Universitätsklinikum Ulm

Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie

(Direktor: Prof. Dr. T. Hoffmann)

# Audiologisches Outcome nach Stapesplastik – mit Laser, Perforator und Skeeter

Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät der Universität Ulm

von

Tabea Augustin

geboren in Schwäbisch Gmünd

2018

Amtierender Dekan: Prof. Dr. Thomas Wirth

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Nicole Rotter

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Claus-Martin Muth

Tag der Promotion: 12.07.2019

# Inhaltsverzeichnis


**Abkürzungsverzeichnis ..... III**

**1. Einleitung ..... 1**

**1.1 Otosklerose ..... 1**

1.1.1. Pathologie, Epidemiologie und Ätiologie ..... 1
1.1.2. Klinisches Bild ..... 3
1.1.3 Diagnostik ..... 3
1.1.4. Therapie ..... 5

**1.2. Stapesplastik ..... 5**

1.2.1. Geschichte ..... 5
1.2.2. Durchführung der Operation ..... 7
1.2.3 Komplikationen ..... 8
1.2.4 Prothesen ..... 9
1.2.5 Perforation der Fußplatte ..... 11

**1.3. Fragestellung ..... 13**

**2. Material und Methoden ..... 14**

**2.1. Datengrundlage und Patientengut ..... 14**

**2.2. Tonaudiogramm ..... 16**

**2.3 Ethikvotum ..... 16**

**2.4. Durchführung der Auswertung ..... 17**

2.4.1 Audiometrische Parameter ..... 17
2.4.2 Statistische Tests ..... 18

**3. Ergebnisse ..... 20**

**3.1 Laser ..... 20**

**3.2 Perforator ..... 23**

**3.3 Skeeter ..... 26**

**3.4 Vergleich der drei Gruppen ..... 29**

3.4.1 Air-Bone Gap ..... 29
3.4.2 Luftleitung ..... 35
3.4.3 Knochenleitung ..... 36

**3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse ..... 39**

**4. Diskussion ..... 40**

**4.1 Auswahl der Parameter ..... 40**

**4.2 Untersuchungszeitpunkte ..... 41**

**4.3 Luftleitung ..... 43**

**4.4 Knochenleitung ..... 45**

**4.5 Air-Bone Gap ..... 48**

**4.6. Einflussfaktoren ..... 49**

4.6.1 Klinik und Chirurg ..... 49
4.6.2 Prothese ..... 50
4.6.3 Laserart ..... 52
4.6.4 Patientenalter ..... 52

**4.7 Schlussfolgerung ..... 54**

**5. Zusammenfassung ..... 55**

**6. Literaturverzeichnis ..... 57**

# Abkürzungsverzeichnis

ABG: Air-Bone Gap (Schallleitungskomponente)

$ABG_{prä}$: Air-Bone Gap präoperativ

$ABG_{post}$: Air-Bone Gap ca. zwei Monate postoperativ

ABG4: Air-Bone Gap gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz

$CO_2$: Kohlendioxid

dB: Dezibel

Erb-YAG: Erbium-Yttrium-Aluminium-Granat

HNO-: Hals-Nasen-Ohren-

HRCT: high-resolution computed tomography (hochauflösende Computertomografie)

HSV: Herpes-simplex-Virus

IgM, IgG, IgA: Immunglobulin M, Immunglobulin G, Immunglobulin A

kHz: Kilohertz

KL: Knochenleitung

$KL_{prä:}$ Knochenleitung präoperativ

$KL2_{post}$: Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

KTP: Kaliumtitanylphosphat

LL: Luftleitung

$LL_{post}$: Luftleitung postoperativ

$LL_{prä}$: Luftleitung präoperativ

M: Mittelwert

$M_{ABG}$: Mittelwert des Air-Bone Gaps

$M_{ABG_post}$: Mittelwert des postoperativen Air-Bone Gaps

$M_{ABG_prä}$: Mittelwert des präoperativen Air-Bone Gaps

$M_{ABG4_post}$: Mittelwert für den Air-Bone Gap gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz ca. zwei Monate postoperativ

$M_{KL_prä}$: Mittelwert der präoperativen Knochenleitung

$M_{KL2_post}$: Mittelwert der Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

$M_{LL_post}$: Mittelwert der postoperativen Luftleitung

$M_{LL_prä}$: Mittelwert der präoperativen Luftleitung

$M_{\Delta ABG}$: Mittelwert der Veränderung des Air-Bone Gaps

$M_{\Delta ABG4}$: Mittelwert der Veränderung des Air-Bone Gaps gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz

$M_{\Delta KL1}$: Mittelwert der Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag

$M_{\Delta KL2}$: Mittelwert der Veränderung der Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

$M_{\Delta LL}$: Mittelwert der Veränderung der Luftleitung

n: Fallzahl

OAEs: Otoakustische Emissionen

PTH: Parathormon

SD: Standardabweichung

$SD_{ABG_post}$: Standardabweichung des postoperativen Air-Bone Gaps

$SD_{ABG_prä}$: Standardabweichung des präoperativen Air-Bone Gaps

$SD_{ABG4_post}$: Standardabweichung des Air-Bone Gaps gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1khz, 2kHz und 4kHz ca. zwei Monate postoperativ

$SD_{KL_prä}$: Standardabweichung der präoperativen Knochenleitung

$SD_{KL2_post}$: Standardabweichung der Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

$SD_{LL_post:}$ Standardabweichung der postoperativen Luftleitung

$SD_{LL_prä}$: Standardabweichung der präoperativen Luftleitung

$SD_{\Delta ABG}$: Standardabweichung der Veränderung des Air-Bone Gaps

$SD_{\Delta ABG4}$: Standardabweichung der Veränderung des Air-Bone Gaps gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1khz, 2kHz und 4kHz

$SD_{\Delta KL1}$: Standardabweichung der Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag

$SD_{\Delta KL2}$: Standardabweichung der Veränderung der Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

$SD_{\Delta LL}$: Standardabweichung der Veränderung der Luftleitung

VEMP: vestibulär evozierte myogene Potentiale

ΔABG: Veränderung des Air-Bone Gaps

ΔABG4: Veränderung des Air-Bone Gaps gemittelt über den Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz

ΔKL1: Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag

ΔKL2: Veränderung der Knochenleitung ca. zwei Monate postoperativ

ΔLL: Veränderung der Luftleitung

# 1. Einleitung

## 1.1 Otosklerose

Die Otosklerose ist eine Erkrankung der knöchernen Labyrinthkapsel und des Steigbügels, die durch Knochenumbauprozesse entsteht und auch als Otospongiose bezeichnet wird [49].
Da sie die Hauptindikation der Stapeschirurgie darstellt, wird zunächst auf diese Erkrankung eingegangen.

### 1.1.1. Pathologie, Epidemiologie und Ätiologie

„Eines Tages fand ich an der Leiche eines Tauben den Grund für die Taubheit. Die Membran des ovalen Fensters war so verknöchert, dass die Basis des Steigbügels mit der Peripherie des ovalen Fensters ein festes Stück bildete und der Steigbügel unbeweglich geworden war.“ Mit etwa diesen Worten beschrieb Valsalva 1704 als Erster die Pathologie, für die Politzer 1901 den Begriff der Otosklerose einführte. [43]

Die Otosklerose ist eine Erkrankung der Labyrinthkapsel, bei der der physiologische enchondrale Knochen herdförmig durch unreifen vaskularisierten, zellreicheren und weicheren Knochen ersetzt wird, der später fibrotisch wird und kalzifiziert. Am häufigsten tritt diese Veränderung im Bereich des ovalen Fensters auf, wo sie die Interaktion des Stapes mit der ovalen Membran behindert. Sie kann aber auch die Cochlea betreffen. [8,34,49]

Die Krankheit manifestiert sich meistens zwischen der zweiten und der vierten Lebensdekade. Kaukasier sind häufiger betroffen als Indianer, Schwarzafrikaner und Asiaten. Außerdem sind Frauen häufiger betroffen als Männer. In 85% der Fälle tritt die Erkrankung bilateral auf. Eine positive Familienanamnese besteht bei 25-50% der Patienten. [41,49]

Die genaue Ursache der Otosklerose ist immer noch umstritten. Diskutiert werden folgende Theorien:

**Genetik**

Es wurden inzwischen mehrere Genloci identifiziert, die möglicherweise in den Zusammenhang mit Otosklerose gebracht werden können. Es handelt sich dabei um Gene für Kollagen Typ 1, Aggrecan und Immunproteine. Der Erbgang wird am ehesten als autosomal-dominant mit unvollständiger Penetranz angesehen. [16,38,41]

**Virusinfektion**

Zahlreiche Studien haben bisher einen Zusammenhang zwischen Otosklerose und einer Maserninfektion gezeigt. Eine Arbeitsgruppe um Arnold fand im Jahr 1988 Antikörper des IgG, IgM und IgA-Typs gegen den Mumps-, Masern- und Rötelnvirus, sowie deren Antigene in Otoskleroseherden. Außerdem wurde das Fehlen dieser Antigene bei gesunden Fußplatten gezeigt. Obwohl in der Folge der Zusammenhang wieder infrage gestellt wurde, bestätigen neuere Studien die Theorie, dass eine persistierende Maserninfektion zu Otosklerose führen könnte. [38,41]

**Endokrine Faktoren**

Von vielen Autoren wurde ab 1930 das Auftreten oder die Verstärkung einer Hörverschlechterung bei 30-60% der Frauen mit Otosklerose und mindestens einer Schwangerschaft angegeben. Der erhöhte Östrogenspiegel während der Schwangerschaft soll durch Aktivierung der Osteoblasten die Ossifikation von Otoskleroseherden vorantreiben. 1983 gaben Gristwood und Venables das Risiko einer Hörverschlechterung durch eine Schwangerschaft mit 33% an. Einer Arbeit von Lippy aus dem Jahre 2005 zufolge, wird das Hörvermögen von an Otosklerose erkrankten Frauen jedoch durch eine Schwangerschaft nicht negativ beeinflusst. [32,38,41]

**Kalziumstoffwechsel**

Jensen et al. fanden keinen Unterschied im Mineralgehalt zwischen otosklerotischem und normalem Knochen. Da es sich bei der Otosklerose um eine isolierte Erkrankung der Labyrinthkapsel handelt, sollte sie nicht mit einer gestörten Funktion der Nebenschilddrüse zusammenhängen können. Grayeli et al. unterstützen jedoch die

Theorie, dass eine gestörte Reaktion der Zellen auf PTH zu den Konchenveränderungen in Otoskleroseherden beiträgt. [38,41]

**Autoimmune Genese**

Die Meinungen über eine autoimmune Beeinflussung sind widersprüchlich [38].

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die Ursachen der Otosklerose immer noch nicht ausreichend bekannt und sinnvolle Strategien zur Prävention der Erkrankung somit nicht vorhanden sind.

### 1.1.2. Klinisches Bild

Klinisch manifestiert sich die Otosklerose durch eine Schallleitungsschwerhörigkeit, zu der bei 10% der Patienten eine Schallempfindungsschwerhörigkeit hinzukommt [16]. Bei 50% der Patienten besteht ein Tinnitus aurium [38]. 10% der Patienten beklagen Schwindel [16]. Gelegentlich wird das Schwartze-Zeichen, ein rötliches Durchschimmern der hypervaskularisierten Promontorialschleimhaut, bei Inspektion des Trommelfells festgestellt [41]. Häufig wird die Erkrankung auch erst als Zufallsbefund bei Autopsien entdeckt [34].

### 1.1.3 Diagnostik

Mithilfe der orientierenden **Stimmgabelhörtests nach Weber und Rinne** kann eine Schallleitungsschwerhörigkeit auf dem betreffenden Ohr diagnostiziert werden.

In der **Tonaudiometrie** zeigt sich die Otosklerose durch eine pantonale Anhebung der Luftleitungsschwelle, die je nach Ausprägung der Erkrankung variieren kann. Der Air-Bone Gap wird auch als Schalleitungskomponente bezeichnet und aus der Differenz zwischen der Luft- und Knochenleitung berechnet. Er stellt den wichtigsten audiometrischen Parameter zur Diagnostik einer Schallleitungsschwerhörigkeit dar. Häufig ist aber auch eine Anhebung der Knochenleitungsschwelle im mittleren Frequenzbereich bei 2kHz. Dieses als Carhart-Senke bezeichnete Phänomen entsteht dadurch, dass die Resonanz des Mittelohrs, die normalerweise bei 2kHz liegt, bei einer

fixierten Fußplatte verloren geht [41]. Allerdings wird zurzeit infrage gestellt, inwieweit die Carhart-Senke wirklich ein typisches Merkmal der Otosklerose ist [27,71].

Das Verhalten des **Stapediusreflex** ist ein weiteres diagnostisches Kriterium, das sich typischerweise im Verlauf der Erkrankung verändert. Ein zu Beginn normaler Reflex weist im frühen Krankheitsstadium ein on-off Phänomen auf, wird zum umgekehrten Reflex und verschwindet schließlich ganz. Der on-off Effekt zeigt sich häufig schon vor dem Entstehen eines Air-Bone Gaps. Somit kann der Stapediusreflex ein hilfreiches Diagnostikum, vor allem in der frühen Phase der Otosklerose, sein. [6,33]

Da **otoakustische Emissionen (OAEs)** bei der Otosklerose vermindert sind oder fehlen, kann deren Messung einen Hinweis auf das Vorliegen einer Otosklerose geben. [35,52,63]

In der (Multifrequenz) **Tympanometrie** zeigt sich durch die Versteifung der Gehörknöchelchenkette eine höhere Resonanzfrequenz. Inwieweit diese Technik hilfreich für die Diagnostik der Otosklerose ist, bleibt jedoch umstritten. [24,57]

Das **HRCT** des Temporalknochens ist das bildgebende Verfahren der Wahl zur Diagnostik der Otosklerose. Neben dem Nachweis otosklerotisch veränderten Knochens, können anatomische Besonderheiten mit Relevanz für die Operation identifiziert werden. Insbesondere eine Beteiligung des runden Fensters kann den Erfolg einer Stapesplastik mindern. Außerdem ist unter Umständen ein Ausschluss anderer Veränderungen, wie einer chronischen Mittelohrentzündung, einer unterbrochenen Gehörknöchelchenkette oder eine Fehlbildung, die die Ursache einer Schwerhörigkeit sein können, möglich. [49,70]

Auch das Messen **vestibulär evozierter myogener Potentiale (VEMP)** kann zur Diagnostik beitragen. Da sich der Sacculus in der Nähe der Steigbügelfußplatte befindet, wird er durch deren Bewegung bei akustischem Reiz mechanisch bewegt. Diese Reaktion entfällt bei fixierter Fußplatte. Somit kann eine fehlende Antwort beim Testen luftgeleiteter VEMP den Verdacht auf das Vorliegen einer Otosklerose erhärten. [68,73,75]

### 1.1.4. Therapie

**Hörgeräte**
Eine Hörverbesserung kann üblicherweise durch die Verwendung von Hörgeräten erzielt werden, wodurch ein Fortschreiten der Erkrankung aber nicht verhindert wird.

**Operative Therapie**
Bei schweren Verläufen mit einer hochgradigen Innenohrschwerhörigkeit, die nicht mehr operativ und/oder mit Hörgeräten versorgt werden kann, kann den Patienten inzwischen eine Versorgung mit einem Cochlea Implantat angeboten werden. [12,42,45,55,56]

Die wichtigste chirurgische Therapieoption ist allerdings die Stapesplastik, auf die nun genauer eingegangen werden soll.

## 1.2. Stapesplastik

### 1.2.1. Geschichte

Als Begründer der Stapeschirurgie wird Kessel angesehen, der 1876 eine Stapesmobilisation und -entfernung über das ovale Fenster durchführte. Auch andere Chirurgen in Deutschland, Frankreich, Italien und den USA führten die Operation in dieser Zeit durch. Allerdings dauerte die Hörverbesserung oft nur einige Tage oder Wochen an und es ergab sich mit der infektiösen Labyrinthitis, die zu einer Meningitis führte, eine häufig letale Komplikation. Deshalb kritisierten Politzer und Siebenmann, zwei der damals bedeutendsten Otologen, den Eingriff als nutzlos und gefährlich, worauf er zunächst nicht mehr durchgeführt wurde. [21,61]

Den nächsten Ansatz bildete die von Jenkins 1913 publizierte Fensterung des lateralen Bogengangs. Dieser wurde in der Folge von Holmgren, Sourdille (1937) und Lempert (1938) weiterentwickelt und erbrachte dauerhafte Hörverbesserungen [21]. Holmgren war auch einer der ersten Otologen, der ein binokulares Mikroskop für die Operation verwendete. Zunächst überprüfte er damit intraoperativ die Ergebnisse seiner Fensterung. Später operierte er auch unter dem Mikroskop [44].

1952 wurde die Stapesmobilisation durch Rosen, der sie zunächst versehentlich durchführte, wiederentdeckt. Die erste Stapesprothese, ein Stäbchen bestehend aus Knochencompacta, wurde 1955 von Shea eingesetzt. Er hatte von den früheren Versuchen der Stapesextraktion, unter anderem durch Kessel, gelesen und verhinderte durch Abdecken des ovalen Fensters mit subkutanem Bindegewebe die gefürchtete Innenohrinfektion. Da es allerdings nach kurzer Hörverbesserung zu Verwachsungen kam, ließ er eine Prothese aus Teflon anfertigen, die er 1956 erfolgreich einsetzte. Das ovale Fenster bedeckte er mit Handvenenanteilen. [61]
Später implantierte Shea Polyethylenröhrchen, die allerdings zur Fistelbildung zum Innenohr und zur Entstehung eitriger Innenohrentzündungen führten [19,21,61]. 1960 entwickelte Schuhknecht Prothesen aus Stahldraht und Binde-/Fettgewebe, die jedoch mit dem Risiko von Dislokationen und Verwachsungen verbunden waren [19].

