und Berechnung von Hörparametern schränken die Aussagekraft der Arbeiten, insbesondere hinsichtlich der Vergleichbarkeit der Daten, erheblich ein. Eine Vereinheitlichung und Vereinfachung der Ergebnisdarstellung durch eine leitliniengetreue Auswahl der Messparameter auf internationalem Niveau ist daher notwendig und muss weiter angestrebt werden.

5.2 Postoperativer Nachuntersuchungszeitraum

Die in der Literatur dargestellten Hörergebnisse entstammen unterschiedlichen postoperativen Zeitabständen. Einige Autoren legen dem postoperativen Hörergebnis das nach der Operation zuletzt verfügbare Audiogramm zugrunde [38]. Andere Studien erwähnen einen mittleren Zeitpunkt des ersten postoperativen Hörergebnisses oder legen einen Mindestzeitraum für das erste postoperative Audiogramm fest [5,11,70,27,32,35,39,42,52,53,56,67]; wieder andere fassen die Ergebnisse zu unterschiedlichen mittleren Zeitpunkten zusammen [4,15,20,47,60,62]. In einigen Studien wird der Nachuntersuchungszeitraum nicht genauer beziffert [1,17,26,63,64,65]. Auch spezialisieren sich Arbeiten auf Langzeitresultate [32,48,49,60].

Diese Inhomogenität bei den ausgewählten Untersuchungszeiträumen ist kritisch zu betrachten, insbesondere wenn angenommen wird, dass sich das Hörvermögen nach der Operation entwickelt und dass Langzeitresultate ein stabileres klinisches Maß für den postoperativen Hörerfolg darstellen als kurzzeitige Ergebnisse [13]. Einige Studien zeigen, dass sich Hörergebnisse postoperativ verändern können [32,60].

Aus der Einschätzung heraus, dass die Ergebnisbeurteilung durch eine Verlaufsentwicklung ergänzt werden muss, wurden in der vorliegenden Arbeit durchschnittliche Kurz- und Langzeitwerte ermittelt.

Die Gründe für die variierenden postoperativen Zeitabstände bestehen darin, dass es sich meist, wie auch bei dieser Arbeit, um Studien handelt, die sich retrospektiv nach der Verfügbarkeit postoperativ aufgezeichneter Audiogramme richten. Ferner ist die Aufzeichnung der Hörergebnisse von der Mitarbeit der Patienten abhängig, die unterschiedlich häufig eine Nachuntersuchung wahrnehmen. Dabei sind die Zeitabstände, nach denen die Hörtests erfolgen, unregelmäßig und folgen keinem standardisierten

Schema. Oftmals werden die vorgegebenen Leitlinien somit von geringen Fallzahlen erfüllt, so dass davon abweichende Nachuntersuchungsintervalle gebildet werden müssen, um eine bessere Aussagefähigkeit der Daten zu erreichen.

Legt man zugrunde, dass sich das postoperative Hörergebnis im zeitlichen Verlauf verändert und damit einem dynamischen Prozess unterliegt, sind die postoperativen Hörergebnisse der einzelnen Studien nicht als absolut sicher zu betrachten. Dies muss bei dem Vergleich der einzelnen Studien grundsätzlich bedacht werden.

5.3 Hörergebnisse von Patienten mit einer Incusstapedotomie

Es ist festzustellen, dass eine Gegenüberstellung der hier gewonnenen Hörergebnisse zu denen anderer Autoren nicht nur durch die große Schwankungsbreite der Nachuntersuchungszeiträume, sondern auch hinsichtlich unterschiedlicher Operationstechniken, Prothesen, Anästhesieverfahren und Perforationsmethoden erschwert wird. Dieses Problem wird auch von anderen Autoren wahrgenommen [35,49]. Außerdem hängen die Untersuchungsergebnisse von individuellen Faktoren wie dem Erkrankungsausmaß, dem Heilungsprozess sowie Komplikationen ab.

Der größte Einflussfaktor für eine erfolgreiche Stapesoperation ist jedoch die Erfahrung des Operateurs [32,49,55,60]. Die Stapesoperationen, die dieser Arbeit zugrunde liegen, wurden wesentlich von ein und demselben Operateur mit fundierter Erfahrung auf dem Gebiet der Stapes-Chirurgie durchgeführt.

5.3.1 Frequenzreihen

Aus den oben beschriebenen Erkenntnissen kann wie folgt zusammengefasst werden. Die Luftleitung wird hinsichtlich der analysierten Frequenzkombinationen postoperativ signifikant verbessert ($p \leq 0,0001$). Es besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Frequenzreihen: $\Delta\text{PTA } 1 > \Delta\text{PTA } 2$, $\Delta\text{PTA } 1 > \Delta\text{PTA } 3$; $\Delta\text{PTA } 2 > \Delta\text{PTA } 3$ ($p \leq 0,0001$).

Die Frequenzreihen der Knochenleitung unterscheiden sich ebenfalls nennenswert voneinander: $\Delta\text{PTA } 1 > \Delta\text{PTA } 3$ ($p \leq 0,0001$), $\Delta\text{PTA } 1 > \Delta\text{PTA } 4$ ($p = 0,006$), $\Delta\text{PTA } 2 > \Delta\text{PTA } 3$ ($p \leq 0,0001$) und $\Delta\text{PTA } 2 > \Delta\text{PTA } 4$ ($p = 0,001$).

Gleichfalls liegt ein solches Ergebnis für die Schalleitungskomponenten vor, die postoperativ verbessert werden ($p \leq 0,0001$): $\Delta ABG 2$ und $\Delta ABG 3 < \Delta ABG 1$ ($p \leq 0,0001$). $\Delta ABG 2$ und $\Delta ABG 3$ unterscheiden sich kaum voneinander.

Demgegenüber zeigen Literaturberichte zur Frequenzauswahl, dass sich die Frequenzreihen nicht signifikant voneinander unterscheiden [8]. Dies kann durch unsere Analysen widerlegt werden. Konform geht, dass die Hörerfolgsrate geringer (6%) ausfällt, wenn höhere Frequenzen in die Frequenzreihe einbezogen werden.

Die Ergebnisse der beiden zugrunde liegenden Nachuntersuchungszeiträume unterscheiden sich in der Gruppe der Patienten mit einer Incusstapedotomie für alle Hörparameter kaum voneinander, so dass davon auszugehen ist, dass bereits frühzeitig tendenziell stabile Langzeitergebnisse erwartet werden können.

