

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Alexander Berghaus

Vergleich von Diodenlaser- und Radiofrequenz-induzierter Thermoablation zur  
Behandlung hyperplastischer unterer Nasenmuscheln bei  
Nasenatmungsbehinderung

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

vorgelegt von  
Dr. med. univ. Martin Patscheider  
aus  
Meran

2017

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Klaus Stelter

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. Christoph Klingmann  
Prof. Dr. med. Andreas Leunig

Mitbetreuung durch den

promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Ulrich Kisser

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

Tag der mündlichen Prüfung: 19.01.2017

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung .....	5
1.1	Funktionelle Anatomie der Nase .....	5
1.1.1	Die Nasenhöhle und Nasenmuscheln .....	9
1.1.2	Der Geruchssinn .....	10
1.1.3	Nasennebenhöhlen .....	11
1.2	Der Nasenzyklus.....	11
1.3	Nasenmuschelhyperplasie und behinderte Nasenatmung .....	12
1.4	Prüfung der respiratorischen Funktion der Nase .....	13
1.4.1	Anamnese.....	14
1.4.2	Klinische Untersuchung.....	15
1.4.3	Rhinomanometrie .....	16
1.4.4	Rhinoresistometrie (RRM).....	18
1.4.5	Akustische Rhinometrie (AR).....	20
1.4.6	Langzeit Rhinoflowmetrie (LRM).....	22
1.5	Methoden der Nasenmuschelverkleinerung.....	23
1.5.1	Laserbehandlung .....	23
1.5.2	Radiofrequenzbehandlung .....	28
1.5.3	Andere Methoden zur Behandlung der unteren Nasenmuschel.....	33
2	Material und Methoden.....	36
2.1	Studiendesign .....	36
2.2	Einschlussverfahren .....	36
2.3	Behandlung.....	37
2.4	Primärer und sekundäre Zielparameter .....	40
2.5	Statistische Analyse .....	40
3	Ergebnisse .....	41
3.1	Ausmaß der Interventionen .....	42
3.2	Komplikationen.....	42
3.3	Bewertung durch den verblindeten Untersucher .....	44
3.3.1	Schwellungszustand der unteren Nasenmuscheln .....	44
3.3.2	Borkenbildung .....	45
3.3.3	Nasale Sekretion.....	46

3.4	Bewertung durch die Probanden .....	47
3.4.1	Häufigkeit der nasalen Obstruktion .....	47
3.4.2	Grad der nasalen Obstruktion .....	48
3.4.3	Nasale Sekretion.....	50
3.4.4	Borkenbildung .....	51
3.4.5	Juckreiz .....	52
3.5	Objektive Messwerte.....	52
3.5.1	Inspiratorischer Fluss.....	53
3.5.2	Expiratorischer Fluss .....	54
3.5.3	Hydraulischer Durchmesser .....	55
3.5.4	Minimale Querschnittsfläche 2 (MCA2).....	56
3.5.5	3-Monatswerte im Detail .....	57
3.5.6	Vergleich präoperativer Werte vor und nach Anschwellen.....	58
3.6	Abschließende Patientenbewertung .....	58
4	Diskussion .....	61
5	Zusammenfassung .....	71
6	Literatur.....	73
7	Abkürzungen .....	80
8	Danksagung.....	81
9	Eidesstattliche Versicherung.....	82

# **1 Einleitung**

Behinderte Nasenatmung ist das häufigste Symptom in der Rhinologie und betrifft ungefähr jeden fünften Patienten in einer Hals- Nasen- und Ohren-ärztlichen Praxis. Die chirurgische Volumenreduktion der unteren Nasenmuscheln kann Patienten mit chronischer nasaler Obstruktion angeboten werden, welche nicht ausreichend von medikamentöser Behandlung profitieren. Falls keine zusätzlichen chirurgischen Eingriffe, wie z.B. eine Nasenseptumplastik, notwendig sind, ist eine solche Prozedur in Lokalanästhesie möglich. Verschiedene unterschiedliche Techniken wurden beschrieben, darunter Elektrokoagulation, Kryochirurgie, ultraschallvermittelte Muschelreduktion, Radiofrequenzbehandlung und Laser-induzierte Volumenreduktion [1]. Es ist noch nicht geklärt, welche davon die beste Methode bezüglich der optimalen Volumenreduktion bei erhaltener Funktion für die Mehrzahl der Patienten darstellt. Der Grund dafür liegt unter anderem im Fehlen von prospektiven Untersuchungen mit einem guten Studiendesign zum Vergleich verschiedener Behandlungsmethoden [1, 2]. Die Laservolumenreduktion im Nichtkontakt-Verfahren mit dem 940 nm Diodenlaser (DLVR) und die Radiofrequenz-induzierte Volumenreduktion (RFVR) der unteren Nasenmuscheln sind weit verbreitete, gut durchführbare und kosteneffektive Techniken mit nachgewiesener Wirksamkeit [3-8]. Da die meisten Autoren nur retrospektive Daten oder Daten einer einzigen Methode beschreiben, ist es aufgrund der bestehenden Literatur schwierig, die beiden Methoden miteinander zu vergleichen [9]. Die vorliegende Arbeit ist die erste, welche die DLVR im Nichtkontaktverfahren mit dem 940 nm Diodenlaser mit der Radiofrequenz-induzierten Volumenreduktion in einer prospektiven randomisierten klinischen Studie mit intraindividuellem Design vergleicht, wobei die Verbesserung der Nasenatmung, Komplikationen, Patientenkomfort und Wundheilung berücksichtigt werden.

## **1.1 Funktionelle Anatomie der Nase**

Die Nase ist die Eintrittspforte der oberen Atemwege, wobei sie eine wichtige Rolle in der Klimatisierung der eingeatmeten Luft spielt. Diese beinhaltet die Temperaturkontrolle, die Feuchtigkeitsregulierung und die Eliminierung von Stäuben und Krankheitserregern.

Die Schwankungen der Außentemperatur des menschlichen Lebensraumes sind groß und können bis zu 80 Grad Celsius umfassen. Umso bemerkenswerter ist der Umstand, dass die

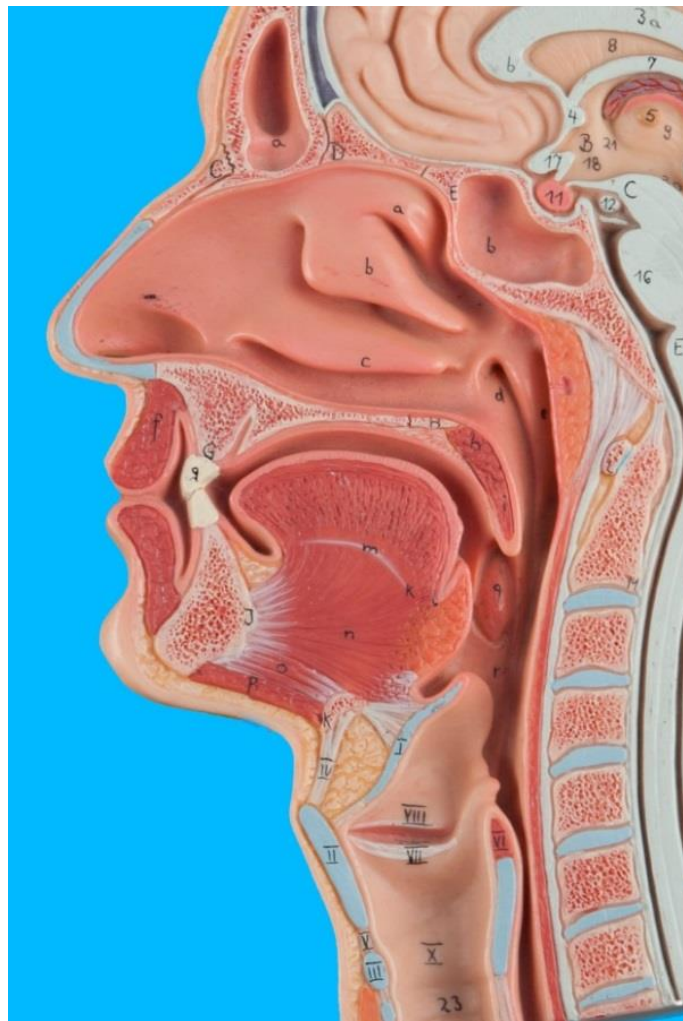
Atemluft im Nasopharynx durch die regulatorische Leistung der Nase annähernd Körpertemperatur erreicht. Diese Anpassung erfolgt während der kurzen Passage von ungefähr einer Viertelsekunde durch die Nase dank des umfassenden Kapillarnetzes der Schwellkörper der Nasenmuscheln. Die Möglichkeit der schnellen Ausdehnung und Kontraktur dieses Gewebes und das Vorhandensein großer Gefäßräume mit hoher Durchflusskapazität ermöglichen einen schnellen Austausch der Wärme des Blutes mit der Atemluft und umgekehrt [10]. Die Nasenschleimhaut besitzt eine sehr hohe Sensitivität für Adrenalin, was bei Steigerung des Sympathikotonus zu einem starken Anschwellen führt. Kaltluft, liegende Position und ein erhöhter inspiratorischer CO<sub>2</sub>-Gehalt führen reflektorisch zu einer Füllung der Kapazitätsgefäße und somit zur Schwellung [11].

Der Grad der Luftfeuchtigkeit der Umgebungsluft kann ebenso nennenswert schwanken, wobei Tiefstwerte unter 1% bis weit über 90% Luftfeuchtigkeit möglich sind. Trotzdem erreicht die den Nasopharynx erreichende Luft einen relativ konstanten Wert zwischen 75 und 80 %. Dieser schnelle Feuchtigkeitsaustausch zwischen Nasenschleimhaut und eingeatmeter Luft wird von der gesamten nasalen Schleimhautauskleidung gewährleistet [10].

Die Eliminierung von Stäuben, Mikroorganismen und anderer eingeatmeter Partikel ist die dritte wichtige Funktion der Nase, bevor Luft den Nasenrachen erreicht. Die Partikel lagern sich auf dem Schleimhautfilm der Nasenschleimhaut ab und werden vom Zilienschlag der Mukosa zum Pharynx transportiert, wo sie verschluckt werden. Das Nasensekret enthält unter anderem Immunglobuline (IgA), Stickstoffmonoxid und Lysozym, welches Keime bei Kontakt enzymatisch schädigt und zerstören kann. Der Großteil der eintretenden Mikroorganismen wird auf diese Art und Weise zerstört, andere werden später vom Magensaft destruiert. Der ziliäre Schleimtransport in der Nase hat eine Geschwindigkeit von 5-10 mm pro Minute. Somit wird die Schleimschicht der Nase ungefähr alle 20 Minuten dank der Sekretionstätigkeit der submukösen Schleimdrüsen und der Becherzellen der Schleimhaut erneuert [10].

Die folgenden Abbildungen zeigen die Anatomie der Nase, der Nasennebenhöhlen und des Mittelgesichtes in Schnittbildern durch den menschlichen Kopf- Halsbereich. Abbildung eins bietet einen guten Überblick über die Ausdehnung und das Relief der Nasenmuscheln an der lateralen Wand der Nasenhaupthöhle. Abbildung zwei zeigt die stufenförmige Anordnung

der Nasenmuskeln und ihre Beziehung zum Nasenseptum. Die native computertomographische Aufnahme der Nasennebenhöhlen in koronarer Ebene (Abbildung drei) erlaubt die Beurteilung der knöchernen Anteile der Nasenmuskeln im Verhältnis zum Weichgewebe. Die Computertomographie stellt jedoch immer nur eine Momentaufnahme des Schwellungszustandes der Nase dar und erlaubt somit alleine keine Diagnose einer Nasenmuskelhypertrophie.



**Abbildung 1: Sagittales Schnittbild durch die oberen Atemwege. a= obere Nasenmuschel, b=mittlere Nasenmuschel, c= untere Nasenmuschel**

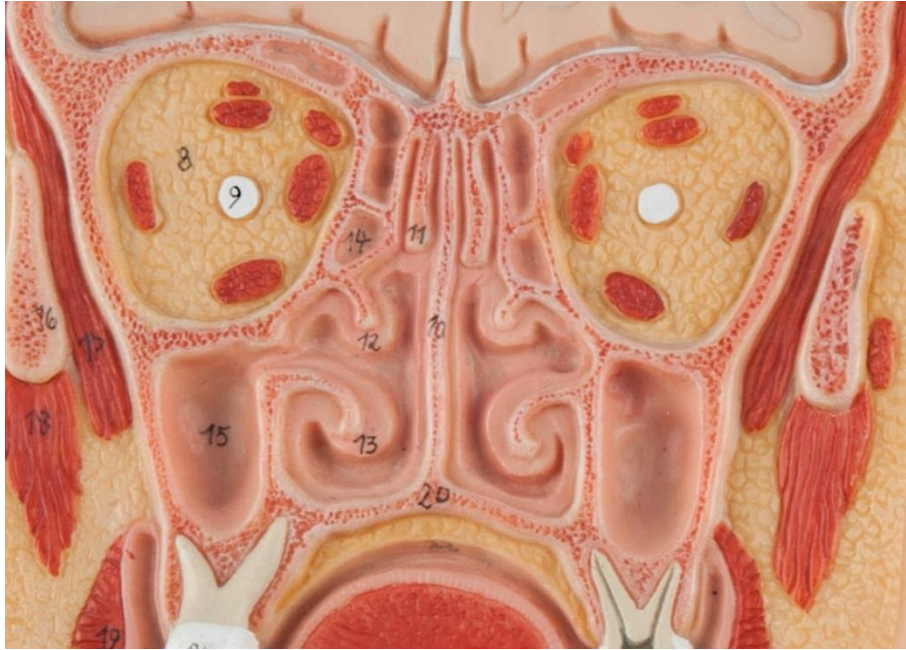


Abbildung 2: Koronares Schnittbild der Nase und Nasennebenhöhlen. 10 = Nasenscheidewand, 11 = obere Nasenmuschel, 12 = mittlere Nasenmuschel, 13 = untere Nasenmuschel, 14 = Siebbeinzelle, 15 = Kieferhöhle

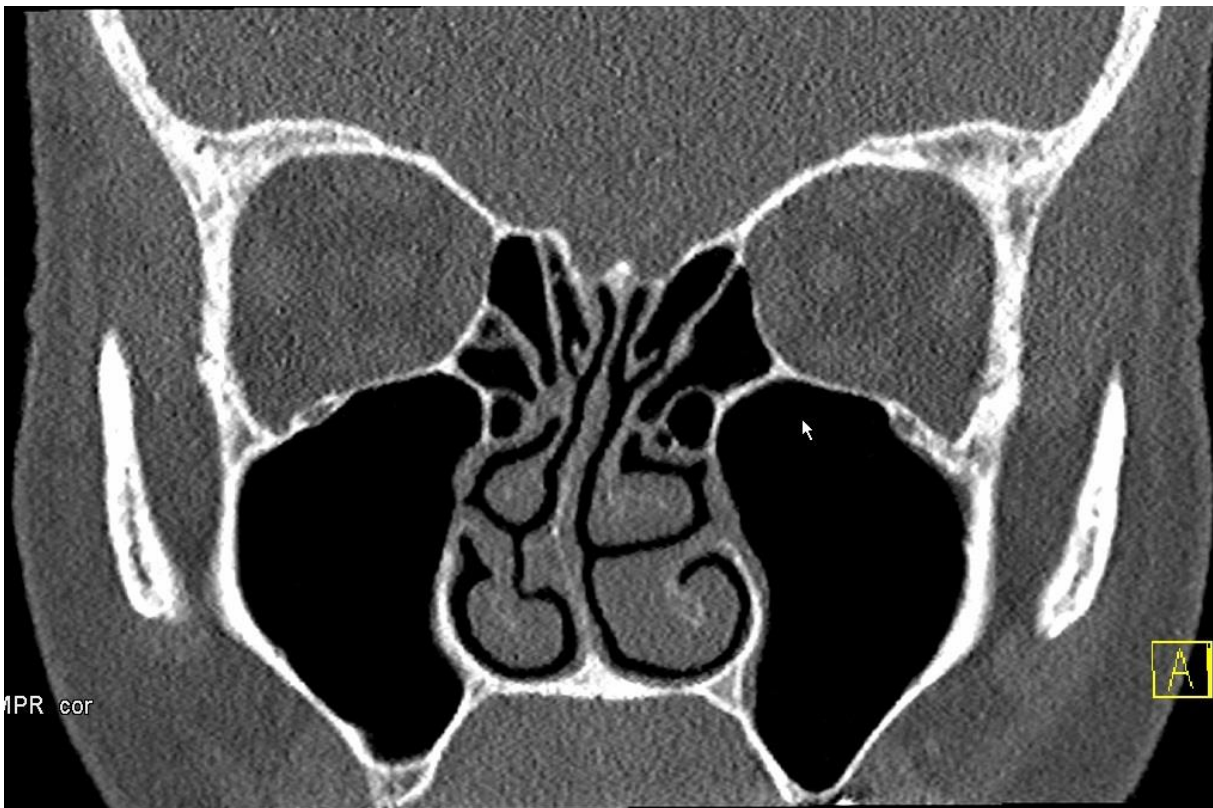


Abbildung 3: Koronare Computertomographie der Nasennebenhöhlen. Es zeigen sich eine Nasenseptumdeviation und vergrößerte untere Nasenmuschel beidseits.



### 1.1.1 Die Nasenhöhle und Nasenmuscheln

Die Nasenlöcher (Nares) führen in eine Erweiterung der Nasenhöhle, das Vestibulum, das von Haut mit Nasenhaaren (Vibrissae) ausgekleidet ist, welche eine Filterfunktion für größere Fremdkörper der Einatemluft haben. Das Vestibulum nasi wird seitlich und vorne vom Nasenflügel und medial vom Nasenseptum umschlossen. Es setzt sich am Limen nasi in die paarig angelegte und vom Nasenseptum getrennte Nasenhaupthöhle (Cavitas nasi) fort, die occipital über die Choanalöffnungen in den unpaaren Epipharynx mündet [10, 12].

Die Oberfläche der inneren Nase ist durch Vorwölbungen erheblich vergrößert. Die größten Vorwölbungen bestehen an der lateralen Nasenwand in Form der unteren, mittleren und oberen Nasenmuscheln (Conchae nasales inferiores, mediae et superiores). Die Nasenmuscheln sind nach unten und medial vorgewölbt und haben ein knöchernes Skelett. Durch ihre gestaffelte Anordnung ragt die große untere Muschel mit ihrem Kopf bis nahe an das Vestibulum, sie ist am stärksten eingerollt [12].

Das knöcherne Skelett der Muscheln ist von dicker Schleimhaut überzogen. Sie besitzt, wie nahezu das gesamte Vestibulum, ein mehrreihiges Flimmerepithel. Diese Epithelschicht enthält neben vielen Becherzellen zahlreiche kleine tubulo-azinäre Drüsen, die Glandulae nasales, welche einen seromukösen Schleim erzeugen [12]. In der Lamina propria der Nasenschleimhaut besteht ein dichtes subepitheliales Kapillarnetz, das in ein oberflächliches Venengeflecht einmündet, welches wiederum von einem tieferen Venengeflecht drainiert wird. Muskuläre Drosselvenen und arterio-venöse Anastomosen regulieren die Blutfüllung und somit das Volumen und damit den Schwellungszustand der Schleimhaut. Diese grundsätzliche Mikroanatomie ist in der gesamten Nasenhaupthöhle gegeben, zeigt sich in stärkster Ausprägung jedoch in Form von kavernösen Schwellkörpern von Nasenseptum (Intumescencia septi), unterer und mittlerer Nasenmuschel [12].

Entwicklungsgeschichtlich gehören die mittleren und oberen Muscheln zum Siebbein, die untere entsteht embryonal als Teil der unteren medialen Nasenwand aus einem eigenen Knorpel, der später verknöchert. Zwischen den Muscheln bestehen jeweils Passagewege in Form der unteren, mittleren und oberen Nasengänge (Meatus nasi). Sie sind medial über den gemeinsamen Nasengang verbunden. Unterhalb des unteren Nasenganges mündet der Tränennasengang 2 cm hinter der Haut-Schleimhautgrenze des Vestibulums. Schließlich

münden die Stirn- und Kieferhöhlen, sowie die vorderen Siebbeinzellen in den mittleren, die hinteren Siebbeinzellen und Keilbeinhöhle in den oberen Nasengang [10, 12].

Die Gefäßversorgung der seitlichen Nasenwand erfolgt arteriell aus einem Netzwerk zwischen A. ophtalmica mit A. ethmoidalis anterior und posterior im oberen Bereich, und andererseits aus den Ästen der A. sphenopalatina aus der A. maxillaris, die sich in die A. palatina descendens und die Aa. nasales posteriores laterales verzweigen. Letztere versorgen insbesondere auch die untere Nasenmuschel. Die arterielle Versorgung des Septums wird aus denselben zuführenden Gefäßen gespeist. Erwähnt sei hier der vorderste Teil des Septumschwellkörpers, der auch Kiesselbachscher Wulst genannt wird. Er hat wegen seiner Vulnerabilität bei Schleimhauterkrankungen oder Verletzungen eine besondere Bedeutung als häufiger Ursprung von Nasenbluten. Venös erfolgt der Abfluß geflechtartig und mündet über Vv. ethmoidales in die V. ophtalmica und dorsal in einen Plexus pterygoideus im Foramen sphenopalatinum [12].



**Abbildung 4: Sagittale native Computertomographie der Nase und Nasennebenhöhlen. Die untere Nasenmuschel hat eine Länge von ca. 5 cm**

### 1.1.2 Der Geruchssinn

Das Riechepithel bedeckt die Fläche zwischen oberer Nasenmuschel und Nasenscheidewand. Die Riechzellen bestehen aus bipolaren Neuronen von fettlöslichen Substanzen in der

Einatemluft stimuliert; ihre Axone dringen durch die Lamina cribrosa ein und bilden im Bereich des Bulbus olfactorius Synapsen. Das zweite Neuron erreicht das zentrale Nervensystem [10].

### **1.1.3 Nasennebenhöhlen**

Die Nasennebenhöhlen sind luftgefüllte Hohlräume im Os frontale, Os maxillare, Siebbein und im Sphenoid. Sie sind ebenso von respiratorischem Epithel ausgekleidet, das sich kontinuierlich in den oberen Atemwegen ausbreitet. Auch wenn ihre Funktion noch unklar ist, tragen sie zur Schleimproduktion und Antikörperproduktion für die Verteidigung der oberen Atemwege bei. Zudem dienen sie als Resonanzkörper und Erleichtern das Gewicht des Schädels [10].

## **1.2 Der Nasenzyklus**

Der Schwellungszustand der Nasenmuscheln unterliegt physiologischerweise einem zirkadianen zyklischen Wechsel. Die Erstbeschreibung dieser Veränderungen erfolgte bereits 1895 [13]. Der Schwellkörper der Nasenmuscheln wird sympathisch innerviert und unterliegt der vegetativen, vermutlich zentralen Regulation, welche unabhängig von der Nasenatmung ist [11]. Dabei unterscheidet man zwischen der Arbeitsphase, in der die Nasenmuschel einer Nasenseite abgeschwollen ist, und einer Ruhephase, in welcher die Muschel anschwillt und stark an Volumen zunimmt. In der Arbeitsphase wird die betroffene Nasenseite stärker für die Atmung benutzt, der Luftstrom ist höher, die Strömung im Naseninneren ist weitgehend turbulent. Dies führt durch starke Verwirbelungen zu einem vermehrten Kontakt zwischen Luft und Schleimhaut und somit zu einem erhöhten Wärmeaustausch und zu einer erhöhten Feuchtigkeitsregulierung. Der Nasenzyklus wird als physiologischer Ausgleichsmechanismus angesehen, um der Nasenschleimhaut eine Regenerationsmöglichkeit zu geben, um sie vor Austrocknung und Borkenbildung zu schützen. Demzufolge verschiebt sich die Luftströmung in der Ruhephase bei engerer Nase in den laminaren Bereich. Das durchströmende Luftvolumen ist nicht nur geringer, es hat auch weniger Schleimhautkontakt. Die ruhende Nasenseite kann Feuchtigkeit in der Schleimhaut speichern. Der Nasenzyklus ist bei einem Großteil der Menschen nachweisbar und hat eine variable Zykluslänge, die zwischen 1,5 Stunden und 10 Stunden variieren kann und im Mittel mit 2,4 Stunden beschrieben wird [14]. Da meist keine echte Periodizität gegeben ist, ist der Begriff Zyklus eigentlich

unzutreffend [11]. Er ist am Tage und nachts vorhanden, wobei in der Nacht das Verhältnis von Arbeits- zu Ruhephase niedriger ist [15, 16]. Somit ist es ein physiologischer Umstand, dass die Volumenströme beider Nasenhälften im Tagesverlauf stark schwanken, wobei in dieser Hinsicht der Gesamtvolumenstrom beider Nasenseiten relativ konstant bleibt [17]. Das Verhältnis der Alteration beträgt ungefähr 1 zu 3. Eine Steigerung des Sympathikotonus und Vasokonstringentien heben den Nasenzyklus vorübergehend auf [11].

### **1.3 Nasenmuschelhyperplasie und behinderte Nasenatmung**

Ein Großteil des nasalen Widerstandes wird durch die unteren Nasenmuscheln erzeugt, die Nase selbst erzeugt ca. 1/3 des gesamten Atemwegswiderstandes [11, 18]. Daraus lässt sich die Bedeutung der Nasenmuschel für die nasale Durchgängigkeit erkennen. Die Wahrnehmung der Nasenatmung erfolgt hauptsächlich über Mechanorezeptoren des Vestibulum und Thermorezeptoren der Nasenschleimhaut, welche trigeminal verschaltet sind [19]. Dieser Zusammenhang macht sich durch das Phänomen der subjektiv freien Nase bei Stimulation mit Menthol bemerkbar, auch wenn objektiv keine Widerstands- oder Flussänderung besteht. Die betreffenden Kälterezeptoren können umgekehrt auch durch Lokalanästhetika inaktiviert werden, was zu einer subjektiv verstopften Nase führt. Die pathophysiologische Bedeutung erschließt sich bei Patienten, die trotz eines weiten Nasenraumes aufgrund von Destruktion oder Vernarbung der Nasenschleimhaut und verminderter Afferenz trigeminaler Kälterezeptoren das Gefühl einer Nasenatmungsbehinderung haben [11, 19].