Der Wandel von der radikalen Stapedektomie zur Stapedotomie begann mit Plester, der nur das hintere Drittel der Fußplatte entfernte. Shea und Marquet entwickelten diese Idee weiter, indem sie nur noch eine kleine Öffnung in die Mitte der Fußplatte vornahmen. Dadurch entstand auch als neue Prothese das Piston, das in diese kleinere Öffnung passte. [19,21]

Das von Shea implantierte Piston bestand komplett aus Teflon. Später wurden Pistons mit Kombinationen aus Teflonschaft und Stahl- bzw. Platindraht entwickelt, sowie reine Stahlprothesen. In den 90er Jahren wurden durch Steinbach reine Goldprothesen verwendet, die jedoch häufig eine Materialunverträglichkeit mit entzündlicher Folgereaktion zeigten. Schließlich fand Titan, als gut verträgliches und leichtes Metall Verwendung für Stapesprothesen. [19]

Durch Änderung des verwendeten Materials, ergaben sich auch neue Möglichkeiten der Befestigung des Pistons am Ambossschenkel. Während sich Stahl und Titan durch hohe Spannung eher sprunghaft um den Amboss schließen, können Platin und Gold durch ihre gute Verformbarkeit, leicht zurechtgebogen werden. Beim sogenannten Smart Piston, wird der Memory-Effekt einer Nickel-Titan-Legierung zur Anpassung genutzt. Diese Legierung hat die Eigenschaft, dass sie durch Hitzeaktivierung auf ca. 45°C in ihre Ausgangsform zurückgeht. Dadurch kann die Prothese für die Anpassung in ihrer Form verändert werden. Nach der Anbringung am Ambossschenkel kann sie dann durch

Hitzeapplikation mit dem Laser oder einer bipolaren, elektrischen Pinzette wieder in ihre Ausgangsform gebracht und damit befestigt werden. [19,26]

Bei der konventionellen Stapesplastik erfolgt die Perforation der Fußplatte mit mechanischen Perforatoren oder Diamantbohrern.
1979 wurde von Perkins zum ersten Mal ein Laser für die Perforation der Fußplatte verwendet. Es handelte sich dabei um einen Argon-Laser, der mit dem Operationsmikroskop gekoppelt und durch Spiegel umgeleitet wurde. Ein schwächerer Führungslaserstrahl diente zur exakten Positionierung. [48]
Zunächst wurden nur Laser mit sichtbaren Wellenlängen wie der Argon- und der KTP-Laser verwendet. Mitte der Achtzigerjahre auch der im Infrarotbereich arbeitende $CO_2$-Laser. Schließlich wurde die Single-Shot Technik des $CO_2$-Lasers entwickelt. Bei diesem Verfahren wird der Laserstrahl mit einem Scannersystem und rotierenden Spiegeln kombiniert, sodass ein einzelner Schuss eine ausreichend große Öffnung schaffen kann. [2,31]

### 1.2.2. Durchführung der Operation

Heutzutage wird meist eine Stapedotomie durchgeführt, bei der im Vergleich zur Stapedektomie die Fußplatte des Steigbügels belassen wird. Die Operation kann in Lokalanästhesie durchgeführt werden. Dadurch kann bereits intraoperativ eine Hörverbesserung festgestellt und eine vestibuläre Reaktion bei zu langer Prothese frühzeitig erkannt werden. Um aber nicht auf eine gute Compliance angewiesen zu sein und um bei erschwerten anatomischen Verhältnissen besser agieren zu können, wird der Eingriff auch häufig in Allgemeinanästhesie durchgeführt.
Es wird der endaurale Zugang nach Heermann verwendet. Die Haut des Gehörgangs wird dazu am Boden und Dach inzidiert und ein bis zum Anulus fibrosus reichender tympanomeataler Lappen präpariert, der nach Inzision der Paukenschleimhaut nach vorne weggeklappt werden kann. Nachdem die Chorda tympani identifiziert wurde, wird die laterale Attikwand teilweise abgetragen, um die ovale Nische und den Nervus facialis darzustellen. Nun wird der lange Ambossschenkel vorsichtig bewegt, um einerseits eine Fixation des Stapes nachzuweisen und um andererseits eine Hammerkopffixation auszuschließen. Das Articulatio incudostapedialis wird eröffnet und die Stapediussehne

durchtrennt. Es folgt die Entfernung der Stapessuprastruktur, indem die Stapesschenkel mit einem Häkchen und/oder Laser fußplattennah durchtrennt werden.

Die Perforation der Fußplatte des Steigbügels ist der kritischste Teil der Operation. Verwendet werden dazu manuelle Perforatoren, Diamantbohrer oder Laser. Anschließend wird das Piston eingebracht, das je nach Art der Prothese mit einer McGee-Zange, über einen Clipmechanismus oder durch Hitzeaktivierung am langen Ambossschenkel befestigt wird. Die Verbindung zum Vestibulum durch das entstandene Loch in der Fußplatte wird um das eintauchende Piston herum mit Bindegewebe abgedeckt. Abschließend erfolgt die Rückverlagerung des Trommelfells und des tympanomeatalen Lappens. Es wird eine Silikonfolie aufgelegt und der Gehörgang mit Salbenstreifen tamponiert. [41,59,67]

### 1.2.3 Komplikationen

**Intraoperative Komplikationen:**

- **Ambossluxation**: Meist kann der Amboss in diesem Fall wieder zurückverlagert werden. Andernfalls kann eine Malleovestibulopexie erfolgen.
- **Versehentliche Fußplattenentfernung beim Lösen der Stapessuprastruktur:** Dabei kann durch die plötzliche Druckveränderung das Innenohr geschädigt werden.
- **„floating footplate“:** Die Fußplatte ist im ovalen Fenster frei beweglich und kann möglicherweise ins Vestibulum abkippen.
- **Verlagerung von Fußplattenanteilen in das Vestibulum:** Versunkene Fußplattenanteile können nicht mehr geborgen werden und führen möglicherweise zu postoperativem Schwindel, der aber nach deren bindegewebiger Verwachsung sistiert.
- **Sickerblutungen:** Sie erschweren das Einsetzen der Prothese.
- **Gusher-Phänomen:** Es besteht ein erhöhter perilymphatischer Druck, der bei Eröffnung des Vestibulums zu massivem Ausfluss von Perilymphe führt. Das Ertaubungsrisiko ist deutlich erhöht.

- **Überhängender Nervus facialis:** Um trotzdem ungehinderten Zugang zur Fußplatte zu bekommen, kann ein Teil des Promontoriums abgetragen und so die ovale Nische erweitert werden.
- **Einrisse am Trommelfell**

**Postoperative Komplikationen:**

- **Ertaubung:** Das Risiko wird in der Literatur mit max. 1% angegeben.
- **Persistierende Schwerhörigkeit:** Sie ist am häufigsten bedingt durch Dislokation der Prothese (24,4%), gefolgt von Nekrose des langen Ambossschenkels (14%), zu kurzer Prothesenlänge (14%) und Adhäsionen(13,6%) [1].
- **Geschmacksstörungen**: Durch Verletzung der Chorda tympani
- **Facialisparese:** Sie kann primär durch Verletzung des N. facialis oder sekundär, wahrscheinlich durch Infektion im Zuge einer HSV Reaktivierung, entstehen.
- **Schwindel:** Er ist meist durch einen Verlust von Perilymphe, durch eine Innenohrreizung oder durch eine seröse Labyrinthitis bedingt und verliert sich in der Regel schnell. Persistierender Schwindel kann Zeichen einer zu weit ins Vestibulum ragenden Prothese sein.
- **Tinnitus aurium**
- **Perilymphfistel:** Sie äußert sich durch verzögert auftretenden Schwindel und kann unter anderem durch eine zu große Fußplattenperforation oder durch ungenügende Abdeckung an der Eintrittsstelle des Pistons entstehen.

[1,41,59]

### 1.2.4 Prothesen

Die heute verwendeten Materialien sind Stahldraht, Platin oder Nitinol für die Aufhängung, Teflon für den Schaft und Titan für alle Prothesenanteile. Da inzwischen eine große Zahl verschiedener Prothesen für die Stapesplastik auf dem Markt ist, wird hier nur auf diejenigen, die für diese Arbeit relevant sind, eingegangen.

**Titan Prothese**

Titan wird als Material verwendet, da es leicht ist und eine gute Biokompatibilität aufweist. Es wird gut epithelisiert und ruft keine Entzündungsreaktion hervor [74]. Es gibt verschiedene Prothesen, die sich in ihrer Form und damit auch der Anpassungsweise am Ambossschenkel, unterscheiden. Die klassische Titan Prothese hat eine runde Form und wird meist mit der McGee Zange befestigt. Eine Weiterentwicklung stellen das Clip Piston à Wengen und der neuere Soft CliP® dar, bei denen die Anpassung durch einen Clip Mechanismus vereinfacht werden soll. Außerdem soll durch die gewellte Form, das Entstehen von Nekrosen vermieden werden [62].

**Platin-Teflon Prothese**

Diese Prothese besteht aus einem Teflonschaft, der mit einer Aufhängung aus Platin kombiniert wird. Teflon wird verwendet, da es durch seine biomechanischen Eigenschaften dem Knochen am ähnlichsten ist [18]. Der Vorteil der Aufhängung besteht einerseits darin, dass Platin leicht zu verbiegen ist. Des Weiteren wird eine bandartige Form verwendet durch die die Prothese dem langen Ambossschenkel nicht komplett anliegt. So bleibt die, für die Schallleitung nötige, Beweglichkeit erhalten [20].

**Nitinol Prothese**

Bei dieser Prothese, wird Nitinol für die Aufhängung verwendet, während der Schaft aus Titan besteht. Nitinol ist eine Legierung aus 45% Titan und 55% Nickel, die eine Memory-Effekt Eigenschaft hat. Diese erlaubt dem Operateur durch Hitzeaktivierung auf 45°C, zum Beispiel mit Laser oder einer bipolaren, elektrischen Pinzette, eine einfache, standardisierte Fixierung. [9,26]

Unterschieden werden können dabei verschiedene Formungen der Aufhängung. Die neuere NitiBOND® Prothese hat im Gegensatz zum SMart® Piston im Bereich der Aufhängung eine gewellte Form. Die entstehenden kontaktfreien Stellen sollen eine Schädigung der Mukosa durch die Hitzeaktivierung oder durch zu hohen Druck verhindern. So soll das Risiko einer Nekrose des Ambossschenkels in Folge von Mukosaschäden verringert werden. [22,51,58]

### 1.2.5 Perforation der Fußplatte

Die Perforation der Fußplatte wird als kritischer Teil der Stapedotomie angesehen. Einerseits soll eine ausreichend große Öffnung geschaffen werden, in die das Piston eingepasst werden kann. Andererseits muss eine zu große Öffnung vermieden werden, um einen guten Sitz des Pistons und die Minderung des Risikos einer Perilymphfistel zu erreichen. Vor allem ist aber die Gefahr einer Innenohrschädigung und damit eines irreversiblen Hörverlustes bei diesem Operationsschritt am größten. Aus diesem Grund wurden seit Beginn der modernen Stapesplastik bei der Technik der Fußplattenperforation, neben der Wahl des Prothesenmaterials, die meisten Versuche einer Weiterentwicklung unternommen. Aktuell stehen dem Operateur drei Verfahren zur Verfügung.

**Manueller Perforator**

Die manuelle Perforation ist die ursprüngliche Methode.

**Skeeter**

Dieser elektrisch betriebene Diamantbohrer fräst ein Loch in die Fußplatte.

**Laser**

Heute werden vor allem der $CO_2$- und der Erb-YAG-Laser verwendet, deren Wellenlängen sich im Infrarotbereich befinden. Diese haben den Vorteil, dass sie gut von der Fußplatte und der Perilymphe absorbiert werden. Damit ist eine Innenohrschädigung weniger wahrscheinlich als bei der Verwendung von Lasern im Bereich von sichtbaren Wellenlängen, wie dem Argon-Laser. Allerdings kann es durch die Absorption zur Hitzentwicklung kommen, sodass gepulste Laser verwendet werden, um eine thermische Schädigung zu verhindern. Laser können mit zwei unterschiedlichen Schusstechniken appliziert werden. Die konventionelle Schusstechnik besteht aus mehreren Einzelschüssen, die so angeordnet werden, dass sie zusammen eine ausreichend große Perforation bilden. Dies ist nötig, da der Strahlendurchmesser kleiner als die benötigte Öffnung ist. Die Einzelnen Schüsse sind entweder überlappend ($CO_2$-Laser) oder in Rosettenform (Argon-, KTP-Laser) angeordnet. Bei der neueren „One-shot“-Technik, die für den $CO_2$-Laser zur Verfügung steht, reicht durch Kombination des Lasers mit einem Scannersystem ein einzelner Schuss aus. Die Vorteile dieser Technik bestehen darin, dass

die Ränder der Perforation glatt sind und die aufgewendete Gesamtenergie geringer ist. [2,11,31,37]

Eine Übersicht über die Vor- und Nachteile der drei unterschiedlichen Perforationsmethoden zeigt die folgende Tabelle.

**Tabelle 1: Vor-und Nachteile der verschiedenen Perforationsverfahren der Fußplatte bei der Stapesplastik [17,31,39,53,72]**

| | Perforator | Skeeter | Laser |
|---|---|---|---|
| **Vorteile** | - leichte Verfügbarkeit | - leichte Verfügbarkeit | - kein mechanisches Trauma des Innenohrs<br>- hohe Präzision<br>- durch Vermeiden von Blutungen bessere Sicht<br>- leichtere Handhabung |
| **Nachteile** | - mechanisches Trauma des Innenohrs möglich | - mechanisches Trauma des Innenohrs möglich | - Innenohrschädigung selten möglich durch direkte Laserstrahlen, thermische Schädigung (kontinuierliche Strahlen) oder Druckschwankungen in der Perilymphe (gepulste Strahlen)<br>- Hoher Aufwand durch Anschaffungskosten und nötige Gerätewartung |

Von einigen Autoren wird die Perforation mit Laser bezüglich möglicher Komplikationen als überlegen angesehen [17,39,72]. Die entscheidenden Kriterien für den Erfolg der Stapesplastik sind allerdings die postoperativen Hörverbesserungen. Es stellt sich die Frage, ob die drei Operationsverfahren mit Laser, Perforator und Skeeter dahingehend Unterschiede aufweisen, was zum Thema der vorliegenden Arbeit führte.

## 1.3. Fragestellung

Kann durch alle drei genannten Verfahren postoperativ eine signifikante Verbesserung der Luftleitung und des ABG erreicht werden?

Wird die Knochenleitung bei Verwendung der unterschiedlichen Methoden verändert?

Bestehen Unterschiede zwischen der Stapesplastik durchgeführt mit Laser, Perforator und Skeeter bezüglich

- der postoperativen Luft- und Knochenleitung, sowie des ABG?
- der Veränderung der Luftleitung und Knochenleitung sowie des ABG?
- der Erfolgsrate nach audiometrischen Kriterien?

Einen Beitrag zur Beantwortung dieser Fragen soll die vorliegende Studie liefern.

# 2. Material und Methoden

## 2.1. Datengrundlage und Patientengut

Bei der vorliegenden Arbeit, handelt es sich um eine retrospektive klinische Studie.

Es wurden insgesamt 143 Stapesplastiken ausgewertet, bei denen die Fußplattenperforation jeweils mit dem Laser, dem Skeeter oder dem Perforator erfolgte.

Die hier ausgewerteten Operationen, bei denen der Laser angewendet wurde, sind Stapesplastiken, die an der Hals-, Nasen-, Ohrenklinik der Universität Ulm im Zeitraum 2008 - 2013 vorgenommen wurden. Berücksichtigt wurden dabei alle in diesem Zeitraum durchgeführten Stapesplastiken mit Ausnahme von Revisionseingriffen.
Es handelt sich um 59 Operationen an 55 Patienten, wobei in 38 Fällen der $CO_2$-Laser und in 21 Fällen der Erb-YAG-Laser verwendet wurde. In der Laser-Gruppe wurden vor allem Nitinol-, aber auch Teflon- und Titan-Prothesen verwendet.
Die Auswertungsgrundlage bildeten die elektronischen Patientenakten. Diese enthielten die prä- und postoperativen Ton- und Sprachaudiogramme, sowie den Operationsbericht und die Arztbriefe.

Für die Auswertung der Stapesplastiken, die mit Perforator oder Skeeter durchgeführt wurden, wurde auf Daten des AMEOS Klinikum St. Salvator Halberstadt zurückgegriffen. Diese bestanden aus den Ergebnissen der Tonaudiogramme, die dort prä- und postoperativ angefertigt wurden. Die ausgewerteten Operationen erfolgten am AMEOS Klinikum St. Salvator in den Jahren 2007 und 2008. Es handelt sich dabei um 32 Fälle, in denen der Perforator und 52 Fälle, in denen der Skeeter verwendet wurde. Die Operationen erfolgten unter Verwendung von Titan-Prothesen (K-Piston).

Bei den Patienten handelte es sich um 103 Frauen und 40 Männer. Die Geschlechterverteilung in den einzelnen Gruppen geht aus Tabelle 2 hervor.

**Tabelle 2: Geschlechterverteilungen in den Patientengruppen der Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter**
(Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)

| | Laser | Perforator | Skeeter | gesamt |
|---|---|---|---|---|
| **Anzahl Frauen** | 39 | 19 | 45 | 103 |
| **Anzahl Männer** | 20 | 13 | 7 | 40 |
| **Anteil Frauen** | 66% | 58% | 87% | 72% |
| **Anteil Männer** | 34% | 42% | 13% | 28% |

Es wurden insgesamt deutlich mehr Frauen operiert als Männer. Am besten ausgeglichen ist die Geschlechterverteilung in der Perforator-Gruppe, wohingegen in der Skeeter-Gruppe der Frauenanteil am deutlichsten überwiegt.
Das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Operation lag zwischen 20 und 74 Jahren. Der Altersdurchschnitt lag bei 47,1 Jahren in der Laser-, 50,6 Jahren in der Perforator- und 47,9 Jahren in der Skeeter-Gruppe. Die Altersverteilung in den einzelnen Gruppen zeigt Abbildung 1.

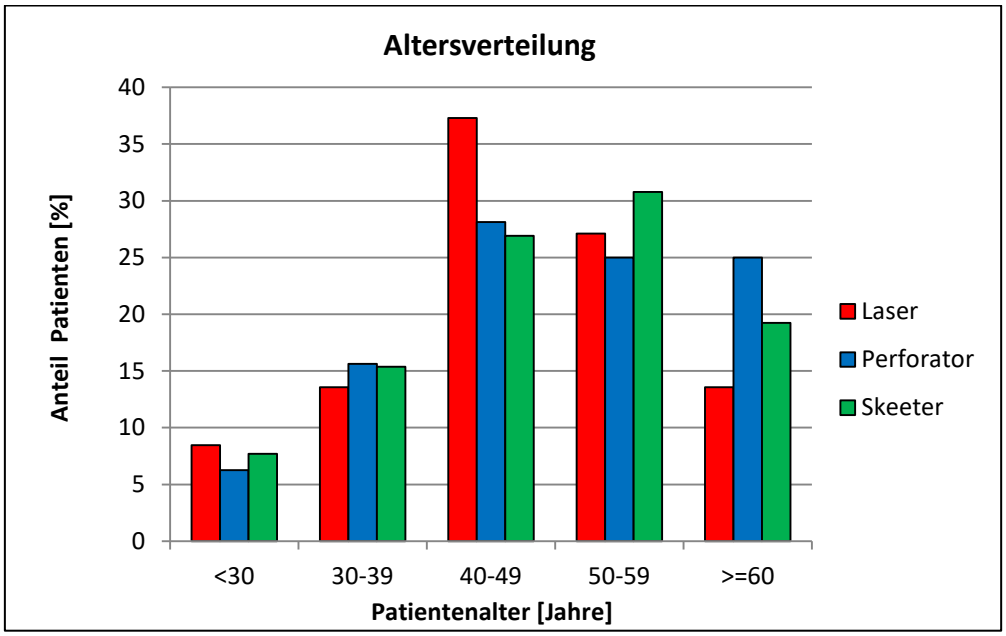


**Abbildung 1: Altersverteilung in den Patientengruppen der Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter**
(Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n= 143)

Aus der Abbildung geht hervor, dass in der Laser und der Perforator-Gruppe der Altersgipfel zwischen 40 und 49 Jahren liegt. In der Skeeter-Gruppe hingegen liegt er etwas höher, nämlich bei 50-59 Jahren.