Ein Vergleich der eigenen Hörergebnisse mit den in der Literatur beschriebenen ist nur eingeschränkt möglich, da sie jeweils auf unterschiedlichen Rahmenbedingungen beruhen und den von uns dargestellten Hörparametern nicht vollständig entsprechen. Unsere Ergebnisse können zum Teil jedenfalls mit denen von Spandow et al. verglichen werden, welche aber - anders als bei vorliegender Arbeit - nicht auf Signifikanz geprüft wurden [60] ($\Delta PTA 2 LL$ 14,4 dB im Vergleich zu 25 dB nach 1 Monat [60] bzw. 31 dB nach 1 Jahr [60]; $\Delta PTA 2 KL$ 1,6 dB versus 3 dB nach 1 Monat [60] bzw. 6 dB nach 1 Jahr [60]).

Vergleicht man unsere Ergebnisse mit denen von Marchese et al. [38] - die differierenden Nachuntersuchungsintervalle berücksichtigt - fallen unsere Werte sogar um einiges besser aus ($PTA 2 LL$ post 33 dB versus 42 dB bei Marchese et al. [38]).

5.3.2 Luftleitung

Die postoperative Verbesserung der Luftleitung ist das maßgebliche Ziel der Stapesoperation. In unserer Arbeit zeigt sich eine postoperative Verbesserung der Luftleitung zwischen 0.5 und 4.0 kHz ($p \leq 0,0001$). Sie ist im Tieftonbereich besonders ausgeprägt ($\Delta 20,8$ dB bei 0.5 kHz und $\Delta 17,9$ dB bei 1.0 kHz); im Hochtonbereich verschlechtert sich die Luftleitung hingegen ($p = 0,003$).

Der Verlauf der postoperativen Luftleitungskurve ähnelt der, wie sie in den Untersuchungen von Fisch et al. 1982 durch die Stapedektomie (n=170) erzielt wurde [20]. Fisch et al. erlangten jedoch durch die Stapedotomie (n=170) besonders im Hochtonbereich ein besseres Hörergebnis (grafische Darstellung), wobei die Ergebnisse der Einzelfrequenzen nicht auf Signifikanz geprüft wurden [20].

5.3.3 Knochenleitung

Zur Untersuchung eines „Overclosure“ und einer Kochleaschädigung dienen die Frequenzen 1.0, 2.0, 4.0 kHz der prä- und postoperativen Knochenleitung. Entsprechend den Leitlinien wurden sie zu einem Drei-Ton-Frequenzdurchschnitt (PTA 4) zusammengefasst, indem die postoperative von der präoperativen Knochenleitung subtrahiert wurde. Die postoperative Anhebung der Knochenleitung beruht dabei auf dem Phänomen der Cahart-Senke.

Wie oben dargelegt, wird die Knochenleitung im Mittel bei allen Frequenzen verbessert (signifikant bei 1.0, 2.0 und 4.0 kHz). Bei 32% der Patienten kommt es postoperativ zu einem „Overclosure“.

Der gefundene sensorineurale Hörverlust (Δ PTA 4) ist deutlich größer als bei anderen Autoren (0,4 dB versus 4,5 dB [32], 3,5 dB [38]). Bei 64% der Patienten (versus 90% [32] und 93% [38]) verbessert bzw. verändert sich der postoperative PTA 4 nicht. Eine Verschlechterung um > 10 dB tritt hingegen bei 36% der Fälle ein (vergleiche 10% [32], 4% [38]).

5.3.4 Postoperativer Hörerfolg

Die Schallleitungskomponenten werden Hörverlusträngen zugeordnet, die aus den Intervallen ≤ 10 dB, 11 bis 20 dB, 21 bis 30 dB und > 30 dB bestehen. Der prozentuale Anteil der Patienten mit einer Schallleitungskomponente ≤ 10 dB gilt als die postoperative Hörerfolgsrate [13].

Die postoperativen Hörerfolgsraten betragen 33% für ABG 1 und ABG 2 sowie 27% für ABG 3. Die ermittelten Ergebnisse zeigen somit unter Einbeziehung der Frequenz

4 kHz eine um 6% schlechtere Hörerfolgsrate, wie auch von Berliner et al. berichtet wurde [8].

Die aus unseren Untersuchungen resultierende Hörerfolgsrate ist geringer als bei Berliner et al. (ABG 2 33% gegenüber 68% [8]). Sie steigt jedoch erheblich an, wenn der Hörerfolg durch einen Hörpegel ≤ 20 dB, wie bei einigen anderen Autoren [11,38,65,70] definiert wird (für ABG 1 um 50%, für ABG 2 und ABG 3 um 55% versus 16-20% [8]).

Werden die Fälle mit einer präoperativen Knochenleitung > 30 dB ausgeschlossen, steigt in unserer Auswertung die Erfolgsrate entgegen den Untersuchungen von Berliner et al. [8] für ABG 2 nur geringfügig (3% versus 20% [8]) an.

Bei größerem Nachuntersuchungszeitraum wächst der Hörerfolg bezüglich ABG 1 und 2 nur geringfügig. Bezieht man die Frequenz 4.0 kHz ein (ABG 3), verändert sich die Hörerfolgsrate jedoch zu merklich schlechteren Ergebnissen, ein Trend, der ausgeprägter ist, als die Ergebnisse von Berliner et al. wiedergeben [8] (12% niedrigere Erfolgsrate verglichen mit 6% [8]).

Die Höhe des Hörerfolgs wird somit auch von der Auswahl der Hörfrequenzen und dem postoperativen Untersuchungsintervall mitbestimmt.

5.4 Hörergebnisse bei Einsatz unterschiedlicher Prothesen

In den letzten Jahren kommt der Entwicklung neuer Prothesen mit verbesserten Materialqualitäten, Formen und Funktionen eine immer größere Bedeutung zu. Zahlreiche Studien analysieren neue Prothesen und deren Einfluss auf das Hörergebnis. So sieht auch diese Arbeit die Prothese neben dem Erfahrungswert des Operateurs als maßgebend für den Hörerfolg an.

In der vorliegenden Arbeit kamen im Wesentlichen die Goldprothese Fa Kurz und die Titan-Prothese Fa Kurz und Fa Storz (ehem. S & L) zum Einsatz, wobei die Titan-Prothese Fa Storz gänzlich bei der Malleostapedotomie verwendet wurde. Patienten mit

einer Drahtbindegewebs-, Teflonplatin- oder Clip-Prothese à Wengen wurden bei der Auswertung aufgrund der geringen Fallzahl nicht berücksichtigt.

