

Aus der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf-Halschirurgie
"Otto Körner" der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock

**ENTWICKLUNG VON ZWEI
LANGZEITMESSVERFAHREN
DER TUBENFUNKTION
- TENSOMETRIE UND OPTOTENSOMETRIE -**

Habilitationsschrift

zur

Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae habilitatus (Dr. med. habil.)
der Medizinischen Fakultät
der Universität Rostock

vorgelegt von

Dr. med. Thorsten Zehlicke, geb. am 03.01.1970 in Hamburg

aus Hamburg

Hamburg, 15.08.2011

Gutachter:

1. Gutachter: Professor Dr. med. Thomas Zahnert (Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Dresden)

2. Gutachter: Professor Dr. med. Stefan Dazert (Universitätsklinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde Bochum)

Datum der Einreichung: 24. Oktober 2011

Datum der Verteidigung: 26. März 2012

1 Inhaltsverzeichnis

1	Inhaltsverzeichnis	2
2	Abkürzungsverzeichnis	5
3	Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	6
4	Einleitung	9
5	Funktionelle Anatomie der Tube und ihrer Umgebung	12
5.1	Form, Lage und Elemente der Tuba auditiva	12
5.2	Muskeln der Tubenregion und die 3 Hypomochlien des M. tensor veli palatini....	13
5.3	Physiologie der Tubenfunktion	15
5.4	Pathophysiologie und tubenassoziierte Mittelohrpathologie	16
6	Grundlagen für Langzeitmesssysteme der Tubenfunktion	20
6.1	Anforderungen an DMS zur Messung von Trommelfellbewegungen	20
6.2	Anforderungen an ein optisches Messsystem zur Messung von Trommelfellbewegungen	22
6.3	Prinzip der Triangulation des Trommelfells	23
7	Mögliche Fragestellungen für Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion	25
8	Derzeitige Routineuntersuchungsmethoden der Tube	28
8.1	Klinische Untersuchungen	28
8.1.1	Valsalva-Manöver	28
8.1.2	Toynbee`scher Versuch	28
8.1.3	Politzer Versuch	29
8.2	Apparative Untersuchungen	30
8.2.1	Impedanzmessungen	30
8.2.2	Sonotubometrie	34
8.2.3	Druckkammerversuche	36
9	Entwicklung der neuen Messtechnik	38
10	Entwicklung der Tensometrie	39
10.1	Messung von Membranauslenkungen am Trommelfellmodell	42
10.2	Messung von Trommelfellauslenkungen im Felsenbeinmodell mit einem handelsüblichen DMS	45
10.2.1	Material und Methodik	45
10.2.2	Ergebnisse	47
10.2.3	Diskussion	47

10.3	Entwicklung von Folien mit integrierten DMS	48
10.3.1	Technik.....	49
11	Folien mit integrierten DMS: Messungen von druckinduzierten Trommelfellbewegungen am Felsenbein	52
11.1.1	Material und Methodik	52
11.1.2	Ergebnisse	54
11.1.3	Diskussion.....	56
12	Überprüfung der Adhäsion zwischen DMS Folie und Trommelfell mit der optischen Kohärenztomographie (OCT).....	58
12.1.1	Material und Methodik	58
12.1.2	Ergebnisse	60
12.1.3	Diskussion.....	62
13	Messung von Druckausgleichsmanövern am Probanden mit der Tensometrie.....	65
13.1.1	Material und Methodik	65
13.1.2	Ergebnisse	66
13.1.3	Diskussion.....	67
14	Tensometrische Messungen in der Druckkammer	68
14.1.1	Material und Methode.....	69
14.1.2	Ergebnisse	71
14.1.3	Diskussion.....	73
14.2	Optotensometrie	75
14.2.1	Versuchsaufbau	77
14.3	Software für die 3D-Messung	78
14.4	Messung an der planen Folie (Simulation des normalen Trommelfells)	80
14.4.1	Material und Methodik	80
14.4.2	Ergebnisse	80
14.4.3	Diskussion.....	82
15	Messung von simulierten pathologischen Membranveränderungen	84
15.1.1	Material und Methodik	84
15.1.2	Ergebnisse	86
15.1.3	Diskussion.....	91
16	Ausblick und mögliche Einsatzgebiete der Tensometrie	93
16.1	Anforderungen der Tauch - und Flugmedizin.....	94
17	Zusammenfassung.....	98

17.1	Zielstellung	98
17.2	Methoden	98
17.3	Ergebnisse	99
17.4	Schlussfolgerungen	99
18	Nachtrag	101
19	Literatur.....	102
20	Buchbeitrag.....	115
21	Patente.....	116
22	Preise.....	117
23	Einwerbung von Drittmitteln	118
24	Tabellarischer Lebenslauf.....	119
25	Eidesstattliche Erklärung.....	120

2 Abkürzungsverzeichnis

DMS	Dehnungsmessstreifen
mm Hg	Millimeter Quecksilbersäule
mm Ws	Millimeter Wassersäule
daPa	Dekapascal
W	Watt
µm	Mikrometer
NaCl	Natriumchlorid
ZADC	Delta-Sigma Analog-zu-Digital-Konverter

3 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Anatomie der Tube.....	12
Abbildung 2: Retraktionstasche in den hinteren Quadranten - bei ausgeprägter Tubenventilationsstörung.....	16
Abbildung 3: Cholesteatom.....	18
Abbildung 4: Verteilung der logarithmischen Hauptdehnungen der Kapton-Folie im Trommelfellkontakt in der FE Simulation	20
Abbildung 5: Mögliche Aufzeichnung der Messsignale in Ohrnähe	21
Abbildung 6: Handotoskop.....	22
Abbildung 7: Funktionsprinzip der Streifenlichtoptometrie	23
Abbildung 8: Funktionsprinzip der Photogrammetrie	24
Abbildung 9: Patient beim Valsalva Manöver.....	28
Abbildung 10: Patient beim Politzermanöver	29
Abbildung 11: Tympanometrie des rechten Ohres.....	30
Abbildung 12: Compliancegipfel liegt nahe bei 0	31
Abbildung 13: Compliancegipfel ist in den negativen Bereich verschoben.	32
Abbildung 14: Compliancegipfel fehlt.....	32
Abbildung 15: Prinzip der Sonotubometrie.....	35
Abbildung 16: Der DMS ist auf der Folie integriert	39
Abbildung 17: Der DMS liegt dem Trommelfell an	39
Abbildung 18: Wägezelle mit fest fixierten DMS	41
Abbildung 19: Meanderförmige Anordnung der elektrischen Leiter	41
Abbildung 20 Tensometer-Prototyp	42
Abbildung 21: Mittelohrsimulator.....	43
Abbildung 22: Kalibrierung mit schrittweiser Erhöhung und Absenkung des Membrandrucks	44
Abbildung 23: Ermittelte Tensometer-Kennlinie.....	44
Abbildung 24: Konstanzprüfung des Messsignals über 18 Stunden	44
Abbildung 25: Der DMS aus Kapton liegt zentral auf dem Trommelfell.....	46
Abbildung 26: Kurvenverlauf der Druckmessung am Felsenbein.....	47
Abbildung 27: Skizzen zur Optimierung der Messfolien.....	48
Abbildung 28: Plasmaaktivierung der Folie.....	49
Abbildung 29: Schema der Aufdampfanlage (Sputtern).....	50