Obwohl im HNO-ärztlichen Sprachgebrauch der Begriff Nasenmuschelhyperplasie für die vergrößerte Nasenmuschel gebräuchlich ist, beschreibt dieser Begriff nicht immer vollständig die zugrundeliegenden pathophysiologischen Umstände. Wenngleich sowohl die knöchernen, als auch die weichgewebige Grundlage der unteren Nasenmuschel hyperplastisch, also durch eine Vermehrung von Gewebe anatomisch vergrößert sein können, liegt wohl in den meisten Fällen eine unphysiologische Vermehrung des Schwellungszustandes durch eine Regulationsstörung vor. Diese macht sich häufig in einem verstärkten Effekt des Lagewechsels auf die Schwellung der Nase und ein stärkeres Auftreten im Liegen bemerkbar. Die Ursachen dafür sind vielfältig. Es zählen dazu allergische Entzündungsreaktionen bei perennialen Allergien (z.B. Hausstaubmilben, Tierhaare,

Schimmelpilze), Reaktionen auf physikalische oder chemische Noxen wie Stäube, Lacke, Zigarettenrauch, medikamentös induzierte Regulationsstörungen als anticholinerge Nebenwirkung bei Antidepressiva, Neuroleptika oder Antihypertensiva. Auch systemische Erkrankungen wie die Mukoviszidose, die Polyposis nasi oder hormonelle Veränderungen in der Schwangerschaft können zur Dysregulation des Schwellungszustandes der Nase führen [19]. Falls möglich sollte eine ursächliche Therapie durch Expositionsprophylaxe, Hyposensibilisierung, medikamentöse Modulation der Entzündungsreaktion oder Medikamentenumstellung erfolgen. Weiterführend ist das Anschwellen der Nase ein guter Prädiktor für den Erfolg einer Nasenmuschelbehandlung [20].

#### **1.4 Prüfung der respiratorischen Funktion der Nase**

Die Untersuchung der Nasenfunktion erfordert neben der Anamnese und Inspektion auch apparative Methoden. Die am häufigsten beklagte Funktionsstörung der Nase ist die Nasenatmungsbehinderung, die Patienten häufig als „verstopfte Nase“ bezeichnen. Sie stellt ebenso die häufigste Indikation zur operativen Behandlung der Nase dar. Demzufolge ist eine zuverlässige präoperative Funktionsanalyse wünschenswert, um eine fehlerhafte Indikationsstellung, Operationsplanung und mangelnden Operationserfolg zu vermeiden. Die Analyse hat den Zweck, die behinderte Nasenatmung zu objektivieren und die Luftdurchströmung zu beschreiben. Weitere respiratorische Funktionen wie Anwärmen, Anfeuchten und Säubern der Atemluft, können bis heute noch nicht in klinischen Routineverfahren bestimmt werden.

Die Nase hat einen physiologischen Widerstand, der ungefähr ein Drittel des Widerstandes der oberen Luftwege bei der Einatmung beträgt. Wird der Widerstand pathologisch, führt dies reflektorisch zu Mundatmung.

Ein weiterer Faktor ist das Strömungsverhalten im Hinblick auf die Entstehung von Turbulenzen. Das richtige Maß der Turbulenzentstehung ermöglicht einen physiologischen Schleimhautkontakt der Luft und somit auch die Partialfunktionen der Befeuchtung, des Wärmeaustausches und der Filterung der Luft.

Der Nasenzyklus stellt einen weiteren bemerkenswerten Umstand im Schwellungsverhalten der Nasenmuscheln dar. Es handelt sich um den oben beschriebenen physiologischen Wechsel zwischen Arbeits- und Ruhephase im zirkadianen Rhythmus.

Das vordere Kavum regelt die Turbulenzentstehung des eingeatmeten Luftstromes durch einen veränderbaren Querschnitt. Dadurch werden in der Arbeitsphase mehr Turbulenzen und dadurch ein höherer Luft-Schleimhautkontakt ermöglicht. In der Ruhephase hingegen strömt Luft überwiegend laminar durch die spaltförmig enge Nase [21-23].

Bei der physiologischen Septumdeviation steht ein gekrümmtes Septum mittig in einem asymmetrischen Schädel, wobei die Nase in zwei ähnlich große Seiten mit guter Luftpassage geteilt wird [24]. Dies ist von der pathologischen Septumdeviation zu unterscheiden, bei welcher es eine strukturelle Enge einer oder beider Nasenseiten gibt, die zu Nasenatmungsbehinderung führen kann.

Weitere Ursachen für eine Nasenatmungsbehinderung können pathologisch ansaugbare Nasenklappen sein, die zu einer funktionellen Nasenklappenstenose führen, oder eine Enge des Isthmus nasi.

Komplikationen können aus diesen Umständen resultieren; die unnötige Begradigung einer funktionellen Septumdeviation mit Muschelverkleinerung kann zu einer unphysiologisch weiten Nase führen, die durch mangelnde Luftverwirbelung ein Eintrocknen des Nasensekrets, der Borkenbildung, und andererseits zu mangelnder sensorischer Erregung von taktilen Rezeptoren der Schleimhaut führt. Da der Luftstrom weniger gespürt wird, entsteht trotz guter Luftpassage das Gefühl der Nasenatmungsbehinderung.

#### **1.4.1 Anamnese**

Neben der Häufigkeit und zeitlichen Einordnung von Nasenatmungsbehinderung (tagsüber, nachts, saisonal, ganzjährig), dem Zusammenhang mit bestimmten Aufenthaltsorten oder Tätigkeiten, die Hinweis auf eine allergologische, physikalisch oder chemisch irritative Genese geben, soll auch nach Ein- oder Beidseitigkeit bzw. Wechselseitigkeit der Beschwerden gefragt werden. Auch die Einschätzung des Ausmaßes der Obstruktion ist von Bedeutung, wohlgleich diese nicht immer dem objektiven Befund entspricht [21, 25-28]. Mundatmung in Ruhe gilt als Zeichen hochgradiger nasaler Obstruktion, während diese bei starker körperlicher Belastung, z.B. bei schnellem Treppensteigen, keinen Hinweis auf eine Nasenatmungsbehinderung geben muss. Die HNO-Anamnese soll stattgehabte Eingriffe im Bereich der oberen Atemwege und den Gebrauch von Nasentropfen oder Sprays beinhalten.

### 1.4.2 Klinische Untersuchung

Im Rahmen der HNO-ärztlichen Spiegeluntersuchung erfolgt eine Inspektion der äußeren Nase, insbesondere des Naseneinganges, danach eine anteriore Rhinoskopie mit dem Nasenspekulum, und schließlich die endoskopische Untersuchung der inneren Nase mit starren Winkeloptiken (meist 30 Grad), welche den Blick in alle Erweiterungen und Gänge der Nasenhaupthöhle ermöglicht.



**Abbildung 5: Endoskopischer Blick in die linke Nase: links Nasenseptum, rechts untere Nasenmuschel**

Dazu gehören die Inspektion von Nasenklappe, Nasenseptum, der sechs Nasenmuscheln und der Nasengänge bis in den Nasenrachen. Die Konfiguration der ersten Nasenenge, des Isthmus nasi, hat eine besondere Bedeutung für das Strömungsverhalten, da schlitzförmige Öffnungen bei gleicher Fläche einen höheren Strömungswiderstand haben als rundliche. Funktionell ist ein eventuelles Ansaugen der Nasenflügel bei forcierter Inspiration zu beachten, den man beim Cottle-Test durch Stabilisierung oder Seitwärtsziehen der Nasenflügel mit einem Instrument vermindert. Die Konfiguration des Septums hat eine weit geringere Bedeutung als häufig kolportiert, viel wichtiger ist die relative Weite zwischen Scheidewand und seitlicher Nasenwand, die auch bei schiefem Septum ausreichend sein kann. Schließlich ist auf eine Inspektion vor und nach Anschwellen mit einem

Vasokonstriktor zu achten, um die Anatomie bei abgeschwollenen Nasenmuscheln zu erkennen, da die spontane Inspektion im Rahmen des Nasenzyklus auf beiden Seiten stark unterschiedliche Weiten ergeben kann. Insbesondere die subjektive Beurteilung des Patienten nach Abschwollen ist von klinischer Bedeutung, da es das Verhältnis des Anteils an der Obstruktion zwischen geschwollener Nasenmuschel und schiefem Septum zu verstehen hilft. Mit großer Wahrscheinlichkeit profitiert ein Patient, der nach Abschwollen gut Luft bekommt, von einer Muschelbehandlung [20]. Bleibt die Obstruktion nach Abschwollen bestehen, liegt die Ursache häufig am Nasengerüst.

Zur Objektivierung der respiratorischen Funktion der Nase wird der nasale Strömungswiderstand mittels Rhinomanometrie und Rhinoresistometrie bestimmt, weiterhin können mittels Rhinoresistometrie strömungsdynamisch relevante Parameter bestimmt werden, und schließlich ist die Konfiguration der inneren Nase mittels akustischer Rhinometrie beschreibbar. Ein Problem bleibt der Umstand, dass das subjektive Empfinden des Patienten mit apparativen Methoden nicht gut abgebildet werden kann [25, 27, 29, 30].

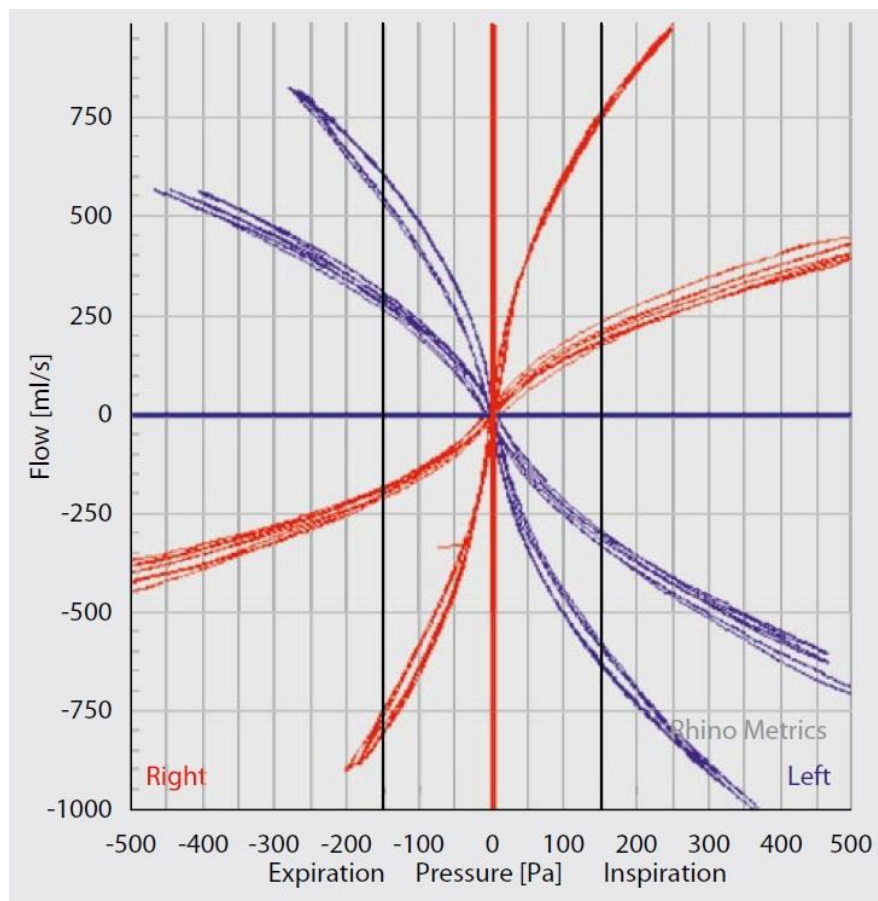
### **1.4.3 Rhinomanometrie**

Die Rhinomanometrie bestimmt die Parameter Atemgeschwindigkeit und Druckdifferenz zwischen Naseneingang und Choane, die sogenannte nariochoanale Druckdifferenz. Die Messung erfolgt während der Ein- und Ausatmung. Klinisch ist heute ausschließlich die anteriore Rhinomanometrie gebräuchlich, bei der die Messung des Choanaldrucks indirekt durch luftdichtes Verschließen des zweiten Nasenlochs mit einem Druckschlauch erfolgt. Die Luft in dieser Nasenseite dient dann als Verlängerung des Druckschlauches bis zur Choane und erfährt keine Durchströmung der Nase; sie überträgt die Druckschwankung der Choane als Referenzdruck, die Messung erfolgt in einem Sensor am Ende des Druckschlauches im Messgerät. Entscheidend ist, dass die Abdichtung an der Nase durch Pflaster erfolgt, um die Form und den Querschnitt der Naseneingänge nicht zu verändern. Eine Messung mit Oliven oder ähnlichen Ansatzstücken hätte eine Verminderung des nasalen Widerstandes zur Folge. Eine entscheidende Voraussetzung ist die Durchgängigkeit beider Nasenseiten und ihre vollständige Trennung durch ein intaktes Nasenseptum bis zu den Choanen [21, 31].

Die Darstellung der Messwerte wurde vom „International Committee on Objective Assessment of the Upper Airways“ [32, 33] geregelt. Die Kurven für Druckdifferenz in Pascal



und Volumengeschwindigkeit in ml/s werden in ein Koordinatensystem eingetragen, indem die Inspiration in den rechten (rechte Nase oben, linke Nase unten), die Expiration in den linken Quadranten (rechte Seite oben, linke Seite unten) gezeichnet wird. Die Werte für linke und rechte Nasenseite werden spiegelbildlich dargestellt, was zur sogenannten Atemzange führt. Je weiter sie ist, desto besser ist die Nasenatmung [31]. In der Regel werden Messkurven vor und nach Abschwellen erfasst. Dabei soll der Proband sich 20 bis 30 Minuten an das Raumklima angepasst haben. Das Abschwellen erfolgt durch Applikation von 2 Sprühstößen von jeweils 50µg Oxymethazolin pro Nasenseite, nach 5 Minuten Wartezeit erfolgt ein weiterer Sprühstoß. Erst nach einer Viertelstunde Wartezeit kann die Messung in abgeschwollenem Zustand erfolgen [33].



**Abbildung 6: Rhinomanometrie. Atemkurven der rechten (rot) und linken (blau) Nasenseite.**

Numerisch lässt sich die Obstruktion der Nasenatmung rhinomanometrisch beim Referenzdruck von 150 Pa mittels Volumengeschwindigkeit und Strömungswiderstand (R) darstellen [32]. Letzterer errechnet sich als Quotient aus Druckdifferenz und Strömungsgeschwindigkeit. Dabei gelten Werte über 500 ml/s als nicht obstruktiv, Werte

von 300-500 ml/s als gering obstruktiv, Werte zwischen 180-300 ml/s als mittelgradig, und Werte unter 180 ml/s als hochgradig obstruktiv. Die entsprechenden Widerstandswerte liegen bei unter  $0,3 \text{ sPa/cm}^3$  bis respektive über  $0,8 \text{ sPa/cm}^3$  für hochgradige Obstruktion [21].

Limitationen der Methode: Die Änderung der Weite der Nase und die Änderung der Volumengeschwindigkeit verhalten sich exponentiell nach der vierten bis fünften Potenz. Somit ist der Unterschied der Volumengeschwindigkeit vor und nach Anschwellen in einer engen Nase größer als in einer weiten Nase. Zudem misst man nur den gesamten nasalen Widerstand ohne Hinweis auf die Ursache oder Lokalisation der Obstruktion. Dieser Umstand begrenzt und beschreibt den Stellenwert der Rhinomanometrie in der Rhinologie, da über die o.g. respiratorische Funktion der Nase wenig ausgesagt wird. Die alleinige Beurteilung der nasalen Luftdurchgängigkeit ist in der präoperativen Diagnostik und zur postoperativen Qualitätssicherung von geringer Bedeutung [24].

#### **1.4.4 Rhinoresistometrie (RRM)**

Die Rhinoresistometrie stellt eine Weiterentwicklung der RMM dar, indem sie mit derselben Messanordnung auf der Grundlage strömungsdynamischer Gesetze aus den Parametern narinchoanale Druckdifferenz und Atemvolumengeschwindigkeit computertechnisch vier weitere Parameter errechnet [33, 34]. Diese sind Strömungswiderstand, Turbulenzverhalten, hydraulischer Durchmesser und der Reibungskoeffizient  $\lambda$ .

Der Strömungswiderstand wird graphisch seitengetrent in Abhängigkeit von der Volumengeschwindigkeit dargestellt, wobei die blassen Kurven (rechts rot, links blau) die Daten vor, die dick linierten Kurven die Daten nach Anschwellen zeigen. Links im Diagramm ist die Inspiration, rechts die Expiration zu sehen. Diese Darstellung erlaubt es mittels Blickdiagnose besser als in der RMM zu interpretieren, wie sehr bei verstärkter Atmung der Widerstand zunimmt. Kommt es inspiratorisch zu einem sehr steilen Verlauf, kann ein Ansaugen der Nasenflügel aufgrund der hohen Strömungsgeschwindigkeiten erfolgt sein. Erfolgt diese Widerstandserhöhung bei niedrigen Geschwindigkeiten, weist dies auf einen pathologisch schwachen Nasenflügel hin. Der Computer fügt außerdem eine extrapolierte gerade Kurve hinzu, die den theoretischen Verlauf der Widerstandskurve bei stabilem Nasenflügel andeutet. Ein rasches Ansteigen und Abweichen der gemessenen von der

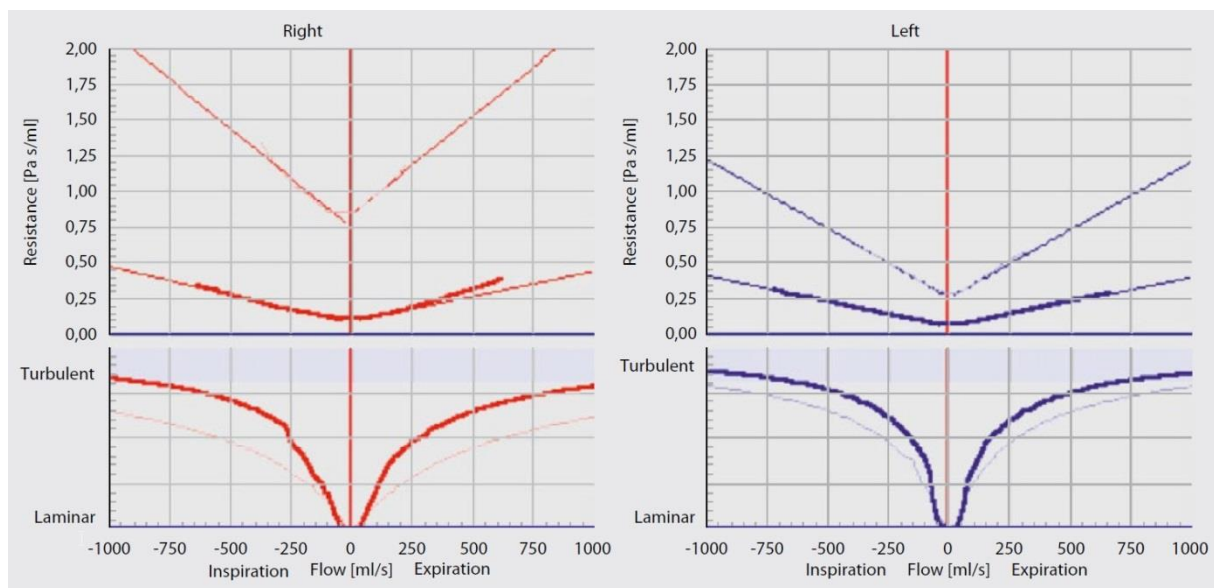
errechneten Kurve deutet auf dieses pathologische Ansaugen hin. Die Differenz der Kurven vor und nach Anschwellen zeigt den Unterschied des momentanen Zustandes der stark vom Nasenzyklus und dem Schwellungszustand von Schleimhäuten und Schwellkörpern abhängt, und dem Zustand nach Anschwellen, der von der festen Nasenstruktur aus Bindegewebe, Knorpel und Knochen abhängt. Ein numerischer Referenzwert des Widerstandes wird bei 250 cm<sup>3</sup>/s erhoben; die Werte in sPa/cm<sup>3</sup> reichen von kleiner 0,17 für eine freie Nase bis über 0,7 für eine hochgradige Obstruktion [21].

Der hydraulische Durchmesser ( $d_h$ ) ist ein Maß für die Weite von nicht runden Strömungskanälen wie der Nase und bildet den Energieverlust des Luftstromes ab, der durch seine Reibung an den Oberflächen der inneren Nase entsteht. Dieses Verhältnis zwischen durchströmter Querschnittsfläche und Umfang ( $d_h=4F/U$ ) berücksichtigt einen erhöhten reibungsbedingten Energieverlust bei großem Umfang [31]. Ein hoher Energieverlust ergibt einen kleinen hydraulischen Durchmesser und umgekehrt. Der Energieverlust wird über die ganze Länge des nasalen Atemweges erfasst, hängt jedoch entscheidend von der engsten Stelle der Nase ab, verhält er sich doch zur vierten bis fünften Potenz zur Weite. Ein hydraulischer Durchmesser von über 6 mm gilt als normal [21].

Der Reibungskoeffizient beschreibt die Wandbeschaffenheit der Nase, die für die Turbulenzentstehung verantwortlich ist, und wird in der dimensionslosen Zahl  $\lambda$  angegeben. Er ermöglicht eine Aussage über die Beschaffenheit der inneren Nasenwände im Hinblick auf ihr Strömungsverhalten und Turbulenzentstehung. Typische Werte im abgeschwollenen Zustand liegen bei  $\lambda > 0,025$ , im geschwollenen Zustand bei  $\lambda < 0,025$ .

Mit dem Turbulenzverhalten wird das Verhältnis von laminarer, also schichtförmiger Atemströmung und turbulenter, stark verwirbelter Atemströmung in Abhängigkeit von den Atemgeschwindigkeiten beschrieben. Üblicherweise liegt bei geringen Atemgeschwindigkeiten ein laminarer Luftstrom vor, mit zunehmender Geschwindigkeit wird die Strömung zunehmend turbulenter, was graphisch mit einem Anstieg der Kurve dargestellt wird. Strömungsdynamisch neigen enge Durchmesser eher zu laminarer Strömung als weite, was im Hinblick auf den Schwellungszustand der Nasenmuscheln von Bedeutung sein kann [24]. Physiologisch ist ein ausgewogenes Verhältnis von laminarer und turbulenter Strömung für die Erfüllung der respiratorischen Aufgaben der Nase wichtig. Zu viel laminare Strömung bedeutet einen zu geringen Schleimhautkontakt von Luft und

Nasenschleimhaut mit zu geringer Anfeuchtung und Reinigung, zur viele Turbulenzen hingegen bieten das Risiko der Austrocknung mit Borkenbildung [16, 21].



**Abbildung 7: Rhinoresistometrie.**

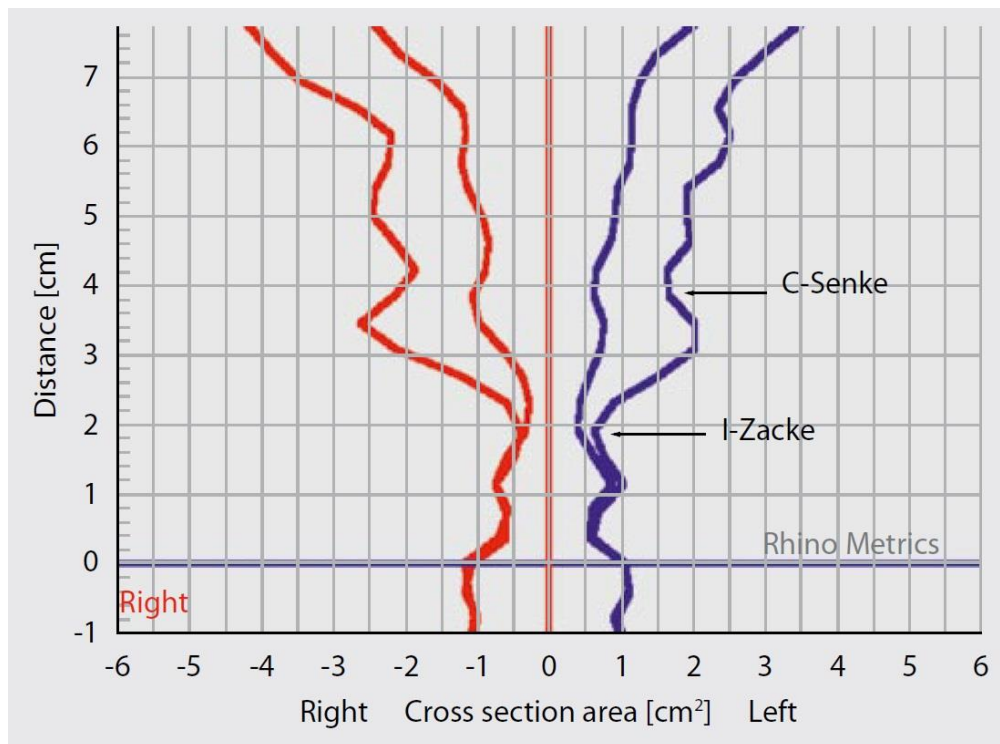
Graphisch wird das Turbulenzverhalten ebenso für beide Nasenseiten getrennt dargestellt. In dem Koordinatensystem entspricht der untere Abschnitt auf der Ordinate laminarer Strömung, der oberen graue Bereich turbulenter Strömung. Der Kurvenverlauf beschreibt die Veränderung der Strömungsart mit steigender Strömungsgeschwindigkeit. Auch hier bedeuten blasse Kurven den Momentanzustand ohne, kräftige Kurven den Zustand nach Anschwellen.

Die Rhinoresistometrie ermöglicht somit eine Objektivierung des Obstruktionsgrades als auch eine teilweise Differenzierung, ob die Erhöhung des nasalen Widerstandes durch eine Verengung oder pathologisches Turbulenzverhalten bedingt wird. Dabei lassen sich auch Hinweise für einen pathologischen inspiratorischen Nasenflügelkollaps finden [21].

#### 1.4.5 Akustische Rhinometrie (AR)

Die akustische Rhinometrie erlaubt die Vermessung der inneren Nase und die Beschreibung von Lokalisation und Ausmaß von Engstellen, sowie die Errechnung des Volumens in einem frei definierbaren Nasenabschnitt. Sie basiert auf der computergestützten Analyse von Reflexionen eines nasal applizierten Schallsignales, welches durch die Anatomie des Nasenraumes spezifisch verändert wird. Klickgeräusche werden über ein Schallrohr mit

Nasensonde abgeben, je nach Beschaffenheit der inneren Nase erfolgt eine Reflexion und Veränderung von Frequenz und Amplitude. Das gemessene Echo wird elektronisch analysiert und in einen Querschnitt umgerechnet, der graphisch in Relation zur Entfernung vom äußeren Naseneingang aufgezeichnet wird. Auch dieses Verfahren erfolgt vor und nach Anschwellen der Nase [21, 31].