5.4.1 Luftleitung

Die Stärken der Gold- und Titan-Prothese liegen in unterschiedlichen Frequenzbereichen. Die Goldprothese hat sich im Hochtonbereich als nachteilig erwiesen, da die große Masse zu einer Impedanzerhöhung führt, die im Tieftonbereich die Amplitude der Schallübertragung vergrößert und im Hochtonbereich erniedrigt. Demgegenüber ist das geringere Gewicht von Titan im hohen Frequenzbereich für eine Impedanzminderung verantwortlich [70].

Dementsprechend weisen Patienten mit einer Goldprothese in der vorliegenden Arbeit im Tieftonbereich eine bessere Luftleitung auf als im Hochtonbereich, was auch andere Autoren bestätigen [11,64]. Die Hörergebnisse bei der Goldprothese liegen jedoch unter denen von Bruijn et al. 1999 [11] (Δ PTA 1 LL 17,7 dB versus 30,0 dB [11], Δ PTA 3 LL 13,7 dB versus 25,8 dB [11]).

Anders als beim Einsatz einer Goldprothese ist der Hörgewinn bei der Titan-Prothese Fa K für die Luftleitung im Hochtonbereich größer, wie auch andere Studien belegen [11,70]. Ähnlich wie bei Zuur et al. sinkt bei Verwendung der Titan-Prothese Fa K der Hörgewinn der Luftleitung mit steigender Frequenz [70].

Die Hörergebnisse in Bezug auf die postoperative Luftleitung sprechen bei 0.5 kHz ($p=0,027$) eindeutig zugunsten der Gold- und bei 8.0 kHz ($p=0,047$) zugunsten der Titan-Prothese Fa K.

Als Komplikation nach der Implantation von Goldprothesen wurde in der Literatur eine vermehrte Innenohrschädigung durch eine frühzeitige Bildung von Granulationsgewebe beobachtet, die jedoch hier bei beiden Prothesenarten nicht in Erscheinung trat [30].

5.4.2 Knochenleitung

Sowohl Gold- als auch Titan-Prothesen vermögen, die Knochenleitung anzuheben, besonders in den mittleren Frequenzen.

So zeigt auch diese Arbeit, dass die Knochenleitung bei Einsatz einer Goldprothese in allen Frequenzen verbessert werden kann. Tange et al. stützen diese Beobachtung [64]. Wie auch in anderen Studien [65] erfolgt in unserer Arbeit die größte Verbesserung der Knochenleitung in der Gruppe mit einer Gold-Prothese bei 2.0 kHz (Δ KL 5 dB; $p \leq 0,01$).

Im Vergleich zu den Ergebnissen von de Bruijn et al. ist der Hörgewinn der Knochenleitung bei einer Gold-Prothese geringer ausgeprägt; mit größerem postoperativem Zeitabstand sind die Hörergebnisse jedoch sogar überlegen (Δ KL 0.5 kHz 5,6 dB vs. 3,4 dB, Δ KL 1.0 kHz 8,7 dB vs. 3,8 dB [11], Δ KL 2.0 kHz 11,9 dB vs. 8,4 dB [11], Δ KL 4.0 kHz 3,0 dB vs. 1,9 dB [11]); bei de Bruijn et al. sind die Hörergebnisse jedoch für alle Hörparameter signifikant [11]. Die Hörergebnisse verbessern sich im zeitlichen Verlauf, was die Bedeutung des Nachuntersuchungszeitraumes unterstreicht.

Für die Titan-Prothese Fa K sind die Hörergebnisse für Einzelfrequenzen vergleichbar mit den Werten anderer Autoren [65,70]. Die postoperative Knochenleitung ist besser als bei Zuur et al. [70]; der Hörgewinn ist zunächst geringer, vergrößert sich jedoch mit zeitlichem Abstand zur Operation (Δ KL 0.5 kHz 2,7 dB vs. 1,5 dB [70], Δ KL 1.0 kHz 2,9 dB vs. 2,2 dB [70], Δ KL 2.0 kHz 2,3 dB vs. 6,3 dB [70], Δ KL 4.0 kHz 0,4 dB vs. -1,7 dB [70]). Das Ausmaß des Hörgewinns verkleinert sich im Untersuchungsintervall ≤ 3 Mo mit steigender Frequenz im Vergleich zu Zuur et al. [70]. Hierbei gilt zu bedenken, dass bei uns bessere präoperative Werte vorlagen, was die Höhe des Hörgewinns beeinflusst haben könnte.

Hingegen sind die Verbesserungen mit der Titanprothese im hohen Frequenzspektrum signifikant ($p \leq 0,001$), eine Beobachtung, die auch von Zuur et al. geteilt wird [70].

Die Rate eines „Overclosure“ ist in der Patientengruppe mit einer Gold-Prothese (58% vgl. mit 37,3% [11] und 28,3% [65]) ebenso wie mit einer Titan-Prothese Fa K (49% vgl.

mit 9,5% [65]) deutlich größer als in anderen Studien [11,65]. Mit dem Einsatz der schwereren Gold-Prothese wird eine höhere „Overclosure-Rate“ erreicht als mit der Titan-Prothese Fa K, was auch mit den Ergebnissen von Tange et al. konform geht [65]. Es bleibt festzuhalten, dass Tange et al. die Erkenntnisse der beiden Prothesen nicht im Vergleich darstellte [65]. Unsere Arbeit zeigt einen klaren Vorteil der Titan-Prothese in Bezug auf die Knochenleitung bei 1.0 kHz ($p=0,038$).

5.4.3 Schalleitungskomponente, Hörerfolg

Unter Einsatz der Goldprothese sind die Schalleitungskomponenten (ABG 1 und ABG 3) postoperativ größer als bei anderen Autoren [11,65].

In der Gruppe mit einer Titan-Prothese werden postoperativ, ähnlich wie bei Zuur und Tange et al. [65,70] fast gleiche Schalleitungskomponenten mit jedoch etwas niedrigerem Hörgewinn in unserer Patientengruppe erreicht (Δ ABG 1 14,0 dB und ≥ 3 Mo 16,6 dB versus 21,2 dB [70] und 20,6 dB [65] sowie Δ ABG 3 11,7 dB und ≥ 3 Mo 13,3 dB versus 19,7 dB [70] und 29,2 dB [65]).

Die Hörerfolgsrate bei Patienten mit einer Gold-Prothese ist für ABG 1 und 3 im Gegensatz zu der von Zuur und Tange et al. [65,70] publizierten geringer, was bei ABG 3 ausgeprägter ist (ABG 1 22% vs. 78% [70] und ABG 3 20% vs. 79% [70] sowie eine Hörerfolgsrate ≤ 20 dB für ABG 1 48% vs. 97% [70], ABG 3 33% vs. 97% [70] und 94% [65]). Dabei nimmt der Hörerfolg bei ABG 1 im postoperativen Verlauf vergleichsweise zu, bei ABG 3 ab. Ursache ist die sich verschlechternde Luftleitung bei 4.0 kHz im postoperativen Verlauf.