Abbildung 30: In die Folie integrierter DMS	50
Abbildung 31: Skizze des Versuchsaufbaus	52
Abbildung 32: Versuchsaufbau	53
Abbildung 33: Messkurve kleiner Druckschwankungen (+/- 1 kPa)	55
Abbildung 34: Messkurve größerer Druckschwankungen (+/- 3 kPa)	55
Abbildung 35: Bei Trommelfellbewegungen im Rahmen des Druckausgleiches bilden sich Luftblasen unter der Polyimidfolie.....	56
Abbildung 36: Optische Kohärenztomographie eines nicht pathologisch veränderten Trommelfells	58
Abbildung 37: Korrespondierendes mikroskopisches Bild des Trommelfells	59
Abbildung 38: OCT Scan einer atrophischen Trommelfellmembran.....	59
Abbildung 39: Folien	60
Abbildung 40: Optische Kohärenztomografie - Trommelfell mit aufgelegtem DMS vor Druckausgleichsmanöver	61
Abbildung 41: Optische Kohärenztomografie - Trommelfell mit aufgelegtem DMS nach Druckausgleichsmanöver	61
Abbildung 42: Kurvenverlauf mehrerer Druckausgleichsmanöver eines Probanden	66
Abbildung 43: Kurvenverlauf eines Druckausgleichsmanövers eines Probanden	67
Abbildung 44: Wafer mit fixierter Folie	69
Abbildung 45: Auflegen der Messfolie unter mikroskopischer Sicht.....	70
Abbildung 46: Proband in der Druckkammer	71
Abbildung 47: Elektrische Widerstände zwischen den drei Anschlusspunkten	72
Abbildung 48: Darstellung der Tubenöffnung im Verlauf der Druckkammerfahrt	73
Abbildung 49: Schematische Darstellung des Projektors (Laser)	77
Abbildung 50: Messaufbau in der Gesamtansicht.....	78
Abbildung 51: Nahsicht der Musterprojektion	78
Abbildung 52: Zwei Bilder unterschiedlicher Belichtungszeit und die 2 D Intensitätsfunktion des entsprechenden High Dynamic Range Bildes	79
Abbildung 53: Oberflächenmessung des Trommelfells.....	79
Abbildung 54: Farbige Darstellung der Membranauslenkung bei Unterdruck	81
Abbildung 55: Grafische Darstellung der Membranauslenkung	81
Abbildung 56: Grafische Darstellung der Membranauslenkung	82
Abbildung 57: Membran mit simuliertem Kalkplaque	85
Abbildung 58: Membran mit simulierter Perforation	85

Abbildung 59: Farbige Darstellung der Membran mit simuliertem Kalkplaque	87
Abbildung 60: Langsame Auslenkung der Plaquemembran	87
Abbildung 61: Simuliertes Valsalva- und Toynbeemanöver	88
Abbildung 62: Farbige Darstellung der Membran mit simulierter Trommelfellperforation...	89
Abbildung 63: Langsame Auslenkung der perforierten Membran	89
Abbildung 64: Simuliertes Toynbeemanöver	90
Abbildung 65: Vorversuche zur Punkteerkennung des optometrischen Messsystems bei unebenen Oberflächen	92

4 Einleitung

Die Tuba auditiva (Ohrtrumpete) nimmt wichtige Aufgaben für die Funktion des Mittelohres wahr. Sie ist entscheidend für den Druckausgleich und gewährleistet mit Hilfe des Flimmerepithels (Tubenoberfläche) und der Tubenmuskulatur die Drainage des Mittelohrsekrets. Weiterhin schützt sie das Mittelohr gegen plötzlich auftretende Druckdifferenzen.

Im Mittelohr wird Gas permanent durch die Mittelohrmukosa resorbiert. Insbesondere besteht für Stickstoff ein solcher Druckgradient, dass von einer kontinuierlichen Resorption ausgegangen werden kann (s.u.). Dadurch entsteht ein Unterdruck, der durch eine Öffnung der Tube mit nachfolgendem Gasaustausch ausgeglichen werden muss, d.h., der Mittelohrdruck wird bei gesunden Ohren auf dem Niveau des Umgebungsdruckes gehalten (1, 2).

Allerdings ist die Regulation des Mittelohrdruckes bzw. die Gaszusammensetzung ein sehr komplexes Geschehen, in dem neben der Tubenfunktion zahlreiche Einzelfaktoren, wie ein bidirektionaler Gasaustausch über die Paukenschleimhaut, neurale Steuerungen, Pufferfunktion des Mastoides etc. eine Rolle spielen. Seit vielen Jahren wird angenommen, dass aus dem gasgefüllten, nur zeitweise mit der Umgebung kommunizierenden Mittelohrraum, kontinuierlich Gas resorbiert werde, das über die Tube nachgeführt werden müsse, um permanenten Unterdruck im Mittelohr und damit verbundene Pathologien zu vermeiden. Die ursprüngliche "Hydrops ex vacuo" -Theorie verglich das Mittelohr mit gasgefüllten Weichteiltaschen, aus denen das Gas vollständig resorbiert wird. Das Gasgemisch im Mittelohr setzt sich aus Stickstoff (N_2), Sauerstoff (O_2), Kohlendioxyd (CO_2) und anderen Gasen zusammen. Während für N_2 zwischen Mittelohrgas und Blutpartialdruck ein erheblicher Druckgradient (bis 50 mmHg) besteht, sind die Verhältnisse für die anderen Gasbestandteile nahezu ausgeglichen (3, 4, 5, 6). Demnach ist Stickstoff das treibende Gas für eine Unterdruckentwicklung. Bei verlangsamter Atmung kann aber auch CO_2 sehr schnell aus dem Blutgefäßsystem ins Mittelohr diffundieren und den Druck anheben.

Die aktive Tubenöffnung erfolgt u.a. beim Schlucken und Gähnen und erlaubt den Gasdurchtritt vom Nasenrachen ins Mittelohr. Passiv hingegen erfolgt die Tubenöffnung durch einen evtl. auch experimentell erzeugten Überdruck im Mittelohr, der über eine

passive "Tubensprengung" in Richtung Nasenrachen ausgeglichen werden kann. Vielfältige Gründe für eine gestörte Tubenfunktion sind beschrieben worden, z.B. die Lippen-Kiefer-Gaumenspalte als angeborene Ursache. Aber auch Belüftungsstörungen der Nase sind als Ursache beschrieben, ebenso Strikturen (Narben) des Tubenostiums (Tubenausgangs zum Rachen) oder Verlegung durch Adenoide Vegetationen ("Polypen" des Nasenrachens). Darüber hinaus gibt es eine Fülle funktioneller Störungen, die im Wesentlichen auf einer Dysfunktion des M. tensor veli palatini (Rachenmuskel) als einzigem Tubenöffner beruhen (7, 8).

Funktioniert der Druckausgleich über die Tubenöffnung nicht, so folgt dem permanenten Unterdruck im Mittelohr häufig eine sekretorische Otitis media mit serösem Paukenerguss (9). Bei länger bestehender Tubenfunktionsstörung können weitere Mittelohrerkrankungen auftreten, z.B. chronisch rezidivierende Paukenergüsse, die chronisch mesotympanale Otitis media (Mittelohrentzündung), aber auch Adhäsivprozesse (Narben) des Trommelfells mit der medialen Paukenwand und der daraus resultierenden Hörminderung (10, 11). Auch die Cholesteatomentstehung (chronische Mittelohreiterung) kann durch eine Tubenventilationsstörung befördert werden.

Im Rahmen der Tauch- und Flugmedizin sind Ohrerkrankungen durch Störung des Druckausgleiches (Barotrauma) die häufigsten Komplikationen im HNO-Bereich. Folge des Barotraumas können Hörminderungen bis hin zur Taubheit sein (12).

Bisher gibt es keine Untersuchungsmethode, die eine verlässliche Aussage über die Tubenfunktion ermöglicht. Als Routinemessverfahren haben sich die Tympanometrie und die Tubenmanometrie etabliert (13, 14, 15). Diese Verfahren sind jedoch an bestimmte Bedingungen gebunden: ein Tympanogramm lässt sich nur bei intaktem, eine Tubenmanometrie in der klassischen Form nur bei einem perforierten Trommelfell durchführen. Nachteile dieser Messverfahren sind weiterhin die künstliche Abdichtung des Gehörgangs, die zeitlich begrenzte Messung und die unphysiologische Druckanwendung über den Gehörgang oder den Nasenrachen. Darüber hinaus spiegeln sie lediglich eine Momentaufnahme der Tubenfunktion wider, d.h., es gibt derzeit kein Messsystem, das eine langfristige Aussage über die Tubenfunktion möglich macht. Deshalb kann man in der Praxis auch keine wirklich enge Korrelation zwischen der präoperativen Diagnostik

hinsichtlich der Tubenfunktion und den postoperativen Ergebnissen nach Tympanoplastik (16, 17) finden, obwohl es entsprechende Tendenzen gibt.