## 2.2. Tonaudiogramm

Für die objektive Beurteilung des Hörvermögens vor und nach der Stapesplastik diente die Auswertung von prä- und postoperativen Tonaudiogrammen. Am ersten postoperativen Tag wurde die Knochenleitung untersucht, um eine mögliche postoperative Veränderung der Innenohrfunktion beurteilen zu können. Außerdem wurde ca. 2 Monate postoperativ ein Tonaudiogramm angefertigt. Dabei wurden, wie in der audiologischen Diagnostik üblich, immer die Luft- und die Knochenleitung bestimmt, um den ABG unter Verwendung der Werte für Luft- und Knochenleitung zum jeweiligen Zeitpunkt berechnen zu können.

Für die Frequenzen 0,25kHz; 0,5kHz; 1kHz; 2kHz; 4kHz; 6kHz und 8kHz wurde jeweils getrennt für beide Seiten die Hörschwelle für Luft- und Knochenleitung gemessen. Dazu wurde in Schritten von 5 dB die Lautstärke gesteigert bis der Patient angab, den Ton zu hören. Anschließend konnte die Lautstärke wieder reduziert werden und der Vorgang einige Male wiederholt werden, da Patienten oft in der Lage sind den Ton dann früher wahrzunehmen [30]. Die Ergebnisse der Tonaudiometrie wurden in Tonaudiogrammen grafisch dargestellt.

## 2.3 Ethikvotum

Die vorliegende Arbeit wurde von der Ethik-Kommission II der Universität Heidelberg geprüft. Im Votum wurde bestätigt, dass gegen diese wissenschaftliche Studie keine ethischen und berufsrechtlichen Bedenken bestehen (Aktenzeichen: 2018-810R-MA).

## 2.4. Durchführung der Auswertung

Die Auswertung erfolgte mithilfe des Programms Microsoft Excel, das zur Sammlung der Werte und deren weiterer Verarbeitung genutzt wurde. Zur statistischen Auswertung wurde das Programm SPSS verwendet.

### 2.4.1 Audiometrische Parameter

**Prä- und postoperative Luft- und Knochenleitung ($LL_{prä}$, $LL_{post}$ und $KL_{prä}$, $KL2_{post}$)**

In dieser Studie wurden die Hörschwellen der Luft- und Knochenleitung vor der Operation ($LL_{prä}$, $KL_{prä}$) und etwa zwei Monate nach der Operation ($LL_{post}$, $KL2_{post}$) für die Frequenzen 0,25kHz; 0,5kHz; 1kHz; 2kHz; 4kHz und 6kHz ausgewertet. Durch Bilden des Mittelwerts der prä- und postoperativen Luft- und Knochenleitung aller Patienten bzw. aller Patienten in einer Gruppe, wurde die durchschnittliche prä- und postoperative Luft- und Knochenleitung ($M_{LL_prä}$, $M_{LL_post}$ und $M_{KL_prä}$, $M_{KL2_post}$) berechnet.

**Prä- und postoperativer Air-Bone Gap ($ABG_{prä}$ und $ABG_{post}$)**

Der ABG wurde aus der Differenz zwischen der Luft- und Knochenleitung zu einem Untersuchungszeitpunkt jeweils vor ($ABG_{prä}$) bzw. nach der Operation ($ABG_{post}$) bestimmt. Aus dieser wurden wiederum Mittelwerte für die einzelnen Gruppen bzw. insgesamt gebildet ($M_{ABG_prä}$, $M_{ABG_post}$).

**ABG4**

Aufgrund einer Empfehlung des Committee of Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery wurde außerdem die Schallleitungskomponente nur unter Berücksichtigung der vier wichtigsten Frequenzen berechnet. Dieser ABG4 enthält die Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz.

**Veränderung des ABG (ΔABG)**

Einen weiteren Wert zur Beurteilung des audiometrischen Ergebnisses stellt die Veränderung des ABG (ΔABG) dar. Sie wurde aus der Differenz zwischen dem post- und präoperativen ABG gebildet und liefert eine Aussage über das Ausmaß der Verbesserung bzw. Verschlechterung durch den Eingriff. Es gilt, je negativer der Wert, desto größer die Verkleinerung und damit Verbesserung des ABG. Umgekehrt gilt, je größer der Wert,

desto ausgeprägter die Verschlechterung. Die mittlere Veränderung in einer Gruppe ist $M_{\Delta ABG}$.

**Veränderung der Luft- und Knochenleitung (ΔLL, ΔKL1 und ΔKL2)**

Ein vom ABG getrennter Vergleich der Veränderung der Luft- und der Knochenleitung durch den Eingriff wurde ebenfalls betrachtet. Dazu wurden die Differenzen aus den jeweiligen postoperativen und den präoperativen Werten gebildet. Für die Knochenleitung wurden dafür die Werte am ersten postoperativen Tag (ΔKL1) und ca. 2 Monate später (ΔKL2) berücksichtigt. Es gilt, je negativer der Wert, umso größer ist jeweils die Senkung der Luft- bzw. Knochenleitungsschwelle. Positive Werte bedeuten umgekehrt eine Anhebung dieser. Es wurden jeweils die Mittelwerte in einer Gruppe berechnet ($M_{\Delta LL}$, $M_{\Delta KL1}$ und $M_{\Delta KL2}$).

**Gütegruppen des ABG und ABG4**

Um die Ergebnisse übersichtlicher zu gestalten, wurden innerhalb der Werte für den ABG und ABG4 Gütegruppen gebildet:

Gütegruppe 1: ABG $\leq$ 10dB bzw. ABG4 $\leq$ 10dB

Gütegruppe 2: ABG > 10dB und $\leq$ 20dB bzw. ABG4 > 10dB und $\leq$ 20dB

Gütegruppe 3: ABG > 20dB und $\leq$ 30dB bzw. ABG4 > 20dB und $\leq$ 30dB

Gütegruppe 4: ABG > 30dB bzw. ABG4 > 30dB

Das Erreichen der besten, hier als Gütegruppe 1 bezeichneten, Gütegruppe mit einem ABG4 $\leq$ 10dB wird dabei, nach einer Committee of Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, als Kriterium für eine erfolgreiche Otosklerosechirurgie angesehen und kann somit zur Berechnung der Erfolgsrate dienen [15].

### 2.4.2 Statistische Tests

Zur Prüfung der Signifikanz der Ergebnisse, wurden mithilfe des Statistikprogramms SPSS statistische Tests durchgeführt und ein Beratungstermin am Institut für Epidemiologie und Medizinische Biometrie der Universität Ulm in Anspruch genommen. Es wurden folgende Tests durchgeführt:

**Wilcoxon-Test**

Der Wilcoxon-Test für verbundene Stichproben diente zur Betrachtung der Signifikanz der Veränderungen der Luft- und Knochenleitung durch die Stapesplastik. Als Signifikanzniveau galt $p \leq 0,05$.

**Mann-Whitney-U-Test**

Dieser Test für unabhängige Stichproben wurde zur Prüfung der Signifikanz der Unterschiede zwischen den zwei Laserarten Erb-YAG und $CO_2$ verwendet. Außerdem wurden damit bestehende Unterschiede zwischen den drei Gruppen in paarweisen Gruppenvergleichen genauer betrachtet. Es wurde dabei ebenfalls das Signifikanzniveau $p \leq 0,05$ verwendet.

**Kruskal-Wallis-Test**

Der Kruskal-Wallis Test diente zum Vergleich der drei Gruppen untereinander. Auch hier war das Signifikanzniveau $p \leq 0,05$.

# 3. Ergebnisse

## 3.1 Laser

Die Ergebnisse der statistischen Auswertung der Luftleitung in der Laser-Gruppe sind in der folgenden Tabelle dargestellt.

**Tabelle 3: Statistische Auswertung der Luftleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Universitätsklinik Ulm 2008-2013)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Luftleitung ($M_{LL_prä}$, $M_{LL_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung der Luftleitung ($SD_{LL_prä}$, $SD_{LL_post}$), Veränderung der Luftleitung (ΔLL) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{LL_prä}$ [dB] | $SD_{LL_prä}$ [dB] | $M_{LL_post}$ [dB] | $SD_{LL_post}$ [dB] | ΔLL [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 58 | 55,52 | 16,00 | 31,12 | 15,53 | -24,40 | <0,001 |
| **0,5** | 57 | 58,77 | 16,94 | 33,35 | 15,71 | -25,42 | <0,001 |
| **1** | 57 | 56,07 | 16,34 | 35,12 | 14,49 | -20,95 | <0,001 |
| **2** | 57 | 53,72 | 16,15 | 38,40 | 15,84 | -15,32 | <0,001 |
| **4** | 58 | 51,38 | 19,21 | 44,98 | 19,25 | -6,40 | <0,001 |
| **6** | 58 | 55,28 | 21,88 | 52,88 | 22,20 | -2,40 | 0,177 |
| **pantonal** | | 54,94 | 15,30 | 39,24 | 14,29 | -15,53 | <0,001 |

Für die Frequenzen 0,25kHz, 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz und pantonal konnte postoperativ eine signifikante Verbesserung ($p \leq 0,05$) der Luftleitung gezeigt werden. Eine signifikante Verbesserung bei 6kHz konnte nicht festgestellt werden. Die mittlere Luftleitungsschwelle ist pantonal um 15,33dB reduziert worden.

Die nachfolgende Tabelle zeigt die statistische Auswertung für die Knochenleitung.

**Tabelle 4: Statistische Auswertung der Knochenleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Universitätsklinik Ulm 2008-2013)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Knochenleitung ($M_{KL_prä}$, $M_{KL2_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung der Knochenleitung ($SD_{KL_prä}$, $SD_{KL2_post}$), Veränderung der Knochenleitung (ΔKL2) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{KL_prä}$ [dB] | $SD_{KL_prä}$ [dB] | $M_{KL2_post}$ [dB] | $SD_{KL2_post}$ [dB] | ΔKL2 [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 59 | 9,15 | 7,89 | 9,92 | 8,28 | 0,76 | 0,429 |
| **0,5** | 58 | 17,69 | 8,29 | 17,10 | 10,76 | -0,59 | 0,535 |
| **1** | 59 | 22,59 | 12,05 | 22,63 | 12,07 | 0,03 | 0,904 |
| **2** | 58 | 31,78 | 12,84 | 29,0 | 14,17 | -2,78 | 0,032 |
| **4** | 59 | 23,05 | 15,29 | 26,56 | 16,40 | 3,51 | 0,004 |
| **6** | 55 | 17,35 | 12,64 | 24,64 | 15,71 | 7,29 | <0,001 |
| **pantonal** | | 20,62 | 9,31 | 21,87 | 10,66 | 1,34 | 0,214 |

Aus Tabelle 4 geht hervor, dass für die Frequenzen 6kHz (p<0,001) und für 4kHz (p=0,004) eine signifikante Verschlechterung festgestellt wurde. Bei 2kHz konnte eine signifikante Verbesserung nachgewiesen werden (p=0,032). Die Verbesserung der Knochenleitung bei 0,5kHz, sowie deren Verschlechterung für die Frequenzen 0,25kHz und 1kHz sind nicht signifikant. Die mittlere Knochenleitungsschwelle ist pantonal um 1,34dB vergrößert worden. Diese Veränderung ist nicht signifikant (p=0,214).

Die statistische Auswertung des ABG zeigt Tabelle 5.

**Tabelle 5:Statistische Auswertung des Air-Bone Gaps (ABG) bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Universitätsklinik Ulm 2008-2013)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert des ABG ($M_{ABG_prä}$, $M_{ABG_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung des ABG ($SD_{ABG_prä}$, $SD_{ABG_post}$), Veränderung des ABG (ΔABG) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{ABG_prä}$ [dB] | $SD_{ABG_prä}$ [dB] | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | ΔABG [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 58 | 46,21 | 12,26 | 21,12 | 12,14 | -25,09 | <0,001 |
| **0,5** | 56 | 39,66 | 13,70 | 15,20 | 10,34 | -24,46 | <0,001 |
| **1** | 57 | 33,25 | 10,77 | 12,58 | 9,35 | -20,67 | <0,001 |
| **2** | 56 | 20,45 | 11,19 | 8,89 | 7,49 | -11,55 | <0,001 |
| **4** | 58 | 28,02 | 11,49 | 18,14 | 9,44 | -9,88 | <0,001 |
| **6** | 54 | 34,94 | 13,00 | 25,41 | 12,42 | -9,54 | <0,001 |
| **pantonal** | | 33,82 | 9,63 | 16,85 | 7,37 | -16,39 | <0,001 |

Der Tabelle ist zu entnehmen, dass der ABG für alle ausgewerteten Frequenzen und pantonal in der Laser-Gruppe postoperativ eine signifikante Verbesserung zeigt. Der mittlere pantonale ABG ist um 16,39dB verringert worden.

In dieser Studie wurden der Erb-YAG-Laser und der $CO_2$-Laser verwendet. Die statistische Auswertung der Unterschiede zwischen diesen Untergruppen mittels Mann-Whitney-U-Test zeigt Tabelle 7. Es wurde dabei die Veränderung des ABG verglichen.

**Tabelle 6: Statistischer Vergleich der zur Stapesplastik verwendeten Laser mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests.** (Universitätsklinik Ulm 2008-2013)
Fallzahl (n), Mittelwert der Veränderung des Air-Bone Gaps ($M_{\Delta ABG}$), Standardabweichung der Veränderung des Air-Bone Gaps ($SD_{\Delta ABG}$) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | $CO_2$-Laser | | | Erb-YAG-Laser | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | |
| **0,25** | 38 | -25,26 | 16,31 | 20 | -24,75 | 9,80 | 0,575 |
| **0,5** | 37 | -24,68 | 15,90 | 19 | -24,05 | 12,59 | 0,526 |
| **1** | 37 | -19,38 | 14,78 | 20 | -23,05 | 11,56 | 0,475 |
| **2** | 37 | -12,03 | 12,89 | 19 | -10,63 | 12,90 | 0,748 |
| **4** | 38 | -9,79 | 12,19 | 20 | -10,05 | 10,86 | 0,980 |
| **6** | 34 | -10,41 | 14,96 | 20 | -8,05 | 15,79 | 0,560 |

Die p-Werte in der Tabelle zeigen, dass für Veränderung des ABG kein signifikanter Unterschied zwischen der Verwendung des $CO_2$-Lasers und des Erb-YAG-Lasers gefunden werden konnte.

## 3.2 Perforator

Tabelle 7 zeigt die statistische Auswertung der Luftleitung in der Perforator-Gruppe.

**Tabelle 7: Statistische Auswertung der Luftleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Perforator mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Luftleitung ($M_{LL_prä}$, $M_{LL_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung der Luftleitung ($SD_{LL_prä}$, $SD_{LL_post}$), Veränderung der Luftleitung (ΔLL) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{LL_prä}$ [dB] | $SD_{LL_prä}$ [dB] | $M_{LL_post}$ [dB] | $SD_{LL_prä}$ [dB] | ΔLL [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 30 | 67,33 | 16,01 | 37,50 | 17,90 | -29,83 | <0,001 |
| **0,5** | 31 | 63,23 | 18,37 | 35,00 | 17,84 | -28,23 | <0,001 |
| **1** | 31 | 59,35 | 19,74 | 34,68 | 17,46 | -24,68 | <0,001 |
| **2** | 31 | 53,23 | 22,64 | 38,39 | 20,51 | -14,84 | <0,001 |
| **4** | 31 | 63,06 | 27,98 | 52,42 | 27,93 | -10,65 | 0,025 |
| **6** | 31 | 70,65 | 27,77 | 60,48 | 31,84 | -10,16 | 0,030 |
| **pantonal** | | 62,45 | 18,91 | 42,96 | 18,73 | -19,66 | <0,001 |

Für alle ausgewerteten Frequenzen, sowie pantonal konnte eine signifikante Verbesserung der Luftleitung in der Perforator-Gruppe gezeigt werden ($p \leq 0,05$). Die mittlere Luftleitungsschwelle ist pantonal um 19,66dB reduziert worden.

Die Auswertung der Knochenleitung ist in Tabelle 8 dargestellt.

**Tabelle 8: Statistische Auswertung der Knochenleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Perforator mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Knochenleitung ($M_{KL_prä}$, $M_{KL2_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung der Knochenleitung ($SD_{KL_prä}$, $SD_{KL2_post}$), Veränderung der Knochenleitung (ΔKL2) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{KL_prä}$ [dB] | $SD_{KL_prä}$ [dB] | $M_{KL2_post}$ [dB] | $SD_{KL2_post}$ [dB] | ΔKL2 [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 30 | 12,50 | 8,38 | 10,17 | 9,60 | -2,33 | 0,033 |
| **0,5** | 32 | 21,25 | 11,43 | 18,91 | 12,87 | -2,34 | 0,078 |
| **1** | 31 | 25,16 | 13,63 | 24,35 | 15,53 | -0,81 | 0,428 |
| **2** | 31 | 33,87 | 17,21 | 28,39 | 18,46 | -5,48 | 0,007 |
| **4** | 29 | 28,97 | 19,01 | 31,90 | 20,02 | 2,93 | 0,477 |
| **6** | 27 | 20,93 | 16,17 | 23,33 | 14,54 | 2,41 | 0,419 |
| **pantonal** | | 24,51 | 12,47 | 22,48 | 12,36 | -1,57 | 0,024 |

Aus der Tabelle geht hervor, dass die Verbesserung der Knochenleitung für die Frequenzen 0,5kHz, 1kHz und 2kHz nicht signifikant ist. Auch die Verschlechterung der Knochenleitung für die Frequenzen 4kHz und 6kHz ist nicht signifikant. Nur für die Frequenz 0,25kHz, sowie pantonal konnte eine signifikante Verbesserung ($p \leq 0,05$) gezeigt werden. Die mittlere Knochenleitungsschwelle ist pantonal um 1,57dB verbessert worden.

Die statistische Auswertung der Schallleitungskomponente zeigt die folgende Tabelle.

**Tabelle 9: Statistische Auswertung des Air-Bone Gaps (ABG) bei Patienten nach Stapesplastik mit Perforator mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert des ABG ($M_{ABG_prä}$, $M_{ABG_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung des ABG ($SD_{ABG_prä}$, $SD_{ABG_post}$), Veränderung des ABG (ΔABG) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{ABG_prä}$ [dB] | $SD_{ABG_prä}$ [dB] | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | ΔABG [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 30 | 54,83 | 14,65 | 27,33 | 13,31 | -27,50 | <0,001 |
| **0,5** | 31 | 41,77 | 14,75 | 15,48 | 10,19 | -26,29 | <0,001 |
| **1** | 31 | 34,19 | 13,48 | 10,32 | 6,45 | -23,87 | <0,001 |
| **2** | 29 | 17,93 | 11,54 | 5,34 | 2,97 | -12,59 | <0,001 |
| **4** | 29 | 31,21 | 16,57 | 16,90 | 9,86 | -14,31 | 0,002 |
| **6** | 27 | 45,00 | 17,27 | 30,93 | 19,32 | -14,07 | 0,004 |
| **pantonal** | | 37,25 | 12,23 | 17,71 | 6,99 | -19,68 | <0,001 |

Für alle ausgewerteten Frequenzen, sowie pantonal konnte eine signifikante Verbesserung des ABG in der Perforator-Gruppe festgestellt werden ($p \leq 0,05$). Der mittlere ABG ist pantonal um 19,68dB verringert worden.

## 3.3 Skeeter

Die statistische Auswertung der Luftleitung in der Skeeter-Gruppe zeigt Tabelle 10.