**Abbildung 8: Akustische Rhinometrie.**

Dabei sind zwei typische Querschnittseinengungen zu erkennen, die dem Isthmus nasi im Bereich des Ostium nasi internum, meist mit MCA 1 (Minimal Cross-sectional Area) oder Isthmuszacke bezeichnet, und der Enge zwischen unterer Nasenmuschel (Concha nasalis inferior) und dem Septumschwellkörper (MCA 2), entsprechen, die auch Concha-Senke genannt wird.

In der Durchführung dieser Untersuchung ist kein Atemfluss nötig, er wäre im Gegenteil sogar störend, da hierdurch die Konfiguration der Nase in Ruhe während einer laufenden Messung durch Ansaugphänomene verändert und die Aussendung und Detektion des Messsignals durch Atemgeräusche gestört würde. Der Tubus wird im 45° Winkel an die Nase gehalten. Messfehler könnten außerdem durch zu starkes Anpressen des Adaptorröhrchens mit Nasenverformung oder durch Schlucken erwachsen [33].

Auch die akustische Rhinometrie dient der Beschreibung von Schwellungsänderungen. Meist wird dabei das Volumen zwischen zwei und fünf cm betrachtet.

Während Lokalisation und Ausmaß von Engstellen beschrieben werden können, ergibt die AR keine Beschreibung der Form dieser Bereiche. Diese hat jedoch einen großen Einfluss auf die Strömungsdynamik. Deshalb eignet sich die RRM gut als ergänzende Methode, die den strömungsdynamischen Effekt mittels hydraulischen Durchmessers bestimmbar macht.

Die Vermessung des vorderen Kavums ist im Hinblick auf die Diffusorfunktion dieser Region von Bedeutung. Der Diffusor reguliert die Turbulenzentstehung der inneren Nase, welche für die respiratorische Funktion eine wichtige Bedeutung hat [24, 26, 35]. Entscheidend ist das Ausmaß der Querschnittszunahme im Diffusor genannten Bereich zwischen Isthmus nasi und der weitesten Stelle nach der C-Senke. Je mehr der Querschnitt hier zunimmt, desto mehr Turbulenzen entstehen. Limitationen bestehen in der Auswertung von Messungen distal einer Einengung [36, 37]. Außerdem nimmt die Genauigkeit der Messungen nach dem vorderen Kavum ab, was auf den Energieverlust durch die dort mündenden Nasennebenhöhlen zurückgeführt wird [21, 36, 38-42].

#### **1.4.6 Langzeit Rhinoflowmetrie (LRM)**

Die Langzeit Rhinoflowmetrie erlaubt Darstellung der des nasalen Atemstromes über 24 Stunden. Die Messung erfolgt durch Nasensonden am Boden des Vestibulum nasi für beide Nasenseiten getrennt und wird von einem tragbaren Gerät aufgezeichnet. Die Flusssonden sind technisch gesehen Thermistoren, welche das Ausmaß des Atemflusses durch Messung der Temperaturdifferenz im Atemstrom an den Sonden errechnen. Graphisch lässt sich somit der Nasenzyklus darstellen, der die wechselnden Schwellungszustände der beiden Nasenseiten beinhaltet. Hilfreich kann die LRM dann sein, wenn der Patient Nasenatmungsbeschwerden zu anderen Tageszeitpunkten als zum Untersuchungszeitpunkt beschreibt, oder falls subjektive Beschwerden und Befunde der RRM und AR stark differieren [21].

## **1.5 Methoden der Nasenmuschelverkleinerung**

### **1.5.1 Laserbehandlung**

#### **1.5.1.1 Grundlagen Laser**

Laserstrahlung ist elektromagnetische Strahlung mit hoher Kohärenz durch phasengleiche Wellenzüge und starke Kollimation durch nahezu parallele Strahlenbündel, zudem ist die Strahlung monochromatisch, was sich in gleicher Wellenlänge, Frequenz und Energie äußert. Die physikalische Grundlage dafür ist die von Albert Einstein 1917 theoretisch beschriebene Lichtverstärkung durch stimulierte Emission von Strahlung. Die englische Abkürzung von Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation führt zum Terminus LASER. Dabei werden Elektronen einer Vielzahl von Atomen auf ein höheres Energieniveau angehoben. Wird ein solches angeregtes Atom von einem Photon getroffen, werden 2 Photonen gleicher Energie, Richtung, zeitlicher und räumlicher Phase freigesetzt, eine sogenannte induzierte Emission. Die in einem Lasermedium freigesetzten Photonen erzeugen eine Kettenreaktion, zur Aufrechterhaltung der Laserstrahlung ist allerdings Energiezufuhr durch eine „Pumpe“ nötig. Ein weiterer essentieller Bestandteil eines Lasersystems ist ein Resonator, in welchem die Laserstrahlung rückgekoppelt wird. Dieser besteht meist aus einem Spiegelsystem, wovon ein Spiegel teildurchlässig ist, um Laserstrahlung abzuleiten und ihrer Nutzung zuzuführen. Je nach Art des Lasermediums unterscheidet man zwischen Gas-, Flüssigkeits-, Halbleiter- und Festkörperlasern, die Anregung (das „Pumpen“) kann durch Gasentladungen, intensives Licht oder im Falle von Halbleiterlasern durch elektrischen Strom erfolgen. Die Wellenlänge des emittierten Lichts hängt vom Lasermedium ab und ist dementsprechend über einen extrem breiten Spektralbereich möglich. Die im medizinischen Bereich verwendeten Laser liegen im Bereich des sichtbaren Lichts bis in den nahen Infrarotbereich (ca. 400 bis 1100 nm). Je nach den physikalischen Eigenschaften lassen sich Laser gepulst, im Dauerstrichmodus oder in beiden Emissionsarten betreiben. Ein medizinischer Laser besteht neben der Laserlichtquelle aus einer Verschluss- und Regeleinheit mit Energieversorgung und eventuell einer Kühleinrichtung. Die austretende Laserstrahlung wird über zwei mögliche Strahlführsysteme zum Applikator geleitet: Spiegelgelenksarmsysteme mit Mikromanipulatoren für Strahlung im UV- und 10 Mikrometer-Wellenbereich (z.B. CO<sub>2</sub>-Laser) oder flexible Quarzglaslichtleiter für den nahen Ultraviolett- und Infrarotbereich. Liegt

die Laserstrahlung nicht im Bereich des sichtbaren Lichts, wird im medizinischen Bereich meist ein Ziellichtlaser überlagert, um dem Operateur eine gezielte optisch kontrollierte Anwendung zu ermöglichen [43-45].

### **1.5.1.2 Effekte in biologischen Geweben**

Trifft ein Laserstrahl auf biologisches Gewebe, kommt es zur Interaktion von Gewebemolekülen und Photonen. Optisch bedeutet dies, dass die eindringenden Strahlen absorbiert, gestreut oder weitergeleitet werden. Dabei ist vor allem die Absorption von Bedeutung, da sie die Eindringtiefe bestimmt. CO<sub>2</sub>-Laser haben eine Eindringtiefe von 1-20 Mikrometern, Nd:YAG-Laser können bis zu acht mm in biologische Gewebe penetrieren. Strahlung im UV-Bereich wird vorrangig von Proteinen absorbiert, wogegen Emissionen im infraroten Bereich vor allem von Wasser absorbiert werden. Durch gezielte Auswahl der Wellenlänge und Abstimmung auf Absorptionsmaxima in menschlichen Proteinen lassen sich erwünschte Gewebefeffekte erzielen. So kann eine hohe Koagulationsleistung erreicht werden, wenn Laserlicht wie bei Argon- oder Nd:YAG-Lasern von Hämoglobin oder Melanin absorbiert wird. Dissektion von Gewebe wird bei hoher Wasserabsorption besser vermittelt, dies ist bei CO<sub>2</sub>-oder Er:YAG-Lasern der Fall [43-45]. Therapeutisch macht man sich also sowohl ablative Effekte zum Schneiden von Gewebe als auch koagulative Effekte zur Gewebereduktion durch Eiweißdenaturierung mit nachfolgender narbiger Schrumpfung zunutze. Auch wenn diese beiden Effekte bei allen klinisch eingesetzten Laser-Systemen auftreten, weist keines ein ausgewogenes Verhältnis dieser beiden Parameter auf. Ein großer Vorteil in der thermischen Anwendung der Laserstrahlung liegt in der zum Teil guten Hämostasefähigkeit. Kleinere Blutgefäße werden koaguliert und damit gleichsam "verschweißt", wodurch eine gute Übersicht auf das Operationsfeld erreicht und ein präzises Vorgehen ermöglicht wird [46].

Der biologische Effekt ist allerdings von einer Vielzahl von Parametern, so auch von der Wärmeleitfähigkeit, Wärmespeicherung und vom Wärmeabfluß durch den Blutfluß abhängig. Die erwünschte oder unerwünschte Gewebeschädigung ist von Temperatur und Einwirkdauer des Laserstrahls abhängig. Temperaturen bis 45 Grad Celsius hinterlassen keine irreversiblen Veränderungen, ab 60 Grad Celsius kommt es zu Koagulation durch Eiweißdenaturierung. Sehr hohe Temperaturen über 300 Grad Celsius führen wiederum zur Verdampfung mit Schneidewirkung. Je nach Wellenlänge, Energie und Fokussierung,



Gewebetyp und Gewebeveränderung schließen sich an eine Schnittkante ein Karbonisationsrand, eine Zone der Denaturierung und eine Zone vitalen Gewebes an [43-45].

### **1.5.1.3 Laser zur Behandlung der Nasenmuscheln**

Seit den frühen 1980er Jahren wurden verschiedene Lasersysteme zur Behandlung oder Verkleinerung der unteren Nasenmuscheln eingesetzt [5, 47-52]. Im Wesentlichen kommen sechs verschiedenen Lasertypen zum Einsatz: Kohlendioxidlaser (CO<sub>2</sub>), Diodenlaser, Neodym-Yttrium-Aluminium Granatlaser (Nd:YAG), Kalium-Titanyl-Phosphate (KTP), Argon-Ionen und Holmium-Yttrium-Phosphate (Ho:YAG)-Laser [5]. Der grundlegende Unterschied zwischen diesen Systemen besteht in der emittierte Wellenlänge ( $\lambda$ ), der Ausgangsleistung, der Art der Leistungsabgabe, die kontinuierlich oder im Pulswellenmodus sein kann, sowie in der Applikation im Kontakt- oder Nichtkontaktverfahren. Wie bereits angedeutet, spielt für den Effekt der Laserenergie auch die Absorption im Gewebe eine wesentliche Rolle. Während ein CO<sub>2</sub>-Laser ( $\lambda = 10600$  nm) mit hoher Absorption und somit Energieabgabe in Wasser gut zum Schneiden und oberflächlicher Verdampfung dient, werden Diodenlaser ( $\lambda = 800-1000$  nm) und Nd: YAG-Laser ( $\lambda = 1064$  nm) schlecht von Wasser, Gewebeproteinen und Blut absorbiert. Letztere haben somit eine höhere Gewebepenetrationstiefe und eignen sich damit besser, um größere Koagulationszonen im Nichtkontakt-Verfahren zu erzeugen, wogegen sie im Kontaktverfahren zum Schneiden mit schmaler Koagulationszone verwendbar sind [5].

Argonionen- ( $\lambda = 488$  und  $514$  nm) und KTP-Laserlicht ( $\lambda = 532$  nm) werden von endogenen Chromophoren wie Hämoglobin oder Melanin absorbiert, daher eignen sie sich gut für die Behandlung von Gefäßfehlbildungen wie Hämangiomen und Teleangiektasien bei Morbus Osler. In der Behandlung der Nasenmuschelhyperplasie wurde der Argon-Laser erfolgreich eingesetzt, da er besonders gut vom rötlichen Gefäßplexus der Nasenmuscheln absorbiert wird. Dies führt zu einer Reduktion des kavernen Schwellkörpers unter Schonung des umliegenden Gewebes [47, 53]. Den guten koagulativen Eigenschaften (bis zu zwei mm Tiefe) und der geringen Rauchentwicklung sowie der gut praktikablen Applikation mittels Lichtleiterfaser stehen die hohen Kosten und Dimensionen des Systems sowie die Notwendigkeit der aufwendigen Kühlung gegenüber [53, 54]. Nachteilhaft ist auch das Tragen einer gefärbten Laserschutzbrille, die den Operateur irritieren kann [55].

Auch der Ho:YAG-Laser ( $\lambda = 2080 \text{ nm}$ ) wird stark von Wasser absorbiert und ermöglicht Knochen- und Gewebeverdampfung mit guter Blutstillung im Kontakt- und Nichtkontaktverfahren; Dieser gepulste Laser koaguliert besser als der  $\text{CO}_2$ -Laser und wurde ebenso erfolgreich zur Nasenmuschelreduktion eingesetzt [56]. Da er dem Gewebe durch die Pulsation die Möglichkeit der Abkühlung gibt, lässt sich Knochen bei 70 Grad abtragen. Trotz geringer Tiefenwirkung (ca. 0,4 mm) besteht damit die Gefahr einer Eröffnung der Orbita im Bereich der sehr dünnen Lamina papyracea, bei der Nasenmuschelbehandlung [5].

Der Neodym:YAG-Laser, ein Festkörperlaser (Yttrium Aluminium Granat, dotiert mit Neodymionen) mit einer Wellenlänge von 1064 nm, war lange Zeit der in der medizinischen Anwendung wichtigste Laser. Er kann gepulst oder kontinuierlich betrieben werden, benötigt einen Pilotlaserstrahl und kann fasergeführt werden [43, 45]. Seine Emission wird schlecht von Wasser, Gewebeproteinen und Blut absorbiert und ist deshalb dazu geeignet, Energie in tiefere Gewebeschichten zu transportieren. Die hohe Penetration von drei bis fünf mm erzeugt klinisch erfolgreich an der Nasenmuschel eine tiefe Koagulation unter Einbeziehung des venösen Gefäßplexus [49, 57]. Obwohl eine Schonung der oberflächlichen Mukosaschichten möglich ist, wird eine reaktive Schwellung der Nasenmuscheln für ein bis zwei Monate nachteilhaft beschrieben [58]

Medizinische Diodenlaser erzeugen Laserlicht im Sub-Infrarotbereich zwischen 800 und 1500 Nanometer. Die Eindringtiefe ist mit bis zu drei mm geringer als beim Nd:YAG-Laser, die biologische Gewebewirkung ist jedoch vergleichbar und führt im Nichtkontakt-Modus meist zu tiefer Gewebekoagulation mit guter Hämostase. Ein Vorteil von Diodenlasern sind die vergleichsweise geringen Gerätekosten, die Handlichkeit durch ihre geringe Größe und die Applikation mittels Lichtleiterfasern, sowie ihr geringer Energiebedarf, weswegen sie den Nd:YAG-Laser in der Praxis zunehmend verdrängt haben. Im Bereich der Nasenmuschel ist diese geringere Eindringtiefe durchaus erwünscht, um eine Schädigung des Knochens und Periosts des Os turbinale zu vermeiden. Eine Vielzahl von Arbeiten beschreibt die Wirksamkeit von Diodenlasern in der Reduktion der unteren Nasenmuscheln bei Nasenatmungsbehinderung [5, 22, 59].

Der KTP(Kalium-Titanyl-Phosphat)-Laser erzielt grünes Licht mit einer Wellenlänge von 532 nm und wird vorrangig von Hämoglobin absorbiert. Seine Eindringtiefe liegt bei ca. 2 mm, das Laserlicht kann über eine Faser geleitet werden. Er ist hervorragend zur Behandlung

vaskulärer Läsionen der Haut und Schleimhaut sowie der unteren Nasenmuscheln [60] geeignet und ähnelt in seinen Gewebeeigenschaften dem Argonlaser. Auch die interstitielle Anwendung im Kontaktverfahren mit dem KTP-Laser ist beschrieben [61]. Damit versuchten Supiyaphun et al., durch Einstechen einer Nadel zur Faserapplikation und retrograde Photokoagulation, die mukosale Oberfläche der Nasenmuschel zu erhalten. Da der KTP-Laser technisch ein Nd:YAG-Modul enthält, kann auf diese Wellenlänge umgeschaltet werden. Ein Nachteil ist auch hier das Tragen einer grünlichen Laserschutzbrille, welche die Einschätzung des OP-Gebietes erschwert.

Der CO<sub>2</sub>-Laser emittiert unsichtbares Licht im Infrarotbereich ( $\lambda = 10600$  nm) und benötigt ein Spiegelgelenkarmsystem zur Strahlführung [62]. Das Laserlicht wird stark von Wasser absorbiert, was bei einer geringen Eindringtiefe von unter 0,1 mm zu präzisiertem Schneiden und zu einer oberflächlichen Gewebeabtragung durch Vaporisation nutzbar ist. Demzufolge ist auf ein trockenes Operationsgebiet zu achten, was im chirurgischen Alltag eher von Nachteil ist; feuchte oder blutige Wundflächen führen zu einem hohen Energieverlust bzw. zu geringerer ablativer Leistung. An der Nasenmuschel ist die geringe Blutstillung von Nachteil, da der Laser bei einer Eindringtiefe von 0,1 mm eine Koagulationszone von 0,05 mm hinterlässt [54]. Zu beachten ist außerdem die Raumentwicklung durch die Oberflächenvaporisation, welche eine Absaugung von toxischen Rauchgasen erforderlich macht, die auch Viruspartikel enthalten können [63].

Mit Ausnahme des CO<sub>2</sub>-Lasers können alle diese Systeme fasergeführt im Kontakt- oder Nichtkontaktverfahren verwendet werden. Bezüglich der verwendeten Techniken gibt es zahlreiche Varianten. Grundsätzlich wird der Laserstrahl linear von vorne nach hinten über die gesamte untere Nasenmuschel oder ihren Unterrand geführt. Eine Abwandlung dieser Applikation ist die Energieabgabe in einem Kreuzrippmuster an der Muscheloberfläche. Manche Autoren verdichten die Behandlungspunkte am Kopf der vorderen Muschel. Ziel ist die partielle Destruktion des Weichgewebes der unteren Muschel, ohne die Schwellkörper, Gefäße und das Os turbinale nennenswert zu schädigen oder blanken Knochen zu hinterlassen. Manche Autoren empfehlen einen aggressiveren Zugang mittels CO<sub>2</sub>-Laser Turbinektomie oder Verdampfung der gesamten Muschel [18, 52, 62, 64].

## 1.5.2 Radiofrequenzbehandlung

### 1.5.2.1 Historisches

Die chirurgische Anwendung von Radiofrequenzenergie zählt zu den elektrochirurgischen Verfahren und stellt eine Variante der Hochfrequenzelektrochirurgie dar. Sie beruht auf der Erzeugung von Wärme und elektromagnetischen Feldern in Gewebe durch elektrischen Strom. Insofern kann sie als moderne Form der Hitzeanwendung an menschlichen Geweben angesehen werden, die bereits in der Antike zur Behandlung von Geschwüren und Tumoren praktiziert wurde [65]. Hippokrates soll um 400 Jahre vor Christus gesagt haben „Krankheiten, die Arzneimittel nicht heilen, heilt das Messer, die das Messer nicht heilt, heilt das Feuer, die das Feuer nicht heilen kann, die muss man als unheilbar bezeichnen“ [66]. Nachdem bis ins 19. Jahrhundert nur glühende Eisen diese Hitzeanwendungen ermöglichten, wurden diese „Cauterien“ durch die Entdeckung der Elektrizität und erste Gleichstromapparaturen abgelöst. Diese zunächst sehr sperrigen Apparaturen erzeugten durch den elektrischen Widerstand in einer Drahtschlinge Hitze, die direkt am Gewebe wirken konnte. Der Vorteil war, ein kaltes Instrument in den Körper einbringen zu können, um es am Ort der Pathologie gezielt zu erhitzen [67]. Die eigentliche Elektrochirurgie wurde erst mit der Entwicklung von Hochfrequenzgeneratoren um 1900 ermöglicht. Da Gleichstromanwendungen wegen der Elektrolyse in Geweben ungeeignet sind und bei niedrigen Wechselströmen tetanische Kontraktionen durch neuromuskuläre Exzitation auftreten, kam es zur Entwicklung von Hochfrequenzgeneratoren und einem Stromfluß zwischen zwei Polen durch den menschlichen Körper. In der Pionierzeit waren die technischen Umsetzungen oft abenteuerlich, so war Anfang des 20. Jahrhunderts die Fulguration, eine Blitzentladung zur Verkohlung von Hauttumoren, weit verbreitet [68]. Beim Therapiekonzept der Elektrokoagulation floss erstmals ein geschlossener Wechselstromkreis durch den Körper des Patienten. Der Unglückliche musste auf einer Metallplatte liegen, bevor die Berührung mit einer Elektrode eine weit tiefere Läsion der erkrankten Haut ermöglichte als bei der Blitzentladung. Damit war das Prinzip einer monopolen hochfrequenten Wechselstromanwendung mit Aktiv- und Ableitelektrode, das auch heute noch weit verbreitet ist, beschrieben [65]. Die weitere Verfeinerung der Technologie ermöglichte immer gezieltere Anwendungsgebiete, die bis zum Schneiden von Gewebe, der Elektrotomie, durch gezielte kleine Funkenentladungen, führte. Ab 1926 bereitete der

amerikanische Physiker Bovie den Siegeszug des elektrischen Messers durch die Entwicklung eines geeigneten Hochfrequenzgenerators vor. Diese Methode war so durchschlagend, dass sich das Verb „to bovie“ für das elektrische Schneiden etablierte [69].

### **1.5.2.2 Grundlagen**

Elektrischer Strom fließt immer zwischen zwei Polen. In der Elektrochirurgie wird die durch einen Generator erzeugte Spannung zwischen diesen Polen an ein Gewebe angelegt. Wenn der Strom Richtung und Stärke nicht ändert, spricht man von Gleichstrom, der wegen der elektrolytischen Eigenschaften in menschlichem Gewebe, die zur Bildung von Säuren und Laugen an den Polen führen, ungeeignet ist. Ändert sich die Stromrichtung wiederholt, besteht Wechselstrom. Der haushaltsübliche Wechselstrom niedriger Frequenz (50-60 Hz) ist wegen des faradischen Effektes, der neuromuskulären Anregung von menschlichem Gewebe, ebenso ungeeignet. Dieser Effekt verschwindet bei sehr schnellen Richtungsänderungen ab 300 kHz nahezu vollständig. Medizinische Hochfrequenzgeräte arbeiten deshalb nicht unterhalb dieses Bereichs [70].

Unmittelbar an einer Elektrode erfolgt durch Aktivierung von Ionen im Gewebe eine Zunahme der inneren Energie, also eine Steigerung der interstitiellen Teilchenbewegung, die auch als Wärme bezeichnet wird [71]. Das Joule-Gesetz

$$\Delta Q = \rho * j^2 * \Delta V$$

beschreibt die Abhängigkeit der Wärmeleistung von der Stromdichte und den Gewebeeigenschaften: Die Wärmeleistung hängt vom fließenden elektrischen Strom pro Fläche ab und ist proportional zum Gewebewiderstand. Da die Stromdichte mit zunehmendem Abstand von der Elektrode abnimmt, und die Leitfähigkeit elektrodennahe hoch ist, ist die thermische Wirkung an der Elektrode am höchsten. Diese hängt natürlich auch von der Form der beiden Elektroden, der Dauer der Einwirkung und den Gewebeeigenschaften ab [65, 71].

Der Effekt im Gewebe ist von der Temperaturerhöhung abhängig. Aufgrund des Funktionsverlustes von Enzymen stirbt eine lebende Zelle bei Temperaturen über 45 Grad ab. Temperaturen über 70 Grad Celsius führen zu Denaturation von Proteinen und zur Verdampfung von Intra- und Extrazellulärflüssigkeit. Die Folge ist eine Schrumpfung des

Gewebes, die auch einen Verschluss kleinster Blutgefäße mit sich bringt. Über 100 Grad Celsius kommt es zur starken Dehydratation von Gewebe, Temperaturen über 200 Grad Celsius karbonisiert das Gewebe. Dies entspricht einer Verbrennung vierten Grades mit einer starken Widerstandszunahme für den elektrischen Strom. Ab ca. 500 Grad Celsius erfolgt eine Verdampfung von Gewebe. Aus diesen Veränderungen durch applizierte Ströme ergeben sich die zwei Hauptanwendungen der Elektrochirurgie: Koagulation und Schneiden.

Koagulation hat immer auch eine Hämostase zur Folge, bedeutet aber auch Gewebedestruktion. Die Tiefenausdehnung dieser Zerstörung hängt von der Stromdichte im Gewebe ab. Bei sehr hohen Strömen kommt es zur raschen Ausbildung einer Verkohlungszone, die wiederum die weitere Wärmeleitung hemmt und deshalb die Größe der Läsion begrenzt. Wünscht man eine größere Ausdehnung der Koagulation, muss ein geringerer Strom länger wirken [65].

Schneiden von Gewebe mit Strom, die Elektrotomie, erfolgt mittels hohen Stromflusses einer sehr kleinen aktiven Elektrodenspitze. Es kommt punktuell zu einer starken Temperaturerhöhung mit explosionsartiger Erhitzung intra- und extrazellulärer Flüssigkeit. Dies resultiert in einem Verdampfen und Zerreißen der Zellmembranen. Dabei erfolgt intermittierend auch ein Stromfluss über den ionisierten Dampf im Sinne eines Lichtbogens mit gleichzeitiger Koagulation der Schnittränder, an denen der Temperaturgradient stark abfällt und sich an Karbonisat eine Denaturierungszone anschließt. Die Breite des Koagulationssaumes ist von der Modulation des Wechselstromes und von der Schnittgeschwindigkeit abhängig. Langsames Schneiden führt zu besserer Blutstillung [72].

Obwohl jedes elektrochirurgische Verfahren einen Stromfluss zwischen zwei Polen voraussetzt, haben sich in der Nomenklatur der Hochfrequenzchirurgie die Begriffe monopolar und bipolar gefestigt. Monopolare Systeme nutzen eine Aktivelektrode und eine Neutralelektrode für den Wechselstromkreislauf. Die Aktivelektrode stellt den Pol des Systems dar, der am Wirkort der elektrischen Energie in Form eines Instruments eingesetzt wird, z.B. eine Sonde, Nadelspitze, einpolige Pinzette, Kugel oder stumpfe „Klinge“. Hier fließt eine hohe Stromdichte ins Gewebe und führt zu starken biologischen Effekten. Die Ableitelektrode hingegen schließt fern vom Operationsfeld am Körper des Patienten den Stromkreis über einen großflächigen Kontakt mit geringer Stromdichte. Hier treten idealerweise keine irreversiblen biologischen Effekte auf, da die Stromdichte um ein

Vielfaches geringer ist. Neutralelektroden werden meist durch große Klebeelektroden an Schulter, Rücken oder Gesäß oder mittels einer kräftigen Pinzette realisiert. Da der Strom durch große und auch operationsfeldferne Körperareale fließt, besteht ein Nachteil in der Interaktion mit elektrischen Implantaten oder Prothesen. Außerdem können bei unerkanntem Ablösen bzw. schlechtem Sitz der Neutralelektrode oder Fehlkontakten am Operationstisch und somit erhöhter Stromdichte Verbrennungen auch an unerwarteten Körperstellen entstehen [70].