Die Auswahl der angewendeten Operationsmethode erfolgt derzeit nach den klinischen Eindrücken und Erfahrungen des Operateurs und nicht auf der Basis einer genauen Tubenfunktionsdiagnostik. Dabei wird der Erfolg einer Tympanoplastik wahrscheinlich grundsätzlich durch die Tubenfunktion bestimmt; in welcher Art und Weise, ist jedoch durch das Fehlen einer suffizienten Untersuchungstechnik unklar. Einige Publikationen tendieren zu einer guten Korrelation der Standarduntersuchungsmethoden mit den postoperativen Ergebnissen, so z.B. bei Bestimmung der Tubenfunktion mittels der Sonotubometrie (18).

Es benötigen also verschiedene ärztliche Untersuchergruppen (HNO-Ärzte, Flugmediziner, Tauchmediziner) ein Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion, die sowohl unterschiedliche fachliche Hintergründe haben als auch eine unterschiedliche Ausrüstung in ihrem jeweiligen Umfeld. So kann der HNO-Arzt, der in seiner Praxis ein Mikroskop zur Verfügung hat, problemlos z.B. eine Messelektrode auf dem Trommelfell platzieren. Der Schiffsarzt einer Fregatte, der die Flugtauglichkeit eines Hubschrauberpiloten nach einem grippalen Infekt feststellen will, hat diese Möglichkeit nicht. Hierfür wäre ein Screeningverfahren wünschenswert, bei dem das Messgerät lediglich in den Gehörgang eingeführt wird, ähnlich wie die Otoplastik eines Hörgeräts.

Vor diesem Hintergrund wird deutlich, dass die Entwicklung eines einzigen Langzeitmessverfahrens der Tubenfunktion nicht ausreichend sein kann.

In dieser Arbeit werden zwei neuartige Ansätze dargestellt. Es werden die Prinzipien zweier unterschiedlicher Verfahren, der Tensometrie und der Optotensometrie, skizziert, die für das jeweilige Einsatzgebiet optimale Lösungen darstellen und zusätzlich ggf. noch weitere diagnostische und therapeutische Optionen bieten sollen.

Darüber hinaus sollen erste Schritte zur praktischen Umsetzung dargestellt werden.

5 Funktionelle Anatomie der Tube und ihrer Umgebung

5.1 Form, Lage und Elemente der Tuba auditiva

Die Tuba auditiva verläuft mehrfach gewinkelt vom Ostium tympanicum in der Vorderwand der Paukenhöhle bis zum Ostium pharyngeum, welches durch den Torus tubarius kranial bogenförmig eingerahmt wird (Abbildung 1). Die kaudale Grenze des Ostium pharyngeum bildet der Wulst des M. levator veli palatini. Medial stößt der Tubenknorpel an das lymphatische Gewebe des Recessus pharyngis (Rosenmüller). Die Gesamtlänge der Tube wird mit 31 bis 38 mm angegeben. Sie besteht aus der pharynxseitigen Pars cartilaginea, die ohne definierten Übergang in die Pars ossea übergeht (19, 20, 21, 22, 23). Hier trennt nur eine dünne Schicht den oberhalb gelegenen Knochenkanal des M. tensor tympani.

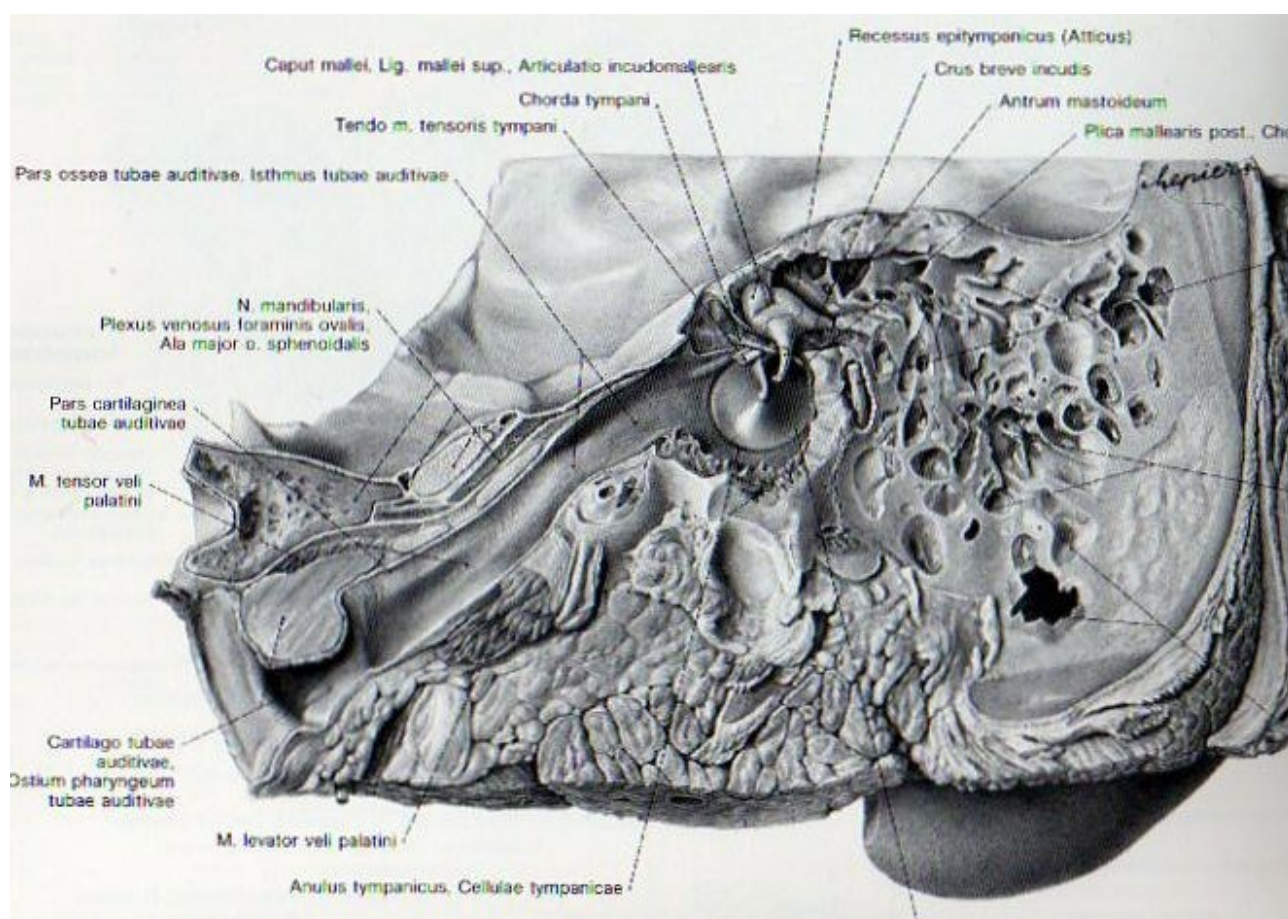


Abbildung 1: Anatomie der Tube

Aus Pernkopf Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen, 3. Auflage, 1. Band Kopf und Hals, Verlag Urban & Schwarzenberg

Die Distanz zwischen Ostium pharyngeum und Isthmus beträgt 24 bis 28 mm (24). Die Längsachse der Pars cartilaginea neigt sich gegenüber der Horizontalebene mit einem Winkel von 30° bis 40° und gegenüber der Sagittalebene mit 43° bis 50°, so dass das Ostium pharyngeum 10 bis 25 mm tiefer als das Ostium tympanicum liegt.

Hauptbestandteile sind die hakenförmige Lamina lateralis und die breite Lamina medialis des Knorpels, verbunden über eine scharnierartige Knorpelzone mit besonders vielen elastischen Fasern (25, 26).