**Tabelle 10: Statistische Auswertung der Luftleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Skeeter mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Luftleitung ($M_{LL_prä}$, $M_{LL_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung der Luftleitung ($SD_{LL_prä}$, $SD_{LL_post}$), Veränderung der Luftleitung (ΔLL) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{LL_prä}$ [dB] | $SD_{LL_prä}$ [dB] | $M_{LL_post}$ [dB] | $SD_{LL_prä}$ [dB] | ΔLL [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 52 | 67,79 | 17,61 | 38,65 | 14,82 | -29,13 | <0,001 |
| **0,5** | 52 | 68,08 | 18,61 | 37,50 | 15,67 | -30,58 | <0,001 |
| **1** | 52 | 65,67 | 20,24 | 38,56 | 16,81 | -27,12 | <0,001 |
| **2** | 52 | 57,31 | 21,13 | 40,29 | 19,11 | -17,02 | <0,001 |
| **4** | 52 | 60,96 | 26,66 | 44,71 | 23,79 | -16,25 | <0,001 |
| **6** | 52 | 67,79 | 25,77 | 51,92 | 27,41 | -15,87 | <0,001 |
| **pantonal** | | 64,60 | 19,52 | 41,94 | 17,16 | -22,66 | <0,001 |

Die Tabelle zeigt, dass die Verbesserung der Luftleitung in der Skeeter-Gruppe für alle Frequenzen und pantonal signifikant ist ($p \leq 0,05$). Die mittlere Luftleitungsschwelle wurde pantonal um 22,66dB verbessert.

Tabelle 11 stellt die statistische Auswertung Knochenleitung dieser Gruppe dar.

**Tabelle 11: Statistische Auswertung der Knochenleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Skeeter mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert der Knochenleitung ($M_{KL_prä}$, $M_{KL2_post}$), prä-und postoperative Standardabweichung der Knochenleitung ($SD_{KL_prä}$, $SD_{KL2_post}$), Veränderung der Knochenleitung (ΔKL2) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{KL_prä}$ [dB] | $SD_{KL_prä}$ [dB] | $M_{KL2_post}$ [dB] | $SD_{KL2_post}$ [dB] | ΔKL2 [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 52 | 11,54 | 8,266 | 9,42 | 7,52 | -2,12 | 0,016 |
| **0,50** | 52 | 23,08 | 10,39 | 19,52 | 10,35 | -3,56 | 0,003 |
| **1** | 52 | 28,27 | 12,32 | 25,19 | 14,04 | -3,08 | 0,001 |
| **2** | 52 | 35,87 | 14,64 | 31,83 | 16,75 | -4,04 | 0,001 |
| **4** | 52 | 25,19 | 17,43 | 25,58 | 18,11 | 0,38 | 0,983 |
| **6** | 50 | 20,90 | 16,34 | 19,20 | 16,85 | -1,70 | 0,130 |
| **pantonal** | | 24,24 | 11,08 | 21,97 | 11,98 | -2,35 | <0,001 |

Für die Frequenzen 0,25kHz, 0,5kHz, 1kHz, 2 kHz, sowie pantonal konnte eine signifikante Verbesserung der Knochenleitung festgestellt werden ($p \leq 0,05$). Weder die Verbesserung der Knochenleitung bei 6kHz, noch deren Verschlechterung bei 4kHz sind signifikant. Die mittlere Knochenleitungsschwelle ist pantonal um 2,35dB verbessert worden.

Die statistische Auswertung der Schallleitungskomponente kann Tabelle 12 entnommen werden.

**Tabelle 12: Statistische Auswertung des Air-Bone Gaps (ABG) bei Patienten nach Stapesplastik mit Skeeter mithilfe des Wilcoxon-Tests.** (Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), prä- und postoperativer Mittelwert des ABG ($M_{ABG_prä}$, $M_{ABG_post}$), prä- und postoperative Standardabweichung des ABG ($SD_{ABG_prä}$, $SD_{ABG_post}$), Veränderung des ABG (ΔABG) und p-Wert

| Frequenz [kHz] | n | $M_{ABG_prä}$ [dB] | $SD_{AB_prä}$ [dB] | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | ΔABG [dB] | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **0,25** | 52 | 56,25 | 14,21 | 29,23 | 12,66 | -27,02 | <0,001 |
| **0,5** | 52 | 45,00 | 13,43 | 17,98 | 11,17 | -27,02 | <0,001 |
| **1** | 52 | 37,40 | 13,88 | 13,37 | 8,27 | -24,04 | <0,001 |
| **2** | 52 | 21,73 | 12,52 | 8,46 | 6,30 | -13,27 | <0,001 |
| **4** | 52 | 35,67 | 14,89 | 19,13 | 12,44 | -16,54 | <0,001 |
| **6** | 51 | 46,76 | 17,43 | 31,76 | 16,76 | -15,00 | <0,001 |
| **pantonal** | | 40,47 | 12,29 | 19,97 | 8,77 | -20,55 | <0,001 |

Die p-Werte in der Tabelle sind für alle Frequenzen und pantonal ≤0,05 und damit die Verbesserungen des ABG für alle Frequenzen signifikant. Der mittlere ABG ist pantonal um 20,55dB verkleinert worden.

## 3.4 Vergleich der drei Gruppen

### 3.4.1 Air-Bone Gap

Die statistische Auswertung des Gruppenvergleichs für den Air-Bone Gap und dessen Veränderung zeigt die folgende Tabelle.

**Tabelle 13: Statistischer Vergleich des postoperativen Air-Bone Gaps (ABG und ABG4) sowie dessen Veränderung bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Fallzahl (n), Mittelwert des postoperativen ABG und ABG4, ($M_{ABG_post}$, $M_{ABG4_post}$), Standardabweichung für den postoperativen ABG und ABG4 ($SD_{ABG_post}$, $SD_{ABG4_post}$) Mittelwert der Veränderung des ABG und ABG4 ($M_{\Delta ABG}$, $M_{\Delta ABG4}$), Standardabweichung für die Veränderung des ABG und ABG4 ($SD_{\Delta ABG}$, $SD_{\Delta ABG4}$) und p-Wert

| Methode | Laser | Perforator | Skeeter | p |
|---|---|---|---|---|
| **n** | 58 | 30 | 52 | |
| **$M_{ABG_post}$** [dB] | 16,85 | 17,71 | 19,97 | 0,150 |
| **$SD_{ABG_post}$** [dB] | 7,37 | 6,99 | 8,77 | |
| **$M_{ABG4_post}$** [dB] | 13,86 | 12,15 | 14,74 | 0,314 |
| **$SD_{ABG4_post}$** [dB] | 7,04 | 5,63 | 7,80 | |
| **$M_{\Delta ABG}$** [dB] | -16,86 | -19,68 | -20,55 | 0,393 |
| **$SD_{\Delta ABG}$** [dB] | 10,39 | 14,48 | 10,57 | |
| **$M_{\Delta ABG4}$** [dB] | -16,29 | -19,19 | -20,22 | 0,285 |
| **$SD_{\Delta ABG4}$** [dB] | 10,91 | 14,24 | 10,66 | |

Der pantonale postoperative ABG ist in der Laser-Gruppe am kleinsten ($M_{ABG}$=16,85dB) und in der Skeeter-Gruppe am größten ($M_{ABG}$=19,97dB). Der postoperative ABG4 weist in der Perforator-Gruppe den niedrigsten Wert ($M_{ABG4}$=12,15dB und in der Skeeter-Gruppe den höchsten Wert ($M_{ABG4}$=14,74dB) auf. Die Verbesserung des ABG und ABG4 durch die Stapesplastik ist in der Skeeter-Gruppe am größten ($M_{\Delta ABG}$= -20,55dB, $M_{\Delta ABG4}$= -20,22dB) und in der Laser-Gruppe am wenigsten ausgeprägt ($M_{\Delta ABG}$= -16,86dB, $M_{\Delta ABG4}$ =16,29dB). Wie die Tabelle zeigt, sind diese Unterschiede zwischen den Gruppen allerdings nicht signifikant (p>0,05).

Zur besseren Visualisierung des OP-Erfolges und möglicher Gruppenunterschiede erfolgte eine Einteilung des prä- und postoperativen ABG in Gütegruppen (s. Abbildung 3 bis 6).

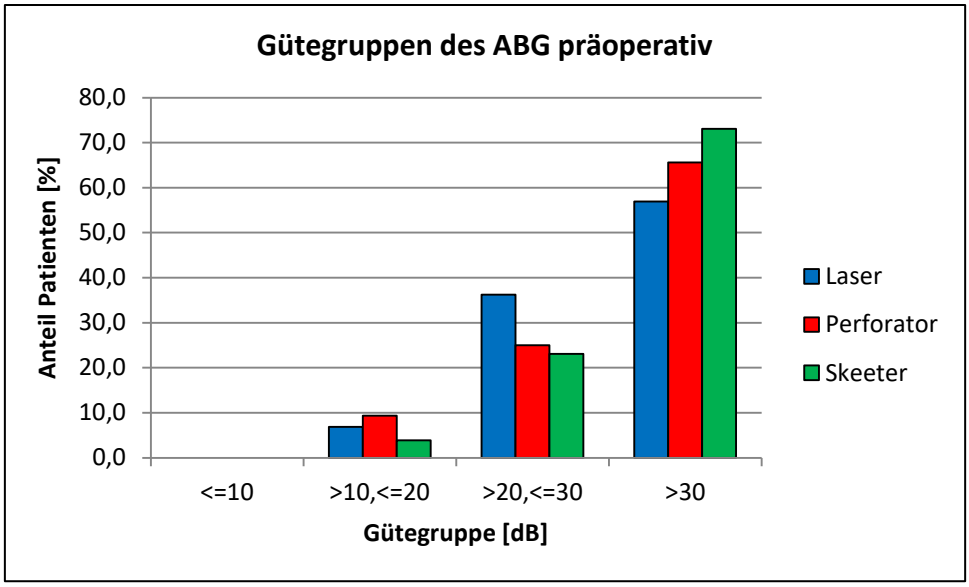


**Abbildung 3: Präoperativer Air-Bone Gap (ABG) bei Patienten mit Stapesplastik in Gütegruppen.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n= 143)

Abbildung 3 zeigt, dass vor der Operation in allen drei Gruppen der größte Anteil (56,9-73,1%) der Patienten einen ABG der schlechtesten Gütegruppe mit Werten über 30dB aufweist. In der Laser-Gruppe ist der Anteil von Patienten mit einem ABG in der schlechtesten Gütegruppe mit 56,9% etwas kleiner als in der Perforator- (65,6%) und der Skeeter-Gruppe (73,1%). Dafür ist der Patientenanteil mit ABG im Bereich zwischen 20dB und 30 dB in der Laser-Gruppe mit 36,2% etwas größer als in den anderen Gruppen (Perforator: 25,0% und Skeeter: 23,1%). Der Anteil von Patienten mit einem ABG zwischen 10dB und 20dB ist präoperativ in der Perforator-Gruppe am größten (9,4%). Keiner der Patienten der drei Gruppen hatte vor dem Eingriff eine Schalleitungskomponente im Bereich der besten Gütegruppe unter 10dB.

Dieselbe Darstellung für die postoperativen Werte zeigt Abbildung 4.

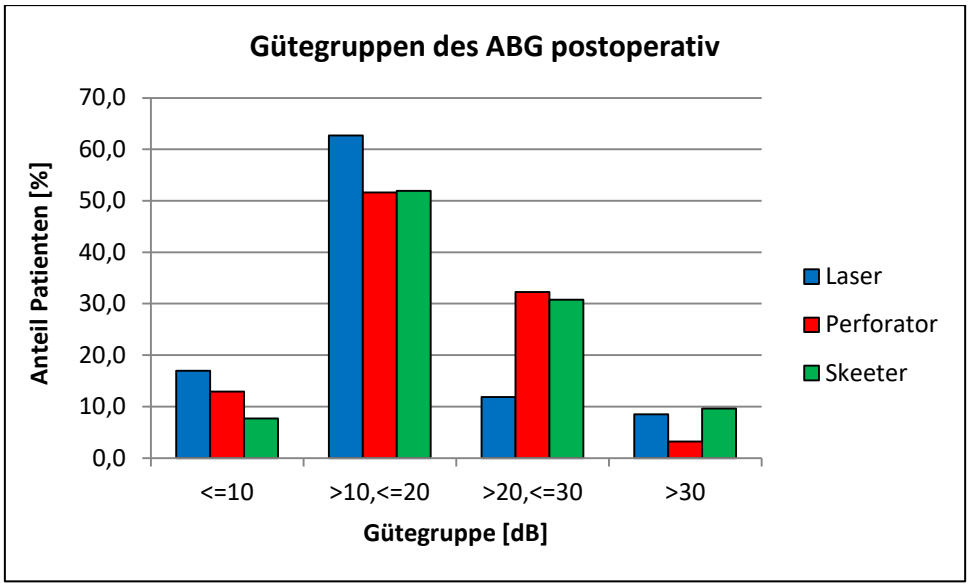


**Abbildung 4: Postoperativer Air-Bone Gap (ABG) bei Patienten mit Stapesplastik in Gütegruppen.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n= 143)

Der Abbildung kann entnommen werden, dass postoperativ im Gegensatz zur präoperativen Situation nur noch ein kleiner Anteil der Patienten (3,2-9,6%) einen ABG im Bereich der schlechtesten Gütegruppe aufweist. In allen drei Gruppen, befindet sich der postoperative ABG der meisten Patienten im Bereich zwischen 10dB und 20dB (51,6-62,7%). In der Laser-Gruppe ist der Anteil von Patienten in den beiden besten Gütegruppen etwas größer als in den beiden anderen Gruppen (Laser: 79,6%, Perforator: 64,5%, Skeeter: 59,4%). Diese Unterschiede sind jedoch nach Signifikanzprüfung mittels Kruskal-Wallis Test, nicht signifikant ($p \geq 0,05$). Auch die Unterschiede zwischen den Gruppen für den Anteil an Patienten in der besten Gütegruppe (Laser:16,9%, Perforator: 12,9%, Skeeter (7,7%) sind nicht signifikant.

Die gleiche Betrachtung, allerdings für den ABG4 zeigen die beiden folgenden Grafiken.

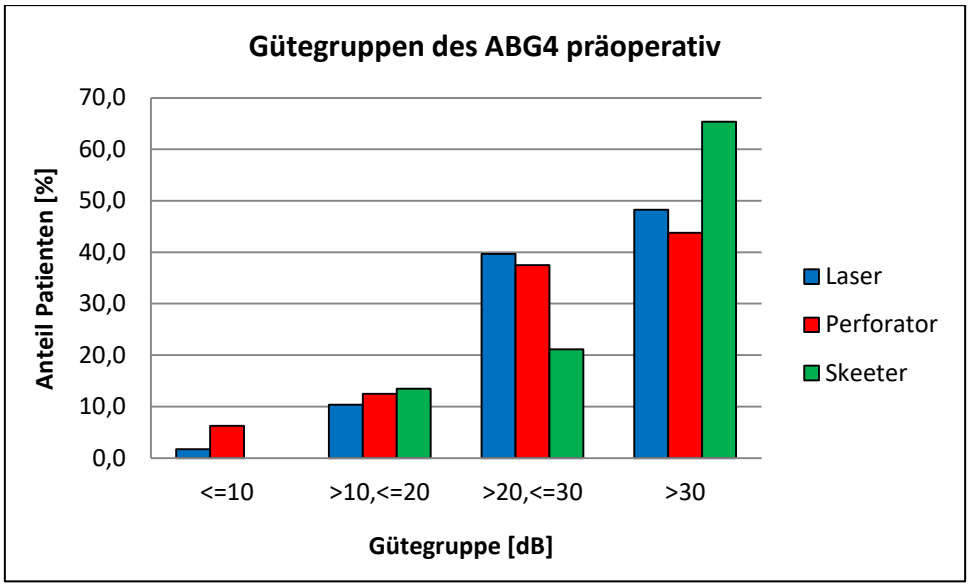


**Abbildung 5: Präoperativer Air-Bone Gap (ABG4) bei Patienten mit Stapesplastik in Gütegruppen.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n= 143)

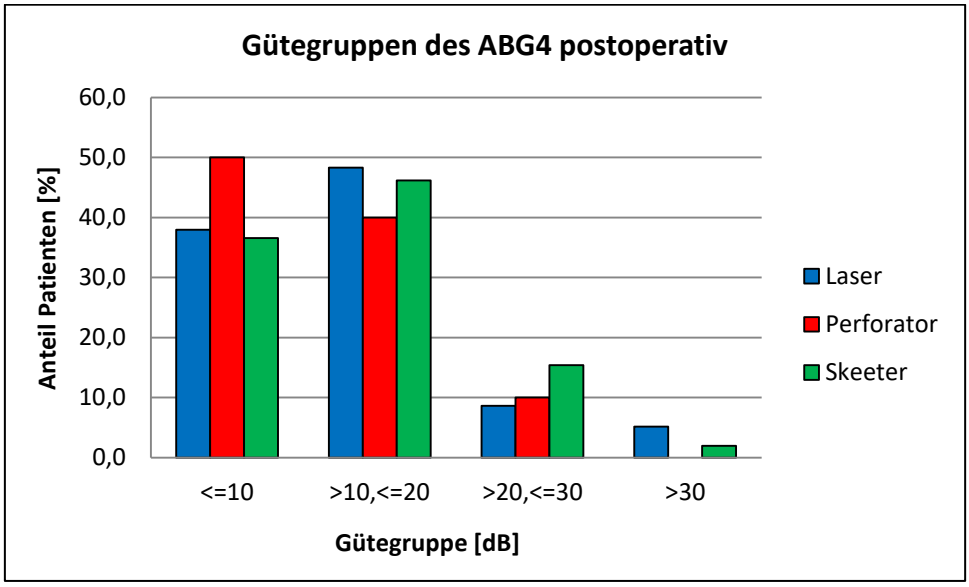


**Abbildung 6: Postoperativer Air-Bone Gap (ABG4) bei Patienten mit Stapesplastik in Gütegruppen.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n= 143)

Wird der ABG4 ausgewertet, sind die präoperativen Hörverluste in der Skeeter-Gruppe am stärksten ausgeprägt. Bei 65,4% der Patienten liegt in dieser Gruppe der ABG4 präoperativ über 30dB. Im Vergleich dazu ist dies bei 48,3% der Patienten in der Laser- und 43,8% in der Skeeter-Gruppe der Fall. Postoperativ ist der Anteil von Patienten in der besten Gütegruppe in der Perforator-Gruppe am größten (50,0%). Im Vergleich dazu ist der ABG4 bei 37,9% der Laser- und 36,5% der Skeeter Operierten ABG4≤10dB. Die

statistische Auswertung mittels Kruskal-Wallis Test ergab, dass diese Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich ihres Anteils von Patienten mit einem postoperativen ABG4 ≤10dB nicht signifikant sind.

Ein noch genauerer Vergleich der drei Gruppen kann unter Betrachtung der einzelnen Frequenzen erfolgen. In Tabelle 14 sind die postoperativen Werte des ABG für alle Frequenzen und alle Gruppen, sowie das Ergebnis der Signifikanzprüfung für die Unterschiede zwischen den Gruppen dargestellt.