Unter Einsatz einer Gold-Prothese ist der Hörerfolg gegenüber dem bei Patienten mit einer Titan-Prothese Fa K größer, während Tange et al. beide Prothesen als gleichwertig befinden [65].

Eine mögliche Ursache für den geringeren Hörerfolg bei beiden Prothesen könnte ein schlechteres präoperatives Hörergebnis sein. Für einen Großteil der Patienten ($n=16$), deren präoperative Schalleitungskomponente (ABG 1) ≥ 30 dB beträgt, scheint dies zuzutreffen. Für eine Minderheit ($n=7$) trifft diese Vermutung jedoch nicht zu. Größere

Fallzahlen müssten einen Zusammenhang zwischen prä- und postoperativem Hörergebnis in Zukunft belegen.

Von Bedeutung können auch Einflüsse sein, die von intra- und postoperativen Komplikationen sowie erschwerten anatomischen Bedingungen ausgehen. Enge Gehörgangsverhältnisse, Blutungen, Mittelohrdysplasien, Amboss-Malformationen, eine Bewegungseinschränkung der Gehörknöchelchen oder postoperativ auftretende Entzündungen zählen zu diesen Vorkommnissen, die jedoch in geringer Häufigkeit auftraten und das Hörergebnis der Gesamtgruppe kaum beeinflusst haben dürften.

5.5 Hörergebnisse bei Einsatz von Laser

Von den neueren Studien sind bislang nur diejenigen bekannt geworden, die die Hörergebnisse bei Einsatz des Erbium:YAG-Lasers untersuchen [4,35]. Keck et al. (2003) publizierten Daten von Patienten (n=53), bei denen eine Incusstapedotomie mit dem Erbium:YAG-Laser Twin ER (Zeiss, Oberkochen) erfolgte und eine Gold-Prothese eingesetzt wurde [35]. Der Zeitraum für die Nachbeobachtung betrug im Mittel 17 Monate. Unter Auswahl der zutreffenden Parameter weist unsere Arbeit vergleichbare Ergebnisse mit denen von Keck et al. auf, jedoch mit einem um 20% größeren Hörerfolg (ABG $2 \leq 10$ dB 62% versus 42% [35]). Eine Schalleitungskomponente von ≥ 30 dB wird in beiden Studien nicht erreicht.

Im Gegensatz zur erwähnten Studie sinkt jedoch die Knochenleitung in vier Fällen (=31%) ab (vergleiche 8% [35]). Als mögliche Ursachen kann eine kochleäre Schädigung infolge mechanischer Manipulation an der Fußplatte und den Gehörknöchelchen, einer Lasermanipulation an der Fußplatte im Rahmen der Perforation oder infolge einer laserstrahlbedingten Erwärmung der perilymphhaltigen Räume des Innenohres angesehen werden, was jedoch aufgrund der gewählten Laserparameter als eher unwahrscheinlich erachtet wird [35].

5.6 Hörergebnisse bei Einsatz verschiedener Anästhesieverfahren

Die Anästhesie als Einflussfaktor auf den Hörgewinn ist in der Literatur bislang nicht genauer untersucht worden. Nach der Analyse von Operationsverfahren, Prothesen, Verschlussmaterial, Lasern, Patientenalter und Revisionen soll dieser Zusammenhang hier erstmals in die Beobachtungen einfließen.

Die Ergebnisse zeigen, dass Patienten, die eine Intubationsnarkose erhalten, durchschnittlich einen größeren Hörgewinn aufweisen als Patienten, die in Lokalanästhesie operiert werden. Gründe hierfür können mangelnde Kooperation und Unruhe des Patienten während der Operation sein. Möglicherweise behindern diese den chirurgischen Eingriff, insbesondere ein exaktes Anbringen der Prothese.

Da auch die Perforationsmethode das Ergebnis beeinflusst, werden Anästhesie und Laser im Zusammenhang betrachtet.

Es kristallisiert sich heraus, dass die besseren Schalleitungskomponenten in der Gruppe mit Intubationsnarkose gegenüber der Gruppe mit Lokalanästhesie erreicht werden ($p \geq 0,05$). Dabei scheint es unerheblich zu sein, ob eine konventionelle Perforationsmethode erfolgt oder der Laser angewandt wird.

Was die Knochenleitung betrifft, werden im Tieftonbereich bei Patienten mit Intubationsnarkose geringfügig bessere Ergebnisse erzielt als unter Lokalanästhesie. Als vorteilhaft für die Knochenleitung erweist sich auch die Kombination von Laser mit Intubationsnarkose, insbesondere mit steigender Frequenz. Im hohen Frequenzbereich zeigt sich auch die Kombination von konventioneller Methode mit Lokalanästhesie als günstig. Im Rahmen dieser Beobachtung stellte sich die Frage, ob bei Laseranwendung eine Kochleaschädigung durch thermische und mechanische Manipulation häufiger auftritt oder ob sich die Lokalanästhesie im Hochtonbereich günstiger auswirkt. Für diese Zusammenhänge findet sich noch keine abschließende Erklärung. Ähnliche Ergebnisse werden auch für die Luftleitung sichtbar, was die These, der Laser sei insbesondere für die schlechteren Ergebnisse der Knochenleitung im Hochtonbereich verantwortlich, nicht erhärtet. Zwischen der konventionellen Perforationsart und der Laseranwendung kann für ABG 3 post jedoch ein signifikanter Unterschied ($p=0,029$)

zugunsten der manuellen Perforationsart gezeigt werden, was den Verdacht nährt, dass in höheren Frequenzbereichen die konventionelle Perforation einen Vorteil gegenüber dem Laser in Anspruch nimmt. Die Einflüsse der Prothesen auf diese Ergebnislage muss bedacht werden, gleichfalls die Einstellung der Laserparameter. Kritisch ist ferner anzumerken, dass auch Patienten mit einer kombinierten Schwerhörigkeit im untersuchten Patientengut enthalten sind, die schlechtere Werte im hohen Frequenzbereich grundsätzlich aufweisen.

Der Unterschied der beiden Anästhesieverfahren spiegelt sich auch in der Hörerfolgsrate wieder. Bei Patienten mit Intubationsnarkose wird ein deutlich größerer Hörerfolg als bei Patienten mit Lokalanästhesie erzielt. Dies betrifft alle Frequenzreihen. Die Kombination von Intubationsnarkose und konventioneller Perforationsmethode überragt dabei die Kombination Intubationsnarkose und Laser in allen Frequenzkombinationen.