Das Lumen der Eustachischen Röhre verengt sich diskontinuierlich vom pharyngealen Ostium (Höhe 6 bis 10 mm) zum tympanalen Ostium (Höhe 1,3 bis 4,4 mm). Im Bereich der kranialen Rinne zwischen lateralem und medialem Knorpelblatt ist ein offener "Sicherheitskanal" beschrieben (27). In diesem Bereich ist das mehrreihige, zilienbesetzte Zylinderepithel der Mukosa über eine dünne Bindegewebsschicht fest mit dem Knorpel verbunden. In den unteren Abschnitten kollabiert das Lumen einerseits durch eine lockere, bindegewebige Verschiebeschicht der Submukosa, andererseits durch eine Fältelung der Mukosa. Die kaudalen, sogenannten Reservefalten im pharyngealen Drittel, bieten Substanz zur Tubenöffnung, während die seitlichen, pharynxwärts ausgerichteten Mukosafalten die muskuläre Propulsion unterstützen und damit der Clearance und Protektion der Tube dienen (28, 29).

5.2 Muskeln der Tubenregion und die 3 Hypomochlien des M. tensor veli palatini

Der M. tensor veli palatini setzt sich aus einer Pars superficialis und einer Pars profunda zusammen und entspringt von der Fossa scaphoidea, der Unterfläche des Keilbeinflügels nahe dem Processus pterygoideus sowie von der Pars membranacea der lateralen Tubenwand. Er zieht dann nach rostral, medial der Lamina lateralis des Processus pterygoideus, um teilweise am Hamulus pterygoideus zu inserieren und mit der größeren Portion horizontal als Sehne in die Gaumenaponeurose einzustrahlen (30).

Der M. tensor veli palatini spannt sich wie ein auf der Spitze stehendes, dreieckiges Netz von der Schädelbasis zu seinem palatinalen Ansatz (31). Das Ausmaß seiner überwiegend isometrischen Kraftentfaltung hängt daher entscheidend von einer

Vektorumlenkung durch den Hamulus pterygoideus, den Ostmannschen Fettkörper und den M. pterygoideus medialis ab.

Biomechanisch spielt der M. tensor veli palatini eine Doppelrolle: als einziger aktiver Tubenöffner bewirkt er durch den Zug seiner Pars profunda an der Spitze des Knorpelhakens eine Lateralbewegung, öffnet den Rüdinger-Sicherheitskanal und ventiliert die Tube (32, 33, 34, 35, 36, 37). Gleichzeitig komprimiert der Muskelbauch den Ostmann-Fettkörper, der den Druck nach medial weitergibt und dadurch die kaudalen Lumenanteile seinerseits komprimiert. Eine propulsive Muskeltätigkeit drainiert dadurch die Tube und bildet das Korrelat zum nachgewiesenen Pumpmechanismus der Tube (38, 39). Entgegen seiner Bezeichnung erzielt der M. tensor veli palatini keine aktive muskuläre Wirkung am Weichgaumen.

Der M. levator veli palatini entspringt von der Unterfläche der Felsenbeinpyramide unmittelbar rostro-medial des Canalis caroticus. Er verläuft in der Regel unterhalb der knorpeligen Tube leicht medial ihrer Achse und biegt kaudal des pharyngealen Tubenostiums steil zum Gaumensegel ab. Die Muskel- und Sehnenfasern ziehen unter dem M. tensor veli palatini in das Gaumensegel und verflechten sich mit den Fasern der Gegenseite zu einer Art Schlinge, um den velopharyngealen Verschluss zu bewerkstelligen (40).

Der M. levator veli palatini weist keine direkten Ansätze an der Eustachischen Röhre auf, sondern ist mit ihr lediglich durch lockeres Binde- oder Fettgewebe verbunden (41). Seine unterstützende Wirkung auf die Tubenöffnung wird in diversen Arbeiten beschrieben (42, 43, 44, 45). In Funktionsanalysen der muskulären Tubenöffnung wurde eine aktive dilatorische Wirkung nur für den M. tensor veli palatini nachgewiesen (46, 47, 48). Da der M. tensor veli palatini nicht wie ein normaler Muskel auf ein Gelenk wirkt, sondern wie ein Spinnengewebe konfiguriert ist, kontrahiert er sich fast ausschließlich isometrisch. Damit hängt seine Wirkung im Wesentlichen von drei Hypomochlien ab. Eins davon ist der M. pterygoideus medialis. Die Kontraktion des Muskels führt zu einer Posteromedialbewegung des M. Tensor veli palatini mit Annäherung an den Tubenknorpel, ein Effekt ist die Steigerung des Öffnungsdrucks.

Die Relaxation des M. pterygoideus medialis dagegen verursacht eine Anterolateralbewegung und laterale Rotation des M. Tensor veli palatini. Der Muskel zieht nun nach vorne, es sinkt der Öffnungsdruck der Tuba auditiva .

5.3 Physiologie der Tubenfunktion

Um ihre unterschiedlichen Aufgaben Ventilation, Clearance und Protektion des Mittelohres erfüllen zu können, darf die aktive Öffnung der Tube nur bei normalem atmosphärischem Umgebungsdruck stattfinden. In Ruhe oder wenn im Nasopharynx atmungs- oder schluckaktbedingter Unter- oder Überdruck herrscht, muss ein gasdichter Verschluss der Tube garantiert sein. Der Schluckakt zeichnet sich durch einen konstanten Ablauf der oralen, pharyngealen und ösophagealen Phase aus (49, 50). Der Bolus wird durch die Wirkung des Druckes der Zungengrundmuskulatur und des negativen pharyngoösophagealen Druckes in Richtung Ösophagus transportiert (51). Die Transportgeschwindigkeit hängt mehr vom negativen Druck des Hypopharynx ab, der bis zu 600 mmHg betragen kann, als von den muskulären Konstriktionen des Pharynx (52, 53).

Während der jeweils 1 Sekunde dauernden oralen und pharyngealen Phase erfolgt weder eine orale noch nasale Atmung. Der aktive Verschluss des Weichgaumens setzt mit Beginn der pharyngealen Phase ein und endet unter physiologischen Bedingungen mit ihr (54). In diese "nasopharyngeale Ruhephase" muss die durchschnittlich 400 Millisekunden dauernde muskuläre Öffnung der Tube fallen, um den Druckausgleich der Mittelohrräume mit der Atmosphäre durchzuführen (55). Eine Desynchronisation, d.h. eine persistierende zeitliche Verlagerung der Tubenöffnung aus der "nasopharyngealen Ruhephase" setzt das Mittelohr unphysiologischen Druckverhältnissen aus.

Die physiologische Tubenfunktion hängt entscheidend vom mukoziliären Transport ab, dessen Rate zwischen 6 bis 8 mm pro Minute beträgt (56, 57). Entsprechend dem histologischen Aufbau der Eustachischen Röhre sind topographisch unterschiedliche Aufgabenbereiche leicht nachvollziehbar (58): zum Dach der Tube - insbesondere im Bereich des Rüdingerschen Sicherheitskanals - lässt sich eine dünne, unterlagenfixierte Mukosa nachweisen, und in kaudalen Tubenabschnitten verlaufen pharynxwärts ausgerichtete Mukosafalten. Im unteren Tubenbereich lassen sich Becherzellen und

vereinzelte sero-muköse Drüsen darstellen, die in Richtung Pars ossea spärlicher werden bzw. nicht mehr vorhanden sind. Der obere Tubenabschnitt dient somit eher ventilatorischen Aufgaben, der untere eher der Clearance und Protektion.