Im Gegensatz dazu liegt bei einem bipolaren System zwei ähnlich große Elektroden im zu Behandelnden Areal eng beieinander, eine Neutralelektrode ist verzichtbar. Strom fließt nur in einem sehr umschriebenen Areal, was das Risiko von unerwünschten Interaktionen mit Implantaten oder medizinischen Messgeräten minimiert. In der Regel ist daher auch eine geringere Leistung notwendig. Praktisch werden bipolare chirurgische Instrumente meist als Pinzetten mit zwei Polen, Nadel- oder Gabelelektroden realisiert [70].



**Abbildung 9: Bipolare Nadelelektrode zur interstitiellen Behandlung. Die beiden aktiven Pole an der Spitze werden von einem Isolator (weiß) getrennt. Die breite schwarze Isolationszone dient der Gewebeisolation.**

### **1.5.2.3 Radiofrequenzchirurgie**

Die moderne Elektrotechnik ermöglicht es vielfältige Kenngrößen eines hochfrequenten Wechselstromes zu beeinflussen. Die Steigerung der Frequenz vom Kilohertz- in den Megahertzbereich bringt weitere physikalische Eigenschaften zum Tragen. Während bei klassischen Hochfrequenzgeneratoren vorwiegend eine galvanische Leitung von Elektronen durch den menschlichen Körper erfolgt, verhält sich der Strom bei höheren Frequenzen über

1 MHz, dem Radiofrequenzbereich, immer mehr wie eine Welle und weniger wie ein Teilchen. Strom strahlt durch die als elektrische Dipole fungierenden Zellen des Gewebes. Applikator und Ableitelektrode wirken immer mehr wie ein Sender und Empfänger. Dabei nimmt der Gewebswiderstand mit steigender Frequenz und geringerer Wellenlänge ab, ebenso vermindert sich die Reichweite und Wirkung im Gewebe. Dies kann erwünscht sein, wenn bei der Elektrotomie ein möglichst geringer Kollateralschaden entstehen soll. Damit nimmt allerdings auch die blutstillende Koagulation ab. Für das präzise elektrische Schneiden hat sich ein Frequenzbereich zwischen 1,7 kHz und 4 MHz als ideal erwiesen [73]. Es erfolgt hier eine sehr fokussierte Energieabgabe bei minimalen lateralen thermischen Effekten an der Elektrodenspitze, die ein punktuell Plasmafeld erzeugt, das berührungslos und mit niedriger Gewebetemperatur schneidet [73]. Je nach Modulation des abgegebenen Stromes, Gleichrichtung, Filterung oder gepulste Abgabe, lassen sich die Gewebeeffekte weiter beeinflussen. Gleichrichtung und Filterung eignen sich zum Schneiden, Gleichrichtung alleine zum Schneiden mit Koagulation, nur teilweise gleichgerichteter Strom bewirkt Koagulation ohne große Schneidwirkung, ungefilterter und nicht gleichgerichteter Strom eignet sich zur Gewebedestruktion [72-74].

#### ***1.5.2.4 Interstitielle Anwendung der Elektrochirurgie***

Die interstitielle Anwendung von Hochfrequenzwechselstrom wird in der Literatur unabhängig von den physikalischen Grundlagen häufig als Radiofrequenzchirurgie bezeichnet. Insbesondere im HNO-Bereich ist damit eine Tiefenbehandlung von submukösem Gewebe mit minimalinvasivem Zugang durch eine Gabel- oder Nadelelektrode gemeint, welche durch eine proximale Isolatorschicht die durchstochene Schleimhaut und Submukosa weitgehend intakt lassen soll. Die mono- oder bipolare Energieapplikation führt dann zu einer thermischen Schädigung des Gewebes, die je nach erreichter Temperatur und Austrocknung des Gewebes eine kalkulierbare Tiefenausdehnung erreicht. Dabei ist zu bemerken, dass die devitalisierte Zone umso größer wird, je weniger das Gewebe austrocknet, da mit zunehmender Desikkation der elektrische Gewebewiderstand steigt. Hohe Energie bedeutet demzufolge eine kleinere Läsion [72]. Ein entscheidender Faktor zum Erreichen und Erhalten dieser Bedingungen ist eine in Sekundenbruchteilen erfolgende Impedanz- und Temperaturkontrolle durch die Applikatorsonde und den Radiofrequenzgenerator, der die Leistung automatisch in Echtzeit ohne Eingreifen des



Operateurs anpasst. Technisch erfolgt dies durch eine gepulste Stromabgabe (ca. 50 Hz, nicht zu verwechseln mit der Frequenz des abgegebenen Stromes), in deren Pausen sich einerseits das Gewebe erholen kann und gleichzeitig über denselben elektrischen Kreislauf der Widerstand des Gewebes gemessen wird. Somit kann der Generator ständig Stromintensität, Wellenform und Dauer an den gewünschten Effekt anpassen [73]. Der biologische Effekt hängt auch von Gewebeeigenschaften wie der Durchblutung ab, die einen kontinuierlichen Energieabtrag leistet und somit die Gesamtenergiemenge verändert. Flüssigkeitsreiche Gewebe erfordern mehr Energie als trockene bindegewebige Areale. Die elektrischen Feldlinien breiten sich radial aus und haben an der Sonde die höchste Dichte, die Intensität nimmt mit steigendem Abstand von der Sonde stark ab, sodass sich sehr scharf begrenzte in der Größe definierbare Läsionen erzeugen lassen. Insbesondere bipolare Nadelelektroden erzeugen morphologisch Läsionen in der Form eines Rotationsellipsoides. Das initial devitalisierte Gewebe erfährt in den Tagen und Wochen nach der Behandlung Abbauprozesse und Vernarbung, was grundsätzlich zu Volumenreduktion und vermehrter Steifigkeit des Gewebes führt. Vorteile der interstitiellen Radiofrequenzbehandlung sind grundsätzlich die geringe Morbidität und die Erreichbarkeit von konventionell schwer zugänglichem Zielgewebe. Die Anwendung in verschiedenen Fachgebieten der Medizin ist vielfältig. Dies kann, wie seit den frühen Tagen der Technologie die transkutane Ablation von Lebermetastasen, maligne Prozesse ebenso wie die Straffung von Gewebe bei Hyperplasien oder Hypertrophien submuköser Strukturen der Nasenmuscheln, des Gaumens oder Zungengrundes in der Schlafchirurgie des HNO-Bereiches beinhalten [65, 73].

### **1.5.3 Andere Methoden zur Behandlung der unteren Nasenmuschel**

In den vergangenen 130 Jahren wurden über ein Dutzend verschiedene Techniken zur Reduktion der unteren Nasenmuscheln beschrieben. Grundsätzlich lassen sie sich in kalte und thermische Techniken einteilen [1].

Zu den kalten Techniken zählt die komplette oder subtotale Turbinektomie, die praktisch einer Amputation der Nasenmuschel entspricht. Aufgrund der akuten Blutung und Notwendigkeit einer Tamponade nach einem schmerzhaften Eingriff, vor allem aber wegen der schweren Langzeitmorbidität aufgrund der mangelnden Regulationsmöglichkeit des Atemstromes mit starker Borkenbildung, trockener Nase und gestörter Turbulenzentwicklung wird diese radikale Behandlung als obsolet angesehen [19]. Wie

bereits oben erwähnt, kann eine radikale Gewebereduktion durch die Störung trigeminaler Afferenzen zudem paradoxerweise eine subjektive Nasenatmungsbehinderung zur Folge haben. Bei einer partiellen Turbinektomie oder Konchotomie wird lediglich ein Schleimhautstreifen am kaudalen Muschelrand reseziert. Eine Technik beschreibt das Quetschen des Weichgewebes am kaudalen Rand der Muschel mit einer langen, geraden Klemme vor der Resektion, um die Knochenstruktur intakt zu lassen. Das Ausmaß der Resektion ist aufgrund der schlechten Übersicht vor allem in den hinteren Nasenabschnitten oft schlecht einschätzbar und führt zu einer relativ großen Wundfläche mit Blutungs- und Nachblutungsrisiko. Eine Koagulation ist meist erforderlich, da die untere Muschel gut aus Ästen der A. sphenopalatina vaskularisiert ist. Häufig wird zudem ein Knochenstreifen mitreseziert, was wiederum bei freiliegendem Knochen zu einer Osteonekrose mit langwierigen Wundheilungsstörungen führen kann [12, 19].

Eine feinere Variante davon ist die Turbinoplastik, bei der nach Spaltung des Muschelkopfes eine submuköse Geweberesektion mit oder ohne partielle Knochenreduktion erfolgt. Durch Zurückschlagen eines laterokaudalen Schleimhautlappens wird die Wundfläche verkleinert und die Heilung beschleunigt. Bei reiner Knochenreduktion nach Präparation des Os turbinale und Schleimhautrehalt spricht man auch von einer submukösen Muschelverkleinerung. Eine weitere Variante stellt die anteriore Turbinoplastik dar, bei der nur ein Teil des Kopfes der unteren Muschel unter Zurückschlagen eines Schleimhautlappens reseziert wird [75]. Diese schonendere Variante besitzt durch die geringere Wundfläche distal vom starken dorsalen Gefäßzufluß ein geringeres Blutungsrisiko [12, 19]. Bei der Lateralfrakturierung der unteren Nasenmuschel wird ein langes Instrument, z.B. ein Spekulum, stumpf gegen die Muschel nach lateral gedrückt, bis sie bricht. Dies kann isoliert oder als Ergänzung zu einer anderen Methode erfolgen.

Auch motorgetriebene Instrumente wie feine rotierende Shaver oder Ultraschallablatoren wurden zur interstitiellen oder oberflächlichen Muschelreduktion angeboten, sie bieten den Vorteil einer präziseren Steuerung der Ablation mit dem für einen vergleichsweise kleinen Eingriff ungünstigen Nachteil der Nachblutung und vermehrten postoperativen Schmerzen [76].

Auch bei der Coblation Methode wird eine interstitielle Behandlung favorisiert. Es handelt sich um eine Variante der bipolaren Radiofrequenzanwendung, bei der an der

Elektroden spitze in einer salinen Lösung ein Plasma erzeugt wird, das zur Gewebeablation dient. Die Sonde wird meist mehrfach durch die Nasenmuschel getunnelt [76, 77].

Der Vorteil der thermischen Techniken ist vor allem das geringere (Nach-)Blutungsrisiko und der Verzicht auf Tamponaden. Die Gewebereduktion erfolgt im Wesentlichen durch Koagulation, die wiederum zu einer verzögerten Wundheilung und einem verzögerten Wirkeintritt führt. Je nach Anwendung an der Oberfläche oder interstitiell erfolgt eine zusätzliche Funktionsstörung der Schleimhaut. Monopolare und oberflächliche Anwendungen sind in der Regel schlechter steuerbar [9, 11].

Erwähnt seien noch die Kryokoagulation, eine Destruktion durch Kälteanwendung, und die oberflächliche Argon-Plasma Koagulation, welche aufgrund des apparativen Aufwandes als obsolet gelten, sowie die Chemodestruktion durch Applikation von Chemikalien.

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign**

In dieser prospektiven, randomisierten, einfach verblindeten klinischen Studie mit intraindividuellem Design wurden Patienten mit Symptomen der nasalen Obstruktion durch vergrößerte untere Nasenmuscheln mit DLVR auf einer Seite und mit RFVR auf der anderen Seite behandelt. Das Los entschied, ob ein Patient mit (a) DLVR auf der rechten und RFVR auf der linken Seite, oder (b) mit RFVR auf der rechten und DLVR auf der linken Seite behandelt wurde. Dies entspricht einer 1:1 Randomisierung durch Losziehung aus einem Briefumschlag mit 50% a- und 50% b- Losen. Es wurde immer zuerst die rechte und dann die linke Seite behandelt.

Die chirurgische Behandlung erfolgte durch zwei erfahrene HNO-Chirurgen. Die postoperative Evaluation erfolgte durch einen HNO-Chirurgen, der in Bezug auf die Behandlungszuteilung verblindet war.

Die Studie wurde von der Ethikkommission der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt (Projektnummer 017-08). Die Grundsätze der Deklaration von Helsinki wurden berücksichtigt. Nach dem Einholen einer schriftlichen Einwilligung wurden die vertrauliche Behandlung der Daten durch Anonymisierung und Wahrung des Datenschutzes gewährleistet.

### **2.2 Einschlussverfahren**

Rekrutiert wurden einwilligungsfähige und volljährige Patienten, die an der Klinik- und Poliklinik für Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde am Klinikum Großhadern der Ludwig-Maximilians-Universität München in den Jahren 2011 bis 2013 wegen nasaler Obstruktion vorstellig waren. Patienten, die nach der routinemäßigen Hals- Nasen- und Ohrenärztlichen Spiegeluntersuchung für die Studie in Frage kamen, erhielten eine schriftliche Patienteninformation und bei Interesse ein ausführliches persönliches Aufklärungsgespräch durch einen Studienarzt.

Einschlusskriterien waren Nasenatmungsbehinderung bei Vergrößerung der unteren Nasenmuscheln und eine signifikante beidseitige Verbesserung der Nasenatmung nach

Applikation von abschwellendem Nasenspray (Metazolin), sowie ein gerades oder nicht korrekturbedürftiges Nasenseptum.

Ausschlusskriterien waren Minderjährigkeit, andere Ursachen nasaler Obstruktion (z.B. chronische Rhinosinusitis, Polyposis nasi et sinuum, Tumoren der Nase- und Nasennebenhöhlen, Choanalatresien oder -stenosen), stattgehabte chirurgische Behandlungen der unteren Nasenmuscheln, Allergien gegen Lokalanästhetika sowie eine Differenz im nasalen Luftfluss von über 20% in der Rhinomanometrie zwischen rechter und linker Nasenseite nach Abschwellen mit Metazolin.

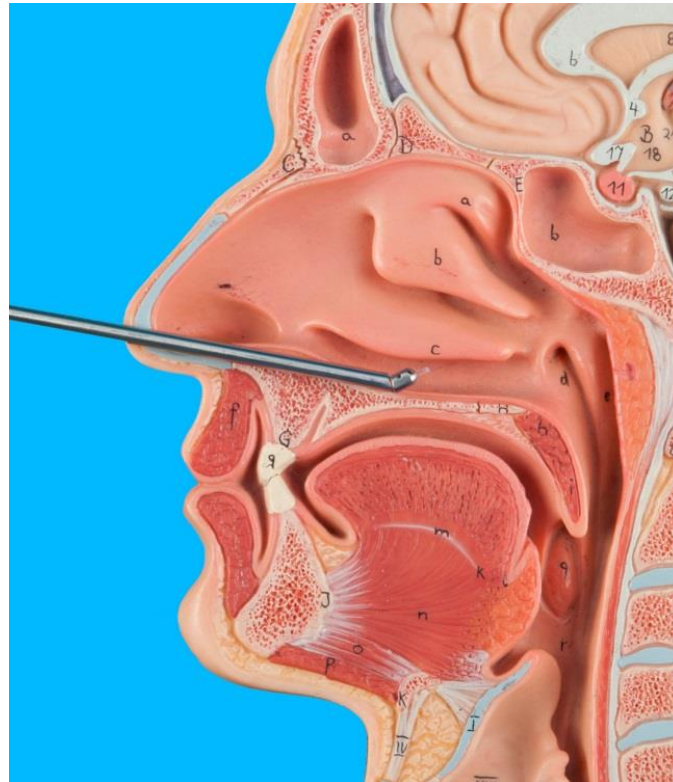
### 2.3 Behandlung

Für die DLVR wurden ein Diodenlaser (MedTEch Medilas D Multibeam, Wellenlänge  $\lambda = 940$  nm, Dornier MedTech GmbH, Wessling, Deutschland) im continuous wave Modus auf Leistungsstufe 10 Watt und ein flexibler Lichtleiter der Kernstärke 600 Mikrometer verwendet. Die Lokalanästhesie und das Abschwellen erfolgten durch Auflage von mit Tetracain- (4%) und Metazolin- (1:1) getränkten Wattestreifen auf die unteren Nasenmuscheln. Das Laserlicht wurde auf die untere Nasenmuschel im Nichtkontakt-Verfahren, wie bei Janda et al. und Sroka et al [5, 7, 59] beschrieben, unter Anwendung eines Laserführungsinstrumentes nach Leunig und Grevers von Karl Storz wie durch Sroka et al [78] vorgeschlagen, appliziert.



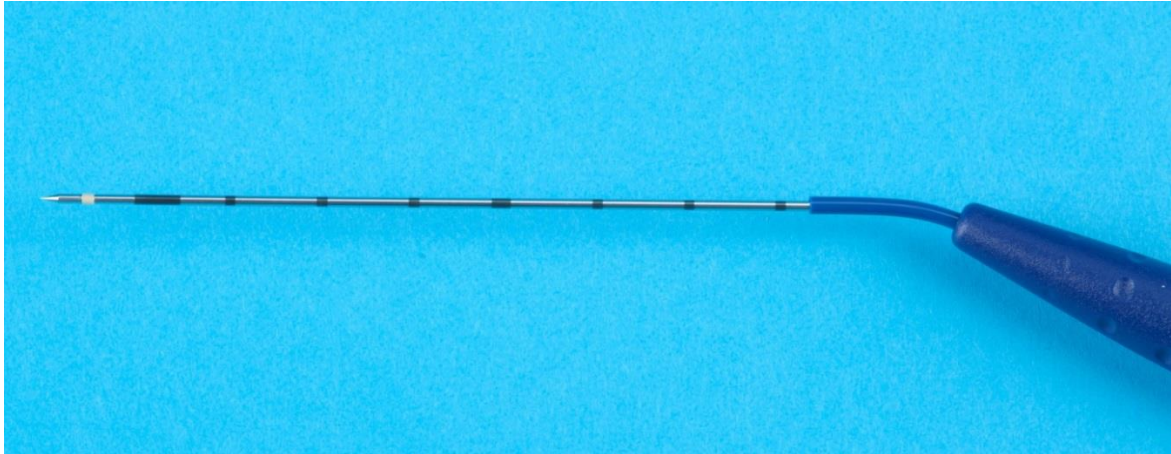
**Abbildung 10:** Laserführungsinstrument mit Quarzlichtleiterfaser und Rauchabsaugkanal. Der Instrumentenkopf ist um +45/- 5 Grad verstellbar.

Dabei erfolgte die Applikation des Laserlichtes in drei bis vier Strichen von posterior nach anterior entlang der unteren Muschel und zusätzlich an einigen Stellen punktförmig auf den Kopf der unteren Nasenmuschel. Die Behandlung wurde unter endoskopischer Kontrolle durchgeführt. Dazu wurde ein starres Endoskop der Stärke 4mm mit einem optischen Winkel von 0 Grad des Herstellers Karl Storz, Tuttlingen, Deutschland, verwendet.



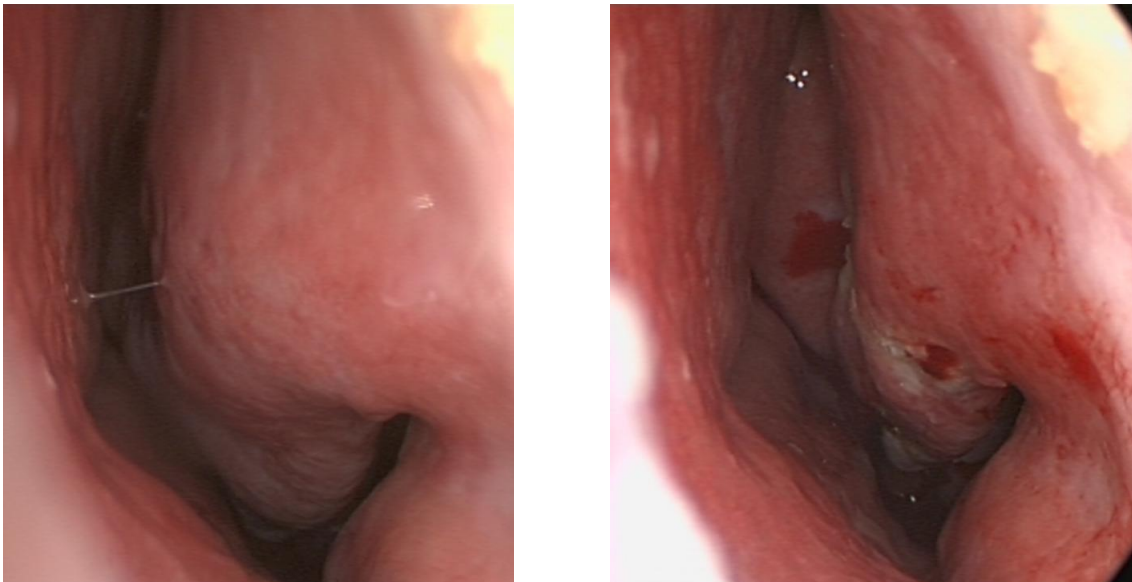
**Abbildung 11: Nasenmodell mit Darstellung des Laserführungsinstrumentes im unteren Nasengang.**

Für die RFVR wurde der CelonLab ENT Radiofrequenzgenerator mit der bipolaren CelonProBreath<sup>®</sup> Sonde (Olympus Surgical Technologies, Deutschland) auf Leistungsstufe 15 Watt verwendet. Nach Lokalanästhesie durch Einlage von Tetracain (4%)-getränkter Watte und Einspritzen von 4 ml Lidocain (2%) entlang des Periosts der unteren Nasenmuschel wurde der Applikator in den vorderen Kopf der unteren Nasenmuschel eingeführt und bis ins hintere Ende vorgeschoben. Danach wurde die Sonde schrittweise nach jeder Energieabgabe im 3D-impedance Modus unter akustischer Kontrolle der Impedanzänderung wiederholt zurückgezogen, wie von Seeger et al. [79] beschrieben. Dadurch entstanden reproduzierbare spindelförmige Läsionen von ca. 11 mm Länge. Das Zurückziehen des Applikators um einen cm wird visuell durch die Markierungen im 1 cm Abstand auf der Sonde erleichtert, sodass die Läsionen in einem regelmäßigen Abstand gesetzt werden konnten.



**Abbildung 12: Radiofrequenzsonde Celon Pro Breath®. Markierungen erleichtern das Setzen von Läsionen in definierten Abständen beim Zurückziehen der Sonde.**

Eine zusätzliche Regelmäßigkeit der Gewebefeffekte wurde durch die automatische Impedanzmessung des Gerätes mit entsprechend geregelter Leistungsabgabe ermöglicht. Der Koagulationsvorgang wurde bei steigendem Widerstand automatisch gestoppt, wobei die Pedalauslösung des Behandlers unterdrückt wurde. So entstand submukös in der unteren Nasenmuschel eine regelmäßige Kette vergleichbarer Läsionen. Bei großem Muschelkopf wurden hier zusätzliche Läsionen über separate Einstiche gesetzt. Die Anzahl der Läsionen und Einstiche wurde dokumentiert.



**Abbildung 13: Untere Nasenmuschel vor (links) nach (rechts) Radiofrequenzbehandlung mit der Nadelelektrode.**

## **2.4 Primärer und sekundäre Zielparameter**

Primärer Zielparameter war das Ausmaß der nasalen Obstruktion im zeitlichen Verlauf. Sie wurde vor der Behandlung, an Tag 1 bis 21 und an Tag 90 nach Behandlung mittels visueller Analogskalen (10 cm VAS) evaluiert.

Die sekundären Zielparameter Häufigkeit der nasalen Obstruktion, Krustenbildung, Sekretion und Juckreiz wurden zu denselben Zeitpunkten mittels VAS evaluiert. Außerdem wurden das Patientenbefinden und Schmerzen während der chirurgischen Behandlung unmittelbar nach der Behandlung mittels VAS vom Patienten bewertet. Vor der Behandlung, sowie an den Tagen 3, 7, 14, 21 und 90 wurden der minimale Durchmesser (MCA2), der hydraulische Durchmesser (hd), der inspiratorische Fluß (IF) und der expiratorische Fluß (EF) mittels akustischer Rhinometrie, Rhinomanometrie und Rhinoresistometrie [21, 33, 80], sowie der Schwellungszustand der unteren Nasenmuscheln, Krustenbildung und Sekretion mittels anteriorer Rhinoskopie und Nasenendoskopie bewertet und den Kategorien „kein“, „gering“, „mäßig“ und „schwergradig“ durch einen verblindeten Untersucher zugeordnet.

## **2.5 Statistische Analyse**

Für die statistische Analyse kam die SPSS Software (Version 22, IBM Corporation, NY, USA) zum Einsatz. Der paired student's t-Test wurde für normalverteilte Daten, der Wilcoxon-Test für nicht normalverteilte Daten verwendet. Die Verteilung von kategorischen Variablen wurde mittels Chi-Quadrat-Test ermittelt.



### 3 Ergebnisse

Siebenundzwanzig Patienten wurden in die Studie eingeschlossen. Vierzehn waren männlich (53,8%) und dreizehn weiblich (46,2%), der Altersmedian lag bei 25,5 Jahren für die Männer (Interquartilbereich IQR 22,75-46,25) und bei 28,5 Jahren für Frauen (IQR 24,25-48,50).

Nach der Randomisierung erhielten 14 Patienten DLVR auf der linken Seite und RFVR auf der rechten Seite, 13 Patienten erhielten die Behandlung auf der jeweils anderen Seite. Eine Patientin schied aus der weiteren Datenerhebung aus, da sie die RFVR nicht tolerierte. 26 Patienten vollendeten das Studienprotokoll. Die Darstellung der Aufnahme, Zuordnung, Nachbeobachtung und Datenanalyse erfolgte nach dem CONSORT 2010 Standard [81, 82].