5.7 Hörergebnisse bei Patienten mit einer Malleostapedotomie

Die Malleostapedotomie wird aufgrund ihres hohen Schwierigkeitsgrades und der strengen Indikationsstellung weltweit nur an wenigen Orten und relativ selten praktiziert.

Die vorliegende Arbeit umfasst 15 Malleostapedotomien, sie wurden die in den Jahren 1998 bis 2007 von ein und demselben Operateur durchgeführt. In allen Fällen erfolgte ein Einsatz von Titan-Prothesen Fa Storz (ehem. Fa S & L).

Erstmals liegen nun auch Hörergebnisse der Malleostapedotomie sowohl für Patienten mit Ersteingriff (n=6) als auch für Patienten mit Revision (n=7) vor. Im Vergleich hierzu stellen bei Fisch et al. (2001) die Eingriffe lediglich Revisionen dar [21].

Dabei muss auch berücksichtigt werden, dass in der erwähnten Studie [21] zwei unterschiedliche Prothesen verwendet wurden (84% Teflon-Piston, 16% Titan-Piston Fa Storz). Auch erfolgte dort der Einsatz des Erbium:YAG-Lasers in 8% der Fälle, hingegen in unserer Arbeit in 53% der Fälle, die Lokalanästhesie in 80% der Fälle bzw. 33% in unserer Arbeit.

Für alle untersuchten Fälle mit einer Malleostapedotomie (n=13) ist der Hörgewinn, repräsentiert durch die Schallleitungskomponenten, für alle Frequenzreihen signifikant ($p \leq 0,05$).

Analysiert man aber die Fälle mit Ersteingriff (n=6) und mit Revision (n=7) gesondert, so zeigt sich, dass für Patienten mit Ersteingriff fast identische Werte mit denen von Fisch et al. [21] erreicht werden (ABG 1 post 13,3 dB versus 10,4 dB [21]). Unter Einbeziehung der Frequenz 4.0 kHz überwiegen unsere Hörergebnisse sogar leicht (ABG 3 post 15,7 dB, im Vergleich 16,28 dB [21]). Eine Ursache könnte darin liegen, dass weniger Patienten mit einem Ersteingriff einen sensorineuralen Hörverlust mit > 30 dB bei 4.0 kHz aufweisen als die Patientengruppe mit einer Revision, bei der zuvor bereits eine Incusstapedotomie oder Malleostapedotomie erfolgte. Laut Fisch et al. kann der Ersteingriff dabei einen negativen Effekt auf die Innenohrfunktion ausüben [21]. Um den ursächlichen Zusammenhang des Ergebnisses mit einer Revision einerseits als auch mit der Operationsmethode andererseits zu prüfen, sind größere Patientenkollektive notwendig.

Insgesamt sind die gewonnenen Ergebnisse vergleichbar mit den von Fisch et al. 2001 publizierten Daten [21]. Fast 50% der Patienten erreichen eine exzellente Schalllücke von ≤ 10 dB (ABG 1 im Vergleich zu 59% [21]). Die Erfolgsrate verringert sich aber um knapp ein Viertel, wenn die Frequenz 4.0 kHz miteinbezogen wird ($p=0,83$). Diese ist aber um 5% größer als bei Fisch et al. (18% [21] vs. 23%).

Die Rate eines „Overclosure“ erreicht 60% und ist um 42% höher als bei Fisch et al. [21]. Das postoperative Vorkommen eines sensorineuralen Hörverlusts liegt bei 13%, bei Fisch et al. [21] hingegen bei 2%. Postoperative Taubheit ist weder bei Fisch noch in unserer Arbeit zu verzeichnen.

Analysiert man die Daten für Patienten mit Ersteingriff und Revision gesondert, zeigen Patienten mit Revision eine fast doppelt so geringe Hörerfolgsrate (ABG 1 und 2 29% verglichen mit 67% bei Ersteingriff). In beiden Untergruppen unterscheidet sich der Hörerfolg jedoch nicht signifikant voneinander ($p=0,295$ für ABG 1 und 2, $p=0,138$ für ABG 3).

Im Vergleich zur Publikation von Fisch et al. (2001) [21] fallen die Ergebnisse für Revisionspatienten postoperativ etwas schlechter aus (ABG 1 19,3 dB vs. 10,4 dB [21] und ABG 3 20,9 dB vs. 16,3 dB [21]). Dies kann damit zusammenhängen, dass unsere postoperativen Hörergebnisse aus einem Zeitraum ≤ 3 Monaten resultieren, während sich Fisch et al. mit nach einem Jahr postoperativ erzielten Hörergebnissen befassten; ferner berechneten Fisch et al. die Schalleitungskomponente ABG 1 in unterschiedlicher Weise [21]. Es kann jedoch davon ausgegangen werden, dass sich das Hörvermögen im Laufe der Zeit noch verbessert.

Erstmals werden nach Fisch et al. 2001 Hörergebnisse bei Patienten mit einer Malleostapedotomie beschrieben und mit vorliegender Arbeit der Hörerfolg bei Ersteingriff und Revision überprüft. Anzumerken hierfür gilt, dass ein größeres Patientenkollektiv die gezeigten Beobachtungen in der Zukunft stützen muss, um auch einen statistischen Vergleich der Operationsmethoden sicherzustellen.

Zusammenfassend ist festzuhalten, dass mit der vorliegenden Arbeit erstmals die Einflussgrößen Operationsmethode, Prothesenmaterial, Perforationsart und Anästhesie getrennt analysiert wurden. Unsere Arbeit soll den Anstoß dazu geben, das postoperative Hören als multifaktorielles Ergebnis zu betrachten, damit den untersuchten Parametern in zukünftigen Arbeiten ein größeres Gewicht verliehen wird. Dabei wird nicht nur die Weiterentwicklung von Prothesen eine Rolle spielen. Nach gewissen Zeitabständen müssen die Ergebnisse auf einen neuen Wissensstand gebracht werden, um an neuen Ideen und deren Umsetzung teilzuhaben. Denn in der Einschätzung, dass sich die Erfahrung des Operateurs mit den Jahren mehrt und durch neue Operationsinstrumentarien ergänzt wird, ist eine weiterhin positive Ergebnisentwicklung zu erwarten.