**Tabelle 14:Statistischer Vergleich des postoperativen Air-Bone Gaps (ABG) bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Frequenz (F), Fallzahl (n), Mittelwert des postoperativen ABG ($M_{ABG_post}$), Standardabweichung für den postoperativen ABG ($SD_{ABG_post}$) und p-Wert

| F [ kHz] | Laser | | | Perforator | | | Skeeter | | | gesamt | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | n | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | n | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | n | $M_{ABG_post}$ [dB] | $SD_{ABG_post}$ [dB] | |
| **0,25** | 58 | 21,12 | 12,14 | 30 | 27,33 | 13,31 | 52 | 29,23 | 12,66 | 141 | 25,35 | 13,06 | 0,001 |
| **0,5** | 56 | 15,20 | 10,34 | 31 | 15,48 | 10,19 | 52 | 17,98 | 11,17 | 140 | 16,26 | 10,61 | 0,352 |
| **1** | 57 | 12,58 | 9,35 | 31 | 10,32 | 6,45 | 52 | 13,37 | 8,27 | 141 | 12,32 | 8,40 | 0,151 |
| **2** | 56 | 8,89 | 7,49 | 29 | 5,34 | 2,97 | 52 | 8,46 | 6,30 | 138 | 7,92 | 6,44 | 0,085 |
| **4** | 58 | 18,14 | 9,44 | 29 | 16,90 | 9,86 | 52 | 19,13 | 12,44 | 140 | 18,26 | 10,66 | 0,837 |
| **6** | 54 | 25,41 | 12,42 | 27 | 30,93 | 19,32 | 51 | 31,76 | 16,76 | 134 | 29,01 | 15,79 | 0,178 |

Die p-Werte zeigen, dass für die Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz, 4kHz und 6kHz keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Gruppen bezüglich des postoperativen ABG festgestellt werden konnten. Für die Frequenz 0,25kHz ist der Unterschied im Kruskal-Wallis-Test allerdings signifikant ($p \leq 0,05$). Es folgt daher eine weitere Analyse der Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen bei dieser Frequenz:

**Tabelle 15: Mann-Whitney-U-Test zum statistischen paarweisen Vergleich des postoperativen Air-Bone Gaps (ABG) bei 0,25kHz bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n=141)
Perforationsmethode, Mittelwert des postoperativen ABG ($M_{ABG_post}$) bei 0,25kHz bei dieser Perforationsmethode, verglichene Perforationsmethode und p-Wert

| Perforationsmethode | $M_{ABG_post}$ [dB] bei 0,25kHz | Verglichene Perforationsmethode | p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Laser** | 21,12 | Perforator | 0,025 |
| **Perforator** | 27,33 | Skeeter | 0,509 |
| **Skeeter** | 29,23 | Laser | 0,000 |

Bei 0,25kHz ist der postoperative ABG der Laser-Gruppe signifikant besser ($p \leq 0,05$) im Vergleich zur Perforator- und Skeeter-Gruppe. Zwischen der Perforator und der Skeeter-Gruppe konnten, auch bei 0,25kHz, keine signifikanten Unterschiede gezeigt werden.

Tabelle 16 zeigt die Veränderungen der ABG und die statistische Auswertung der Unterschiede zwischen den Gruppen.

**Tabelle 16: Statistischer Vergleich der Veränderung des Air-Bone Gaps (ABG) bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Frequenz (F), Fallzahl (n), Mittelwert der Veränderung des ABG ($M_{\Delta ABG}$), Standardabweichung für die Veränderung des ABG ($SD_{\Delta ABG}$) und p-Wert

| F [kHz] | Laser | | | Perforator | | | Skeeter | | | gesamt | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | n | $M_{\Delta ABG}$ [dB] | $SD_{\Delta ABG}$ [dB] | |
| **0,25** | 58 | -25,09 | 14,31 | 30 | -27,50 | 18,14 | 52 | -27,02 | 13,03 | 140 | -26,32 | 14,70 | 0,830 |
| **0,5** | 56 | -24,46 | 14,75 | 31 | -26,29 | 16,23 | 52 | -27,02 | 14,73 | 139 | -25,83 | 15,01 | 0,895 |
| **1** | 57 | -20,67 | 13,74 | 31 | -23,87 | 15,64 | 52 | -24,04 | 13,72 | 140 | -22,63 | 14,16 | 0,671 |
| **2** | 56 | -11,55 | 12,53 | 29 | -12,59 | 12,44 | 52 | -13,27 | 12,24 | 137 | -12,42 | 12,34 | 0,880 |
| **4** | 58 | -9,88 | 11,65 | 30 | -14,67 | 19,95 | 52 | -16,54 | 12,74 | 140 | -13,38 | 14,40 | 0,067 |
| **6** | 54 | -9,54 | 15,17 | 27 | -14,07 | 22,36 | 51 | -15,00 | 19,16 | 132 | -12,58 | 18,41 | 0,357 |

Wie an den p-Werten ersichtlich ist, konnten bezüglich der Veränderung des ABG bei keiner der ausgewerteten Frequenzen signifikante Unterschiede zwischen den drei Gruppen gezeigt werden.

### 3.4.2 Luftleitung

Tabelle 17 zeigt die Veränderung der Luftleitung in den einzelnen Gruppen, sowie die statistische Auswertung der Unterschiede zwischen diesen.

**Tabelle 17: Statistischer Vergleich der Veränderung der Luftleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Frequenz (F), Fallzahl (n), Mittelwert der Veränderung der Luftleitung ($M_{\Delta LL}$), Standardabweichung für die Veränderung der Luftleitung ($SD_{\Delta LL}$) und p-Wert

| F [kHz] | Laser | | | Perforator | | | Skeeter | | | gesamt | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{\Delta LL}$ [dB] | $SD_{\Delta LL}$ [dB] | n | $M_{\Delta LL}$ [dB] | $SD_{\Delta LL}$ [dB] | n | $M_{\Delta LL}$ [dB] | $SD_{\Delta LL}$ [dB] | n | $M_{\Delta LL}$ [dB] | $SD_{\Delta LL}$ [dB] | |
| **0,25** | 58 | -24,40 | 14,27 | 30 | -29,83 | 17,04 | 52 | -29,13 | 13,67 | 140 | -27,32 | 14,79 | 0,249 |
| **0,5** | 57 | -25,42 | 14,79 | 31 | -28,23 | 16,00 | 52 | -30,58 | 15,33 | 140 | -27,96 | 15,32 | 0,535 |
| **1** | 57 | -20,95 | 14,32 | 31 | -24,68 | 16,07 | 52 | -27,12 | 13,07 | 140 | -24,06 | 14,44 | 0,131 |
| **2** | 57 | -15,32 | 13,36 | 31 | -14,84 | 14,80 | 52 | -17,02 | 13,44 | 140 | -15,84 | 13,65 | 0,597 |
| **4** | 58 | -6,40 | 13,65 | 31 | -10,65 | 25,91 | 52 | -16,25 | 15,78 | 141 | -10,96 | 18,15 | 0,014 |
| **6** | 58 | -2,40 | 17,25 | 31 | -10,16 | 27,37 | 52 | -15,87 | 19,22 | 141 | -9,07 | 21,26 | 0,001 |

Wie der Tabelle zu entnehmen ist, hat sich die Luftleitung für alle Gruppen und Frequenzen verbessert. Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen konnten diesbezüglich für die Frequenzen 4kHz und 6kHz festgestellt werden, sodass für diese Frequenzen ein paarweiser Vergleich durchgeführt wurde.

**Tabelle 18: Mann-Whitney-U Test zum statistischen paarweisen Vergleich der Veränderung der Luftleitung bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter bei 4kHz und 6kHz.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n=141)
Perforationsmethode, Mittelwert der Veränderung der Luftleitung ($M_{\Delta LL}$) bei 4kHz und 6kHz bei dieser Perforationsmethode, verglichene Perforationsmethode und p-Wert

| Perforationsmethode | $M_{\Delta LL}$ [dB] | | Verglichene Perforationsmethode | p-Wert | |
|---|---|---|---|---|---|
| | bei 4kHz | bei 6kHz | | bei 4kHz | bei 6kHz |
| **Laser** | -6,40 | -2,40 | Perforator | 0,292 | 0,127 |
| **Perforator** | -10,65 | -10,16 | Skeeter | 0,342 | 0,197 |
| **Skeeter** | -16,25 | -15,87 | Laser | 0,002 | 0,000 |

Der Gruppenvergleich zeigt, dass die Verbesserung der Luftleitung der Laser-Gruppe ($M_{\Delta LL=}$ -6,40 bei 4kHz und $M_{\Delta LL}$= -2,40 bei 6kHz) im Vergleich zur Skeeter-Gruppe ($M_{\Delta LL}$ = -16,25 bei 4kHz und $M_{\Delta LL}$= -15,87 bei 6kHz) signifikant weniger ausgeprägt ist (p≤0,05).

### 3.4.3 Knochenleitung

Tabelle 19 zeigt die Knochenleitung am ersten postoperativen Tag für alle drei Gruppen. Außerdem dargestellt ist das Ergebnis der Signifikanzprüfung der Unterschiede zwischen diesen.

**Tabelle 19: Statistischer Vergleich der Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Frequenz (F), Fallzahl (n), Mittelwert der Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag ($M_{\Delta KL1}$), Standardabweichung für die Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag ($SD_{\Delta KL1}$) und p-Wert

| F [kHz] | Laser | | | Perforator | | | Skeeter | | | gesamt | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{\Delta KL1}$ [dB] | $SD_{\Delta KL1}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL1}$ [dB] | $SD_{\Delta KL1}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL1}$ [dB] | $SD_{\Delta KL1}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL1}$ [dB] | $SD_{\Delta KL1}$ [dB] | |
| **0,25** | 57 | 0,96 | 9,66 | 32 | 0,94 | 6,65 | 52 | -9,42 | 7,52 | 141 | 0,64 | 7,97 | 0,722 |
| **0,5** | 57 | -1,02 | 11,89 | 32 | 2,19 | 7,93 | 52 | 0,29 | 7,24 | 141 | 0,19 | 9,54 | 0,128 |
| **1** | 58 | -2,02 | 9,96 | 32 | 3,28 | 6,43 | 52 | 0,19 | 8,22 | 142 | -0,01 | 8,82 | 0,006 |
| **2** | 57 | 2,39 | 13,38 | 31 | 5,16 | 8,99 | 52 | 3,17 | 7,35 | 140 | 3,29 | 10,51 | 0,656 |
| **4** | 56 | 3,07 | 12,31 | 28 | 6,07 | 6,85 | 52 | 5,38 | 7,85 | 136 | 4,57 | 9,80 | 0,227 |
| **6** | 50 | 4,92 | 11,28 | 26 | 2,69 | 10,02 | 47 | 3,40 | 9,56 | 123 | 3,87 | 10,34 | 0,884 |

Die Mittelwerte für die einzelnen Frequenzen und Gruppen zeigen, dass sich die Knochenleitung am ersten postoperativen Tag eher verschlechtert hat. Eine Ausnahme bilden die Frequenzen 0,5kHz und 1kHz in der Laser- und 0,25kHz in der Skeeter-Gruppe. Hier ist die Knochenleitung besser im Vergleich zum präoperativen Wert.
Signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen für die Veränderung der Knochenleitung am ersten Tag nach dem Eingriff konnten allerdings nur bei 1kHz festgestellt werden (p=0,006). Hier wurde ein Vergleich zwischen den einzelnen Gruppen angeschlossen, dessen Ergebnis in Tabelle 20 zu sehen ist.

**Tabelle 20: Mann-Whitney-U Test zum statistischen paarweisen Vergleich der Veränderung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter bei 1kHz.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n=142)
Perforationsmethode, Mittelwert der Veränderung der Konchenleitung am ersten postoperativen Tag ($M_{\Delta KL1}$) bei 1kHz bei dieser Perforationsmethode, verglichene Perforationsmethode und p-Wert

| Perforationsmethode | $M_{\Delta KL1}$ [dB] bei 1kHz | Verglichene Perforationsmethode | p-Wert |
|---|---|---|---|
| **Laser** | -2,02 | Perforator | 0,003 |
| **Perforator** | 3,28 | Skeeter | 0,025 |
| **Skeeter** | 0,19 | Laser | 0,145 |

Der Tabelle ist zu entnehmen, dass die signifikanten Unterschiede bei 1kHz zwischen den Gruppen Laser und Perforator bzw. Perforator und Skeeter bestehen. Daraus lässt sich schließen, dass die Perforator-Gruppe bei dieser Frequenz am ersten Tag nach dem Eingriff eine signifikant größere Verschlechterung im Vergleich zur Skeeter-Gruppe aufweist. Die Knochenleitung der Laser-Gruppe hat sich bei dieser Frequenz sogar verbessert, wobei ein signifikanter Unterschied aber nur zur Perforator-Gruppe besteht.

Auf gleiche Weise wurde auch die Veränderung der Knochenleitung ca. 2 Monate nach der Stapesplastik zwischen den drei Gruppen verglichen. Die Ergebnisse zeigt Tabelle 21.

**Tabelle 21: Statistischer Vergleich der Veränderung der Knochenleitung ca. 2 Monate postoperativ bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008)
Frequenz (F), Fallzahl (n), Mittelwert der Veränderung der Knochenleitung ca. 2 Monate postoperativ ($M_{\Delta KL2}$), Standardabweichung für die Veränderung der Knochenleitung ca. 2 Monate postoperativ ($SD_{\Delta KL2}$) und p-Wert

| F [kHz] | Laser | | | Perforator | | | Skeeter | | | gesamt | | | p |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | n | $M_{\Delta KL2}$ [dB] | $SD_{\Delta KL2}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL2}$ [dB] | $SD_{\Delta KL2}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL2}$ [dB] | $SD_{\Delta KL2}$ [dB] | n | $M_{\Delta KL2}$ [dB] | $SD_{\Delta KL2}$ [dB] | |
| **0,25** | 59 | 0,76 | 7,76 | 30 | -2,33 | 5,53 | 52 | -2,12 | 7,56 | 141 | -,96 | 7,37 | 0,023 |
| **0,5** | 58 | -0,59 | 9,24 | 32 | -2,34 | 7,29 | 52 | -3,56 | 8,54 | 142 | -2,07 | 8,62 | 0,238 |
| **1** | 59 | 0,03 | 9,08 | 31 | -0,81 | 5,18 | 52 | -3,08 | 6,80 | 142 | -1,29 | 7,64 | 0,084 |
| **2** | 58 | -2,78 | 10,45 | 31 | -5,48 | 15,67 | 52 | -4,04 | 7,80 | 141 | -3,84 | 10,97 | 0,898 |
| **4** | 59 | 3,51 | 9,41 | 29 | 2,93 | 13,92 | 52 | 0,38 | 7,33 | 140 | 2,23 | 9,89 | 0,041 |
| **6** | 55 | 7,29 | 12,04 | 27 | 2,41 | 12,36 | 50 | -1,70 | 8,43 | 132 | 2,89 | 11,53 | <0,001 |

Etwa zwei Monate postoperativ weist die Knochenleitung, wie an den Mittelwerten in der Tabelle ersichtlich ist, für die Frequenzen 0,25-2kHz eher eine Verbesserung auf. Im höheren Frequenzbereich (4kHz und 6kHz) hat sie sich eher leicht verschlechtert. Wie die p-Werte zeigen, konnte für die Frequenzen 0,25kHz, 4kHz und 6kHz ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen festgestellt werden ($p \leq 0,05$), sodass sich für diese Frequenzen ein Vergleich zwischen den einzelnen Gruppen anschließt.

**Tabelle 22: Mann-Whitney-U Test zum statistischen paarweisen Vergleich der Veränderung der Knochenleitung 2 Monate postoperativ bei Patienten nach Stapesplastik mit Laser, Perforator oder Skeeter bei 0,25kHz, 4kHz und 6kHz.** (Laser: Universitätsklinik Ulm 2008-2013, Perforator und Skeeter: Klinik St. Salvator Halberstadt 2007-2008, n=141 bei 0,25kHz, n=140 bei 4kHz, n=132 bei 6kHz)
Perforationsmethode, Mittelwert der Veränderung der Konchenleitung zwei Monate postoperativ ($M_{\Delta KL2}$) bei 0,25kHz, 4kHz und 6kHz bei dieser Perforationsmethode, verglichene Perforationsmethode und p-Wert

| Perforations-methode | $M_{\Delta KL2}$ [dB] | | | Verglichene Perforations-methode | p-Wert | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|
| | bei 0,25kHz | bei 4kHz | bei 6kHz | | bei 0,25kHz | bei 4kHz | bei 6kHz |
| **Laser** | 0,76 | 3,51 | 7,29 | Perforator | 0,037 | 0,234 | 0,050 |
| **Perforator** | -2,33 | 2,93 | 2,41 | Skeeter | 0,904 | 0,512 | 0,140 |
| **Skeeter** | -2,12 | 0,38 | -1,70 | Laser | 0,014 | 0,010 | <0,001 |

Die Tabelle zeigt, dass signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen Laser und Perforator bei 0,25kHz und 6kHz, bzw. zwischen den Gruppen Skeeter und Laser bei 0,25kHz, 4kHz und 6kHz bestehen. Wie an den Mittelwerten der Veränderung der Knochenleitung ($M_{\Delta KL2}$) ersichtlich ist, weist die Laser-Gruppe in allen diesen Fällen die schlechteren Werte auf.

## 3.5 Zusammenfassung der Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass die Luftleitung sich bei Verwendung von Laser, Perforator und Skeeter postoperativ pantonal, sowie bei allen ausgewerteten Frequenzen, außer bei 6kHz in der Laser-Gruppe, signifikant verbessert hat. Die Knochenleitung ist in der Laser-Gruppe postoperativ pantonal nicht signifikant verändert und in den beiden anderen Gruppen signifikant verbessert. Bei Auswertung der einzelnen Frequenzen, konnten signifikante Verschlechterungen bei 4kHz und 6kHz in der Laser-Gruppe und signifikante Verbesserungen bei 2kHz in der Laser-, 0,25kHz in der Perforator- und 0,25kHz, 0,5kHz, 1kHz und 2kHz in der Skeeter-Gruppe gezeigt werden. Der ABG ist postoperativ pantonal und für alle ausgewerteten Frequenzen in allen Gruppen signifikant verbessert.

Im Gruppenvergleich bestehen sowohl für den ABG pantonal als auch für den ABG4 postoperativ keine Unterschiede. Bei 0,25kHz ist der ABG postoperativ in der Laser-Gruppe signifikant besser im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen. Für die Veränderung des ABG bestehen bei keiner Frequenz signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen. Die Laser-Gruppe hat in den beiden besten Gütegruppen (ABG≤20dB) und die Perforator-Gruppe in der besten Gütegruppe bei Betrachtung des ABG4 (ABG4≤10dB) einen höheren Patientenanteil. Die Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.
Die Verbesserung der Luftleitung bei 4kHz und 6kHz ist in der Skeeter-Gruppe im Vergleich zur Laser-Gruppe signifikant größer. Die Verschlechterung der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag ist bei 1kHz in der Perforator-Gruppe signifikant größer im Vergleich zur Skeeter-Gruppe. Zwei Monate postoperativ ist die Knochenleitung in der Skeeter- und Perforator-Gruppe bei 0,25kHz und 6kHz, sowie in der Skeeter-Gruppe auch bei 4kHz signifikant besser im Vergleich zur Laser-Gruppe.