Die Clearancerate wird in erster Linie von muskulären Propulsionen bestimmt, des Weiteren auch von Surfactant-Glykoproteinen der tubalen Schleimschicht, welche die Oberflächenspannung herabsetzen (59, 60). In Tierversuchen ist eine signifikante Minderung des Öffnungsdruckes durch Surfactant-Proteine nachgewiesen (61, 62, 63, 64), eine klinische Erprobung unter prospektiven, doppelblinden Bedingungen steht aber aus. Bezüglich der erhofften positiven Wirkung auf den Öffnungsdruck der Tube, z.B. im Rahmen akuter Mittelohrentzündungen, muss einschränkend angemerkt werden, dass der vor allem muskulär bedingte Gewebedruck einen circa viermal stärkeren Einfluss auf den Öffnungsdruck hat als oberflächenaktive Substanzen im Tubenlumen (65, 66).

5.4 Pathophysiologie und tubenassoziierte Mittelohrpathologie

Unabhängig davon, ob eine Obstruktion oder eine Verschlussinsuffizienz, eine organische oder funktionelle Dysfunktion der Tuba auditiva vorliegt, werden sich die krankhaften Prozesse am ehesten im Mittelohr abspielen. Tubenassoziierte Mittelohrerkrankungen gehören weltweit zu den häufigsten Erkrankungen überhaupt, allein die Therapie des chronischen Paukenergusses stellt die häufigste Ursache für kindliche Narkosen dar (67).

80 % aller Kinder erleiden bis zur Einschulung mindestens eine akute Otitis media, von diesen wiederum 10 % einen protrahierten, bis 4 Jahre dauernden Verlauf, also den Übergang in eine chronische Otitis media (Abbildung 2) (68, 69).

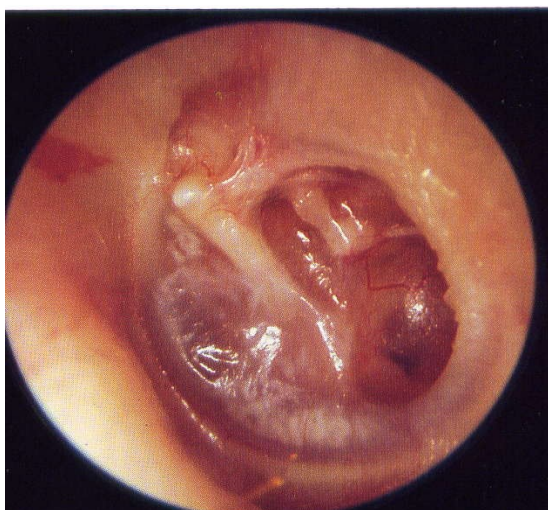


Abbildung 2: Retraktionstasche in den hinteren Quadranten - bei ausgeprägter Tubenventilationsstörung

Die Prävalenz chronischer Mittelohrentzündungen in der erwachsenen Bevölkerung liegt bei über 4 %.

Die Rolle des M. tensor veli palatini ist für die Tubenöffnung von entscheidender Bedeutung. Es konnte gezeigt werden, dass sowohl nach Resektion des oberflächlichen Anteils als auch des gesamten M. tensor veli palatini bei Makaken (Affen) regelhaft die Entwicklung eines sterilen Paukenergusses nachzuweisen ist (70).

Auch bei Paralyse des M. tensor veli palatini in Makaken durch Botulinum-Toxin entsteht ein seröser Erguss und ein flaches Tympanogramm in allen erfolgreich paralyisierten Tieren. Aufgrund des gleichzeitig geminderten Verschlussdruckes der Tube schlussfolgern die Autoren, dass die Tensoraktivität auch entscheidend zum Verschluss der Tube beiträgt. Bei Katzen ermittelten andere Autoren bei 7 % der Tiere nach Durchtrennen des Tensors und Exzision des Hamulus einen Paukenerguss (71). Erst die zusätzliche tympanale Instillation von Escherichia-coli-Endotoxin ergab eine Rate von 86 % Paukenergüssen.

In einem Selbstversuch konnte Pau nachweisen, dass eine Ausschaltung der Tensoraktivität durch willkürliches Unterdrücken des Schluckaktes zu einem kontinuierlichen Druckabfall im Mittelohr führt, bis dieser sich nach 2 1/2 Stunden bei -200 daPa einpendelt (72). Alper dokumentierte kernspintomographisch einen progredienten Paukenerguss, zum Teil mit stark entzündlicher Komponente, ebenfalls nach Botulinum-Paralyse des M. tensor veli palatini bei Affen (73). Alper et al. bestätigten die ermittelte Druckgrenze, ab der bei weiterem Abfall ein zunächst seröser Paukenerguss entsteht.

Die Genese der otologischen Krankheitsbilder Paukenhöhlenerguss, chronisch mesotympanale Otitis media, Adhäsivprozess und Cholesteatom scheint von einer Fehlregulation insbesondere des negativen Mittelohrdruckes auszugehen, d.h., einer Unfähigkeit, insbesondere negative Drucke ausreichend auszugleichen (74, 75, 76, 77, 78, 79). Der anfangs seröse Erguss entsteht als Transsudat in Folge eines Schleimhautödems und Auseinanderreißen der Interzellularkontakte (80). Die Persistenz eines tympanalen Unterdruckes verursacht dann eine Metaplasie in Richtung eines respiratorischen Epithels mit Becherzellen (81). Setzt die Paukenbelüftung wieder ein, sistiert zwar die Schleimproduktion, die Reaktionsfähigkeit der umgebauten Mukosa bleibt aber erhalten.

Eine lang anhaltende Tubendysfunktion führt zu rezidivierenden akuten Mittelohrentzündungen, die eine Atrophie des Trommelfells bedingen und eine Perforation im Sinne einer chronisch-mesotympanalen Otitis media verursachen. Über lokale Desepithelisierungen und Verklebungen können sich Adhäsivprozesse (82, 83) sowie über progrediente Trommelfellretraktionen Retraktionscholesteatome entwickeln (Abbildung 3) (84, 85).

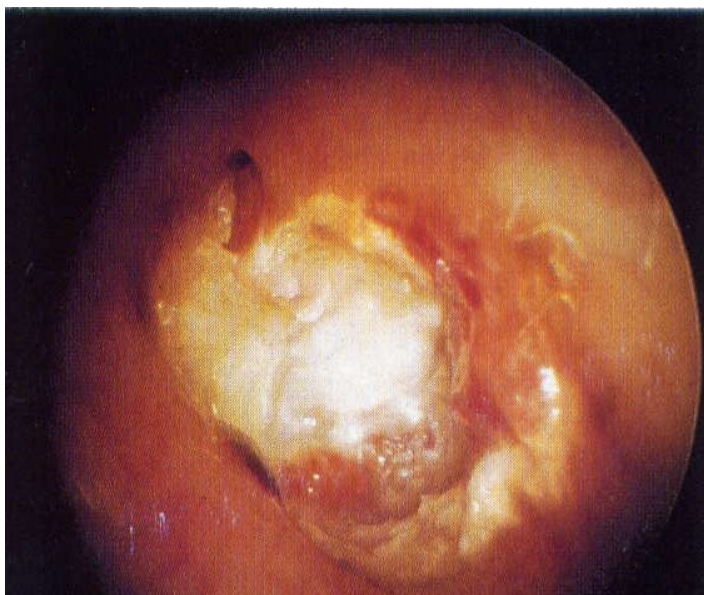


Abbildung 3: Cholesteatom

In der Literatur werden Zahlen von bis zu 20 % an Cholesteatomrezidiven genannt, die aus einer Retraktionstasche entstehen - und zwar auf dem Boden einer persistierenden Tubenfunktionsstörung (86).