CONSORT 2010 Flussdiagramm

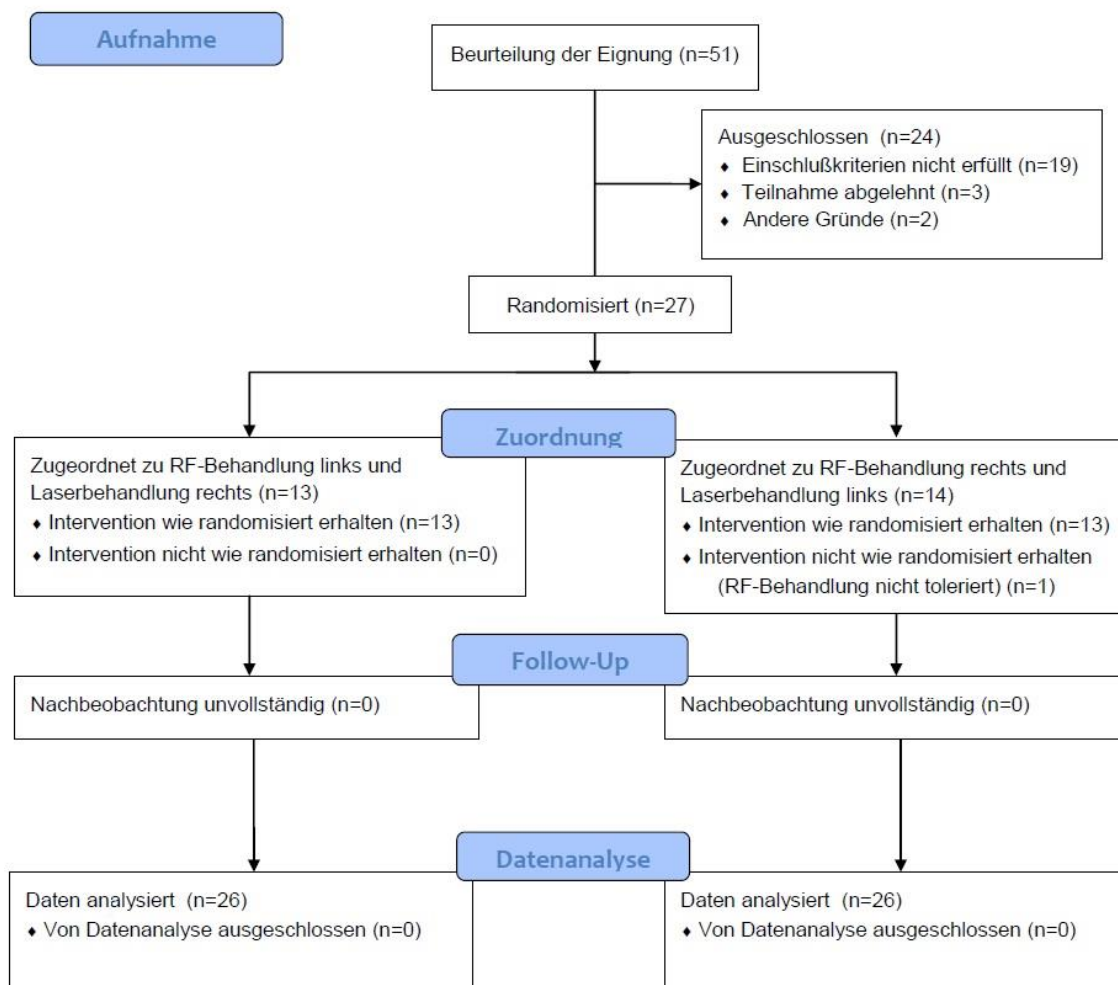


Abbildung 14: CONSORT Flussdiagramm

### 3.1 Ausmaß der Interventionen

Das Behandlungsprotokoll des Chirurgen ergab folgende Parameter zu den durchgeführten Interventionen:

Auf der Laserseite betrug die mittlere applizierte Energie 754 J (+/- 158) je Nasenmuschel.

Auf der Radiofrequenzseite betrug die mittlere Anzahl an Einstichen in das Gewebe der unteren Nasenmuschel 2,7 (+/- 0,7) und die mittlere Anzahl der interstitiellen Läsionen betrug 5,1 (+/- 1,7) je Nasenmuschel.

### 3.2 Komplikationen

Komplikationen aus Sicht des Behandlers wurden unmittelbar nach der Behandlung aufgezeichnet. Dabei wurden Komplikationen oder Probleme im Allgemeinen erfasst, zudem wurde explizit nach Blutungen gefragt, außerdem wurde erfasst, ob die Blutung selbstlimitierend war oder ob und wie eine Blutstillung erfolgen musste. Als selbstlimitierende Blutung wurde eine Blutung dann eingestuft, wenn sie während der normalen Behandlungsdauer am Behandlungstisch spontan sistierte.

	Laser n (%)	Radiofrequenz n (%)
<b>Blutung</b>	0 (0)	20 (77)
- <b>Selbstlimitierende Blutung</b>	-	19 (95)
<b>Starker Schmerz</b>	1 (4)	1 (4)

Abbildung 15: Komplikationen während oder unmittelbar nach der Behandlung (n=26)

Die Komplikationen, welche während der Laser- und Radiofrequenz-Behandlung auftraten, sind in obiger Tabelle dargestellt. Während bei mit Laser behandelten Nasenmuscheln keine Blutungen auftraten, ergaben sich bei 20 mit der Radiofrequenzsonde behandelten Nasenmuscheln intraoperative Blutungen, dies entspricht 77%. 19 (95%) der Blutungen sistierten spontan, die Blutung eines Patienten (5%) wurde am Ende der Behandlung mit einer bipolaren Pinzette versorgt.

Als einzige weitere Komplikation nannte der Behandler jeweils einen Fall (4%) von starkem Schmerzempfinden während der Behandlung in der Laser- und in der Radiofrequenzgruppe.

Auch die Patienten wurden unmittelbar nach dem Eingriff nach Komplikationen und dem Erleben der Behandlung gefragt. Dabei wurde eine visuelle Analogskala verwendet. Unterschieden wurde einerseits zwischen Gesamtschmerz und andererseits anderen unangenehmen Empfindungen. Als Beispiele wurden Angst, Druckgefühl, Niesreiz, Taubheitsgefühl durch die lokale Betäubung oder unangenehme Geruchswahrnehmung genannt.

Nach der VAS-Bewertung waren sowohl der Gesamtschmerz als auch die Gesamtunbehaglichkeit für beide Behandlungsmethoden gering, allerdings war die Radiofrequenzbehandlung signifikant schmerzhafter und unbehaglicher ( $p=0.023$  und  $p=0.006$ ), siehe Abbildung 16). Die Auswertung erfolgte mittels t-Test für gepaarte Stichproben.

		<b>Median</b>	<b>Interquartilbereich</b>	<b>p-Wert</b>
<b>Schmerz</b>	RF	2.0	0.8-4.4	0.023
	Laser	0.8	0.2-2.3	
<b>Unbehagen</b>	RF	2.8	0.8-4.8	0.006
	Laser	1.8	0.2-3.7	

Abbildung 16: Werte für Schmerz und Unbehagen während der Behandlung auf der visuellen Analogskala (n=26).

Folgende Tabelle beschreibt die Gründe für die Unbehaglichkeit während des chirurgischen Eingriffes. Am häufigsten wurden Schmerz-, Druck- oder Hitzegefühl, Taubheitsgefühl oder der Geruch von verbranntem Gewebe beklagt.

	<b>Laser</b>	<b>Radiofrequenz</b>	<b>nicht bezeichnet</b>	<b>insgesamt</b>
<b>Gefühllosigkeit</b>			4	4
<b>Blutung</b>	-	2	-	2
<b>Schmerz/Druck/Hitze</b>	1	4	-	5
<b>Verbrennungsgeruch</b>	1	2	1	4
<b>Angst</b>	-	-	1	1
<b>Niesreiz</b>	-	-	1	1

Abbildung 17: Gründe für Unbehagen während der Behandlung in Lokalanästhesie (n=26).

### 3.3 Bewertung durch den verblindeten Untersucher

Eine subjektive Bewertung des Schwellungszustandes der unteren Nasenmuscheln, der Borkenbildung und der nasalen Sekretion wurden von einem in Bezug auf die Seitenzuteilung der Behandlungsmodalität verblindeten Untersucher erfasst. Die HNO-ärztliche Untersuchung erfolgte mittels anteriorer Rhinoskopie und Nasenendoskopie mit einer starren 30 Grad Optik. Der Untersucher teilte die Befunde seitengesondert in die Kategorien „kein“, „gering“, „mäßig“ oder „stark“ ein. Die Untersuchung erfolgte vor der Operation und an den postoperativen Tagen drei, sieben, vierzehn, einundzwanzig und neunzig. Die Auswertung erfolgte nach dem Chi-Quadrat-Test.

#### 3.3.1 Schwellungszustand der unteren Nasenmuscheln

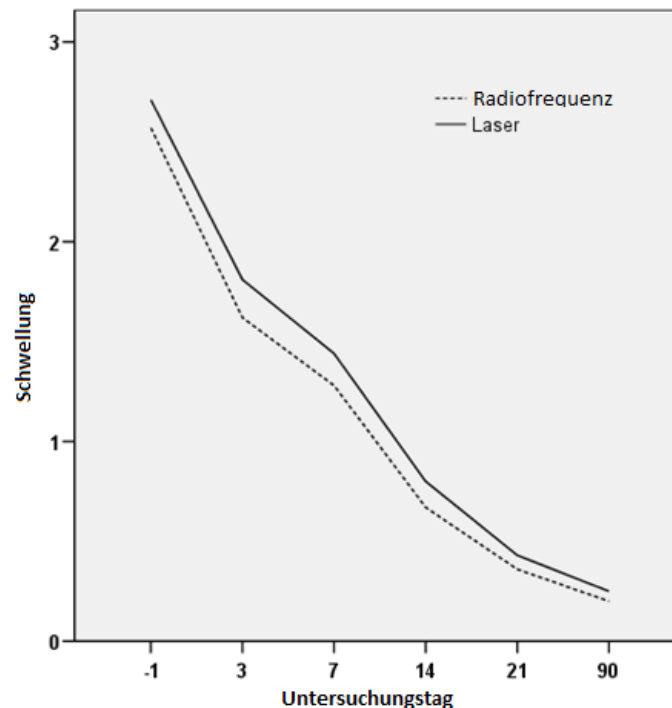
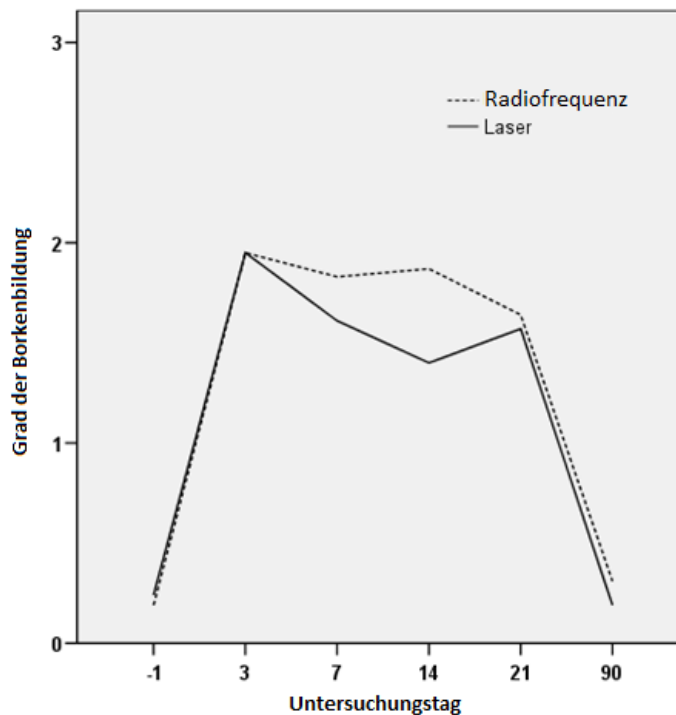


Abbildung 18: Bewertung des Schwellungszustandes der unteren Nasenmuschel durch einen verblindeten Untersucher vor der Behandlung (-1) und 3, 7, 14, 21 und 90 Tage nach Laser- oder Radiofrequenzbehandlung. Die Kategorien der Ordinate sind kein (0), leicht (1), mittel (2) oder stark (3).

Weder vor der Behandlung noch in der postoperativen Nachbeobachtungsphase zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Laser- und der Radiofrequenzgruppe bezüglich des Schwellungszustandes der unteren Nasenmuscheln. Dabei ergab sich bereits ab dem ersten Untersuchungszeitpunkt nach der Behandlung eine Reduktion des

Schwellungszustandes, der sich stetig über alle weiteren Nachuntersuchungen fortsetzte. Für beide Behandlungsmethoden konnte nach drei Monaten im Vergleich zur Ausgangssituation eine signifikante Abnahme der Schwellung der unteren Nasenmuscheln beobachtet werden ( $p < 0.0001$ , Abbildung 16).

### 3.3.2 Borkenbildung

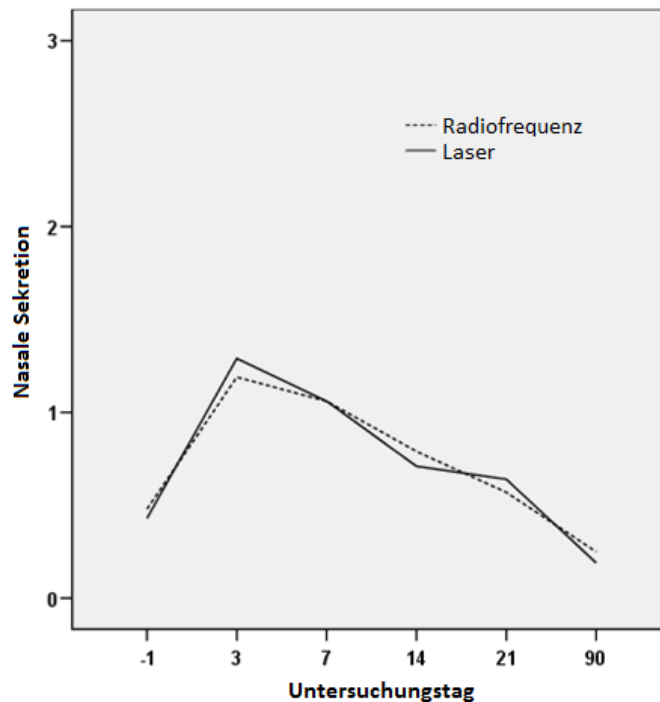


**Abbildung 19:** Bewertung der endonasalen Borkenbildung durch einen verblindeten Untersucher vor der Behandlung (-1) und 3, 7, 14, 21 und 90 Tage nach Laser- oder Radiofrequenzbehandlung. Die Kategorien der Ordinate sind kein (0), leicht (1), mittel (2) oder stark (3).

Die Borkenbildung, welche präoperativ vernachlässigbar war, nahm nach dem Eingriff auf beiden Seiten deutlich zu und erreichte ihr Maximum am ersten Nachuntersuchungszeitpunkt drei Tage postoperativ. Sie reichte über die drei Wochen der engmaschigen Nachbeobachtung hinaus, war aber bei der Abschlussuntersuchung nach neunzig Tagen so gering wie vor dem Eingriff, was einer vollständigen Abheilung entspricht (Abbildung 19). Weder vor der Behandlung noch in der postoperativen Nachbeobachtungsphase zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Laser- und der Radiofrequenzgruppe bezüglich der Borkenbildung der unteren Nasenmuscheln. Allerdings war im mittleren Untersuchungszeitraum ein Trend zu Ungunsten der mit

Radiofrequenz behandelten Nasenseite zu erkennen ( $p=0,09$  an Tag 14). Die Dauer der Verborkung konnte nicht dargestellt werden, da die Abheilung im Intervall zwischen den letzten Untersuchungen an Tag einundzwanzig und neunzig erfolgt war. Sie betrug also mindestens drei Wochen.

### 3.3.3 Nasale Sekretion



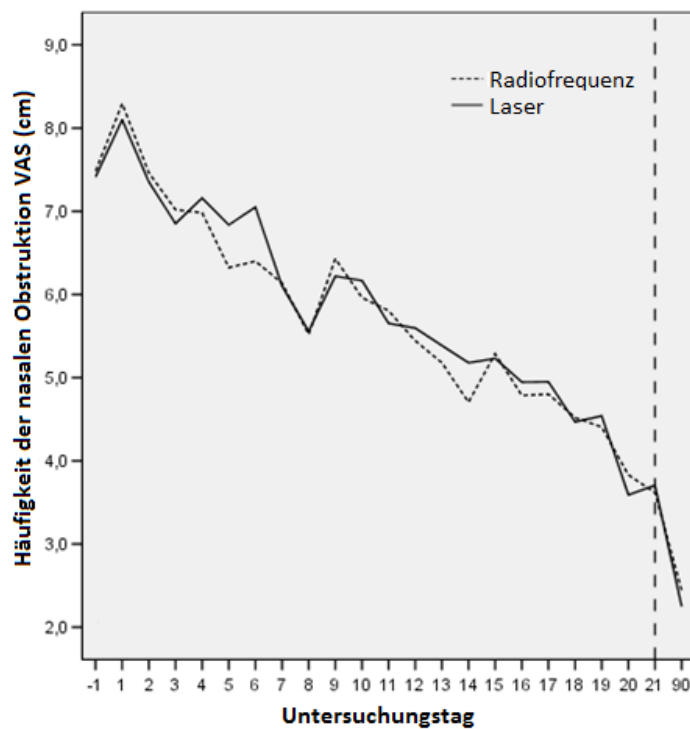
**Abbildung 20: Bewertung der nasalen Sekretion durch einen verblindeten Untersucher vor der Behandlung (-1) und 3, 7, 14, 21 und 90 Tage nach Laser- oder Radiofrequenzbehandlung. Die Kategorien der Ordinate sind kein (0), leicht (1), mittel (2) oder stark (3).**

Weder vor der Behandlung noch in der postoperativen Nachbeobachtungsphase zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen der Laser- und der Radiofrequenzgruppe bezüglich der nasalen Sekretion. Die Verschleimung nahm nach dem Eingriff auf beiden Seiten zu, verminderte sich nach Tag drei kontinuierlich und befand sich ab Tag einundzwanzig auf annähernd normalem Niveau. Auch neunzig Tage nach dem Eingriff wurde das Vorhandensein von endonasalen Sekretionsprodukten als ebenso unerheblich eingestuft wie vor der Operation (Abbildung 20).

### 3.4 Bewertung durch die Probanden

Das Ausmaß der nasalen Obstruktion wurde vor der Behandlung, an Tag 1 bis 21 und an Tag 90 nach Behandlung mittels visueller Analogskalen (10 cm VAS) evaluiert. Die sekundären Zielparameter Häufigkeit der nasalen Obstruktion, Borkenbildung, Sekretion und Juckreiz wurden zu denselben Zeitpunkten mittels VAS evaluiert. Die Auswertung erfolgte nach dem t-Test für gepaarte Stichproben.

#### 3.4.1 Häufigkeit der nasalen Obstruktion



**Abbildung 21:** Häufigkeit von Nasenatmungsbehinderung laut Patient auf der VAS in den ersten 21 Tagen und 90 Tage nach der Behandlung.

Es bestand kein signifikanter Unterschied in der Häufigkeit der Nasenatmungsbehinderung zwischen den beiden verschiedenen behandelten Nasenseiten nach Angabe der Probanden über den gesamten Untersuchungszeitraum.

Die Häufigkeit der Nasenatmungsbehinderung war am ersten postoperativen Tag am größten und nahm ab Tag acht bzw. ab Tag 7 signifikant ab:

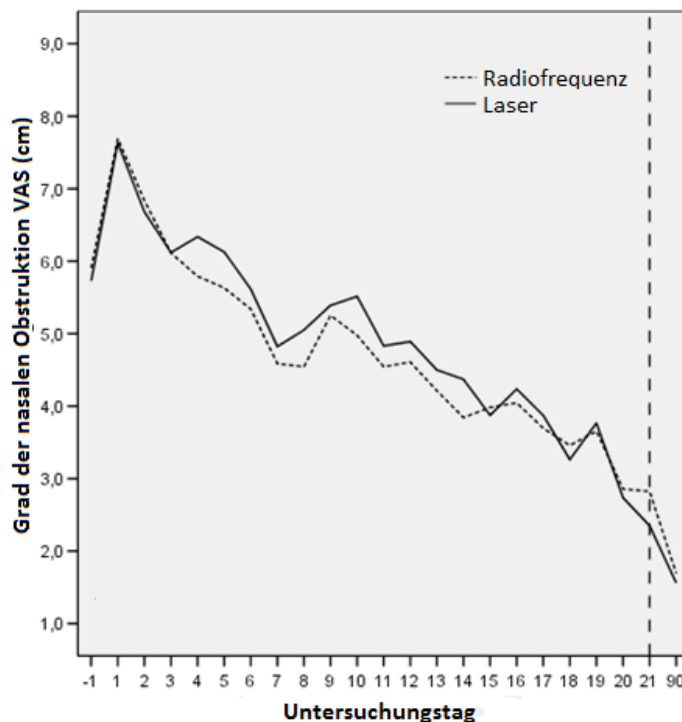
In der Radiofrequenzgruppe zeigte sich kein signifikant höheres Auftreten von Nasenatmungsbehinderung an den Tagen zwei bis vier. Erstmals signifikant weniger nasale

Obstruktion fand sich an Tag 8 (DOM 2.07; [0.72; 3.42];  $p=0.005$ ). Ebenso signifikant weniger häufig war sie an den Tagen 10-21, tendenziell signifikant an Tag 5 ( $p=0,054$ ), Tag 6 ( $p=0,088$ ), Tag 7 ( $p= 0,052$ ) und Tag 9 ( $p= 0,084$ ).

In der laserbehandelten Gruppe fand sich kein signifikant häufigeres Auftreten der Nasenatmungsbehinderung an den Tagen 2-6 postoperativ (Tag 2:  $p= 0,95$ , KI 0). Signifikant weniger häufige nasale Obstruktion fanden sich an Tag 7 (DOM 1.32; [0.13; 2.52];  $p=0.031$ ), Tag 8 und an den Tagen 10-21. Tendenzuell signifikant weniger häufig waren diese Beschwerden auch an Tag 9 ( $p= 0,064$ ).

3 Monate postoperativ bestand eine signifikante Verringerung der Häufigkeit von Nasenatmungsbehinderung für beide Behandlungsmodalitäten im Vergleich zum Ausgangszeitpunkt: DLVR (DOM 4.21; [2.45; 5.96];  $p=0.000$ . RFVR (DOM 4.09; [2.25; 5.93];  $p=0.000$ ).

### 3.4.2 Grad der nasalen Obstruktion



**Abbildung 22:** Grad der Nasenatmungsbehinderung laut Patient auf der VAS in den ersten 21 Tagen und 90 Tage nach der Behandlung.

Nach den von den Probanden ausgefüllten Fragebögen mit visuellen Analogskalen lag der Grad der Nasenatmungsbehinderung auf der Radiofrequenzseite im Vergleich zur Laserseite



am Tag vierzehn signifikant niedriger (Unterschied der Mittelwerte, difference of means - 0.53; 95%-KI [-1.03; -0.02];  $p=0.043$ ). Zu allen anderen Messzeitpunkten gab es keinen signifikanten Unterschied zwischen DLVR und RFVR.

Der Grad der nasalen Obstruktion nahm in der seitengetrennten Bewertung postoperativ jeweils für zwei Tage zu (RFVR Tag 1:  $p=0,008$ , Tag 2:  $p=0,069$ ; DLVR Tag 1:  $p=0,002$ , Tag 2:  $p=0,08$ ) und fiel danach kontinuierlich ab, wobei es zunächst keine signifikanten Unterschiede gab. Die Verminderung nach Radiofrequenzbehandlung war an Tag 11 schon tendenziell signifikant ( $p=0,057$ ), an Tag 12 lag der p-Wert bei  $p=0,1$ .

Ab Tag dreizehn kam es bei der RFVR zu einer signifikanten Verbesserung zum präoperativen Ausgangswert (DOM 1,49; [0.21; 2.78];  $p=0.025$ ), ebenso ergab sich ab Tag fünfzehn bei der DLVR (DOM 1.58; [0.35; 2.81];  $p=0.014$ ) eine signifikante Erniedrigung mit Ausreißen an Tag 16 ( $p=0,062$ , KI -0,062; 2,21) und an Tag 19 ( $p=0,053$ , KI -0,03; 3,16). Nach drei Monaten war die Reduktion der nasalen Obstruktion weiterhin für beide Methoden signifikant; bei der DLVR betrug die DOM 3.93; [1.91; 5.94];  $p=0.001$ , bei der RFVR war die DOM 4.20; [2.28; 6.12];  $p=0.001$ .

### 3.4.3 Nasale Sekretion

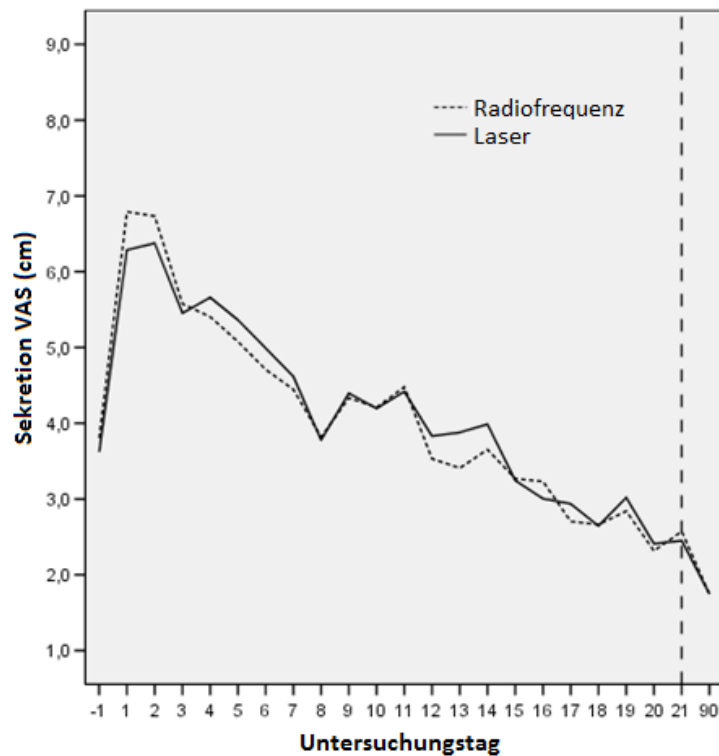


Abbildung 23: Nasale Sekretion laut Patient auf der VAS in den ersten 21 Tagen und 90 Tage nach der Behandlung.

Die Bewertung der nasalen Sekretion durch die Probanden ergab keine signifikanten Unterschiede zwischen Radiofrequenz- und Laserbehandlung zu allen Zeitpunkten. Es war keine signifikante Verringerung der Sekretion von präoperativ bis 3 Monate postoperativ nachzuweisen ( $p=0,17$ ).