# 4. Diskussion

## 4.1 Auswahl der Parameter

**Ausgewertete Frequenzen**

In die statistische Auswertung der audiometrischen Befunde wurden die Frequenzen 0,25kHz, 0,5kHz 1kHz, 2kHz, 4kHz und 6kHz einbezogen. So soll einerseits der Hauptsprachbereich abgedeckt und andererseits eventuelle Unterschiede der Frequenzveränderungen im Hoch- bzw. Niedrigfrequenzbereich untersucht werden. Um die Ergebnisse dieser Studie besser mit anderen vergleichbar zu machen, wurden zum einen einzelne Frequenzen ausgewertet und zum anderen Frequenzkombinationen vorgenommen. Der ABG wurde dabei sowohl über allen berücksichtigten Frequenzen gemittelt als auch nur über den Frequenzen 0,5kHz, 1kHz, 2kHz und 4kHz. Diese letztere Frequenzkombination entspricht den Empfehlungen des Committee of Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, das Leitlinien zur besseren Vergleichbarkeit der Hörergebnisse in der Stapeschirurgie erstellt hat [15].

**Berechnung des ABG**

Neben der definitionsgemäßen Bedeutung als Differenz der Luft- und Knochenleitung in einem Audiogramm, wird in der Literatur manchmal auch eine andere Berechnung dieses Parameters vorgenommen. So wird in manchen Studien dafür die Differenz zwischen der postoperativen Luftleitung und der präoperativen Knochenleitung verwendet [10,14,29,53]. Dadurch wird eine eventuelle Verschlechterung der Knochenleitung durch die Operation aus der postoperativen Schallleitungskomponente „herausgerechnet“, sodass diese häufig bessere Ergebnisse zeigt [15]. In der vorliegenden Arbeit wurde darauf verzichtet diese alternative Berechnung des ABG anzuwenden und der postoperative ABG-Wert unter Verwendung der postoperativen Knochenleitung berechnet. Diese Vorgehensweise entspricht ebenfalls den Leitlinien des Committee of Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery [15].

**Veränderung der Luft- und Knochenleitung, sowie des ABG**

Als eigenständige Parameter wurden auch die Differenzen zwischen den jeweiligen post- und präoperativen Werten der Luftleitung, Knochenleitung und des ABG analysiert. Der Vorteil dieser Parameter besteht darin, dass das die Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich des Ausmaßes der Hörminderung vor der Operation ausgeklammert werden können und die postoperativen Ergebnisse der Gruppen dadurch besser vergleichbar sind. Somit hat eine Gruppe, die präoperativ schlechtere Werte aufweist nicht, wie es im bei den postoperativen Werten häufig der Fall ist, automatisch einen schlechteren Wert wenn die Veränderung der entsprechenden Parameter betrachtet wird. Caylakali et al. konnten sogar zeigen, dass die Verbesserung der Luft- und Knochenleitung bei Patienten mit mittelschwerem oder schwerem Hörverlust signifikant größer ist als bei Patienten, die präoperativ einen moderaten Hörverlust aufwiesen [13]. Diesen Sachverhalt beobachteten auch Marchese et al., die feststellten, dass die Verbesserung des ABG bei Patienten, die präoperativ eine Luftleitung ≥50dB bzw. einen ABG≥30dB aufwiesen, signifikant größer ist als in der jeweils anderen Gruppe [36].

## 4.2 Untersuchungszeitpunkte

Zur Auswertung des audiologischen Ergebnisses wurde eine Reintonaudiometrie vor dem Eingriff, am ersten Tag nach der Operation (nur Knochenleitung) und ca. 2 Monate nach der Stapesplastik durchgeführt. Auch 2 Monate postoperativ wurde dabei immer die Knochenleitung bestimmt, um den ABG unter Verwendung dieses Wertes berechnen zu können.

In der Literatur wird häufig die Veränderung der Knochenleitung kurz nach dem Eingriff beschrieben. In diesen Studien werden dazu ebenfalls Audiogramme der ersten ein bis sieben Tage postoperativ betrachtet [4,11,64,65]. Somit entspricht der Untersuchungszeitpunkt der Knochenleitung am ersten postoperativen Tag einem etablierten Vorgehen bei der Auswertung von audiometrischen Ergebnissen der Otosklerosechirurgie.

Zur Beurteilung des postoperativen audiologischen Outcomes wurden in dieser Arbeit Tonaudiogramme ausgewertet, die ca. 2 Monate nach erfolgter Stapesplastik angefertigt

wurden. Andere Autoren verwendeten audiometrische Daten zu deutlich späteren Zeitpunkten, etwa im Zeitraum von 6 Monaten [46,64,65] bis einem Jahr [3,4,11,53] postoperativ. Dieser fehlende Langzeitwert der vorliegenden Arbeit, ist der Tatsache geschuldet, dass die postoperativen Nachuntersuchungen der Stapesplastiken in den beiden Kliniken standardmäßig ungefähr 2 Monate nach dem Eingriff stattfinden. Spätere Kontrollen werden nur sporadisch, zum Beispiel bei nicht zufrieden stellenden Ergebnissen durchgeführt. Daher sind diese Daten zu unvollständig, um hier in die Auswertung mit einbezogen werden zu können. Es stellt sich die Frage, inwieweit dieser kürzere Nachuntersuchungszeitraum die Verwertbarkeit der Daten der vorliegenden Arbeit einschränkt.

Sergi et al. verglichen frühe (4 Wochen postoperativ) mit späten (45 Monate postoperativ) Hörergebnissen nach Ein-Schuss $CO_2$-Laserstapedotomie. Sie stellten keine signifikanten Unterschiede der Luft- und Knochenleitung, sowie des ABG und der Veränderung des ABG zwischen beiden Untersuchungszeitpunkten fest [60]. Somers et al. untersuchten die Knochenleitung 2-3 Tage, 2 Wochen, 6 Wochen und 6 Monate nach Stapeschirurgie durch Skeeter und $CO_2$-Laser. Im Gegensatz zu signifikanten Veränderungen zu früheren Untersuchungszeitpunkten stellten sie nach 6 Monaten im Vergleich zu den Werten nach 6 Wochen nur noch eine leichte Veränderung der Knochenleitungsschwelle fest [64]. Parida et al. führten in ihrer Studie postoperative Nachuntersuchungen 2 Wochen, 1 Monat, 3 Monate und 6 Monate nach Stapesplastik mit Dioden-Laser oder konventioneller Technik durch. Ihre audiometrischen Werte wiesen zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten kaum Unterschiede auf [46].

Allerdings gibt es in der Literatur auch Hinweise, dass zu späteren Untersuchungszeitpunkten Veränderungen eintreten. Brase et al., die manuelle und Stapesplastiken mit $CO_2$-Laser untersuchten, beschrieben bei 2kHz und 4kHz Verbesserungen der Knochenleitungswerten nach einem Jahr gegenüber einem Monat. Außerdem stellten sie nach einem Jahr einen Patientenanteil mit ABG<10dB von 79,2% im Vergleich zu 44,6% nach einem Monat postoperativ fest [11]. Auch Antolí-Candela et al. stellten zwischen den Audiogrammen nach einen Monat und einem Jahr postoperativ eine weitere Verbesserung der Knochenleitung, vor allem bei den Frequenzen, die von ihnen als die jeweils dominante Frequenz bezeichnet wurde, fest [3]. Van Rompaey et al., fanden keine signifikanten Veränderungen des ABG, aber signifikante Verbesserungen der

Knochenleitung nach 12 Monaten im Vergleich zu 3 Monaten postoperativ [69]. Bauchet St. Martin et al. stellten nur bei 4kHz für die Knochenleitung und bei 8kHz für die Luftleitung signifikante Veränderungen zwischen einem Untersuchungszeitpunkt 4 bis 6 Wochen und einem später als 9 Monate postoperativ fest [5].

Zusammenfassend lässt sich also sagen, dass die fehlenden Langzeitwerte möglicherweise die Aussagekraft der Hörergebnisse, vor allem der Knochenleitung, einschränken könnten. Andererseits kann dies anhand der vorliegenden Literatur nicht ausreichend bestätigt werden. Eventuell ist der frühe postoperative Untersuchungszeitpunkt aber eine Erklärungsmöglichkeit dafür, warum im höheren Frequenzbereich in dieser Studie zum Teil ein schlechteres audiologisches Outcome festgestellt wurde. Möglicherweise hätte sich dieses zu einem späteren Zeitpunkt weiter verbessert.

## 4.3 Luftleitung

Die Stapesplastik hat das Ziel die Luftleitungsschwelle, die durch die beeinträchtigte Beweglichkeit des Steigbügels angehoben ist, zu verbessern. In der Perforator- und der Skeeter-Gruppe wurde eine signifikante Verbesserung für alle getesteten Frequenzen erreicht. In der Laser-Gruppe ist die Verbesserung ebenfalls für die ausgewerteten Frequenzen, mit Ausnahme von 6kHz, signifikant (s. Tabellen 3, 7 und 10).

Zu beachten sind dabei die präoperativen Werte der Luftleitungen bei dieser Frequenz (Laser: 55,28dB; Perforator: 70,65dB; Skeeter: 67,79dB). Die Anhebung der Luftleitungsschwelle ist also in der Perforator- und der Skeeter-Gruppe präoperativ größer als in der Laser-Gruppe. Wie Caylakali et al. und Bittermann et al. ausführten kann ein präoperativ weniger ausgeprägter Hörverlust eine geringere Verbesserung dessen bewirken [13,36]. Indirekt bestätigt wird dieser Sachverhalt auch von Bauchet St. Martin et al., die herausfanden, dass eine schlechtere präoperative Luftleitung das Risiko einer postoperativen Verschlechterung der Luftleitung bei 8kHz erniedrigt [5]. Kishimoto et al. jedoch, stellten fest, dass bei 0,25kHz, 0,5kHz und 4kHz ein unterdurchschnittlicher ABG bzw. bei 8kHz eine unterdurchschnittliche Luftleitungsschwelle eine höhere Erfolgsrate bewirkte. Allerdings untersuchten sie nicht die Veränderung des ABG, sondern den Anteil an Patienten mit einem ABG≤10dB und erklärten den Unterschied zu Marchese et al.

selbst dadurch, dass bei Verwendung der ABG-Verbesserung als Kriterium, im Gegensatz zur Erfolgsrate, ein präoperativ geringerer Wert mehr Spielraum für das Ausmaß der Verbesserung mit sich bringt [28]. Dass die Verbesserung der Luftleitung der Laser-Gruppe bei 6kHz nicht signifikant ist könnte also dadurch bedingt sein, dass diese präoperativ bessere Werte aufweist.

Bauchet St. Martin et al. stellten nach Stapedotomie mit dem $CO_2$-Laser eine Verschlechterung der Luftleitung bei 8kHz fest, die im Verlauf rückläufig war [5]. Auch Kishimoto et al. erzielten eine geringere Erfolgsrate bei 8kHz [28]. Leider werteten beide Autoren das Tonaudiogramm bei 6kHz nicht aus, sodass nur eingeschränkt Vergleiche zur vorliegenden Studie gezogen werden können. Dennoch sind diese Studien ein Hinweis darauf, dass der höhere Frequenzbereich weniger von der Stapesplastik profitiert.

Des Weiteren könnten, wie bereits besprochen, auch die Untersuchungszeitpunkte dieser Arbeit das Ergebnis beeinflusst haben (s. Kapitel 4.2).

Im direkten Vergleich der drei Gruppen bezüglich der Veränderung der Luftleitung ergab sich, dass die Verbesserung der Luftleitung der Laser-Gruppe bei 4kHz und 6kHz signifikant weniger ausgeprägt ist als in der Skeeter-Gruppe (s. Tabellen 17 und 18). Einerseits könnte dies, wie oben beschrieben, der Tatsache geschuldet sein, dass die präoperativen Werte besser sind. Andererseits besteht postoperativ kein signifikanter Unterschied zwischen der Laser- und der Perforator-Gruppe, die eigentlich die schlechtesten Werte vor dem Eingriff aufwies. Wie dieser Unterschied zwischen der Laser und der Skeeter-Gruppe also entsteht und ob er einen Nachteil der Laserchirurgie bzw. einen Vorteil der Verwendung des Skeeters bedeutet kann nicht abschließend geklärt werden. Van Rompaey et al. stellten in ihrer Studie eine signifikant größere Verbesserung der Luftleitung, nicht aber des ABG, bei Verwendung des Perforators Im Vergleich zu Laser und Skeeter fest [69]. Andere Autoren stellten zwischen konventionellen Verfahren und Laser keine Unterschiede bezüglich der postoperativen Luftleitung oder der Veränderung der Luftleitung fest [14,46,53].

## 4.4 Knochenleitung

Die Knochenleitung ist in ihrer klassischen Definition unabhängig von der Funktion des Mittelohrs und erscheint daher zur Beurteilung der Hörverbesserung nach Stapesplastik zunächst weniger wichtig. Tatsächlich ermöglicht dieser Parameter aber eine Innenohrschwerhörigkeit vor, oder als deren Komplikation, nach der Operation festzustellen. Die Knochenleitung kann also durch die Operation, manchmal auch nur vorübergehend, beeinträchtigt sein.

Im Gegensatz dazu beschreibt der Begriff „Overclosure“ das Phänomen einer Verbesserung der Knochenleitung durch die Stapeschirurgie, welches sich auf den Carhart Effekt gründet. Wie dieser zustande kommt ist nicht vollständig geklärt, wobei jedoch unterschiedliche Faktoren eine Rolle spielen dürften. Klassischerweise wird er dadurch erklärt, dass durch die rekonstruierte Beweglichkeit der Gehörknöchelchenkette ein zusätzlicher Knochenleitungsweg wiederhergestellt wird, der aufgrund der maximalen Resonanz der Gehörknöchelchen bei 2kHz bei dieser Frequenz am ausgeprägtesten sein soll. [47]

In der vorliegenden Arbeit wurde die Knochenleitung durch den Eingriff im niedrigeren Frequenzbereich (0,25-2kHz) eher verbessert und im höheren Bereich (4-6kHz) eher verschlechtert (s. Tabelle 21). In der Laser-Gruppe ist diese Verschlechterung der Knochenleitung für die Frequenzen 4kHz und 6kHz signifikant (s. Tabelle 4).

Somers et al., die die Skeeter und die $CO_2$-Technik untersuchten, konnten eine langfristige Zunahme der Knochenleitungsschwelle bei 4kHz feststellen [64]. Auch Bauchet St. Martin et al. beschreiben eine langfristige Verschlechterung der Knochenleitung bei 4kHz nach Stapedektomie und $CO_2$-Laser Stapedotomie [5]. Andere Autoren wiederum verzeichneten auch im höheren Frequenzbereich eine Verbesserung der Knochenleitung oder zumindest deren Stabilität im Vergleich zum präoperativen Wert [3,11,54,65].

Es stellt sich die Frage, ob oder inwieweit diese Veränderung der Knochenleitungsschwelle im höheren Frequenzbereich auf ein Innenohrtrauma durch die Operation zurückzuführen ist. Antolí-Candela Jr. et al. wiesen darauf hin, dass eine Verschlechterung im hohen Frequenzbereich nicht unbedingt auf die Stapeschirurgie zurückzuführen ist. Vielmehr könnte sie dadurch bedingt sein, das die fixierte Fußplatte zuvor hohe Frequenzen besser leitete [3]. Eine weitere Erklärungsmöglichkeit besteht

darin, dass die Hochtonschwerhörigkeit auf eine Presbyakusis zurückzuführen ist, oder dass ältere Patienten vulnerabler gegenüber einer Innenohrschädigung durch den Eingriff sind [40]. Allerdings ist in dieser Studie der Altersdurchschnitt der Laser-Gruppe nicht größer als der der beiden anderen Gruppen. Des Weitern stellten Bachet St. Martin et al. fest, dass ein höheres Patientenalter kein Prädiktor eines schlechteren Outcome im höheren Frequenzbereich ist [5]. Die Bedeutung des Patientenalters ist in diesem Punkt also fraglich. Eine ausführlicher Betrachtung des Einflusses des Patientenalters soll später noch erfolgen (s. Kapitel 4.6.4).

Eine signifikante Verbesserung der Knochenleitung etwa zwei Monate postoperativ ergab sich in der Laser-Gruppe bei 2kHz, in der Perforator-Gruppe bei 0,25kHz und in der Skeeter-Gruppe bei 0,25kHz, 0,5kHz, 1kHz und 2kHz (s. Tabellen 4, 8 und 11). Wie es zu einer Verbesserung der Knochenleitung in der Mittelohrchirurgie kommt, bleibt etwas umstritten. Der von Carhart zuerst beschriebene Effekt einer Anhebung der Knochenleitung im Bereich um 2kHz durch die Fixierung des Stapes im ovalen Fenster, soll dazu führen, dass sich diese durch den Eingriff bei dieser Frequenz entsprechend postoperativ verbessert [47]. Wie Perez et al. jedoch ausführten, scheint der Carhart Effekt nicht nur bei 2kHz vorhanden zu sein, sondern auch bei anderen Frequenzen [47]. Antolí-Candela Jr. et al. konnten ebenfalls zeigen, dass der Verlust der Knochenleitung durch die Fixierung des Steigbügels bei unterschiedlichen Frequenzen zu finden ist. Sie untersuchten die Knochenleitungskurve auf die dominante Frequenz, die sich durch die Wiederherstellung der Stapesfunktion am stärksten änderte. Eine Senkung der Knochenleitungsschwelle ist ihrer Ansicht nach sogar ein Voraussetzungsmerkmal für einen erfolgreichen Eingriff [3]. Auch Sabbe et al. konnten diese Verbesserung der Knochenleitung bei mehreren Frequenzen beobachten. Sie führten sie vor allem darauf zurück, dass die Beweglichkeit der nicht komprimierbaren, trägen Perilymphe am ovalen Fenster wieder hergestellt wird [54].

Am ersten Tag nach der Stapesplastik zeigte sich bis auf wenige Ausnahmen eine Verschlechterung der Knochenleitung in allen Gruppen und bei allen Frequenzen (s. Tabelle 19). Auch in der Literatur ist dieser Effekt beschrieben [11,64,65]. Im direkten Vergleich der drei Gruppen weist der Perforator am ersten postoperativen Tag bei 1kHz einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen bezüglich der Veränderung der

Knochenleitung auf. Sie hat sich in dieser Gruppe signifikant stärker verschlechtert als in der Skeeter-Gruppe und in der Laser-Gruppe hat sie sich sogar verbessert. In Anbetracht der Tatsache, dass es sich bei diesem Unterschied nur um eine einzelne Frequenz handelt und er zu einem späteren Zeitpunkt nicht mehr nachzuweisen ist, ist seine Bedeutung fraglich. Brase et al. verglichen die Knochenleitung kurz nach einer Stapesplastik mittels $CO_2$-Laser mit der nach Verwendung eines Perforators. Sie konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Gruppen finden [11]. Ebenso wenig wiesen Somers et al. einen Unterschied zwischen dem $CO_2$-Laser und dem Skeeter kurz nach dem Eingriff nach [64].