Zur Prävention eines solchen Rezidivs schlagen einige Autoren vor, intraoperativ eine Ventilationsroute vom anterioren Mesotympanon durch den anterioren epitympanalen Raum zum Epitympanon anzulegen (87). Die Kompartimentierung der Mittelohrräume in ein ventiliertes Mesotympanon und ein nachgeschaltetes mesotympanal ventiliertes Epitympanon wird ebenso als pathogenetisch entscheidend angesehen (88, 89). Durch individuelle Engstellen soll so ein Einwegventilmechanismus zwischen beiden Kompartimenten entstehen, der in Verbindung mit einer Tubenverschlussstörung zu einer permanenten epitympanalen Minderventilation führt. Insbesondere beim Cholesteatom ist bei ausgeprägter Tubendysfunktion mit Rezidivneigung alternativ zur Tympanoplastik mit erhaltener hinterer Gehörgangswand auch die Anlage einer Radikalhöhle in Erwägung zu ziehen (90). Bei Normalisierung der Tubenfunktion oder Anlage einer tympanalen Dauerbelüftung verursachen trotz suffizienter Mittelohrventilation entzündliche Prozesse

und Narbenbildungen im Attik-Antrum-Bereich des Mittelohres Adhäsivprozesse oder Rezidivcholesteatome, die nur chirurgisch saniert werden können (91).

Die genaue immunbiologische Rolle der Eustachischen Röhre bei der Entstehung akuter Otitiden ist nicht geklärt (92, 93, 94). Ist die Tubendysfunktion obligate Grundlage einer akuten Mittelohrentzündung (95, 96) oder führt die Mukosaentzündung im Mittelohr und der Tube zu einer zusätzlichen und dann kausalen Obstruktion (97)? Meist wird eine virale Nasopharyngitis (98) für den Wechsel von einer saprophytären zur pathogenen Kolonisation der ortständigen Flora - überwiegend *Streptococcus pneumoniae*, *Haemophilus influenzae* und *Moraxella catarrhalis* - verantwortlich gemacht (99). Zusammenfassend stellt die akute bakterielle Otitis media eine Folgeerkrankung dar, deren ursprünglicher bzw. hauptverantwortlicher Initialfaktor weiterhin Gegenstand der Diskussion ist (100).

6 Grundlagen für Langzeitmesssysteme der Tubenfunktion

Als Folge von Tubenöffnungen resultiert eine Änderung des Mittelohrdrucks. Das Trommelfell folgt diesen Druckänderungen mit einer Einwärts- oder Auswärtsbewegung.

Daher ist es naheliegend, im Rahmen einer HNO-ärztlichen Untersuchung der Tubenfunktion, eine "Messsonde" direkt am Trommelfell zu platzieren. Die erste Grundidee war deshalb, Trommelfellbewegungen mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen, die auf Folien integriert sind und per Adhäsion dem Trommelfell anliegen, langfristig messen zu können.

6.1 Anforderungen an DMS zur Messung von Trommelfellbewegungen

Dehnungsmessstreifen sind Messeinrichtungen zur Erfassung von dehrenden Verformungen. Üblicherweise sind sie auf den zu vermessenden Objekten fest fixiert. Sie ändern schon bei geringen Verformungen ihren elektrischen Widerstand und könnten daher grundsätzlich auch die aus den Druckänderungen resultierenden Trommelfellbewegungen messen.

Grundvoraussetzung hierfür ist eine möglichst flexible Folie, die den Trommelfellbewegungen folgen kann und diese möglichst nicht behindert. Im Idealfall würde die Folie die Trichterform des Trommelfells annehmen und sich selbstständig "mitdehnen" (Abbildung 4).

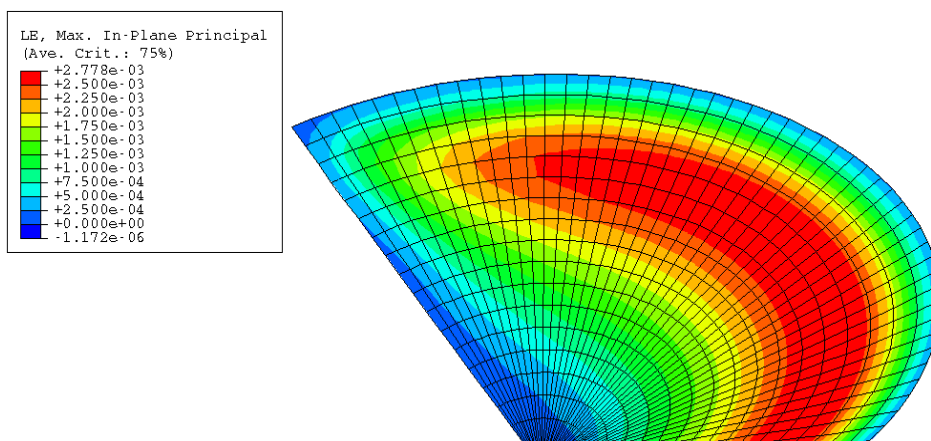


Abbildung 4: Verteilung der logarithmischen Hauptdehnungen der Kapton-Folie im Trommelfellkontakt in der FE Simulation

Die ideale Trichterform des Trommelfells ist angedeutet. Mit freundlicher Genehmigung des Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock.

Die integrierten Dehnungsmessstreifen sollten so dünn wie möglich sein, um einerseits die Folieneigenschaften nicht zu verändern, andererseits aber mechanisch stabil, damit beim Auflegen der Folie auf das Trommelfell keine technischen Defekte auftreten. Weiterhin sollte die Platzierung der DMS im Bereich der größten Dehnung des Trommelfells angeordnet sein. Um dies zu gewährleisten, wurde eine FE-Simulation der logarithmischen Hauptdehnungen der Kapton-Folie im Trommelfellkontakt im Institut für Biomedizinische Technik der Universität Rostock durchgeführt. Hier zeigte sich, dass der Hauptdehnungsbereich im "bauchigen" Anteil des Trommelfells zu finden ist.

Die Ausleitung der Signale sollte kabellos erfolgen, um das Auflegen der Folie zu erleichtern und eine Dislokation der Folie zu verhindern.

Die Digitalisierung und Speicherung der Signale in Ohrnähe wäre wünschenswert angeordnet z.B. in einem Plastikgehäuse, das hinter der Ohrmuschel fixiert wird (Abbildung 5). Damit wäre der Patient flexibel, und es wäre eine Langzeitmessung über mehrere Stunden möglich. Angestrebt ist ein Messintervall von mehreren Stunden, um die Tubenfunktion im Tagesverlauf abzubilden.

Abbildung 5: Mögliche Aufzeichnung der Messsignale in Ohrnähe

Die Elektronik könnte in ein übliches Gehäuse für Hörgeräte integriert werden.



6.2 Anforderungen an ein optisches Messsystem zur Messung von Trommelfellbewegungen

Ein Messsystem unter Verwendung von Dehnungsmessstreifen gehört grundsätzlich in die Hände des HNO-Arztes, da der Sensor auf dem Trommelfell platziert werden muss.

Ein Messsystem für den Taucherarzt oder Fliegerarzt kann nicht trommelfellnah messen, da für die Platzierung des Sensors auf dem Trommelfell weder die Ausrüstung noch die Expertise vorhanden ist. Da diese beiden Arztgruppen lediglich ein Handotoskop



(Abbildung 6) zur Inspektion von Trommelfell und Gehörgang nutzen können, wäre ein Messsystem erforderlich, das in einiger Entfernung vom Trommelfell messen kann. Es sollte leicht und schmerzfrei im Gehörgang zu platzieren sein und die Messsignale ohrennah speichern.

Abbildung 6: Handotoskop

Unser zweiter Ansatz zur Tubenfunktionsmessung sollte ein berührungsloses Verfahren zur Bestimmung der (tubenfunktionsabhängigen) Trommelfelllage bzw. der Wölbung seiner Oberfläche beinhalten.

Für die optische Erfassung dreidimensionaler Oberflächen in hoher Geschwindigkeit und Genauigkeit werden in vielen Bereichen optische Triangulationsverfahren angewandt.

Die Triangulation (Aufteilen einer Fläche in Dreiecke) ist das klassische Verfahren zur Erstellung eines trigonometrischen Vermessungsnetzes als Dreiecksnetz für die Zwecke der Erdmessung, der Landesaufnahme sowie als Grundlage für weitere Vermessungsarbeiten (Erkennen und Vermessen von komplexen Oberflächen, z.B. in der Automobilindustrie).

6.3 Prinzip der Triangulation des Trommelfells

Für die Messung von Trommelfellbewegungen kommen grundsätzlich zwei Verfahren der Triangulation in Frage.