### 3.4.4 Borkenbildung

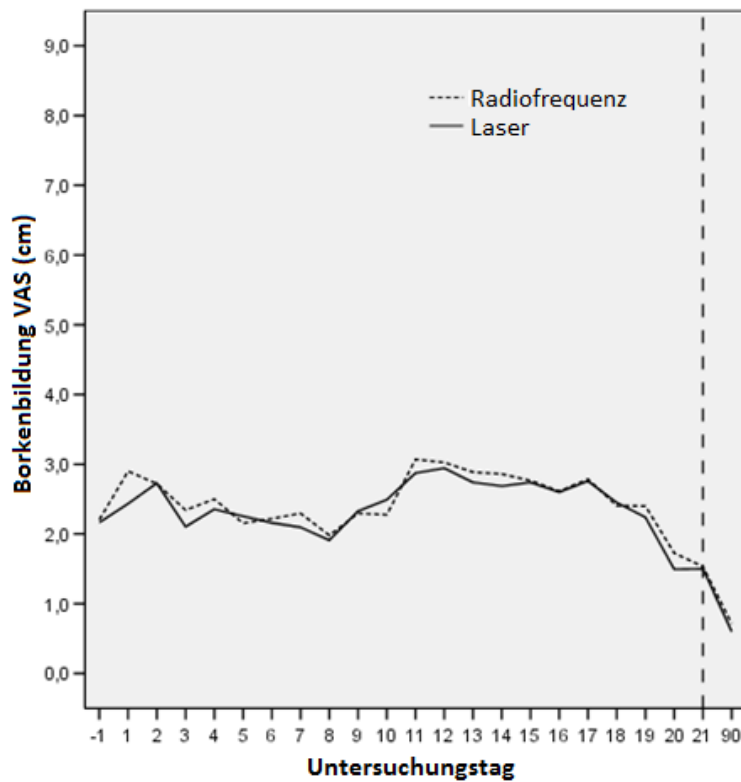


Abbildung 24: Borkenbildung laut Patient auf der VAS in den ersten 21 Tagen und 90 Tage nach der Behandlung.

Die endonasale Borkenbildung veränderte sich während der Nachbeobachtungsphase nicht signifikant, wobei die Ausgangswerte vergleichsweise niedrig waren. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Behandlungsmodalitäten über den gesamten Untersuchungszeitraum.

### 3.4.5 Juckreiz

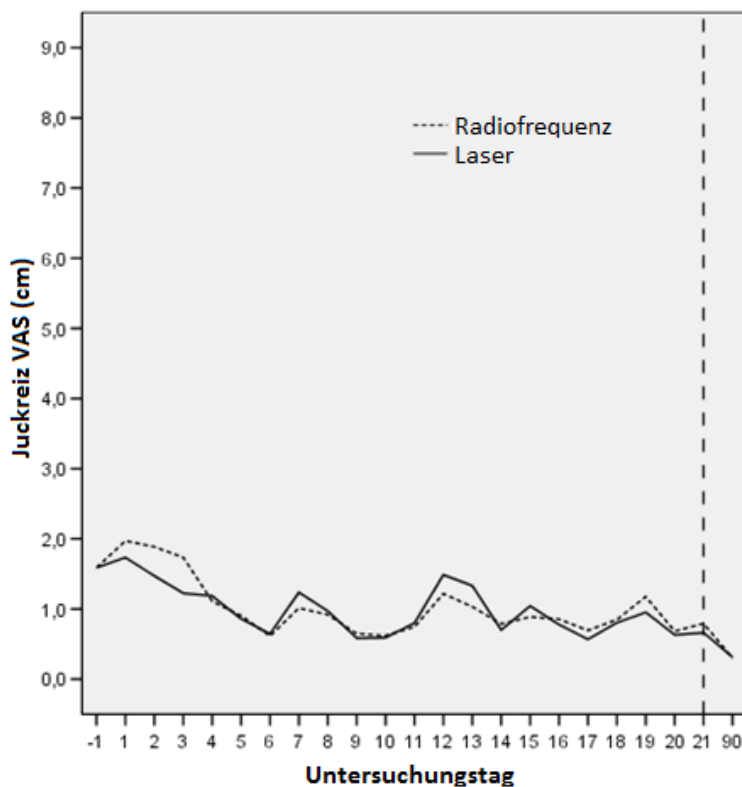


Abbildung 25: Nasaler Juckreiz laut Patient auf der VAS in den ersten 21 Tagen und 90 Tage nach der Behandlung.

Es ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen Radiofrequenzbehandlung und Laserbehandlung zu allen Zeitpunkten im Hinblick auf nasalen Juckreiz bei allerdings niedrigen Ausgangswerten. Eine signifikante Abnahme des Juckreizes wurde nur auf der RFVR-Seite drei Monate nach Behandlung festgestellt (DOM 2.03; [0.01; 4.04];  $p < 0.05$ ). Keine signifikante Änderung fand sich für die laserbehandelte Seite ( $p = 0,054$ ; KI -0,04; 4,03).

### 3.5 Objektive Messwerte

Bei jeder Nachkontrolle wurden eine Rhinomanometrie, eine Rhinoresistometrie und eine akustische Rhinometrie durchgeführt. Als entsprechende Kennwerte wurden der inspiratorische Fluss (IF), der expiratorische Fluss (EF), der hydraulische Durchmesser (HD) und die minimale Querschnittsfläche 2 (MCA2) erfasst. Die Auswertung erfolgte nach dem Mann-Whitney-U-Test.

### 3.5.1 Inspiratorischer Fluss

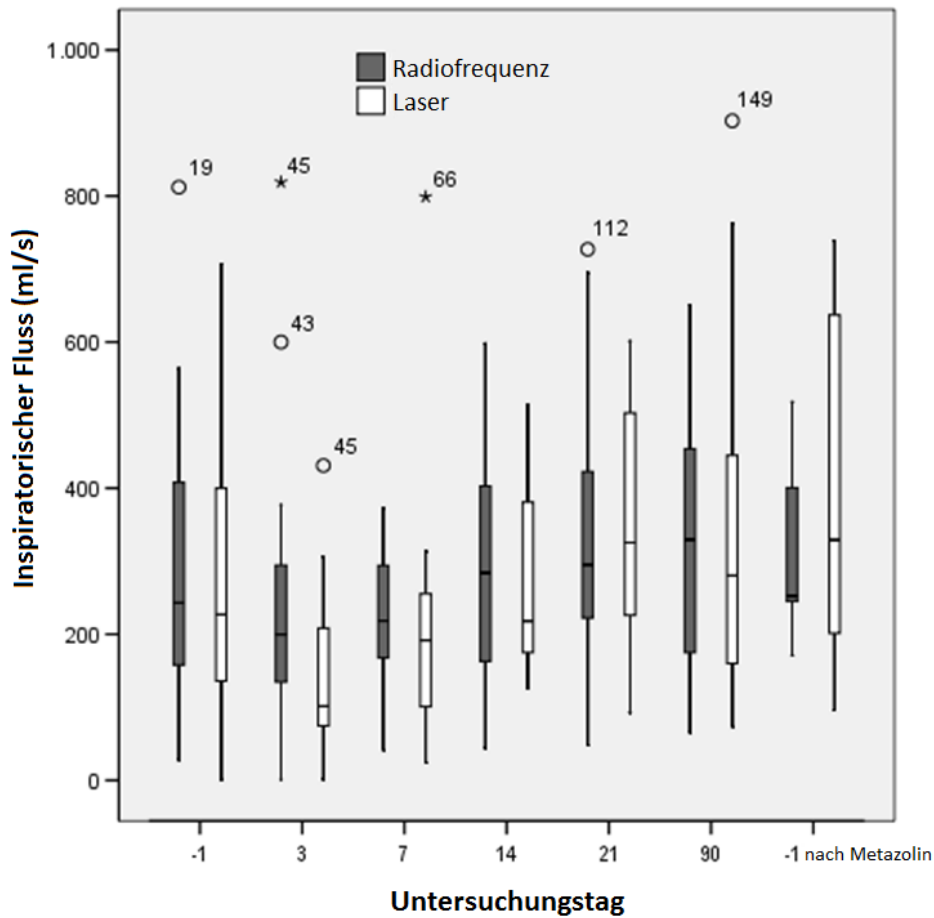
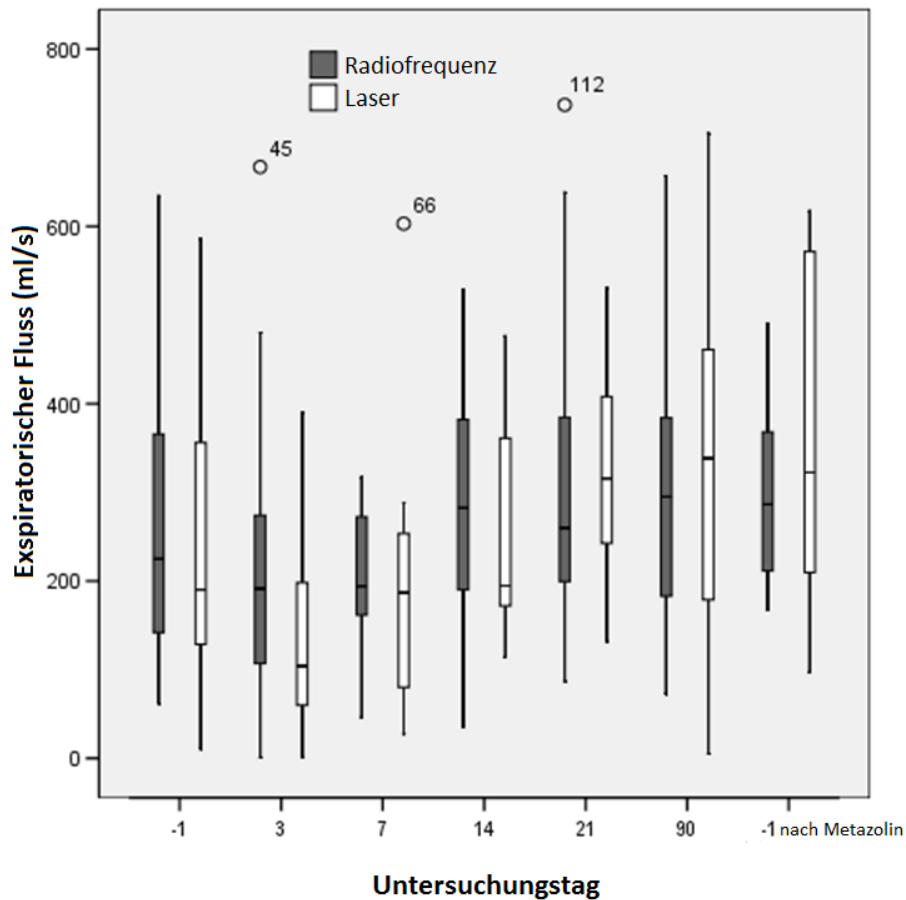


Abbildung 26: Inspiratorischer Fluss in der Rhinomanometrie an allen Untersuchungszeitpunkten. Präoperativ (-1) wurde auch nach Abschwellen mit Metazolin gemessen.

Es gab in der Rhinomanometrie keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf den inspiratorischen Fluss zu allen Messzeitpunkten. Nach drei Monaten hatte sich der inspiratorische Fluss auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert. Ebenso fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen abgeschwollenen Werten und den postoperativen Dreimonatswerten (ohne Abschwellen).

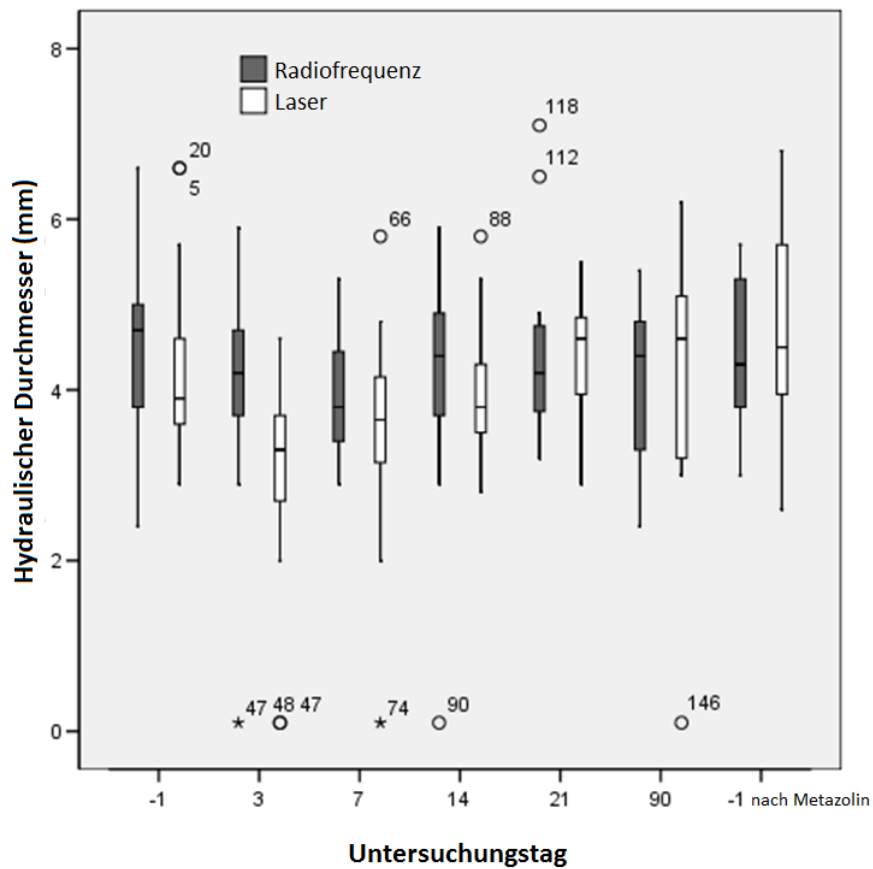
### 3.5.2 Expiratorischer Fluss



**Abbildung 27: Expiratorischer Fluss in der Rhinomanometrie an allen Untersuchungszeitpunkten. Präoperativ (-1) wurde auch nach Abschwellen mit Metazolin gemessen.**

Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf den expiratorischen Fluss zu allen Meßzeitpunkten. Nach drei Monaten hatte sich der expiratorische Fluss auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert. Ebenso fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen abgeschwollenen Werten und den postoperativen Dreimonatswerten (ohne Abschwellen).

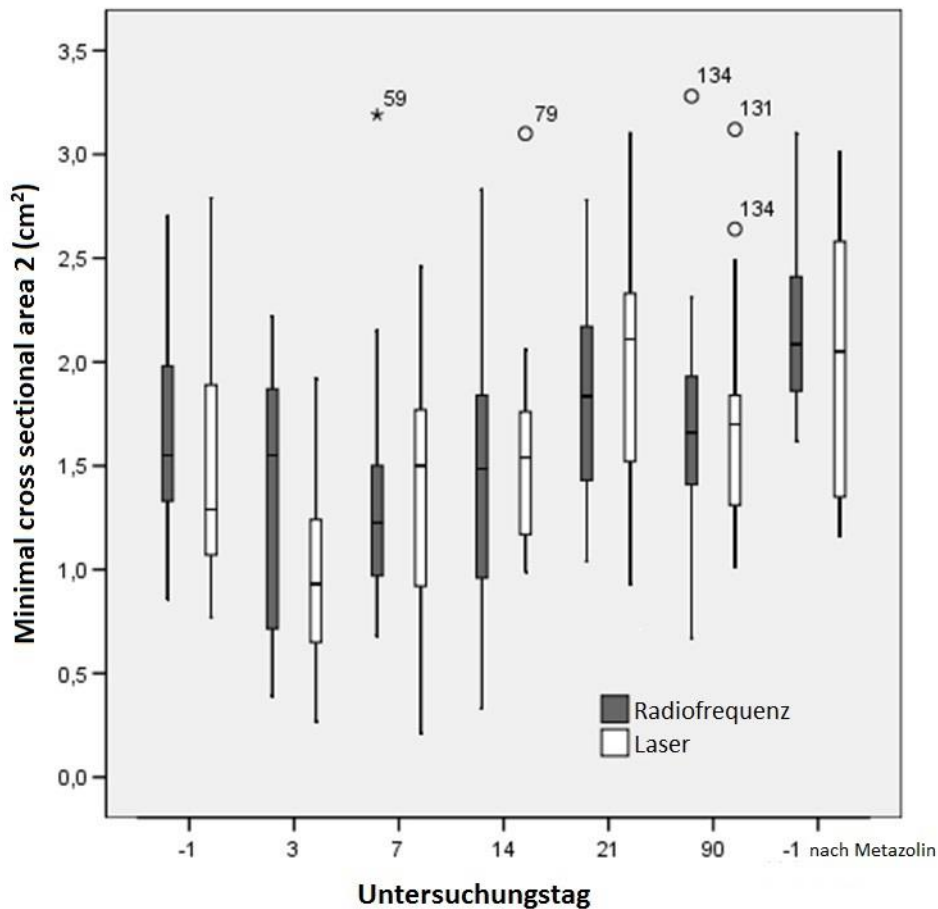
### 3.5.3 Hydraulischer Durchmesser



**Abbildung 28: Hydraulischer Durchmesser in der Rhinoresistometrie an allen Untersuchungszeitpunkten. Präoperativ (-1) wurde auch nach Abschwellen mit Metazolin gemessen.**

Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf den hydraulischen Durchmesser (HD) zu allen Meßzeitpunkten außer an Tag drei, als der HD auf der radiofrequenzbehandelten Seite signifikant höher lag ( $p=0.005$ ). Nach drei Monaten hatte sich der hydraulische Durchmesser auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert. Ebenso fand sich kein signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen abgeschwollenen Werten und den postoperativen Dreimonatswerten (ohne Abschwellen).

### 3.5.4 Minimale Querschnittsfläche 2 (MCA2)



**Abbildung 29: Minimale Querschnittsfläche 2 im Bereich des Muschelkopfes, auch Concha-Senke genannt, in der akustischen Rhinometrie an allen Untersuchungszeitpunkten. Präoperativ (-1) wurde auch nach Anschwellen mit Metazolin gemessen.**

Es gab in der akustischen Rhinometrie keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf die minimale Querschnittsfläche 2 im Bereich des Muschelkopfes zu allen Messzeitpunkten. Nach drei Monaten hatte sich die minimale Querschnittsfläche 2 auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert. Allerdings fand sich ein tendenziell signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen abgeschwollenen Werten und den postoperativen Dreimonatswerten (ohne Anschwellen) zu Ungunsten der Dreimonatswerte ( $p=0,071$ ).



### 3.5.5 3-Monatswerte im Detail

	Präoperativ		3 Monate postoperativ		p-Wert
	Median	25.-75. Perzentile	Median	25.-75. Perzentile	
<b>Inspiratorischer Fluss (ml/s)</b>					
RFVR	277	159-497	339	273-456	0,43
DLVR	268	132-408	339	201-474	0,24
p-Wert	0,77		0,99		
<b>Expiratorischer Fluss (ml/s)</b>					
RFVR	282	138-382	307	243-388	0,41
DLVR	256	123-381	384	186-469	0,10
p-Wert	0,70		0,53		
<b>Hydraulischer Durchmesser (mm)</b>					
RFVR	4,8	3,8-5,1	4,6	3,6-4,9	0,78
DLVR	4,3	3,8-4,9	4,9	4,3-5,2	0,37
p-Wert	0,52		0,58		
<b>Minimaler Querschnitt, MCA 2, (cm<sup>2</sup>)</b>					
RFVR	1,5	1,3-2,1	1,6	1,4-1,9	0,62
DLVR	1,2	1,1-2,9	1,6	1,2-1,8	0,21
p-Wert	0,27		0,72		

**Abbildung 30: Objektive Messwerte prä- und 3 Monate postoperativ: in- und expiratorischer Fluss, Hydraulischer Durchmesser und minimaler Querschnitt auf Conchaebene.**

Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf den inspiratorischen Fluss (IF), den expiratorischen Fluss (EF), den hydraulischen Durchmesser (HD) und die minimale Querschnittsfläche 2 (minimal cross sectional area 2, MCA2) zu allen Messzeitpunkten außer an Tag drei, als die HD auf der radiofrequenzbehandelten Seite signifikant höher lag ( $p=0.005$ ). Nach drei Monaten hatten sich IF, EF, HD und MCA2 auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert.

### **3.5.6 Vergleich präoperativer Werte vor und nach Abschwollen**

Der Vergleich der Mittelwerte bei gepaarten Stichproben ergab keinen signifikanten Unterschied bei der Radiofrequenzgruppe ( $p=0,822$ ) und einen signifikanten Unterschied für die Lasergruppe ( $p=0,019$ ). Da bei dieser Betrachtung nur der Effekt des Abschwollens bei einer unbehandelten Nase bewertet wird, lassen sich die präoperativ gemessenen Nasenseiten, also die Laser- und RF-Gruppe, zusammenfassen. Für die Gesamtgruppe zeigt sich eine signifikante Zunahme des inspiratorischen Flows nach Abschwollen ( $p=0,036$ ).

Den expiratorischen Flow betreffend ergibt sich ein vergleichbares Ergebnis. Für die später mit Radiofrequenz behandelte Seite ergab sich präoperativ vor und nach Abschwollen kein signifikanter Unterschied ( $p=0,609$ ), für die später mit Laser behandelte Seite ergab sich eine signifikante Zunahme ( $p=0,019$ ). In der Gesamtgruppe war der Vergleich der Mittelwerte bei gepaarten Stichproben ebenso signifikant unterschiedlich zu Gunsten der Abschwollung ( $p=0,017$ ).

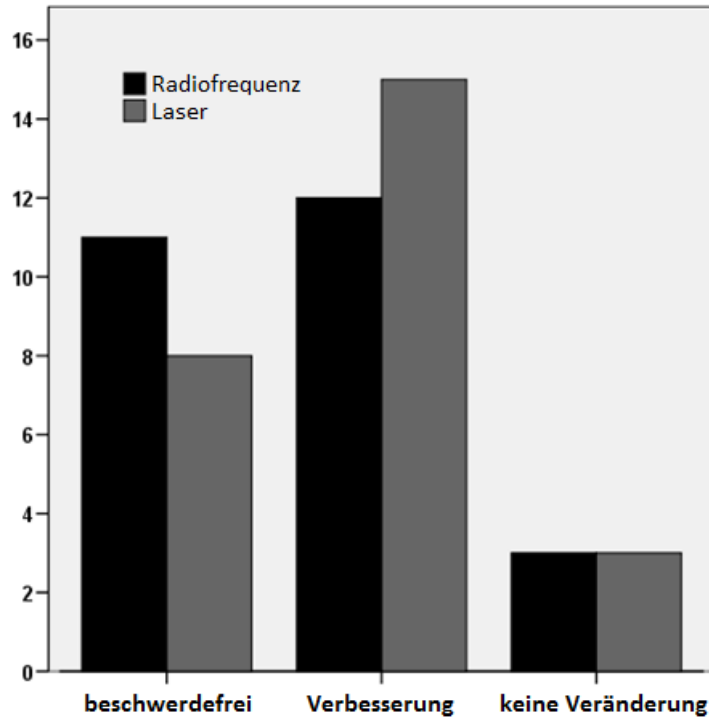
Die Betrachtung des MCA2 ergab für die RF-Gruppe alleine keinen signifikanten Unterschied ( $p=0,081$ ), für die Lasergruppe einen signifikanten Unterschied ( $p=0,033$ ). Zusammengefasst war der Unterschied mit  $p=0,006$  signifikant.

Die Messung des hydraulischen Durchmessers ergab keine Signifikanz für die spätere RF-Seite ( $p=0,64$ ), jedoch Signifikanz für die Laserseite ( $p=0,026$ ). In einer zusammengefassten Gruppe fand sich kein signifikanter Unterschied vor und nach Abschwollen ( $p=0,163$ ).

### **3.6 Abschließende Patientenbewertung**

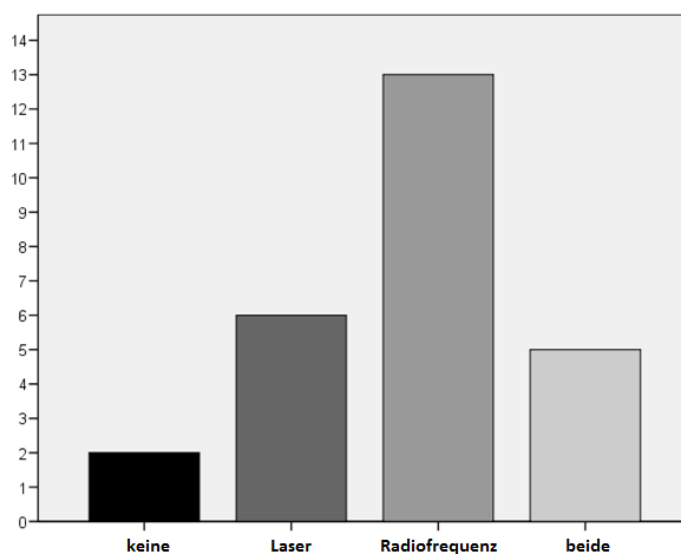
Nach drei Monaten wurden die Patienten mittels Fragebogen zu einer abschließenden Beurteilung beider Behandlungsmethoden gebeten. Die erste Frage betraf die Effektivität von DLVR und RFVR. Der Patient sollte aus vier Antwortmöglichkeiten wählen: „Symptomfrei“, „Verbesserung“, „keine Verbesserung“ und „Verschlechterung der Beschwerden“.

Kein Patient berichtete eine Verschlechterung der Beschwerden auf einer oder beiden Seiten. Die meisten Patienten (88%) erfuhren eine Verbesserung oder waren symptomfrei. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen DLVR und RFVR ( $p= 0.67$ , Chi-Quadrat-Test).



**Abbildung 31: Beschwerden nach 3 Monaten: keine, weniger oder gleich viele nasale Symptome. Niemand gab eine Verschlechterung an. N=26**

Auf die Frage, welcher Therapievariante sie erneut zustimmen würden, falls eine weitere Behandlung notwendig wäre (möglich waren die Antworten DLVR, RFVR, beide, keine), entschieden sich dreizehn (50%) der Patienten für die RFVR, sechs (23%) für die DLVR, fünf (19%) für beide Methoden und zwei (8%) für keine der beiden Varianten (Abbildung 32).



**Abbildung 32: Antworten auf die Frage, welche Behandlung im Falle einer erneut notwendigen Behandlung favorisiert würde. N=26**

Schließlich wurden die Patienten nach einer Therapieempfehlung für Dritte gefragt. Ein Patient (4%) hätte keine Methode weiterempfohlen, sieben Patienten (27%) rieten zur Laserbehandlung, zwölf Patienten (46%) rieten zur Radiofrequenzmethode und sechs Patienten (23%) würden beide Methoden empfehlen.