Zum direkten Vergleich der drei Gruppen wurde die Veränderung der Knochenleitung, etwa zwei Monate postoperativ betrachtet (s. Tabelle 21). Diese unterscheidet sich signifikant zwischen der Laser-Gruppe und den beiden anderen Gruppen bei 0,25kHz und 6kHz, sowie zwischen der Laser und der Skeeter-Gruppe bei 0,25kHz und 4kHz. In allen diesen Fällen wurden in der Laser-Gruppe im Vergleich schlechtere Werte ermittelt. Die Verschlechterung bei 0,25kHz beträgt allerdings nur 0,79dB, sodass diese zu vernachlässigen ist. Bei 4kHz ist $\Delta KL2=3,51dB$ und bei 6kHz ist $\Delta KL2=7,29dB$, was eine deutlichere Verschlechterung darstellt. Zumindest bei 6kHz ist jedoch die Relevanz für die Sprachwahrnehmung im Alltag fraglich. Wie oben beschrieben scheinen gerade Unterschiede im höheren Frequenzbereich nicht unbedingt auf den chirurgischen Eingriff zurückzuführen zu sein. Letztendlich bleibt also ungeklärt, ob die Laserchirurgie einen Nachteil für die postoperative Innenohrfunktion bedeutet oder nicht. Arnolder et al. verglichen eine Gruppe von Stapedotomien durch Erb-YAG-Laserchirurgie mit einer Gruppe konventionell mechanischer Vorgehensweise und einer Gruppe, in der beide Techniken kombiniert angewandt wurden. Sie stellten fest, dass die Knochenleitung sich in der Gruppe, in der nur ein Laser verwendet wurde, nach der Operation deutlicher verschlechterte und im Gegensatz zu den beiden anderen Gruppen nicht wieder komplett erholte [4]. Auch van Rompaey et al. zeigten, dass sich die Knochenleitung bei Verwendung des Lasers im Vergleich zur Perforation mit Microdrill signifikant weniger verbesserte [69]. Andere Autoren wiesen keine Unterschiede zwischen konventionellen Verfahren und Laser bezüglich der Knochenleitung nach Stapeschirurgie nach [14,46,53].

## 4.5 Air-Bone Gap

In dieser Arbeit konnte für alle Gruppen eine signifikante Verbesserung des ABG durch die Stapesplastik nachgewiesen werden (s. Tabellen 5, 9 und 12).

Die statistische Auswertung des postoperativen ABG und ABG4, sowie dessen Veränderungen (ΔABG und ΔABG4), weist keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen auf (s. Tabelle 13).

Durch das Erstellen von Gütegruppen konnte gezeigt werden, dass der Anteil an Patienten mit einem großen ABG unter Verwendung aller drei Methoden deutlich reduziert wird (s. Abbildungen 3-6). Außerdem weist postoperativ der größte Anteil der Patienten einen ABG im Bereich der beiden besten Gütegruppen auf. Dies spricht für eine hohe Qualität des audiologischen Outcomes in allen Gruppen.

In der Literatur wird als Erfolgskriterium der Stapeschirurgie häufig das Schließen des ABG auf ≤10dB verwendet, da dies den Empfehlungen des Committee of Hearing and Equilibrium der American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery entspricht [15]. Diese Studie ergab für die Anteile von Patienten mit einem postoperativen ABG4≤10dB 37,9 % für die Laser-, 50,0% für die Perforator- und 36,5% für die Skeeter-Gruppe. Die Unterschiede zwischen den drei Gruppen bezüglich dieser Anteile sind dabei nicht signifikant.

Auch unter Betrachtung der einzelnen Frequenzen (s. Tabelle 14) konnte lediglich bei 0,25kHz ein signifikanter Unterschied gefunden werden. Da es sich dabei aber nur um eine einzelne Frequenz, die sich nicht im Hauptsprachbereich befindet, handelt, scheint dieser Unterschied für die Sprachwahrnehmung im Alltag kaum eine Rolle spielen zu dürfen.

Der statistische Vergleich des Ausmaßes der ABG-Abnahme zwischen den drei Gruppen zeigte, auch unter Betrachtung einzelner Frequenzen, keine signifikanten Unterschiede (s. Tabelle 16).

Insgesamt ist das Ergebnis dieser Studie also, dass der ABG durch die Perforationsmethode nicht beeinflusst wird.

Viele Autoren führten Vergleiche der Stapedotomie mit unterschiedlichen Methoden der Fußplattenperforation durch. Ryan et al. verglichen den $CO_2$-Laser mit konventionellen mechanischen Verfahren ohne statistisch signifikante Unterschiede finden zu können

[53]. Auch Cuda et al., die CO2-Laser, Skeeter und Piezoelektrizität verglichen, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den ersten beiden Gruppen bezüglich des postoperativen ABG und der Veränderung des ABG feststellen [14]. Parida et al. führten eine randomisierte Doppelblindstudie durch, in der sie manuelle Perforation mit Laser, allerdings Diodenlaser, verglichen. Sie konnten keine Unterschiede bezüglich des audiologischen Outcomes feststellen [46]. Kishimoto et al. stellten nur bei 1kHz eine bessere Erfolgsrate mit einem postoperativen ABG≤10dB bei Verwendung eines Lasers fest [28]. Wegner et al. erstellten ein Review der Literatur zu diesem Thema. Dabei fanden sie vier Studien, die in Bezug auf die Verbesserung des ABG die Laser Chirurgie bevorzugen und eine Studie, die der konventionellen Methode den Vorzug gibt [72]. Fang et al. erstellten neben einem Review zusätzlich eine Metaanalyse der Daten von 11 Studien und konnten nachweisen, dass die Laserchirurgie das audiologische Outcome signifikant effektiver verbesserte als die konventionellen Methoden [17]. Beide Reviews wählten als Kriterium für die Effektivität den Anteil der Patienten, die eine Verbesserung des ABG auf <10dB bzw. ≤10dB aufwiesen. Zusammengefasst weist die Studienlage darauf hin, dass die Chirurgie mit Laser tendenziell eine größere Verbesserung der Schallleitungskomponente zur Folge hat. Eine direkte, statistisch signifikante Überlegenheit konnte allerdings nicht festgestellt werden.

## 4.6. Einflussfaktoren

### 4.6.1 Klinik und Chirurg

Eine Besonderheit dieser Studie ist, dass die Klinik, in der die Stapedotomie durchgeführt wurde, sich zwischen den Gruppen unterscheidet. Die Stapeschirurgie mit Fußplattenperforation durch Perforator und Skeeter wurde im AMEOS Klinikum St. Salvator Halberstadt durchgeführt. Im Gegensatz dazu erfolgte die Stapesplastik unter Verwendung des Lasers an der HNO-Klinik der Universität Ulm. Ein universitäres Setting bedeutet im Gegensatz zu einem Kreiskrankenhaus, dass zum Teil auch unerfahrenere Chirurgen tätig waren. Andererseits wurden an der Universitätsklinik das neuere Verfahren mit Laser, sowie neuere Prothesen verwendet, die die Stapesplastik vereinfachen sollen, sodass damit auch weniger geübten Chirurgen gute Ergebnisse

erzielen. Matkovic et al. wiesen darauf hin, dass der Laser die Stapeschirurgie vereinfacht und die Zeitdauer des Eingriffs verkürzt [39]. Da die Knochenleitung in der Laser-Gruppe im Vergleich zur Gruppe mit mechanischer Perforation in ihrer Studie etwas besser war, obwohl sie diese Methode erst seit Kurzem anwendeten, schlossen Brase et al., dass die Lernkurve bei der Laserchirurgie steiler ist [11]. Somers et al. argumentierten, dass die Laserchirurgie das Risiko einer Fußplattendislokation nahezu ausschaltet, sodass sie den Stressfaktor für die Operateure deutlich reduziert [64]. Die Tatsache, dass durch Verwendung des Lasers keine direkte Manipulation im Bereich der Fußplatte nötig ist, scheint also gerade für unerfahrene Operateure vorteilhaft. Ein weiter kritischer Schritt, der Übung benötigt, ist die Befestigung der Prothese am Ambossschenkel. Dieser Vorgang kann durch die Verwendung von Aufhängungen mit Memory-Effekt ebenfalls dahingehend vereinfacht werden, dass weniger mechanische Manipulation durch den Chirurgen nötig ist [50].

Möglicherweise gleicht also die Verwendung dieser neueren Techniken, die in der Universitätsklinik verwendet wurden, eine geringere Erfahrung des Chirurgen teilweise aus. Trotzdem kann nicht ausgeschlossen werden, dass die unterschiedlichen Kliniken, in denen die Eingriffe durchgeführt wurden einen Störfaktor für die Vergleichbarkeit der Gruppen darstellen.

### 4.6.2 Prothese

Der Einfluss der zur Stapesplastik verwendeten Prothese wird in der Literatur häufig diskutiert. Studien behandeln neben dem Durchmesser des Implantats vor allem die Art des Prothesenmaterials, sowie den Mechanismus der Aufhängung am langen Ambossschenkel.

Gentil et al. stellten fest, dass Teflon aufgrund seiner Dichte, Masse und geringeren Steifheit vor allem im niedrigeren Frequenzbereich Stahl und Titan in Bezug auf die Biomechanik überlegen ist [18]. Rajan et al., die Nitinol- mit Titan-Prothesen verglichen, konnten für die Nitinol-Prothese einen signifikant besseren ABG, nicht aber eine signifikant größere ABG-Veränderung nachweisen [50]. Auch Huber et al. verglichen Nitinol- mit Platin-Teflon- und Titan-Prothesen. Sie fanden für die Nitinol Gruppe postoperativ einen signifikant besseren ABG, sowie einen signifikant größeren

Patientenanteil mit einem ABG≤10dB [23]. Zu einem anderen Ergebnis kommen Gouveris und Mitarbeiter. Sie verglichen Teflon-Platin- mit Nitinol-Prothesen in einer randomisierten Studie und zeigten zwar, dass die ABG-Reduktion der Teflon-Platin Gruppe insgesamt größer als die der Nitinol-Gruppe war, konnten aber keine Frequenz mit einem signifikanten Unterschied finden [20]. Auch Brar et al. verglichen Teflon mit Nitinol-Prothesen und konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen bezüglich des postoperativen ABG, sowie der Veränderung des ABG feststellen [10]. Schrötzlmair et al. verglichen konventionelle Titanprothese (K-Piston), Clip-Prothese à Wengen und Nitibond-Prothese. Sie stellten fest, dass die Nitibond-, sowie die Titan-Prothese postoperativ einen signifikant besseren ABG im Vergleich zur Clip-Prothese aufweisen. Die Unterschiede zwischen der konventionellen Titan-Prothese und der Nitibond-Prothese waren allerdings nicht signifikant [58]. Diese Ergebnisse widersprechen denen von van Rompaey und Mitarbeitern. Sie fanden einen signifikant größeren Luftleitungsgewinn bei Verwendung der Clip-Prothese im Vergleich zu Teflon- und Titan-Prothesen. Auch die Knochenleitung betreffend stellten sie eine Überlegenheit der Clip-Prothese im Vergleich zu Teflondraht- und Titan-Prothese, sowie der Teflon- gegenüber der Titan-Prothese fest [69]. Zwei unterschiedliche Nitinol-Prothesen, die sich im Bereich der Aufhängung unterscheiden, wurden von Huber et al. verglichen. Sie wiesen keine signifikanten Unterschiede für die postoperative Luftleitung, sowie für den Anteil an Patienten mit postoperativem ABG≤20dB zwischen der Nitibond-Prothese und dem Smart-Piston nach [22].

In der vorliegenden Arbeit wurden unterschiedliche Prothesen verwendet. In der Laser-Gruppe wurden vor allem Nitinol-, aber auch Teflon und Titan-Prothesen verwendet. Die Operation mit Skeeter und Perforator erfolgte unter der Verwendung von Titan-Prothesen (K-Piston). Das bedeutet, dass die Vergleichbarkeit der Gruppen dadurch möglicherweise eingeschränkt wird. In den meisten vorliegenden Studien, die die Stapesprothesen, die in dieser Studie zum Einsatz kamen, vergleichen, wurden allerdings keine signifikanten Unterschiede nachgewiesen [10,20,22,58]. Dies spricht dafür, dass die Daten dieser Arbeit trotzdem verwertbar sind. Dennoch muss davon ausgegangen werden, dass der Einflussfaktor Prothesenart als Störvariable einzuordnen ist, die bei der Bewertung der vorliegenden Daten berücksichtigt werden muss.

Die Hauptgegenstände der aktuellen Diskussion zum Thema Stapesplastik sind die Perforation der Fußplatte, sowie die Art der verwendeten Prothese. Soweit beurteilbar findet sich in der Literatur zum Eingriff der Stapesplastik allerdings keine Studie, in der sowohl die Prothesenart als auch die Fußplattenperforation in kombinierten Gruppen verglichen werden. Dies scheint eine mögliche Perspektive für zukünftige Untersuchungen der Stapedotomie zu sein.

### 4.6.3 Laserart

In der Laser-Gruppe wurde in 21 Fällen der Erb-YAG-Laser und in 38 Fällen der $CO_2$-Laser verwendet. Im Vergleich der drei Methoden Laser, Perforator und Skeeter insgesamt wurden die beiden unterschiedlichen Laserarten jedoch nicht unterschieden. Auch andere Autoren, die Laser- mit konventioneller Stapeschirurgie verglichen, bezogen verschiedene Lasertypen in diesen Vergleich ein. Allerdings handelt es sich dabei um Literaturreviews [17,72]. Daneben gibt es Studien die nur eine Laserart mit konventionellen Methoden verglichen [4,14,46,53,64]. Insofern wird die Vergleichbarkeit der Ergebnisse dieser Studie mit anderen möglicherweise eingeschränkt.

Die Unterschiede zwischen dem $CO_2$- und dem Erb-YAG-Laser scheinen einerseits für die Hörergebnisse nicht sehr bedeutsam zu sein [25,37,66]. Auch in der vorliegenden Arbeit konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Lasern festgestellt werden (s. Tabelle 6). Andererseits muss erwähnt werden, dass die Studienlage zur Frage, ob die Laserart das audiologische Outcome der Stapesplastik beeinflusst, unzureichend ist. Zur Klärung dieses Aspekts werden weitere Untersuchungen nötig sein. Insgesamt ist hier allerdings davon auszugehen, dass die Verwendung unterschiedlicher Laser eher einen geringen Einfluss auf das Gesamtergebnis dieser Studie hat.

### 4.6.4 Patientenalter

Der Altersdurchschnitt des Patientenguts dieser Studie lag bei 47,1 Jahren in der Laser-, 50,6 Jahren in der Perforator- und 47,9 Jahren in der Skeeter-Gruppe. In der Laser- und der Perforator-Gruppe lag der Altersgipfel mit 40-49 Jahren etwas niedriger als mit 50-59

Jahren in der Skeeter-Gruppe. Insgesamt ist die Altersverteilung zwischen den drei Gruppen aber als relativ ähnlich zu bewerten.

Die Bedeutung des Patientenalters als Prognosefaktor für die Hörergebnisse nach Stapesplastik wurde in einigen Arbeiten untersucht.
Bittermann et al., stellten in ihrer Studie fest, dass bei Patienten mit einem präoperativen ABG>30dB das relative Risiko der über 40-Jährigen einen postoperativen ABG ≤10dB zu erreichten 67,9% im Gegensatz zu 60,6% bei Patienten mit einem Alter ≤40 Jahre betrug. Sie schlossen daraus, dass ein höheres Patientenalter einen positiven Prognosefaktor für das audiologische Outcome der Stapeschirurgie bedeutet [7]. Marchese et al. beobachteten in ihrer Arbeit, dass Patienten über 50 Jahre im Gegensatz zu unter 50-Jährigen sowohl prä- als auch postoperativ eine signifikant höhere Luft- und Knochenleitungsschwelle aufweisen. Allerdings fanden sie keine signifikanten Unterschiede für die Veränderung des ABG zwischen den beiden Altersgruppen. Dennoch ergab sich bei ihrer logistischen Regressionsanalyse ein signifikanter Zusammenhang zwischen Patientenalter und ABG-Gewinn ≥10dB. Demnach haben Patienten unter 50 Jahre in ihrer Studie eine größere Wahrscheinlichkeit einen ABG-Gewinn ≥10dB zu erreichen [36]. Bauchet St. Martin et al. stellten in ihrer Studie fest, dass Patienten über 40 Jahre ein signifikant höheres Risiko einer Verschlechterung der Knochenleitung bei 4kHz und einer Verschlechterung der Luftleitung bei 8kHz zu einem frühen postoperativen Untersuchungszeitpunkt aufweisen. Bei einer späteren postoperativen Audiometrie konnten sie diesen Unterschied allerdings nicht mehr nachweisen [5]. Sabbe et al. stellten zwar fest, dass die Knochenleitung sich postoperativ bei Patienten zwischen 40 und 60 Jahren am meisten verbesserte, einen eindeutigen Zusammenhang zwischen Patientenalter und audiologischem Outcome konnten sie jedoch nicht nachweisen [54].
Die Ergebnisse der Studienlage zum Einfluss des Patientenalters auf das audiologische Outcome nach Stapesplastik sind also zum Teil widersprüchlich. Inwieweit die kleineren Unterschiede der Altersverteilung zwischen den Gruppen das audiometrische Ergebnis in dieser Arbeit beeinflussen, kann damit nicht eindeutig bewertet werden. Es ist allerdings anzunehmen, dass der Einfluss eher gering ist.

## 4.7 Schlussfolgerung

Für die Hauptkriterien des audiologischen Outcomes, die Veränderung des ABG und die Erfolgsrate, konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Perforationsmethoden festgestellt werden. Es bestehen lediglich kleinere Unterschiede zwischen den Gruppen bezüglich der Veränderung der Luft- und Knochenleitung. Außerdem konnte für alle drei Methoden eine signifikante Verbesserung der Luftleitung und des ABG, sowie keine signifikante Verschlechterung der Knochenleitung nachgewiesen werden.

Aus diesem Ergebnis lassen sich zwei mögliche Konsequenzen für die Otosklerosechirurgie ableiten. Zum einen kann der Operateur frei zwischen den Methoden wählen und diejenige verwenden, mit der er persönlich am besten umgehen kann. Für weniger erfahrene Chirurgen kann zum Beispiel der Laser, wie in Kapitel 4.6.1 diskutiert wurde, die Durchführung des Eingriffs erleichtern.

Zum anderen kann, je nach Operationssitus, die Methode verwendet werden, die sich in diesem Fall am besten zur Perforation eignet. Handelt es sich zum Beispiel um eine „floating footplate“ kann der Laser verwendet werden, um ein Absinken der Fußplatte durch starke Manipulation zu verhindern. Eine manuelle Perforation erscheint wiederum dann sinnvoll, wenn die ovale Nische schwer einzusehen ist. Die Verwendung des Skeeters schließlich kann dann hilfreich sein, wenn es sich um eine sehr dicke Fußplatte handelt.

Angesichts dieser Ergebnisse und Überlegungen kann die Schlussfolgerung gezogen werden, dass weiterhin jedes Operationsverfahren seine Berechtigung hat.

# 5. Zusammenfassung

Die Otosklerose ist eine Erkrankung der knöchernen Labyrinthkapsel, die durch Knochenumbauprozesse entsteht und zu einer Verminderung der Beweglichkeit des Steigbügels im ovalen Fenster führt. Die wichtigste Therapiemöglichkeit der entstehenden Schallleitungsschwerhörigkeit besteht in der Stapedotomie. Dabei wird der Steigbügel durch eine Prothese ersetzt, die in ein Loch, das in der Fußplatte geschaffen wird, eintaucht. Für die Methode der Fußplattenperforation stehen drei Verfahren zur Verfügung: Laser, Perforator und Skeeter. Das Ziel dieser Arbeit bestand darin, diese Methoden in Bezug auf das audiologische Outcome zu vergleichen.