Erstrebenswert bleibt dabei auch eine Vereinheitlichung der Messstandards wie das Festlegen von Untersuchungsparametern und Nachuntersuchungsintervallen, damit die Vergleichbarkeit von Daten in Zukunft besser wird. Studien mit großen Fallzahlen können die gezeigten Ergebnistrends in prospektiv kontrollierten Studien vertiefen und bestätigen, was in jedem Fall anzustreben ist.

So führt diese Arbeit die von der AAO-HNS empfohlenen Hörparameter vollständig auf und schöpft die derzeitigen Möglichkeiten der Ergebnisdarstellung zur besseren Vergleichbarkeit der Daten aus. Insgesamt bleibt festzuhalten, dass sich verschiedene Prothesenmaterialien unterschiedlich günstig auf Teilbereiche der Luft- und Knochenleitung auswirken. Dabei wird sowohl mit der Gold- als auch mit der Titan-Prothese Fa K ein solider Hörerfolg erreicht. Die Weiterentwicklung von Prothesenformen, Materialbeschaffenheiten und -funktionen sowie auch die Zunahme an Operationserfahrung werden berechtigte Hoffnung auf den Weg geben, dass das Hörvermögen weiter gesteigert werden kann.

Auch mit dem Erbium:YAG-Laser können hervorragende Hörergebnisse erzielt werden; die Auswirkung im Hochtonbereich muss jedoch kritisch verfolgt werden.

Gleichermaßen übt auch die Wahl der Anästhesie tendenziell einen Einfluss auf den Hörerfolg aus. Die Intubationsnarkose erweist sich nach unseren Auswertungen in vielen Fällen erfolgreicher als die Lokalanästhesie. Große Fallzahlen werden jedoch notwendig sein, um eine solche Korrelation in Zukunft herstellen sowie multifaktorielle Varianzanalysen durchführen zu können.

Seit langem werden mit dieser Arbeit wieder Ergebnisse der Malleostapedotomie publiziert. Sie zeigen hervorragende Werte bei niedriger Komplikationsrate; erstmals werden auch Patientendaten mit Ersteingriff vorgestellt.

Die Ausweitung und Verfeinerung der bisherigen Operationsmethoden wird deshalb fortan eine lohnenswerte Aufgabe im Sinne weiterer Optimierungen der Hörqualität bleiben.

6. Zusammenfassung

Die Otosklerose beschreibt einen pathologischen Knochenumbauprozess in der Labyrinthkapsel des Mittelohres und verursacht durch eine sekundäre Beteiligung der Stapesfußplatte eine Schalleitungsschwerhörigkeit. Zur Therapie der Otosklerose wurden in den letzten Jahrzehnten operative Verfahren mit dem Einsatz von Stapes-Prothesen entwickelt. Durchgesetzt hat sich die Incusstapedotomie nach Fisch. In besonderen Fällen einer veränderten Ossikelkette wird heute auch die Malleostapedotomie angewandt.

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der Analyse von prä- und postoperativen Hörergebnissen von Patienten mit einer Otosklerose, bei denen im Zeitraum 1998 bis 2007 in der Universitätsklinik Marburg und der Park-Klinik Weissensee, Charité Berlin, eine Stapesoperation erfolgte. Der Auswertung lagen 119 Stapesoperationen zugrunde, davon entfielen 99 auf die Incusstapedotomie, fünf auf die Stapedektomie und 15 auf die Malleostapedotomie. Die Operationen wurden maßgeblich von ein und demselben Operateur mit fundierter Erfahrung auf dem Gebiet der Otochirurgie durchgeführt. Die Incusstapedotomien erfolgten in Lokalanästhesie (24%), zum größten Teil aber in Intubationsnarkose (76%). Zum Einsatz kamen Prothesen aus Gold (Fa K, 33%) und aus Titan (Fa K, 39% und Fa Storz, ehem. Fa S & L, 18%). Die Stapesfußplatte wurde manuell (51%) und mit dem Erbium:YAG-Laser (49%) perforiert. Die Ergebnisse wurden für Patienten mit Ersteingriff und Revision sowohl für die Incusstapedotomie als auch die Malleostapedotomie getrennt dargestellt. Es wurden Nachuntersuchungszeiträume gewählt, die Kurz- und Langzeitresultate einschließen.

Auswahl und Analyse der Hörparameter folgten den Empfehlungen des Committee on Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology – Head and Neck Surgery. Zur Schaffung einer größeren Vergleichsgrundlage wurden sowohl Frequenzreihen als auch Einzelfrequenzen für die Luft- und Knochenleitung sowie die Schalleitungskomponenten ausgewählt. Als Maß für den Hörerfolg wurde eine postoperative Schalleitungslücke von < 10 dB zugrunde gelegt.

Eine Abhängigkeit des postoperativen Hörergebnisses von verschiedenen Faktoren, wie von der Auswahl der Hörparameter, zeigten die hier berechneten Frequenzreihen,

die sich signifikant voneinander unterschieden. Bei Berücksichtigung höherer Frequenzen wurde die Hörerfolgsrate verringert. Auf der postoperativen Zeitachse veränderten sich die Ergebnisse nicht merklich, jedoch war ein Zuwachs des Hörerfolges bei tieferen Frequenzen, allerdings auch eine Abnahme bei höheren Frequenzen zu verzeichnen.

Im Rahmen der Incusstapedotomie wurden die Gold-Prothese Fa K (38%) und die Titan-Prothese Fa K (49%) näher untersucht. Beide Prothesengruppen wiesen postoperativ signifikant niedrigere Schalleitungskomponenten auf. Im Hochtonbereich der Luftleitung zeigte die Titan-Prothese ein signifikant besseres Ergebnis, im Tieftonbereich die Gold-Prothese. Das Phänomen eines „Overclosure“ kam bei der Gold-Prothese häufiger vor als bei der Titan-Prothese. Insgesamt zeigte sich ein größerer Hörerfolg unter Einsatz der Gold-Prothese als bei der Titan-Prothese, während in früheren Studien beide Prothesen als gleichwertig erfolgreich bewertet wurden.

Durch den Einsatz der Intubationsnarkose wurden in dieser Arbeit tendenziell bessere Hörergebnisse als in der Patientengruppe mit Lokalanästhesie erzielt. In Kombination mit einer manuellen Perforation wurden im Mittel bessere Werte als mit dem Erbium:YAG-Laser erreicht, eine Tendenz, die sich mit steigender Frequenz der Luftleitung ausprägte.

Die Malleostapedotomie war auch für Patienten mit Ersteingriff eine erfolgversprechende und schonende Operationsmethode. Die Hörergebnisse zeigten mit einer Hörerfolgsrate von 67% eine deutliche Überlegenheit des Hörerfolges gegenüber der Incusstapedotomie; Komplikationen wurden nicht beobachtet.