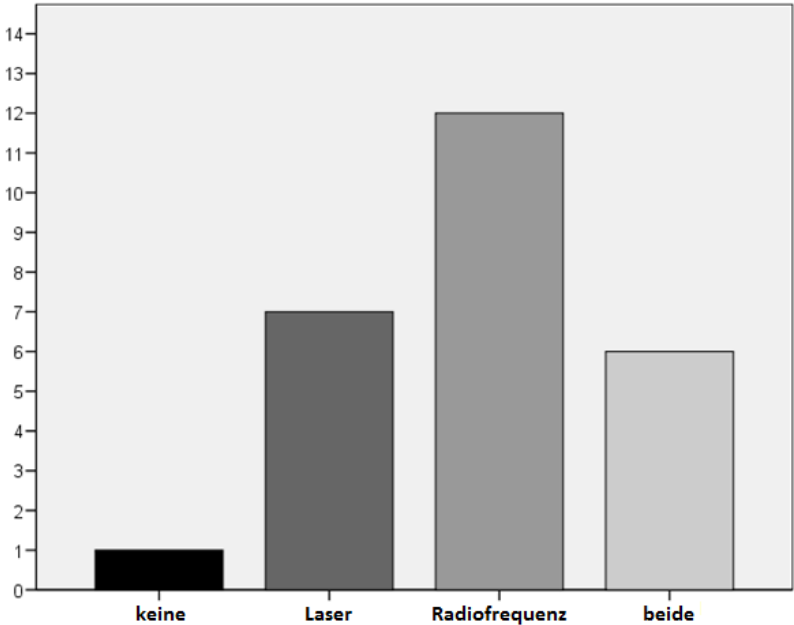


Abbildung 33: Antworten auf die Frage, welche Therapiemethode man empfehlen würde. N=26

## 4 Diskussion

Aus den zahlreichen Methoden zur Behandlung hyperplastischer unterer Nasenmuscheln bei Nasenatmungsbehinderung wurden zwei Verfahren zum Vergleich ausgewählt, welche sowohl im klinischen Alltag an der Klinik für Hals-Nasen- und Ohrenheilkunde am Standort Großhadern des Klinikums der Universität München häufig eingesetzt werden, als auch laut Literatur weltweit Anwendung finden. Der Diodenlaser mit 940 nm Wellenlänge wurde für diese Studie berücksichtigt, da er in Krankenhäusern und Praxen weit verbreitet ist. Sein Anwendungsspektrum erlaubt den Ersatz von Nd:YAG-Lasern in der HNO-Heilkunde, wobei die technische Realisierung einfacher und die Gerätekosten niedriger sind. In Bezug auf die Behandlung der unteren Nasenmuscheln sind vielfach gute Ergebnisse mit diesem Gerät gezeigt worden [5, 22, 59]. Nachteilig ist, dass die Laserbehandlung die Einhaltung von zusätzlichen Laserschutzmaßnahmen zur Vermeidung von Kollateralschäden an Patient und Behandler erfordert, welche bei der Radiofrequenztherapie entfallen. Dies beinhaltet das Tragen von Laserschutzbrillen mit Filterfunktion für die entsprechende Wellenlänge für alle Anwesenden, das Schließen aller Türen im Behandlungsraum und Anbringen von Warnhinweisen bezüglich Laserstrahlung außen an den Türen.

Auch Radiofrequenzbehandlungen der unteren Nasenmuscheln werden seit Ende der 1990er Jahre erfolgreich beschrieben [79, 83-87] und häufig verwendet. Wie Diodenlaser sind Radiofrequenzgeneratoren aufgrund der vielfachen Anwendungsmöglichkeiten im HNO-Bereich weit verbreitet. Das CelonLab ENT System mit seiner bipolaren Sonde zur Radiofrequenz-induzierten interstitiellen Thermotherapie hingegen wurde für diese Studie ausgewählt, da es, im Gegensatz zu anderen Systemen, durch seine Impedanzfeedback-Funktion eine kontrollierte und standardisierte Energieabgabe und eine akustische Kontrolle der Gewebesituation ermöglicht. Dies erleichtert eine korrekte Platzierung der Elektrode; sind die Aktivelektroden zu tief gestochen und haben das Muschelende durchstoßen, ist die Impedanz zu groß, es erfolgen keine Energieabgabe und eine akustische Warnung. Liegt die Elektrode sehr oberflächlich, führt dies zu akustisch durch schnell ansteigende Tonhöhen bei schnell ansteigender Impedanz zu einer Erkennung der Fehllage, auch wenn kein optimaler Sichtkontakt besteht. Das System misst also kontinuierlich die Impedanz des Gewebes während der chirurgischen Behandlung und beendet die Energieabgabe automatisch, sobald ein bestimmter Impedanzgrenzwert erreicht wird, was wiederum zu einer reproduzierbaren

Läsionsgröße beiträgt und das Ausmaß dieser Behandlung in der Tiefe für den Chirurgen besser einschätzbar macht. Ein weiterer Vorteil des CelonLab ENT Systems ist die Form der Sonde; es handelt sich um eine lange, schlanke Nadel, die es ermöglicht, mit wenigen Einstichen die gesamte Länge der Nasenmuschel zu behandeln, was das Trauma der Oberfläche der Mukosa minimiert.

In dieser Studie betrug die mittlere Anzahl an Einstichen in das Gewebe pro Nasenmuschel 2,7 (+/- 0,7). In der Theorie ist ein Minimum von einem Einstich denkbar. Die Radiofrequenzsonde kann idealerweise mit einem Einstich bis ans Ende der unteren Nasenmuschel geschoben werden und wird danach schrittweise nach jeder einzelnen Energieabgabe zurückgezogen. In der Praxis ist die Nasenmuschel allerdings keine homogene und der Sonde entsprechende gerade Struktur, da die knöcherne Grundlage der Muschel individuell ist, auch kann sich die Nadel bei Widerstand oder Knochenkontakt biegen und somit ihre ideale Position verlassen. Dies bedingt häufig die Notwendigkeit eines oder mehrerer weiterer Einstiche an einer weiter occipital gelegenen Stelle. Ein zweiter Einstich ist allerdings in den meisten Fällen auch bei sehr geraden Muscheln nötig, falls der vordere Kopf der Nasenmuschel besonders hyperplastisch ist. Damit kann in einem anderen Winkel Gewebe im Bereich der strömungsdynamisch wichtigen Concha-Region, entsprechend der C-Senke in der akustischen Rhinometrie, gesetzt werden. Eine höhere Zahl von Einstichen kann bei nicht optimaler Lokalanästhesie das Schmerzempfinden erhöhen und vermittelt auch bei Ausschaltung von scharfem Schmerz durch Druckempfinden das Gefühl der Manipulation, welche bei der kontaktlosen Laserbehandlung geringer ist, obwohl auch da das Gleiten des Endoskops und des Laserführungsinstruments über zumindest ein Hypomochlion in der Nase ein gewisses Druckempfinden erzeugen können. Die mittlere Anzahl der gesetzten Läsionen ist mit 5,1 (+/-1,7) relativ konstant, was durch die Längenmarkierung an der Nadelelektrode erleichtert wird. Das Setzen jeder zusätzlichen Läsion kann ein Hitzeempfinden auslösen, was wiederum bei suboptimaler Lokalanästhesie unangenehm sein kann. Die Behandlungsintensität des Diodenlasers lässt sich physikalisch in der mittleren applizierten Energie von 754 J (+/- 158 J) ausdrücken. Allerdings ist der Gewebeeffekt, der durch diese Energie erzielt wird, auch vom Abstand, der Streuung und dem Einstrahlwinkel sowie der Reflexion abhängig. Eine optische Erfolgskontrolle erfolgt durch das Ableichen der Schleimhaut durch den Laserstrahl, dies ist natürlich auch von der Führungsgeschwindigkeit der Sonde über das Gewebe abhängig. Die optische Kontrolle mittels zusätzlich in der Nase

platziertem Endoskop kann bei enger Anatomie oder Septumspornen besonders im hinteren Bereich der Muschel reduziert sein, was eine Behandlung des hinteren Muschelendes in manchen Fällen deutlich einschränkt. Aus diesen Gründen wäre zu erwarten, dass die präziser steuerbare Radiofrequenzbehandlung zu schonenderen und besseren Ergebnissen führt. Ein Vorteil der RFVR ist also das einfachere Handling der bipolaren nadelartigen Applikatorsonde im Vergleich zur Diodenlaserfaser. Die Radiofrequenzsonde kann in den meisten Fällen damit die gesamte Länge der unteren Nasenmuschel behandeln, wogegen es mit dem Laserführungsinstrument oft schwierig ist, die hinteren Enden der unteren Nasenmuscheln im Nichtkontaktverfahren zu bearbeiten. Die akustische Rückmeldung der Impedanzänderung und die Auto Stop Funktion sind dabei hilfreich, ein konstant reproduzierbares Ergebnis zu erreichen, während der Effekt des Lasers im Nichtkontaktmodus optisch kontrolliert werden muss und je nach Lichtstreuung am Faserende, dem Winkel zwischen Lichtstrahl und Gewebe und dem Faser-Gewebeabstand variieren kann.

Das Studiendesign ermöglichte eine verlässliche Verblindung nur für den Chirurgen, der die postoperative Evaluation durchführte. Eine Verblindung für die Patienten war bei wachen Patienten nicht möglich, da sie naturgemäß zwischen der Nichtkontakt-Laserbehandlung und der invasiven Radiofrequenzbehandlung unterscheiden konnten. Das lag vor allem daran, dass eine Injektion von Lokalanästhetika und die Einstiche der Sonde in die untere Nasenmuschel nur für die oben genannte Radiofrequenzbehandlung nötig waren, welche die aufgeklärten Patienten vom Einlegen der Tetracain-getränkten Watte an die Oberfläche der laserzubehandelnden Seite unterscheiden konnten. Interessanterweise konnte sich ein beträchtlicher Anteil der Patienten im Rahmen der Nachsorge allerdings nicht mehr erinnern, welche Technik auf welcher Seite durchgeführt worden war, dies betrifft vor allem die Dreimonatskontrolle. Ein weiteres Merkmal dieser Arbeit ist das intraindividuelle Design, also die Behandlung jeweils einer Nasenseite mit einer anderen Methode, welches einen verlässlicheren Ausschluss unbekannter und ungleich verteilter Störfaktoren auf die Zielparameter erlaubt als ein interindividuelles Design, bei dem Patientengruppen verglichen würden, die auf beiden Nasenseiten gleich behandelt wurden.

Sowohl Laser- als auch Radiofrequenz-induzierte Volumenreduktion sind erfolgreich zur chirurgischen Behandlung der unteren Nasenmuscheln eingesetzt worden [1-3, 5-8, 22, 23,

50, 59, 79, 88]. Sie erhöhen die lokale Gewebetemperatur und induzieren Fibrose und eine Wundkontraktur, was in der Folge zur Volumenreduktion führt. Ein entscheidender Unterschied zwischen den beiden Methoden ist, dass Radiofrequenzenergie innerhalb des Weichgewebes appliziert wird, ohne die Schleimhautoberfläche nennenswert zu verändern [83-87], wogegen Diodenlaserenergie oberflächlich appliziert wird, was potentiell die Integrität der Mukosa und ihrer Zilienfunktion beeinträchtigt. Primär für eine Laserkoagulation der Nasenmuscheloberfläche im Nichtkontaktverfahren per definitionem zu einer Schleimhautschädigung. Mikroskopische Studien von CO<sub>2</sub>-Laser-behandelter Mukosa haben gezeigt, dass das zilientragende Epithel beschädigt wird und sich nur zu einem gewissen Grad regeneriert [89, 90]. In diese Richtung weist auch die Arbeit von Sapci et al., welche eine verlängerte mukoziliäre Transportzeit nach CO<sub>2</sub>-Behandlung der unteren Nasenmuscheln im Vergleich zur RFVR Behandlung oder zur Kontrolle ohne Behandlung beschreibt [91]. Somit sollte man erwarten, dass DLVR mit einer verlängerten Heilungszeit und mehr postoperativen Beschwerden wie Verkrustung, Sekretion und - als Folge davon - vermehrter Nasenatmungsbehinderung einhergeht. Allerdings beziehen sich die oben zitierten Arbeiten auf die Verwendung eines CO<sub>2</sub>-Lasers. Andere Autoren verwendeten Ho:YAG-Laser und Diodenlaser und berichten, dass die mukoziliäre Funktion sechs Monate und ein Jahr nach der Behandlung keine signifikante Veränderung im Vergleich zu präoperativen Messungen aufwies [56, 59]. Die Bewertung durch einen verblindeten Untersucher mittels anteriorer Rhinoskopie und Nasenendoskopie an den Tagen 3, 7, 14, 21 und 90 nach Operation im Vergleich zu einer präoperativen Untersuchung erlaubt die Beschreibung des Schwellungszustandes der unteren Nasenmuscheln, der Borkenbildung in der Nase mit Fokus auf die untere Muschel und den Sekretionszustand in vier Kategorien. Dabei sind die drei letztgenannten Parameter als Ausdruck einer Verletzung und Reizung des Gewebes im Anschluss an eine Behandlung anzusehen und können den Heilungsprozess abbilden. Der Schwellungszustand der Nasenmuscheln lag im Sinne der Diagnose bereits vor Behandlungsbeginn auf einem hohen Niveau und verminderte sich in der Folge kontinuierlich ohne einen signifikanten Unterschied in Bezug auf die Behandlungsmethode zu zeigen. Interessant ist dabei, dass nach der Behandlung keine auch nur vorübergehende Schwellungszunahme beobachtet werden konnte, was im Gegensatz zur klinischen Beobachtung steht, dass Patienten nach einer Muschelbehandlung initial sogar über eine Verschlechterung der Nasenatmung klagen. Allerdings sind die ersten 2 Tage nach



Behandlung in dieser Bewertung noch nicht abgebildet. Tatsächlich kann jedoch in der subjektiven Bewertung mittels visueller Analogskala durch die Patienten, welche täglich (Tag 1-21 und 90) erhoben wurde, in den ersten zwei Tagen eine Zunahme der nasalen Obstruktion beobachtet werden. Dies betrifft sowohl den Grad der Obstruktion über 2 Tage, als auch die Häufigkeit der Obstruktion über einen Tag. Für keine Behandlungsmethode war hier ein nachhaltig signifikanter Vor- oder Nachteil ersichtlich. Lediglich beim Grad der Obstruktion schien es zwischen Tag 3 und 14 einen Trend zugunsten der Radiofrequenzseite zu geben, der nur an Tag 14 signifikant wurde. Es kam zu einer kontinuierlichen und signifikanten Abnahme von beobachteter Schwellung, subjektivem Grad und Häufigkeit der Obstruktion bis zum Tag 21 mit einem Tiefpunkt an Tag 90. Somit schien der Therapie- und Heilungsprozess über drei Wochen anzudauern. Da zwischen drei Wochen und drei Monaten nach Behandlung keine Untersuchungen erfolgten, kann keine Aussage darüber getroffen werden, ab wann die Schwellung ihren Tiefpunkt erreicht hat. Ähnliches betrifft auch die objektive Bewertung der Borkenbildung. Diese stieg erwartungsgemäß von einem vernachlässigbaren Wert vor der Behandlung zum ersten Untersuchungszeitpunkt am dritten postoperativen Tag stark an. Ein aufgrund der unterschiedlichen Behandlungsmodalität erwarteter Unterschied zu Gunsten der schleimhautschonenderen Radiofrequenzbehandlung war nicht nachzuweisen. Obwohl im gesamten Verlauf auch hier kein signifikanter Unterschied beider Verfahren nachweisbar war, zeigte sich in der zweiten und dritten Woche sogar ein Trend zu Ungunsten der Radiofrequenzmethode ( $p=0,09$  an Tag 14). Die Verborkung hielt über drei Wochen an und war nach 90 Tagen nicht mehr nachweisbar, womit die Abheilung auch hier in der Zeit zwischen drei Wochen und drei Monaten postoperativ erfolgt sein muss. Bemerkenswert ist die Tatsache, dass die subjektive Bewertung der Verborkung durch die Probanden über den gesamten Nachbeobachtungszeitraum und für beide Methoden nicht signifikant verändert war. Der Unterschied in subjektiver und objektiver Bewertung mag darin liegen, dass der Patient den Grund für die oben genannte Nasenatmungsbehinderung, die initial sogar angestiegen war, nicht in der vom Untersucher bemerkten Krusten- oder Borkenbildung vermutet, sondern eher in einem Schwellungszustand. Tatsächlich können flache Beläge oder Fibrinausschwitzungen, welche sich auch nicht lösen und somit nicht als Borken wahrgenommen werden, die Empfindung des nasalen Luftstromes vermindern. Ein weiterer und vermutlich bedeutsamerer Umstand mag sein, dass die objektivierte Borkenbildung eine

untergeordnete Rolle in der subjektiv wahrgenommenen nasalen Obstruktion spielt, und die Abnahme letzterer besser mit der Abnahme der Schwellung erklärbar ist, als mit der Verkrustung. Auch der dritte Schädigungs- und Heilungsparameter, die nasale Sekretion, unterschied sich nicht zwischen den Behandlungsmodalitäten. Sie spielte grundsätzlich keine große Rolle, nahm erwartungsgemäß objektiv an Tag drei zu und fiel bereits bis zum Tag 21 auf das Ausgangsniveau. Subjektiv erfolgte ebenso ein rascher Anstieg mit einem Maximum an Tag eins und zwei und einer Normalisierung nach einer Woche. Bemerkenswert ist erneut der Umstand, dass die interstitiell behandelte Muschel mit potentiell intakter Mukosa keine höhere Sekretionstendenz aufzuweisen schien, als die streifenförmig laserkoagulierte Seite. Es sei erwähnt, dass der nur als subjektiver Parameter erhebbare nasale Juckreiz bei niedrigen Ausgangswerten im Heilungsverlauf ebenso keinen Seitenvorteil erkennen ließ.

In der vorliegenden Studie zeigen also sowohl die Inspektion als auch das Patientenfeedback mittels visueller Analogskala im Hinblick auf den Heilungsprozess und die daraus resultierenden Unannehmlichkeiten durchgehend, dass kein substanzieller Unterschied zwischen DLVR und RFVR besteht (Abbildung 18 bis 25). Die theoretischen Vorteile einer schleimhautschonenden Behandlungsmethode ließen sich somit nicht darstellen. Eine mögliche Erklärung läge zum einen darin, dass die streifenförmige Schleimhautkoagulation der Laserbehandlung trotz guten Effektes einen zur Gesamtoberfläche vergleichsweise kleineren Schaden bedeutet, als angenommen. Andererseits ist zu bedenken, dass eine interstitielle Radiofrequenzbehandlung der Nasenmuschel in der Theorie die Schleimhaut zwar intakt lassen kann, in der Praxis aber bei zumindest in Anteilen oberflächennaher Koagulation tatsächlich auch eine Schleimhautkoagulation von innen erzeugt, oder möglicherweise sekundär durch eine trophische Störung eine solche kleinflächig entstehen lässt. Dies erfolgt nach Ansicht des Autors vor allem bei sofort sichtbarem Schrumpfen der Muscheln während der RFVR, vor allem aber dann, wenn zusätzlich ein Abblassen der Schleimhautoberfläche entsteht. Solche Areale reagieren bekanntermaßen mit Fibrinausschwitzung, Krustenbildung und Sekretion. Zudem erzeugen auch die mehrfachen Einstiche an der Muschel zumindest kleine Schleimhautläsionen, auch wenn diese, wie in Abbildung 15 dargestellt, nur bei einem Patienten wegen einer Blutung koaguliert werden mussten.

Das erfreulichste Ergebnis betrifft den primären Zielparameter Nasenatmungsbehinderung. Drei Monate postoperativ ergaben die Patientenbefragung mittels VAS als auch die Evaluation durch einen verblindeten Untersucher eine signifikante Reduktion der obstruktiven Symptome und des Schwellungszustandes der unteren Nasenmuscheln im Vergleich zu den präoperativen Werten (Abbildungen 18, 21, 22) für beide Behandlungsmethoden. Der Effekt war objektiv bereits zur ersten Nachuntersuchung nach drei Tagen belegt. Subjektiv lag die Häufigkeit der nasalen Obstruktion ab Tag 7 für den Laser und ab Tag 8 für Radiofrequenz bereits signifikant unter dem Ausgangswert und nahm danach kontinuierlich ab. Bezüglich des subjektiven Grades der Obstruktion war der zeitliche Verlauf ähnlich, eine signifikante Verminderung stellte sich erst in der zweiten Woche ein. Dies ist für die Patientenaufklärung von Bedeutung; in Aufklärungsgesprächen sollte erwähnt werden, dass erst in der zweiten Woche nach der Behandlung mit einer Besserung der nasalen Obstruktion gerechnet werden kann. Der Therapieeffekt war nach drei Wochen nahezu vollständig erreicht und erfuhr bis zum Nachbeobachtungsende nach 90 Tagen keinen weiteren relevanten Zuwachs. Schließlich wurde gezeigt, dass beide Therapieverfahren eine hocheffiziente Verbesserung der Nasenatmung bewirken. Es sei erneut erwähnt, dass kein signifikanter Unterschied zwischen DLVR und RFVR erkennbar war.

Die Ergebnisse der Rhinomanometrie, Rhinoresistometrie und akustischen Rhinometrie deckten sich nicht mit den Beobachtungen des verblindeten Untersuchers und mit den Ergebnissen der Patientenbefragung mittels visueller Analogskala, welche doch erhebliche Verbesserungen beschrieben. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen der laserbehandelten und der radiofrequenzbehandelten Seite in Bezug auf den inspiratorischen Fluss, den expiratorischen Fluss, den hydraulischen Durchmesser und die minimale Querschnittsfläche im Bereich des Muschelkopfes zu allen Messzeitpunkten. Nach drei Monaten hatten sich diese Parameter auf beiden Seiten im Vergleich zu den Ausgangswerten nicht signifikant verändert. Allerdings fand sich bei der MCA2 ein tendenziell signifikanter Unterschied zwischen den präoperativen abgeschwollenen Werten und den postoperativen Dreimonatswerten (ohne Abschwollen) zu Ungunsten der Dreimonatswerte ( $p=0,071$ ). Grundsätzlich wäre es nicht ungewöhnlich, dass das volle Abschwollen der Nase, das die gesamte schwellungsfähige Schleimhaut mit allen Schwellkörpern betrifft, nicht durch die Behandlung eines einzigen Schwellkörpers erreicht

werden kann. Erhofft wurde allerdings eine Verbesserung von dem präoperativ nicht abgeschwollenen Zustand zum postoperativen Nachbeobachtungsende nach drei Monaten.

Lediglich die präoperativen Gesamtwerte vor und nach Abschwollen ergaben in Bezug auf inspiratorischen Fluss, expiratorischen Fluss, minimale Querschnittsfläche 2 (MCA2) und hydraulischen Durchmesser signifikante Unterschiede. Dies belegt zumindest die grundsätzlich korrekte methodische Durchführung der objektiven Messungen.

Diese überraschenden objektiven Daten decken sich allerdings mit den Ergebnissen vieler anderer Studien, welche ebenso eine Diskrepanz zwischen subjektiver und objektiver nasaler Obstruktion ergeben haben [19]. Es bleibt kontrovers, ob objektive Parameter der Nasendurchgängigkeit überhaupt routinemäßig prä- und postoperativ durchgeführt werden sollten. In einer 2013 veröffentlichten Arbeit analysierten Braun et al. die Korrelation zwischen HD und MCA2 und einem validierten subjektiven Symptomscore (NOSE) mit 24 Unterpunkten. Sie fanden lediglich eine moderate Korrelation vor Abschwollen auf der linken Seite der Nase, wobei es auf der rechten Nasenseite vor Abschwollen keine Korrelation gab, nach Abschwollen gab es auf beiden Seiten genauso keine Korrelation [80, 92]. In einer Metaanalyse schlossen André et al., dass die Korrelation zwischen objektiven Parametern der Durchgängigkeit der Nase und subjektivem Empfinden unklar bleibt, deshalb bestehe nur eine begrenzte Indikation für die Verwendung der Rhinomanometrie und akustischen Rhinometrie um chirurgische Ergebnisse zu bewerten. Nach André et al. ist die Wahrscheinlichkeit einer Korrelation zwischen objektiven und subjektiven Parametern sogar geringer, falls obstruktive Parameter fehlen, wie es bei den meisten Patienten am Ende des Nachbeobachtungszeitraumes der Fall war [93]. Ein weiterer Mangel von rhinomanometrischen, rhinoresistometrischen und akustisch rhinometrischen Daten ist die Tatsache, dass diese lediglich eine Momentaufnahme der nasalen Durchgängigkeit repräsentieren, da diese im Tagesverlauf stark fluktuiert [94]. Die Volumenströme beider Nasenhälften schwanken im Tagesverlauf im Rahmen des Nasenzyklus stark, obwohl der Gesamtvolumenstrom beider Nasenseiten relativ konstant bleibt [17]. Dies stellt mit Sicherheit eine deutliche Beeinflussung der objektiven Messungen in einem intraindividuellen Studiendesign dar, jedoch ist gerade bei Patienten mit einer Regulationsstörung des Schwellungszustandes der Nasenmuscheln auch eine Beeinflussung bei interindividuellem Design denkbar. Die meisten Patienten mit einer Hyperplasie der

unteren Nasenmuscheln leiden zudem besonders nachts unter Nasenatmungsbehinderung, es gibt jedoch keine objektiven präoperativen Daten, welche nachts in liegender Position erhoben worden sind. Interessanterweise fanden Assanasen et al. sowohl eine signifikante Verbesserung der nasalen Obstruktionsparameter als auch der objektiven Parameter (totaler nasaler Widerstand und totaler nasaler Luftfluss in der Rhinomanometrie) bei Patienten, die sich einer kombinierten RFVR mit Lateralfrakturierung der vergrößerten unteren Nasenmuscheln unterzogen hatten. Demnach erscheint es sinnvoll, RFVR mit kombinierter RFVR und Lateralfrakturierung in einer prospektiven randomisierten Studie mit intraindividuellem Design zu vergleichen [95].