In dieser retrospektiven klinischen Studie wurden 143 Operationen ausgewertet. 59 Stapesplastiken mit Erbium-Yttrium-Aluminium-Granat- (Erb-YAG-) oder Kohlendioxid- ($CO_2$-) Laser wurden an der Hals-Nasen-Ohren-Klinik der Universitätsklinik Ulm in den Jahren 2008 bis 2013 durchgeführt. Die 32 Eingriffe, in denen der Perforator und die 52 in denen der Skeeter verwendet wurde, erfolgten in den Jahren 2007 und 2008 in der Klinik St. Salvator Halberstadt. Die Auswertungsgrundlage für das audiologische Outcome bildeten prä- und postoperative Tonaudiogramme.

Die Luftleitung hat sich in allen Gruppen, mit Ausnahme von 6kHz in der Laser-Gruppe, signifikant verbessert. Die Knochenleitung ist in der Laser-Gruppe postoperativ pantonal nicht signifikant verändert und in den beiden anderen Gruppen signifikant verbessert. Bei Auswertung der einzelnen Frequenzen, sind für die Knochenleitung teilweise sowohl signifikante Verbesserungen, als auch Verschlechterungen festzustellen. Der Air-Bone Gap (ABG) ist in allen Gruppen und bei allen Frequenzen postoperativ signifikant besser.
Im direkten Vergleich der drei Gruppen ist die Verbesserung der Luftleitung in der Skeeter-Gruppe bei 4kHz und 6kHz signifikant größer als die der Laser-Gruppe. Die Veränderung der Knochenleitung zeigt für die Laser-Gruppe signifikant schlechtere Werte bei 0,25kHz und 6kHz im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen und bei 4kHz im Vergleich zur Skeeter-Gruppe. Für den postoperativen ABG und ABG4, sowie dessen Veränderung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden. Die Erfolgsrate mit ABG4≤10dB weist ebenfalls keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen auf.

Die Messung des audiologische Outcomes mittels Tonaudiogramm erfolgte 2 Monate postoperativ. Anhand der Angaben in der Literatur kann nicht ausgeschlossen werden, dass sich dieses im weiteren Verlauf noch verändert, sodass der fehlende Langzeitwert eine mögliche Einschränkung dieser Studie darstellt.

Das teilweise schlechtere Hörergebnis im höheren Frequenzbereich könnte durch präoperative mechanische Eigenschaften der fixierten Fußplatte, bessere präoperative Werte, Presbyakusis oder fehlende Langzeitwerte bedingt sein. Die Unterschiede der Knochenleitung bei 0,25kHz scheinen für die Sprachwahrnehmung im Alltag wenig relevant.

Dass das unterschiedliche Setting, im Sinne von Kreiskrankenhaus versus Universitätsklinik einen Einflussfaktor darstellt, ist nicht auszuschließen. Allerdings erscheint es möglich, dass Operationsmethoden, wie der Laser oder selbstfixierende Prothesen, die die Stapesplastik vereinfachen sollen, eine geringere Erfahrung des Chirurgen teilweise ausgleichen.

Es wurden in den Gruppen unterschiedliche Prothesenarten verwendet, für die jedoch in der Literatur meistens keine signifikanten Unterschiede beschrieben sind.

Mit dem Erb-YAG- und dem $CO_2$-Laser wurden zwei unterschiedliche Laserarten appliziert, die sich aber in der Literatur, sowie auch in dieser Studie, nicht signifikant unterscheiden.

Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass weiterhin alle drei Operationsverfahren für die Stapesplastik sehr gut geeignet sind, sodass der Chirurg anhand persönlicher Präferenzen oder eventueller anatomischer Besonderheiten des Operationssitus die Perforationsmethode wählen kann.

# 6. Literaturverzeichnis


1. Albera R, Canale A, Lacilla M, Cavalot A L, Ferrero V: Delayed vertigo after stapes surgery. The Laryngoscope, 114: 860-862 (2004)

2. Albers A E, Wagner W, Stolzel K, Schonfeld U, Jovanovic S: Laser stapedotomy. HNO, 59: 1093-1102 (2011)

3. Antoli-Candela F,Jr, Gomez-Molinero F, Busturia-Berrade I: Otosclerosis: The effect of stapes surgery on the bone conduction audiogram. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 30: 286-294 (2009)

4. Arnoldner C, Schwab B, Lenarz T: Clinical results after stapedotomy: a comparison between the erbium: yttrium-aluminum-garnet laser and the conventional technique. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 27: 458-465 (2006)

5. Bauchet St Martin M, Rubinstein E N, Hirsch B E: High-frequency sensorineural hearing loss after stapedectomy. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 29: 447-452 (2008)

6. Bel J, Causse J, Michaux P, Cezard R, Canut Y, Tapon J: Mechanical explanation of the on-off effect (diphasic impedance change) in otospongiosis. Audiology : official organ of the International Society of Audiology, 15: 128-140 (1976)

7. Bittermann A J, Rovers M M, Tange R A, Vincent R, Dreschler W A, Grolman W: Primary stapes surgery in patients with otosclerosis: prediction of postoperative outcome. Archives of Otolaryngology--Head & Neck Surgery, 137: 780-784 (2011)

8. Bloch S L: On the biology of the bony otic capsule and the pathogenesis of otosclerosis. Danish medical journal, 59: B4524 (2012)

9. Brar T, Passey J C, Agarwal A K: Comparison of hearing outcome using a Nitinol versus Teflon prosthesis in stapedotomy. Acta Oto-Laryngologica, 132: 1151-1154 (2012)

10. Brar T, Passey J C, Agarwal A K: Comparison of hearing outcome using a Nitinol versus Teflon prosthesis in stapedotomy. Acta Oto-Laryngologica, 132: 1151-1154 (2012)

11. Brase C, Keil I, Schwitulla J, Mantsopoulos K, Schmid M, Iro H, Hornung J: Bone conduction after stapes surgery: comparison of CO2 laser and manual perforation. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 34: 821-826 (2013)

12. Calmels M N, Viana C, Wanna G, Marx M, James C, Deguine O, Fraysse B: Very far-advanced otosclerosis: stapedotomy or cochlear implantation. Acta Oto-Laryngologica, 127: 574-578 (2007)

13. Caylakli F, Yavuz H, Yilmazer C, Yilmaz I, Ozluoglu L N: Effect of preoperative hearing level on success of stapes surgery. Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 141: 12-15 (2009)

14. Cuda D, Murri A, Mochi P, Solenghi T, Tinelli N: Microdrill, CO2-laser, and piezoelectric stapedotomy: a comparative study. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 30: 1111-1115 (2009)

15. de Bruijn A J, Tange R A, Dreschler W A: Efficacy of evaluation of audiometric results after stapes surgery in otosclerosis. I. The effects of using different audiologic parameters and criteria on success rates. Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 124: 76-83 (2001)

16. Ealy M, Smith R J: Otosclerosis. Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 70: 122-129 (2011)

17. Fang L, Lin H, Zhang T Y, Tan J: Laser versus non-laser stapedotomy in otosclerosis: a systematic review and meta-analysis. Auris, Nasus, Larynx, 41: 337-342 (2014)

18. Gentil F, Garbe C, Parente M, Martins P, Santos C, Almeida E, Jorge R N: The biomechanical effects of stapes replacement by prostheses on the tympano-ossicular chain. International journal for numerical methods in biomedical engineering, (2014)

19. Gjuric M, Rukavina L: Evolution of Stapedectomy Protheses over Time. Adv. Otorhinolaryngol., 65: 174-178 (2007)

20. Gouveris H, Toth M, Koutsimpelas D, Schmidtmann I, Mann W J: Short-term hearing results after primary stapedotomy with nitinol and teflon-platinum prostheses for otosclerosis. European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, 270: 2201-2205 (2013)

21. Häusler R: General History of Stapedectomy. Adv. Otorhinolaryngol., 65: 1-5 (2007)

22. Huber A M, Schrepfer T, Eiber A: Clinical evaluation of the NiTiBOND stapes prosthesis, an optimized shape memory alloy design. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 33: 132-136 (2012)

23. Huber A M, Veraguth D, Schmid S, Roth T, Eiber A: Tight stapes prosthesis fixation leads to better functional results in otosclerosis surgery. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 29: 893-899 (2008)

24. Iacovou E, Vlastarakos P V, Ferekidis E, Nikolopoulos T P: Multi-frequency tympanometry: clinical applications for the assessment of the middle ear status. Indian journal of otolaryngology and head and neck surgery : official publication of the Association of Otolaryngologists of India, 65: 283-287 (2013)

25. Kamalski D M, Wegner I, Tange R A, Vincent R, Stegeman I, van der Heijden G J, Grolman W: Outcomes of different laser types in laser-assisted stapedotomy: a systematic review. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 35: 1046-1051 (2014)

26. Kaschke O: 50 Jahre moderne Stapeschirurgie<br />Revolutionäre Technik auf Erfolgskurs. HNO-Nachrichten, 5: 40-46 (2006)

27. Kashio A, Ito K, Kakigi A, Karino S, Iwasaki S, Sakamoto T, Yasui T, Suzuki M, Yamasoba T: Carhart notch 2-kHz bone conduction threshold dip: a nondefinitive predictor of stapes fixation in conductive hearing loss with normal tympanic membrane. Archives of Otolaryngology--Head & Neck Surgery, 137: 236-240 (2011)

28. Kishimoto M, Ueda H, Uchida Y, Sone M: Factors affecting postoperative outcome in otosclerosis patients: Predictive role of audiological and clinical features. Auris, Nasus, Larynx, 42: 369-373 (2015)

29. Kolo E S, Ramalingam R: Hearing results in adults after stapedotomy. Nigerian medical journal : journal of the Nigeria Medical Association, 54: 236-239 (2013)

30. Lehnhardt E: Hörschwellenmessung- und wertung. In: Lehnhardt E and Laszig R (Hrsg) Praxis der Audiometrie, 9, Thieme, Stuttgart, S. 9-13 (2009)

31. Lesinski S G: Lasers for otosclerosis--which one if any and why. Lasers in surgery and medicine, 10: 448-457 (1990)

32. Lippy W H, Berenholz L P, Schuring A G, Burkey J M: Does pregnancy affect otosclerosis? The Laryngoscope, 115: 1833-1836 (2005)

33. Lopez Gonzalez M A, Garcia Lopez M C, Rodriguez Munoz M L: Evaluation of the morphology of stapedial reflex in otosclerosis. Provoked otosclerotic stapedial reflex. Acta Otorrinolaringologica Espanola, 53: 5-10 (2002)

34. Makarem A O, Hoang T A, Lo W W, Linthicum F H,Jr, Fayad J N: Cavitating otosclerosis: clinical, radiologic, and histopathologic correlations. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 31: 381-384 (2010)

35. Mantzari E, Maragoudakis P, Kandiloros D, Ferekidis E, Korres S G: The profile of otoacoustic emissions and multifrequency tympanometry in otosclerotic patients undergoing two types of stapes surgery: small fenestra and microtraumatic stapedotomy. Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research, 20: 1613-1620 (2014)

36. Marchese M R, Conti G, Cianfrone F, Scorpecci A, Fetoni A R, Paludetti G: Predictive role of audiological and clinical features for functional results after stapedotomy. Audiology & Neuro-Otology, 14: 279-285 (2009)

37. Marchese M R, Scorpecci A, Cianfrone F, Paludetti G: "One-shot" CO2 versus Er:YAG laser stapedotomy: is the outcome the same? European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, 268: 351-356 (2011)

38. Markou K, Goudakos J: An overview of the etiology of otosclerosis. European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, 266: 25-35 (2009)

39. Matkovic S, Kitanoski B, Malicevic Z: Advantages of CO2 laser use in surgical management of otosclerosis. Vojnosanitetski pregled, 60: 273-278 (2003)

40. Meyer S E: The effect of stapes surgery on high frequency hearing in patients with otosclerosis. The American Journal of Otology, 20: 36-40 (1999)

41. Minovi A, Probst G, Dazert S: Current concepts in the surgical management of otosclerosis. HNO, 57: 273-286 (2009)

42. Mosnier I, Bouccara D, Ambert-Dahan E, Ferrary E, Sterkers O: Cochlear implantation and far-advanced otosclerosis. Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 65: 323-327 (2007)

43. Mudry A: First descriptions of the ankylosis of the stapes. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 31: 1177 (2010)

44. Mudry A: The history of the microscope for use in ear surgery. The American Journal of Otology, 21: 877-886 (2000)

45. Munoz-Fernandez N, Morant-Ventura A, Achiques M T, Dualde-Beltran D, Garcia-Callejo F J, Monrroy-Parada M V, Pitarch I, Latorre E, Marco-Algarra J: Evolution of otosclerosis to cochlear implantation. Acta Otorrinolaringologica Espanola, 63: 265-271 (2012)

46. Parida P K, Kalaiarasi R, Gopalakrishnan S: Diode Laser Stapedotomy vs Conventional Stapedotomy in Otosclerosis: A Double-Blinded Randomized Clinical Trial. Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 154: 1099-1105 (2016)

47. Perez R, de Almeida J, Nedzelski J M, Chen J M: Variations in the "Carhart notch" and overclosure after laser-assisted stapedotomy in otosclerosis. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 30: 1033-1036 (2009)

48. Perkins R C: Laser Stapedotomy for Otolsclerosis. The Laryngoscope, 90: (1980)

49. Purohit B, Hermans R, Op de Beeck K: Imaging in otosclerosis: A pictorial review. Insights into imaging, 5: 245-252 (2014)

50. Rajan G P, Diaz J, Blackham R, Eikelboom R H, Atlas M D, Shelton C, Huber A M: Eliminating the limitations of manual crimping in stapes surgery: mid-term results of 90 patients in the Nitinol stapes piston multicenter trial. The Laryngoscope, 117: 1236-1239 (2007)

51. Roosli C, Schmid P, Huber A M: Biocompatibility of nitinol stapes prosthesis. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 32: 265-270 (2011)

52. Rossi G, Solero P: Evoked otoacoustic emissions (EOAE) and bone conduction stimulation. A preliminary report. Acta Oto-Laryngologica, 105: 591-594 (1988)

53. Ryan S, Thornton M A, Kieran S, Charles D: A comparison of CO2 laser versus traditional stapedectomy outcomes. Irish medical journal, 102: 218-220 (2009)

54. Sabbe A, Verhaert N, Joossen I, Lammens A, Debruyne F: Otosclerosis: Shift in bone conduction after stapedotomy. B-Ent, 11: 183-189 (2015)

55. Sainz M, Garcia-Valdecasas J, Ballesteros J M: Complications and pitfalls of cochlear implantation in otosclerosis: a 6-year follow-up cohort study. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 30: 1044-1048 (2009)

56. Sainz M, Garcia-Valdecasas J, Garofano M, Ballesteros J M: Otosclerosis: mid-term results of cochlear implantation. Audiology & Neuro-Otology, 12: 401-406 (2007)

57. Sanford C A, Schooling T, Frymark T: Determining the presence or absence of middle ear disorders: an evidence-based systematic review on the diagnostic accuracy of selected assessment instruments. American Journal of Audiology, 21: 251-268 (2012)

58. Schrotzlmair F, Suchan F, Kisser U, Hempel J M, Sroka R, Muller J: Promising clinical results of an innovative self-crimping stapes prosthesis in otosclerosis surgery. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 34: 1571-1575 (2013)

59. Schwager K: Acute complications during middle ear surgery: part 2: Accidents in classical stapes surgery and their solutions. HNO, 55: 411-6; quiz 417-8 (2007)

60. Sergi B, Lucidi D, De Corso E, Paludetti G: Long-term follow-up after "one-shot" CO2 laser stapedotomy: is the functional outcome stable during the years? European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, (2016)

61. Shea J J,Jr: A personal history of stapedectomy. The American Journal of Otology, 19: 2-12 (1998)

62. Singh P P, Goyal A: Our experience with the titanium soft clip piston stapedotomy. Indian journal of otolaryngology and head and neck surgery : official publication of the Association of Otolaryngologists of India, 65: 280-282 (2013)

63. Singh P P, Gupta N, Verma P: Transient evoked and distortion product otoacoustic emission profile in patients of otosclerosis: a preliminary report. Indian journal of otolaryngology and head and neck surgery : official publication of the Association of Otolaryngologists of India, 64: 25-30 (2012)

64. Somers T, Vercruysse J P, Zarowski A, Verstreken M, Schatteman I, Offeciers F E: Transient depression of inner ear function after stapedotomy: skeeter versus CO(2) laser technique. Advances in Oto-Rhino-Laryngology, 65: 267-272 (2007)

65. Sperling N M, Sury K, Gordon J, Cox S: Early postoperative results in stapedectomy. Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 149: 918-923 (2013)

66. Szyfter W, Mielcarek-Kuchta D, Mietkiewska-Leszniewska D, Mlodkowska A, Laczkowska-Przybylska J: Comparison between 2 laser systems, Er-Yag and CO2, in stapes surgery. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 34: 29-35 (2013)

67. Theissing J, Rettinger G, Werner J A, Rudack C, Hoppe F: Stapeschirurgie. In: Theissing J, Rettinger G and Werner J A (Hrsg) HNO-Operationslehre, 4, Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, S. 402-408 (2006)

68. Tramontani O, Gkoritsa E, Ferekidis E, Korres S G: Contribution of Vestibular-Evoked Myogenic Potential (VEMP) testing in the assessment and the differential diagnosis of otosclerosis. Medical science monitor : international medical journal of experimental and clinical research, 20: 205-213 (2014)

69. Van Rompaey V, Yung M, Claes J, Hausler R, Martin C, Somers T, Offeciers E, Pytel J, Skladzien J, de Heyning P V: Prospective effectiveness of stapes surgery for otosclerosis in a multicenter audit setting: feasibility of the Common Otology Database as a benchmark database. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 30: 1101-1110 (2009)

70. Virk J S, Singh A, Lingam R K: The role of imaging in the diagnosis and management of otosclerosis. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 34: e55-60 (2013)

71. Wegner I, Bittermann A J, Hentschel M A, van der Heijden G J, Grolman W: Pure-tone audiometry in otosclerosis: insufficient evidence for the diagnostic value of the Carhart notch. Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 149: 528-532 (2013)

72. Wegner I, Kamalski D M, Tange R A, Vincent R, Stegeman I, van der Heijden G J, Grolman W: Laser versus conventional fenestration in stapedotomy for otosclerosis: a systematic review. The Laryngoscope, 124: 1687-1693 (2014)

73. Yang T L, Young Y H: Vestibular-evoked myogenic potentials in patients with otosclerosis using air- and bone-conducted tone-burst stimulation. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 28: 1-6 (2007)

74. Zakzouk A, Bonmardion N, Bouchetemble P, Lerosey Y, Marie J P: Titanium prosthesis or autologous incus for total ossicular reconstruction in the absence of the stapes suprastructure and presence of mobile footplate. European archives of oto-rhino-laryngology : official journal of the European Federation of Oto-Rhino-Laryngological Societies (EUFOS) : affiliated with the German Society for Oto-Rhino-Laryngology - Head and Neck Surgery, (2014)

75. Zhou G, Poe D, Gopen Q: Clinical use of vestibular evoked myogenic potentials in the evaluation of patients with air-bone gaps. Otology & neurotology : official publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology, 33: 1368-1374 (2012)