Bei der Streifenlichttopometrie als aktives Triangulationsverfahren wird die zu erfassende Oberfläche zeitlich sequentiell mit einem Streifenlaser oder Mustern von parallelen hellen und dunklen Streifen beleuchtet. Eine Kamera registriert das projizierte Streifenmuster unter einem bekannten Blickwinkel zur Projektion. Aus der geometrischen Verzerrung der projizierten Lichtmuster am Messobjekt lässt sich dann die dreidimensionale Oberfläche rekonstruieren (Abbildung 7):

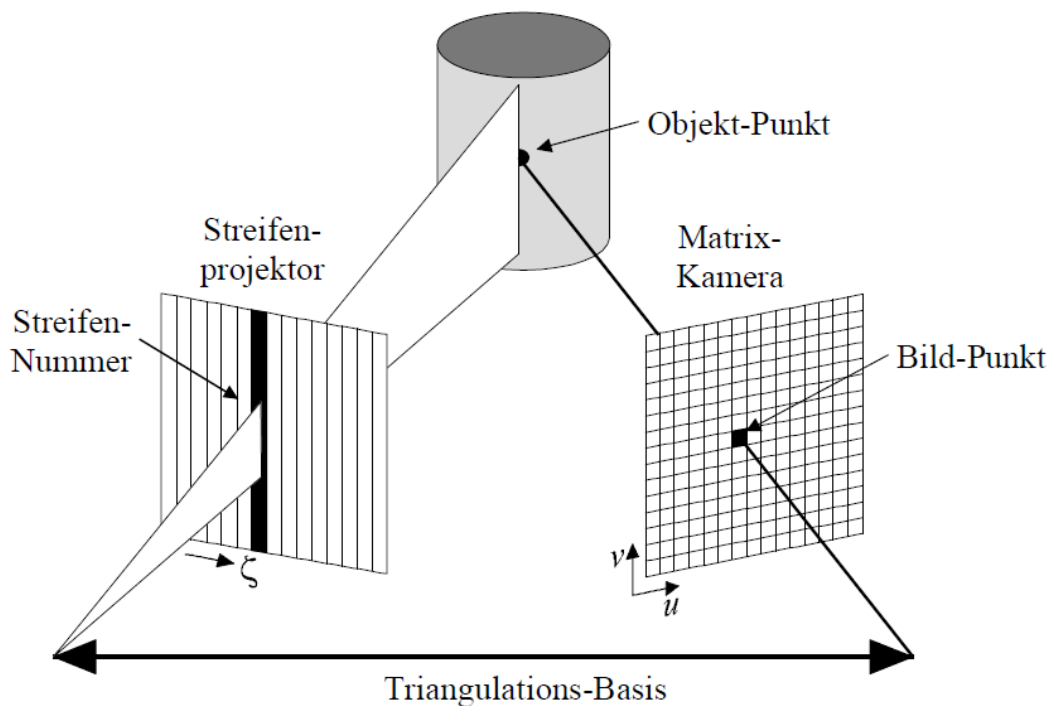


Abbildung 7: Funktionsprinzip der Streifenlichtoptometrie

Grafik: Mit Genehmigung von Robert Wendlandt, Institut für Mikrosystemtechnik,
Technische Universität Hamburg Harburg

Die Photogrammetrie ist ein passives optisches Triangulationsverfahren (Abbildung 8). Zwei Kameras beobachten gleichzeitig das zu vermessende Objekt. Um die Koordinaten eines Objektpunkts zu bestimmen, muss er in mindestens zwei Aufnahmen erkannt werden. Dies kann durch die Korrelation vorhandener Objektmerkmale oder durch

künstliche Markierungen erreicht werden. Durch die Bestimmung der Bildkoordinaten des Objektpunkts sowie aus der Ausrichtung der Kameras werden zwei Geraden bestimmt, die sich im Objektpunkt schneiden.

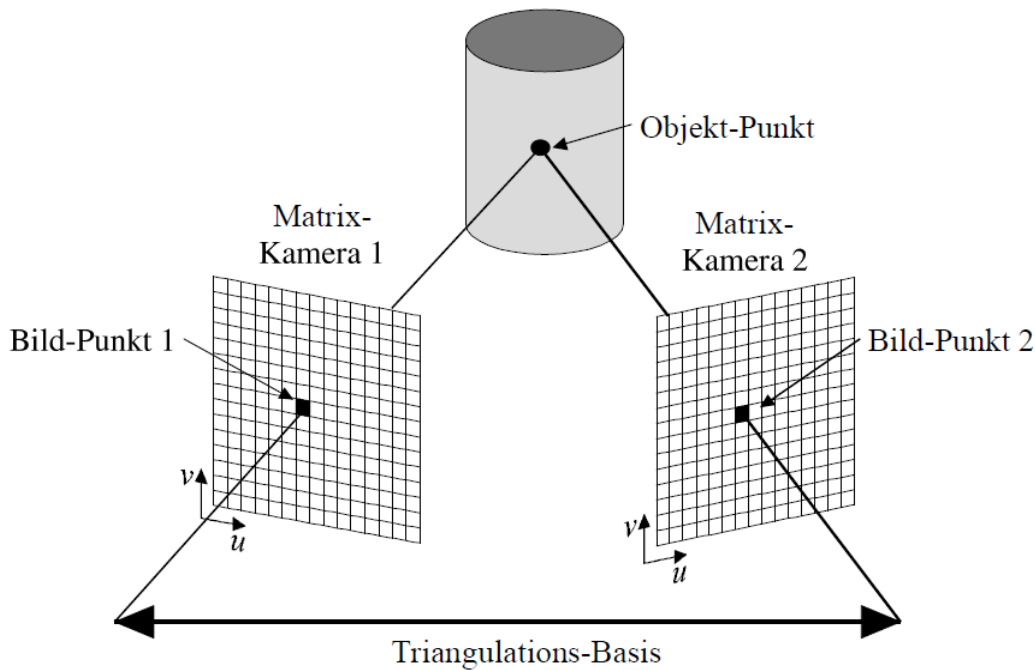


Abbildung 8: Funktionsprinzip der Photogrammetrie

Grafik: Mit Genehmigung von Robert Wendlandt Institut für Mikrosystemtechnik, Technische Universität Hamburg Harburg

Beide Verfahren, aktive und passive Triangulation, werden bereits in einer Vielzahl von Geräten für die Erfassung dreidimensionaler Oberflächen eingesetzt. Neben den mechanischen Koordinatenmessgeräten stellen die optischen Verfahren eine vorteilhafte Alternative für die hochpräzise, kontaktlose und farbechte Messung dar.

7 Mögliche Fragestellungen für Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion

Ziel ist die Entwicklung von Langzeitmessverfahren zur Untersuchung der Tubenfunktion, die Druckeinwirkungen direkt am Trommelfell messen und sowohl am intakten wie auch am defekten Trommelfell zur Anwendung kommen können. Will man die dargestellten Messprinzipien auch bei perforierten Trommelfellen anwenden, so ist eine luftdichte Abdeckung der Perforation nötig, so dass dann die Auslenkung beobachtet und gemessen werden kann.

Es soll im Rahmen der Langzeitmessung der zeitliche Verlauf der Tubenfunktion in ihrer Wirkung auf den Mittelohrdruck abgebildet werden können. Der Einsatz soll in der präoperativen Diagnostik vor ohrchirurgischen Eingriffen möglich sein. Durch Verwendung der Methode am Patienten vor ohrchirurgischen Eingriffen und das Abgleichen der postoperativen Ergebnisse soll ein "Tubenscore" erarbeitet werden, der es ermöglicht, die Operationsmethode (z.B. Verwendung von Faszien- oder Knorpeltransplantat) an die Tubenfunktion anzupassen.

Unter flug- und tauchmedizinischen Gesichtspunkten ergeben sich verschiedene wichtige Fragestellungen, die durch ein solches Messverfahren erstmalig genauer beantwortet werden könnten.