Am Ende des Nachbeobachtungszeitraumes berichtete die große Mehrheit der Patienten eine Verbesserung oder Symptombefreiheit und kein Patient hatte auf einer der beiden Nasenseiten eine Verschlechterung bemerkt. Es gab in dieser Hinsicht keinen signifikanten Unterschied zwischen DLVR und RFVR. Demzufolge können sowohl die DLVR als auch die RFVR als effektive Therapieoptionen für Patienten mit vergrößerten unteren Nasenmuscheln angesehen werden. Interessanterweise antworteten die Hälfte der Patienten auf die Frage, welche Behandlungsmethode sie ein zweites Mal wählen würden, dass sie die Radiofrequenzmethode bevorzugen würden, wogegen nur ein Viertel sich für die Lasermethode entschieden hätte, obwohl die Radiofrequenzmethode unmittelbar nach der Operation als signifikant schmerzhafter und unangenehmer bewertet worden war (Abbildung 16). Diese Beobachtung mag mit der Tatsache einhergehen, dass der doch etwas invasivere Charakter der Radiofrequenzapplikation einen höheren Placeboeffekt nach sich zieht. Andererseits mag es auch eine leichte Überlegenheit der RFVR über die DLVR belegen, die von den Zielparametern dieser Arbeit nicht ausreichend beleuchtet wird. In der Tat gab es einen Trend zu mehr symptomfreien Patienten auf der Radiofrequenzseite.

26 der 27 eingeschlossenen Patienten tolerierten beide Therapieverfahren, lediglich eine Patientin brach die Radiofrequenzbehandlung ab. Sowohl DLVR als auch die RFVR können gut in Lokalanästhesie durchgeführt werden, wobei lediglich geringe Schmerzen und geringes Unbehagen entstehen (Abbildung 16). Ein Vorteil der DLVR ist die berührungslose Applikation, welche eine blutungsfreie Behandlung ermöglicht und die Prozedur für den Patienten erträglicher macht. Dagegen ist die RFVR häufig mit intraoperativen Blutungen, welche vor allem durch die erste Injektion mit Lokalanästhetikum hervorgerufen wird,

assoziiert. Auch das Einstecken der Sonde selbst kann zu einer Blutung führen. Aus diesem Grund koagulieren manche Anwender die Einstichstelle mit einer kurzen RF-Entladung, was tatsächlich einer kleinen, grundsätzlich nicht gewünschten Schleimhautläsion entspricht. Blutungen sind jedoch in den meisten Fällen von kurzer Dauer und selbstlimitierend. Nur zwei Patienten beklagten eine Blutung als Grund für Unbehagen während der Behandlung (Abbildung 17). In diesem Zusammenhang ist die Laserbehandlung der Nasenmuschel, sofern keine akzidentelle geringgradige Schleimhautläsion durch Endoskop oder die spitze Laserfaser erfolgt, aufgrund der Abwesenheit von Blutungen eleganter in der Anwendung.

## 5 Zusammenfassung

Nasenatmungsbehinderung durch vergrößerte untere Nasenmuscheln ist ein häufiges Beschwerdebild in der Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde. Es existiert eine Vielzahl an chirurgischen Therapieverfahren, die darauf abzielen das Volumen der unteren Nasenmuscheln zu reduzieren. In den letzten Jahren besteht ein Trend zu minimalinvasiven Eingriffen. Dazu zählen die Laser- und Radiofrequenz-induzierte Volumenreduktion der unteren Nasenmuscheln, welche auch in Lokalanästhesie durchgeführt werden können. Bis zum heutigen Zeitpunkt ist jedoch nicht erwiesen, welche dieser Methoden überlegen ist, da kontrollierte prospektive Studien fehlen. In dieser Untersuchung werden beide Techniken bezüglich der Verbesserung der Nasenatmung, Komplikationen, Patientenverträglichkeit und Wundheilung verglichen. Die vorliegende Arbeit stellt eine prospektive, randomisierte, einfach verblindete klinische Studie mit intra-individuellem Design dar. Nach Randomisierung wurde eine Nasenseite mit einem 940 nm Diodenlaser im Nichtkontaktverfahren oberflächlich, die andere Seite mit einer bipolaren Radiofrequenzsonde interstitiell therapiert. Die prä- und postoperative Evaluation erfolgte einerseits durch einen in Bezug auf die durchgeführte Methode verblindeten Untersucher mittels Nasenendoskopie, zweitens durch Patientenevaluation mit visuellen Analogskalen, und drittens durch objektive Messungen der nasalen Durchgängigkeit. Dazu wurden die Rhinomanometrie, Rhinoresistometrie und akustische Rhinometrie verwendet. Nach Erhalt eines Ethikvotums der Ethikkommission der LMU München konnten 27 Patienten in die Studie eingeschlossen werden, davon durchliefen 26 Patienten das Studienprotokoll. Es wurden keine schwerwiegenden Nebenwirkungen beobachtet. Das intraoperative Missempfinden war auf der Radiofrequenzseite signifikant höher. Blutungen traten ebenso nur auf der Radiofrequenzseite auf und waren meist selbstlimitierend. Nach drei Monaten kam es zu einer signifikanten Reduktion der nasalen Obstruktion sowohl durch die Laserbehandlung als auch durch die Radiofrequenzbehandlung ohne signifikante Unterschiede. Die objektiven Parameter verbesserten sich nicht signifikant. Die Diskrepanz zwischen objektiven und subjektiven Ergebnissen wird in der Literatur häufig beschrieben, weshalb die Sinnhaftigkeit der objektiven Messung der nasalen Durchgängigkeit kontrovers diskutiert wird, wobei manche Arbeiten auch eine Korrelation beschreiben. Ein wichtiger Faktor ist der richtige Meßzeitpunkt, da die nasale Durchgängigkeit im Seitenvergleich stark vom vegetativen Nasenzyklus abhängt, und die objektive Messung immer eine

Momentaufnahme des variablen Schwellungszustandes der Nase darstellt. Weiterhin ist das Symptom der Nasenatmungsbehinderung bei vielen Patienten vorrangig in der Nacht vorhanden, wogegen unsere Messungen bei Tag erfolgt sind. Die Abheilung der verschieden behandelten Nasenseiten zeigte in Bezug auf Schwellung, Borkenbildung, nasale Sekretion und Juckreiz überraschenderweise keinen Vorteil für eine der Methoden. Insgesamt konnte eine hohe Patientenzufriedenheit erreicht werden. Bei der Frage, für welche Behandlungsmethode sie sich erneut entscheiden würden, stimmten 50% der Patienten für die Radiofrequenzmethode, 23% für die Lasermethode, und 19% für beide.

Es lässt sich aus dieser Arbeit schließen, dass sowohl die Diodenlaser-vermittelte Volumenreduktion als auch die Radiofrequenz-vermittelte Volumenreduktion der unteren Nasenmuscheln gut tolerierbare Behandlungsmethoden sind, welche beide nasale Obstruktion bei Patienten mit Hyperplasie der unteren Nasenmuscheln signifikant reduzieren können. Bezüglich des Behandlungserfolges und der Abheilung bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Therapiemethoden.



## 6 Literatur

1. Hol, M.K. and E.H. Huizing, *Treatment of inferior turbinate pathology: a review and critical evaluation of the different techniques*. *Rhinology*, 2000. 38(4): p. 157-66.
2. Jackson, L.E. and R.J. Koch, *Controversies in the management of inferior turbinate hypertrophy: a comprehensive review*. *Plast Reconstr Surg*, 1999. 103(1): p. 300-12.
3. Barbieri, M., et al., *High frequency surgery in the treatment of turbinate hypertrophy: 11 years' experience*. *Acta Otorhinolaryngol Ital*, 2003. 23(6): p. 436-9.
4. Farmer, S.E., S.M. Quine, and R. Eccles, *Efficacy of inferior turbinate coblation for treatment of nasal obstruction*. *J Laryngol Otol*, 2009. 123(3): p. 309-14.
5. Janda, P., et al., *Laser treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates: a review*. *Lasers Surg Med*, 2001. 28(5): p. 404-13.
6. Maskell, S., et al., *Laser inferior turbinectomy under local anaesthetic: a well tolerated out-patient procedure*. *J Laryngol Otol*, 2007. 121(10): p. 957-61.
7. Sroka, R., et al., *Comparison of long term results after Ho:YAG and diode laser treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates*. *Lasers Surg Med*, 2007. 39(4): p. 324-31.
8. Porter, M.W., et al., *Long-term results of inferior turbinate hypertrophy with radiofrequency treatment: a new standard of care?* *Laryngoscope*, 2006. 116(4): p. 554-7.
9. Farmer, S.E. and R. Eccles, *Understanding submucosal electrosurgery for the treatment of nasal turbinate enlargement*. *J Laryngol Otol*, 2007. 121(7): p. 615-22.
10. Fletcher, M.M., *Functional anatomy of the nose*, in *The Johns Hopkins atlas of human functional anatomy*, L. Schlossberg, G.D. Zuidema, and J.H.U.S.o. Medicine, Editors. 1986, Johns Hopkins University Press. p. 97-100.
11. Reiß, M., *Facharztwissen HNO-Heilkunde: Differenzierte Diagnostik und Therapie*. 2009: Springer.
12. Benninghoff, A. and D. Drenckhahn, *Anatomie: Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. Band 1*. 15. ed. 1994, München, Wien, Baltimore.: Urban & Schwarzenberg.
13. Kayser, R., *Die exakte Messung der Luftdurchgängigkeit der Nase*. *Arch. Laryng. Rhinol. (Berl.)*, 1895. 8: p. 101.

14. Grutzenmacher, S., et al., *Long-term rhinoflowmetry: a new method for functional rhinologic diagnostics*. Am J Rhinol, 2005. 19(1): p. 53-7.
15. Fisher, E.W., G.K. Scadding, and V.J. Lund, *The role of acoustic rhinometry in studying the nasal cycle*. Rhinology, 1993. 31(2): p. 57-61.
16. Reinefeld, V., *Rhinoresistometrische und Akustisch-Rhinometrische Untersuchungen zur Effektivität der Nd:YAG-Lasermuschelkaustik*. Dissertation, Medizinische Fakultät Charité. 2004, Freie Universität Berlin.
17. Werner, J.A. and H. Rudert, *[Use of the Nd:YAG laser in otorhinolaryngology]*. Hno, 1992. 40(7): p. 248-58.
18. Englender, M., *Nasal laser mucotomy (L-mucotomy) of the interior turbinates*. J Laryngol Otol, 1995. 109(4): p. 296-9.
19. Tasman, A.J., *[The inferior turbinate: dysregulation and surgical reduction]*. Laryngorhinootologie, 2002. 81(11): p. 822-33; quiz 834-8.
20. Jones, A.S., et al., *Predicting the outcome of submucosal diathermy to the inferior turbinates*. Clin Otolaryngol Allied Sci, 1989. 14(1): p. 41-4.
21. Mlynski, G. and A. Beule, *[Diagnostic methods of nasal respiratory function]*. Hno, 2008. 56(1): p. 81-99.
22. Havel, M., et al., *A double-blind, randomized, intra-individual controlled feasibility trial comparing the use of 1,470 and 940 nm diode laser for the treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates*. Lasers Surg Med, 2011. 43(9): p. 881-6.
23. Oswal, V.H. and B.J. Bingham, *A pilot study of the holmium YAG laser in nasal turbinate and tonsil surgery*. J Clin Laser Med Surg, 1992. 10(3): p. 211-6.
24. Mlynski, G., et al., *Aerodynamik der Nase – Physiologie und Pathophysiologie*, in *HNO Praxis heute*, H. Ganz and H. Iro, Editors. 2000, Springer: Berlin.
25. Jones, A.S., D.J. Willatt, and L.M. Durham, *Nasal airflow: resistance and sensation*. J Laryngol Otol, 1989. 103(10): p. 909-11.
26. Lang, C., et al., *Investigating the nasal cycle using endoscopy, rhinoresistometry, and acoustic rhinometry*. Laryngoscope, 2003. 113(2): p. 284-9.
27. Gordon, A.S., et al., *Rhinomanometry for preoperative and postoperative assessment of nasal obstruction*. Otolaryngol Head Neck Surg, 1989. 101(1): p. 20-6.
28. Cole, P., et al., *The obstructive nasal septum. Effect of simulated deviations on nasal airflow resistance*. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 1988. 114(4): p. 410-2.

29. Naito, K., et al., *Nasal resistance, sensation of obstruction and rhinoscopic findings compared*. Am J Rhinol, 1988. 2: p. 65-69.
30. Kim, C.S., et al., *Correlation between nasal obstruction symptoms and objective parameters of acoustic rhinometry and rhinomanometry*. Auris Nasus Larynx, 1998. 25(1): p. 45-8.
31. Enßen, C., *Funktionsdiagnostische Untersuchung gesunder Probanden zur Ermittlung rhinoresistometrischer, rhinomanometrischer und akustisch-rhinometrischer Referenzwerte*. Doktorarbeit, Medizinische Fakultät. 2005, Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald.
32. Clement, P.A., *Committee report on standardization of rhinomanometry*. Rhinology, 1984. 22(3): p. 151-5.
33. Clement, P.A. and F. Gordts, *Consensus report on acoustic rhinometry and rhinomanometry*. Rhinology, 2005. 43(3): p. 169-79.
34. Mlynski, G. and J. Low, *[Rhinoresistometry--a further development of rhinomanometry]*. Laryngorhinootologie, 1993. 72(12): p. 608-10.
35. Mlynski, G., et al., *Correlation of nasal morphology and respiratory function*. Rhinology, 2001. 39(4): p. 197-201.
36. Hilberg, O. and O.F. Pedersen, *Acoustic rhinometry: influence of paranasal sinuses*. J Appl Physiol (1985), 1996. 80(5): p. 1589-94.
37. Riechelmann, H., M.C. Rheinheimer, and M. Wolfensberger, *Acoustic rhinometry in pre-school children*. Clin Otolaryngol Allied Sci, 1993. 18(4): p. 272-7.
38. Cakmak, O., et al., *Effects of anatomical variations of the nasal cavity on acoustic rhinometry measurements: a model study*. Am J Rhinol, 2005. 19(3): p. 262-8.
39. Cakmak, O., et al., *Acoustic rhinometry: accuracy and ability to detect changes in passage area at different locations in the nasal cavity*. Ann Otol Rhinol Laryngol, 2005. 114(12): p. 949-57.
40. Djupesland, P.G. and J.S. Rotnes, *Accuracy of acoustic rhinometry*. Rhinology, 2001. 39(1): p. 23-7.
41. Kase, Y., O. Hilberg, and O.F. Pedersen, *Posture and nasal patency: evaluation by acoustic rhinometry*. Acta Otolaryngol, 1994. 114(1): p. 70-4.
42. Mlynski, R., et al., *Acoustic rhinometry and paranasal cavities: a systematic study in box models*. Laryngoscope, 2003. 113(2): p. 290-4.

43. Lindenberger M and S. J, *Laserchirurgie*, in *Praxis der HNO-Heilkunde, Kopf- und Halschirurgie*, Strutz J and Mann W, Editors. 2001, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 782-793.
44. RK, D., *Lasers in Otolaryngology - Head and Neck Surgery*. 1990, Philadelphia: Saunders.
45. Berlien HP and M. G, *Angewandte Lasermedizin. Lehr und Handbuch für Praxis und Klinik*. 1989, Landsberg: Ecomed.
46. Zeitouni, N.C., S. Shieh, and A.R. Oseroff, *Laser and photodynamic therapy in the management of cutaneous malignancies*. *Clin Dermatol*, 2001. 19(3): p. 328-38.
47. Lenz, H., [*8 years' laser surgery of the inferior turbinates in vasomotor rhinopathy in the form of laser strip carbonization*]. *Hno*, 1985. 33(9): p. 422-5.
48. Levine, H.L., *Lasers and endoscopic rhinologic surgery*. *Otolaryngol Clin North Am*, 1989. 22(4): p. 739-48.
49. DeRowe, A., et al., *Subjective comparison of Nd:YAG, diode, and CO2 lasers for endoscopically guided inferior turbinate reduction surgery*. *Am J Rhinol*, 1998. 12(3): p. 209-12.
50. Lippert, B.M. and J.A. Werner, *CO2 laser surgery of hypertrophied inferior turbinates*. *Rhinology*, 1997. 35(1): p. 33-6.
51. Mladina, R., R. Risavi, and M. Subaric, *CO2 laser anterior turbinectomy in the treatment of non-allergic vasomotor rhinopathia. A prospective study upon 78 patients*. *Rhinology*, 1991. 29(4): p. 267-71.
52. Fukutake, T., et al., *Laser surgery for allergic rhinitis*. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1986. 112(12): p. 1280-2.
53. Lenz, H. and H. Preussler, [*Histologic changes in the epithelium of the respiratory mucosa of the lower turbinates following argon laser strip carbonization in vasomotor rhinitis*]. *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)*, 1986. 65(8): p. 438-44.
54. Bhatta, K.M., *Lasers in urology*. *Lasers Surg Med*, 1995. 16(4): p. 312-30.
55. Teichman, J.M., et al., *Color vision deficits and laser eyewear protection for soft tissue laser applications*. *J Urol*, 1999. 161(3): p. 874-80.
56. Leunig, A., et al., *Ho:YAG laser treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates*. *Laryngoscope*, 1999. 109(10): p. 1690-5.

57. Olthoff, A., A. Martin, and F. Liebmann, [*Nd:YAG laser treatment of the lower turbinates with contact in hyperreflexic and allergic rhinopathy*]. *Laryngorhinootologie*, 1999. 78(5): p. 240-3.
58. Lippert, B.M. and J.A. Werner, [*Nd:YAG laser light-induced reduction of the nasal turbinates*]. *Laryngorhinootologie*, 1996. 75(9): p. 523-8.
59. Janda, P., et al., *Diode laser treatment of hyperplastic inferior nasal turbinates*. *Lasers Surg Med*, 2000. 27(2): p. 129-39.
60. Levine, H.L., *Endoscopy and the KTP/532 laser for nasal sinus disease*. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 1989. 98(1 Pt 1): p. 46-51.
61. Supiyaphun, P., et al., *KTP laser inferior turbinoplasty: an alternative procedure to treat the nasal obstruction*. *Auris Nasus Larynx*, 2003. 30(1): p. 59-64.
62. Chang, C.W. and W.R. Ries, *Surgical treatment of the inferior turbinate: new techniques*. *Curr Opin Otolaryngol Head Neck Surg*, 2004. 12(1): p. 53-7.
63. Ferenczy, A., C. Bergeron, and R.M. Richart, *Human papillomavirus DNA in CO2 laser-generated plume of smoke and its consequences to the surgeon*. *Obstet Gynecol*, 1990. 75(1): p. 114-8.
64. Wolfson, S., L.R. Wolfson, and I. Kaplan, *CO2 laser inferior turbinectomy: a new surgical approach*. *J Clin Laser Med Surg*, 1996. 14(2): p. 81-3.
65. Bran, G.M., et al., [*Electrosurgical concepts in ENT medicine. History, fundamentals and practice*]. *Hno*, 2007. 55(11): p. 899-911; quiz 912-3.
66. Adams, F., *The genuine works of Hippocrates*. Vol. 1. 1849: Printed for the Sydenham society.
67. Sachs, M. and H. Sudermann, [*History of surgical instruments: 7. The first electrosurgical instruments: galvanic cauterization and electric cutting snare*]. *Zentralbl Chir*, 1998. 123(8): p. 950-4.
68. Pollack, S.V., A. Carruthers, and R.C. Grekin, *The history of electrosurgery*. *Dermatol Surg*, 2000. 26(10): p. 904-8.
69. Goldwyn, R.M., *Bovie: the man and the machine*. *Ann Plast Surg*, 1979. 2(2): p. 135-53.
70. Bran, G.M., et al., *Bipolar radiofrequency volumetric tissue reduction of the inferior turbinates: evaluation of short-term efficacy in a prospective, randomized, single-*

- blinded, placebo-controlled crossover trial.* Eur Arch Otorhinolaryngol, 2013. 270(2): p. 595-601.
71. Smith, T.L. and J.M. Smith, *Electrosurgery in otolaryngology-head and neck surgery: principles, advances, and complications.* Laryngoscope, 2001. 111(5): p. 769-80.
  72. Thiel, C., *Elektrophysikalische Zusammenhänge bei der HF-Chirurgie zur Steuerung von neuartigen HF-Chirurgiegeneratoren.* Dissertation, Institut für Hoch- und Höchstfrequenztechnik. 1995, Universität der Bundeswehr, München.
  73. Stelter, K. and M. Patscheider, *Sicher schneiden mit Strom.* HNO Nachrichten, 2014. 44(5): p. 34-40.
  74. Vogt, K. and M. Bartsch, *Radiofrequenzchirurgische Verfahren in der Otorhinolaryngologie.* 2007: Tuttlingen: Endo-Press. 94.
  75. Matthias, C., *Surgery of the nasal septum and turbinates.* GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg, 2007. 6.
  76. Hegazy, H.M., M.R. ElBadawey, and A. Behery, *Inferior turbinate reduction; coblation versus microdebrider - a prospective, randomised study.* Rhinology, 2014. 52(4): p. 306-14.
  77. Roje, Z., G. Racic, and G. Kardum, *Efficacy and safety of inferior turbinate coblation-channeling in the treatment of nasal obstructions.* Coll Antropol, 2011. 35(1): p. 143-6.
  78. Sroka, R., et al., *Endonasal laser surgery with a new laser fiber guidance instrument.* Laryngoscope, 2000. 110(2 Pt 1): p. 332-4.
  79. Seeger, J., et al., *Bipolar radiofrequency-induced thermotherapy of turbinate hypertrophy: pilot study and 20 months' follow-up.* Laryngoscope, 2003. 113(1): p. 130-5.
  80. Braun, T., M. Rich, and M.F. Kramer, *Correlation of three variables describing nasal patency (HD, MCA, NOSE score) in healthy subjects.* Braz J Otorhinolaryngol, 2013. 79(3): p. 354-8.
  81. Meerpohl, J.J., *CONSORT 2010: Aktualisierte Leitlinie für Berichte randomisierter Studien im Parallelgruppen-Design.* Dtsch Med Wochenschr, 2011. 136: p. e20-e23.
  82. Schulz, K.F., D.G. Altman, and D. Moher, *CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials.* BMC Med, 2010. 8: p. 18.

83. Nease, C.J. and G.A. Krempf, *Radiofrequency treatment of turbinate hypertrophy: a randomized, blinded, placebo-controlled clinical trial*. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2004. 130(3): p. 291-9.
84. Li, K.K., et al., *Radiofrequency volumetric tissue reduction for treatment of turbinate hypertrophy: a pilot study*. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1998. 119(6): p. 569-73.
85. Coste, A., et al., *Radiofrequency is a safe and effective treatment of turbinate hypertrophy*. *Laryngoscope*, 2001. 111(5): p. 894-9.
86. Rhee, C.S., et al., *Changes of nasal function after temperature-controlled radiofrequency tissue volume reduction for the turbinate*. *Laryngoscope*, 2001. 111(1): p. 153-8.
87. Elwany, S., R. Gaimaee, and H.A. Fattah, *Radiofrequency bipolar submucosal diathermy of the inferior turbinates*. *Am J Rhinol*, 1999. 13(2): p. 145-9.
88. Dilkes, M.G., et al., *Preliminary experience with an 810 nm wavelength diode laser in ENT surgery*. *Lasers in Medical Science*. 9(4): p. 261-264.
89. Elwany, S. and M.H. Abdel-Moneim, *Carbon dioxide laser turbinectomy. An electron microscopic study*. *J Laryngol Otol*, 1997. 111(10): p. 931-4.
90. Kubota, I., *Nasal Function Following Carbon Dioxide Laser Turbinate Surgery for Allergy*. *American Journal of Rhinology*, 1995. 9(3): p. 155-161.
91. Sapci, T., et al., *Comparison of the effects of radiofrequency tissue ablation, CO2 laser ablation, and partial turbinectomy applications on nasal mucociliary functions*. *Laryngoscope*, 2003. 113(3): p. 514-9.
92. Stewart, M.G., et al., *Development and validation of the Nasal Obstruction Symptom Evaluation (NOSE) scale*. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 2004. 130(2): p. 157-63.
93. Andre, R.F., et al., *Correlation between subjective and objective evaluation of the nasal airway. A systematic review of the highest level of evidence*. *Clin Otolaryngol*, 2009. 34(6): p. 518-25.
94. Eccles, R., *The central rhythm of the nasal cycle*. *Acta Otolaryngol*, 1978. 86(5-6): p. 464-8.
95. Assanasen, P., et al., *Combined radiofrequency volumetric tissue reduction and lateral outfracture of hypertrophic inferior turbinate in the treatment of chronic rhinitis: short-term and long-term outcome*. *Int Forum Allergy Rhinol*, 2014. 4(4): p. 339-44.

## 7 Abkürzungen

**AR** Akustische Rhinometrie

**DLVR** Diodenlaser induzierte Volumenreduktion

**DOM** Difference of Means

**EF** Expiratorischer Fluß

**HD** Hydraulischer Durchmesser

**IF** Inspiratorischer Fluß

**LASER** Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation

**LRM** Langzeit-Rhinoflowmetrie

**MCA1** Minimal Cross Sectional Area 1

**MCA2** Minimal Cross Sectional Area 2

**Pa** Pascal

**R** Strömungswiderstand

**RFITT** Radiofrequency assisted Interstitial Thermotherapy

**RFVR** Radiofrequenz induzierte Volumenreduktion

**RMM** Rhinomanometrie

**RRM** Rhinoresistometrie

**VAS** Visuelle Analogskala



## 8 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Alexander Berghaus, der die Durchführung dieser Arbeit als Direktor der Klinik für Hals- Nasen- und Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie am Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München genehmigt hat.

PD Dr. Klaus Stelter, meinem Doktorvater und Mentor, danke ich für die Überlassung des Themas und die Ausbildung und Zuwendung, welche ich im Laufe der Jahre nicht nur im Rahmen dieser Arbeit erfahren habe.

Mein besonderer Dank gilt vor allem meinem Betreuer und Freund Dr. Ulrich Kisser für die großzügige und geduldige Unterstützung in allen Schritten meiner Arbeit.

Auch Dr. Christine Adderson-Kisser sei für ihre statistische Beratung herzlich gedankt.

Nicht zuletzt bin ich meinen Freunden Dr. Anna Englhard und Dr. Georg Ledderose für Ihre ständige Motivation und wertvollen Hinweise äußerst dankbar.

Mein Dank geht auch an Olympus Surgical Technologies Europa, Celon AG medical instruments, Teltow, Deutschland, für die finanzielle Unterstützung bei der Durchführung der Studie. Olympus trug Aufwandsentschädigungen für die Patienten, die Gebühr für den Ethikantrag und stellte die Radiofrequenzsonden.

## 9 Eidesstattliche Versicherung

**Patscheider Martin**

-----  
Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**Vergleich von Diodenlaser- und Radiofrequenz-induzierter Thermoablation zur Behandlung hyperplastischer unterer Nasenmuscheln bei Nasenatmungsbehinderung**

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

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

München, 01.07.2016

-----  
Ort, Datum

-----  
Unterschrift Doktorand