Die Arbeit soll den Anstoß dazu geben, das postoperative Hören als multifaktorielles Ergebnis insbesondere aus Operationsmethode, Prothese, Perforationsart und Anästhesie zu betrachten. Prospektive Studien mit festgelegten und vereinheitlichten Messparametern können die gefundenen Ergebnisse in Zukunft unterstreichen und zu einer verbesserten Vergleichsgrundlage beitragen. Es ist zu erwarten, dass eine weiterhin wachsende Operationserfahrung und fortschreitende Materialentwicklung zu einer weiteren Optimierung der Hörergebnisse beitragen werden.

7. Literaturverzeichnis

- [1] Ahmed S, Raza N, Ali L, et al. Hearing improvement after stapedotomy using teflon loop prosthesis. JCPSP 2006;16(10):659-661
- [2] Arnold W. Some remarks on the histopathology of otosclerosis. In: Arnold W, Häusler R, eds. Otosclerosis and Stapes Surgery. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:25-30
- [3] Arnold W, Busch R, Arnold A, et al. The influence of measles vaccination on the incidence of otosclerosis in Germany. Eur Arch Otorhinolaryngol 2007; 264:741-748
- [4] Arnolder C, Schwab B, Lenarz T. Clinical results after stapedotomy: a comparison between the erbium:yttrium-aluminum-garnet laser and the conventional technique. Otol and Neurotol 2006;27:458-465
- [5] Aufschlag NA. Vergleich der audiometrischen Resultate mit verschiedenen Stapes-Prothesen. Med. Dissertation, Freie Universität Berlin 2004
- [6] Babighian G, Fontana M, Caltran S, et al. The heat-activated stapes prosthesis 'Smart' piston. In: Arnold W, Häusler R, eds. Otosclerosis and stapes surgery. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:190-196
- [7] Beickert P (1979): Otoklerose. In: Berendes J, Link R, Zöllner F. Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Ohr I, Band 5, 2. Auflage, Thiemeverlag Stuttgart, 1-64
- [8] Berliner KI, Doyle KJ, Goldenberg RA. Reporting operative hearing results in stapes surgery: does choice of outcome measure make a difference? Am J Otol 1996;17:521-528
- [9] Boenninghaus HG, Lenarz T. HNO. Springer Medizin Verlag, 2005,33
- [10] Brownstein Z, Goldfarb A, Levi H, et al. Chromosomal mapping and phenotypic characterization of hereditary otosclerosis linked to the OTSC4 locus. Arch Otolaryngol Head Neck Surg 2006;132:416-424
- [11] Bruijn AJG de, Tange RA, Dreschler WA. Comparison of stapes prostheses: a retrospective analysis of individual audiometric results obtained after stapedotomy by implantation of a gold and a teflon piston. Am J Otol 1999; 20:573-580
- [12] Chole RA, McKenna M. Pathophysiology of otosclerosis. Otol Neurotol 2001;22:249-257

- [13] Committee on Hearing and Equilibrium. Guidelines for the evaluation of results of treatment of conductive hearing loss. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1995; 113:186-187
- [14] Cureoglu S, Schachern PA, Ferlito A, et al. Otosclerosis: etiopathogenesis and histopathology. *Am J Otolaryngol* 2006;27:334-340. Review.
- [15] Dalchow C, Dünne A, Sesterhenn A, et al. Malleostapedotomy – The Marburg Experience. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. *Adv Otorhinolaryngol*. Basel, Karger, 2007;65:215-221
- [16] Declau F, Spaendonck M van, Timmermans JP, et al. Prevalence of histologic otosclerosis: an unbiased temporal bone study in Caucasians. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. *Adv Otorhinolaryngol*. Basel, Karger, 2007;65:6-16
- [17] Downs BA, Pearson JM, Zdanski CJ, et al. Revision ossicular reconstruction with the titanium kurz prosthesis. *Laryngoscope* 2002;112:1335-1337
- [18] Durko M, Kackmarczyk D, Durko T. Revision stapes surgery – retrospective analysis of surgical findings in a serie of 21 otosclerosis patients. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. *Adv Otorhinolaryngol*. Basel, Karger, 2007;65,273-277
- [19] Fisch U. Surgical results of stapedectomy or stapedotomy. *HNO* 1979; 27(11):361-367
- [20] Fisch U. Stapedotomy versus stapedectomy. *Am J Otol* 1982;4(2):112-117
- [21] Fisch U, Acar GÖ, Huber AM. Malleostapedotomy in revision surgery for otosclerosis. *Otol Neurotol* 2001; 22 (6):776-785
- [22] Fisch U, May J. *Tympanoplasty, mastoidotomy and stapes surgery*. Thiemeverlag Stuttgart 1994, 214-242
- [23] Fisch U, Rüedi L. Late results of stapedectomy in 159 cases of otosclerosis. *Pract Otorhinolaryngol*1968;30 (5):325-331
- [24] Frenz M. Physical characteristics of various lasers used in stapes surgery. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. *Adv Otorhinolaryngol*. Basel, Karger, 2007;65:237-249
- [25] Gjuric M, Rukavina L. Evolution of stapedectomy prostheses over time. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. *Adv Otorhinolaryngol*. Basel, Karger, 2007;65:174-178

- [26] Grolman W, Tange RA. First experience with a new stapes clip piston in stapedotomy. *Otol Neurotol* 2005;26:595-598
- [27] Grolman W, Tange RA, Bruijn AJG de, et al. A retrospective study of the hearing results obtained after stapedotomy by the implantation of two teflon pistons with a different diameter. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 1997;254:422-424
- [28] Han WW, Incesulu A, McKenna MJ, et al. Revision stapedectomy: intra-operative findings, results, and review of the literature. *Laryngoscope* 1997; 107:1185-1192
- [29] Häusler R. General history of stapedectomy. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:1-5
- [30] Häusler R, Schär PJ, Pratisto H, et al. Advantages and dangers of erbium laser application in stapedotomy. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1999;119(2) 207-213
- [31] Häusler R, Steinhart U. A new self-fixing and articulates malleus grip stapedectomy prosthesis. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:197-201
- [32] House HP, Hansen MR, Dakhail AAA Al, et al. Stapedectomy versus stapedotomy: comparison of results with long-term follow-up. *Laryngoscope* 2002;112:2046-2050
- [33] Jahnke K, Solzbacher D, Dost P. Revision stapes surgery. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:314-319
- [34] Jovanovic S. *Der Einsatz neuer Lasersysteme in der Stapeschirurgie*. Med. Habilitationsschrift, Freie Universität Berlin 1996
- [35] Keck T, Wiebe M, Riechelmann H, et al. Ergebnisse nach Stapedotomie mit dem Erbium:YAG-Laser. *Laryngorhinootologie* 2003;82(3):157-161
- [36] Kwok P, Fisch U, Strutz J. The crimping problem in stapes surgery. In: Arnold W, Häusler R, eds. *Otosclerosis and Stapes Surgery*. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:202-205
- [37] Lippy WH, Berenholz LP, Schuring AG, et al. Burkey: Does pregnancy affect otosclerosis? *Laryngoscope* 2005;115:1833-1836
- [38] Marchese MR, Paludetti G, Corso E de, et al. Role of stapes surgery in improving hearing loss caused by otosclerosis. *J Laryngol Otolaryngol* 2007; 121,438-443
- [39] Massey BL, Kennedy RJ, Shelton C. Stapedectomy outcomes: Titanium versus teflon wire prosthesis. *Laryngoscope* 2005;115:249-252

- [40] Meister H, Alger M, Mickenhagen A, et al. Messung der Schwingungseigenschaften von Mittelohrimplantaten mit einem mechanischen Mittelohrmodell. HNO 1998;46:241-245
- [41] Menger DJ, Tange RA. The aetiology of otosclerosis: a review of the literature. Clin Otolaryngol 2003;28:112-120
- [42] Motta G, Moscillo L. Functional results in stapedotomy with and without CO₂. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2002;64:307-310
- [43] Müller J. Untersuchung zum Bewegungsablauf von Trommelfell und Gehörknöchelchen im normalen und rekonstruierten Mittelohr. Med. Habilitationsschrift, Universität Würzburg 1998
- [44] Niedermeyer HP, Arnold W. Etiopathogenesis of otosclerosis. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec. 2002;64 (2):114-119
- [45] Niedermeyer HP, Häusler R, Schwub D, et al. Evidence of increased average age of patients with otosclerosis. In: Arnold W, Häusler R, eds. Otosclerosis and Stapes Surgery. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:17-24
- [46] Paparella MM, Cureoglu S, Shao W, et al. Otosclerosis and associates otopathologic conditions. In Arnold W, Häusler R, eds. Otosclerosis and Stapes Surgery. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:31-44
- [47] Perkins R, S. Curto FS. Laser stapedotomy: a comparative study of prostheses and seals. Laryngoscope 1992;102:1321-1327
- [48] Persson P, Harder H, Magnuson B. Hearing results in otosclerosis surgery after partial stapedectomy, total stapedectomy and stapedotomy. Acta Otolaryngol (Stockh) 1997; 117:94-99
- [49] Plath P, Lenart R, Matschke RG, et al. Langzeitresultate nach Stapedektomie und Stapedotomie. HNO 1992; 40:52-55
- [50] Politzer A. Über primäre Erkrankung der knöchernen Labyrinthkapsel. Z. Ohrenheilk 1894; 25:309-27
- [51] Pusalkar AG, Steinbach E. Gold implants in middle ear reconstructive surgery. In: Yangihara N, Suzuki J, Gyo K, et al, eds. Transplants and Implants Otology II. Amsterdam: Kugler Pubns BV, 1992:111-3
- [52] Raske M, Welling JD, Gillum T, et al. Long-Term stapedectomy results with the McGee stapes prosthesis. Laryngoscope 2001;111:2060-2063
- [53] Raut V, Halik J. Argon laser assisted small fenestra stapedotomy for otosclerosis. Auris Nasus Larynx 2005;32:11-15

- [54] Schimanski G. Die Steigbügeloperation bei Otosklerose. HNO 1998; 46:2899-295
- [55] Sedwick JD, Loudon CL, Shelton C. Stapedectomy vs stapedotomy. Do you really need a laser? Arch Otolaryngol 1997;123:177-180
- [56] Seidmann MD, Babu S. a new approach for malleus/incus fixation: no prosthesis necessary. Otol Neurotol 2004;25:669-673
- [57] Shea JJ. Fenestration of the oval window. Ann Otolol Rhinol Laryngol 1958;67:932-951
- [58] Siddiq MA. Otosclerosis. A review of aetiology, management and outcomes. Br J of Hosp Med (Lond). 2006;67(9):470,472-476. Review.
- [59] Slattery WH, House JW. Prostheses for stapes surgery. Otolaryngol Clin North Am 1995;28:253-264
- [60] Spandow O, Söderberg O, Bohlin L. Long-term results in otosclerotic patients operated by stapedectomy or stapedotomy. Scand Audiol 2000; 29:186-190
- [61] Stankovic KM, McKenna MJ. Current research in otosclerosis. Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg 2006;14:347-351
- [62] Stupp CH, Dalchow C, Grün D, et al. Titan-Prothesen im Mittelohr. Laryngorhinootologie 1999;78:299-303
- [63] Tange RA, Bruijn AJG de, Grolman W. Experience with a new pure gold piston in stapedotomy for cases of otosclerosis; Auris Nasus Larynx 1998; 25:249-253
- [64] Tange RA, Dreschler WA. Pre- and postoperative high-frequency audiometry in otosclerosis. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 1990;52(1):16-20
- [65] Tange RA, Grolman W, Dreschler WA. Gold and titanium in the oval window: a comparison of two metal stapes prostheses. Otol Neurotol 2004; 25:102-105
- [66] Tange RA, Schimanski G, Lange JW van, et al. Reparative granuloma seen in cases of gold piston implantation after stapes surgery for otosclerosis. Auris Nasus Larynx 2002; 29:7-10
- [67] Velegakis GA, Papadakis CE, Prokopakis EP, et al. A new stapedotomy prosthesis: preliminary report. ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec 1999; 61:6-9
- [68] Wengen DF à. A New Self-Retaining Titanium Clip Stapes Prosthesis. In: Arnold W, Häusler R, eds. Otosclerosis and Stapes Surgery. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger, 2007;65:184-189
- [69] Zenner HP, Stegmaier A, Lehner R, et al. Open Tübingen titanium prosthesis for ossiculoplasty: a prospective clinical trial. Otol Neurotol 2001;22(5):582-589

[70] Zuur CL, Buijn AJG de, Lindeboom R, et al. Retrospective analysis of early postoperative hearing results obtained after stapedotomy with implantation of a new titanium stapes prosthesis. *Otol Neurotol* 2003; 24:863-867

Erklärung

„Ich, Regina Thomalla, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertationsschrift mit dem Thema: „Vergleichende Untersuchungen der Hörergebnisse von Patienten mit Stapesplastik bei Otosklerose“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.“

Datum

Unterschrift