Vor Einschleusung in die Ausbildung zum Taucher wird eine tauchmedizinische Untersuchung veranlasst.

Die Beurteilung der Tubenfunktion bei einer Untersuchung in der Druckkammer erfolgt bislang aufgrund von Angaben subjektiver Empfindungen der untersuchten Personen. Diese berichten bei einem erfolgten Druckausgleich über ein "Knacken" im Ohr, bzw. über Missempfindungen bis hin zu Ohrenscherzen bei nicht erfolgtem Druckausgleich.

Diese Methodik ermöglicht keine validen Aussagen zur Belastung des Trommelfelles unter Druck bzw. zur Effektivität einer einmaligen Tubenöffnung auf den Mittelohrdruck. Bei atrophen Trommelfellen kann das subjektive Druck- oder Schmerzgefühl des Ohres

verändert sein, so dass erhebliche Trommelfellekkursionen nicht in ihrem Ausmaß bemerkt werden.

Andere sehr einfache Prüfungen der Tubendurchgängigkeit, wie z.B. das Valsalva-Manöver, der Toynbee- oder Politzerversuch, sind lediglich Darstellungen eines einmaligen Luftdurchtritts durch die Tube bei Erzeugung eines Überdrucks im Nasenrachen.

Auch andere Tubenfunktions-tests, die z.T. unter Verschluss des äußeren Gehörganges durchgeführt werden, entsprechen nicht physiologischen Bedingungen.

Nach wie vor stellt die Prüfung des Mittelohrverhaltens unter wechselnden äußeren Drücken, wie es in der Druckkammer möglich ist, die einzige nahezu physiologische Exposition dar, da die Tube hier vor ihre physiologische Aufgabe gestellt wird, Druckunterschiede zur Umwelt auszugleichen. Mit Hilfe der Tensometrie wurden bereits einige Messungen in der Druckkammer durchgeführt (siehe Kapitel 14). Hiermit konnte erstmals eine Tubenfunktionsmessung über einen längeren Zeitraum (15 Minuten) unter annähernd physiologischen Bedingungen am Menschen durchgeführt werden.

Mit der auf Basis der Triangulation neu zu entwickelnden Optotensometrie soll es möglich sein, die Trommelfellbewegungen beim Druckausgleich unter physiologischen Bedingungen optisch abzubilden. Geradezu ideal wäre es, ein Verfahren zu entwickeln, das es jedem Flieger- und Taucherarzt ermöglicht, innerhalb kurzer Zeit ein reelles Bild der Tubenfunktion zu erstellen.

Weitere Fragestellungen ergeben sich in der tauchmedizinischen Begutachtung nach Ohroperationen (Tympanoplastik, Stapesplastik) und bei atrophischen Trommelfellnarben, aber auch nach banalen Infekten der oberen Luftwege.

Auch flugmedizinische Fragestellungen könnten sich mit einem solchen Verfahren besser beantworten lassen, z.B. hinsichtlich aller relevanten Fragen zum Druckausgleich bei Untersuchung auf Fliegerverwendungsfähigkeit und zu Druckausgleichsproblemen beim Sinkflug.

Die optische Triangulation soll in einem mobilen, tragbaren Gerät für die Messung der Deformation der Trommelfellmembran und somit für die Beurteilung der Tubenfunktion angewandt werden.

Ideal wäre die einfache Platzierung im Gehörgang. Hierzu sollte zunächst der Gehörgang und das Trommelfell mit einem Handotoskop inspiziert werden. Danach sollten die zur Triangulation nötigen Instrumente möglichst einfach in den Gehörgang eingebracht werden. Geplant ist die Integration von Laser und Kamera in eine Otoplastik.

Otoplastiken sitzen bei entsprechender Fertigung recht stabil im Gehörgang. Die Signalübertragung sollte auch bei der Optotensometrie kabellos erfolgen, der Patient sollte das Speichermedium dann für eine Langzeitmessung über mehrere Stunden mit sich führen.

Die Auswertung soll dann nach Datenübertragung beim Arzt per PC erfolgen.

8 Derzeitige Routineuntersuchungsmethoden der Tube

8.1 Klinische Untersuchungen

8.1.1 Valsalva-Manöver

Der Valsalva-Versuch wird als klinisch orientierende Untersuchungsmethode genutzt, ist allerdings eher ein Tubendurchgängigkeitstest. Bei zugehaltener Nase und geschlossenem Mund wird durch Expiration ein Überdruck im Nasenrachen erzeugt, der das pharyngeale Tubenostium passiv öffnet (Abbildung 9). Die Öffnungsdrucke beim Valsalva-Versuch sind sehr unterschiedlich. Sie variieren bei normaler Tubenfunktion zwischen 20 und 50, bei klaffender Tube zwischen 0 und 10 und bei Tubenfunktionsstörungen zwischen 20 und 60 mm Hg. Außerdem hängt die Tubendurchgängigkeit auch von der Körper- und Kopfhaltung ab, bedingt durch veränderten Muskeltonus und Gefäßfülle.



Abbildung 9: Patient beim Valsalva Manöver

8.1.2 Toynbee'scher Versuch

Beim "Toynbee"-Manöver wird der Patient bei zugehaltener Nase zum Schlucken aufgefordert. Dadurch entsteht im Nasenrachen ein kurzfristiger Überdruck, der von einem länger andauernden Unterdruck gefolgt wird.

Beim Schluckakt wird der Nasenrachen durch komprimierende Kontraktion des weichen Gaumens vollständig abgeschlossen, und es entsteht im Nasenrachen bei verschlossener Nase ein Überdruck. Bei Erschlaffen des Gaumensegels tritt die Luft in den Ösophagus, Kehlkopf und Hypopharynx über. Dadurch entsteht ein Unterdruck im Epipharynx, der als Sog wirkt. Die Druckunterschiede variieren dabei sehr stark, sie reichen von +10 bis -300 mm WS. Da meist ein Unterdruck im Mittelohr nach dem Toynbee'schen Versuch entsteht,

wird sich die Tube nicht während des Überdruckes im Epipharynx, sondern erst in der darauf folgenden Unterdruckphase öffnen. Auch dem Toynbee-Versuch kommt eine eher orientierende Rolle im klinischen Alltag zu.

8.1.3 Politzer Versuch

Der Politzer Versuch war die erste instrumentelle Durchgängigkeitsprüfung, die sich des physiologischen Öffnungsmechanismus der Tube bediente. Durch Zusammendrücken eines Gummiballons, den eine Olive fest mit einem Nasengang bei verschlossener Gegenseite verbindet, wird während des Schluckaktes ein Überdruck in der Nase und im Nasenrachenraum erzeugt, der sich bei durchgängiger Tube in die Mittelohrräume fortsetzt (Abbildung 10).

Abbildung 10: Patient beim Politzermanöver

Eine Nasenseite wird mit dem Daumen abgedichtet, in die rechte Nase ist die Olive eingeführt.



Für die Therapie eines Unterdrucks im Mittelohr oder zur Beseitigung eines serösen Mittelohrergusses hat das Verfahren weiterhin seine Bedeutung. Zur Tubenfunktionsdiagnostik ist das Verfahren ungeeignet, da unkontrollierte Luftdrucke bis zu 60 mm Hg wirksam werden, die kein quantitatives Urteil über eine Tubenfunktionsstörung zulassen. Die Dynamik der Tubenfunktion kann damit nicht dargestellt werden, eine Langzeitmessung ist nicht möglich.

8.2 Apparative Untersuchungen

8.2.1 Impedanzmessungen

Unter Impedanzaudiometrie werden audiometrische Verfahren zusammengefasst, bei denen die Impedanz des Trommelfells als objektiv gemessene Größe im Mittelpunkt steht.

Ein Teil der Schallwellen wird durch das Trommelfell absorbiert und über den Gehörknöchelchenapparat dem Innenohr zugeführt, der andere Teil wird reflektiert. Die Größe beider Anteile ist anhängig vom akustischen Widerstand des Mittelohrs (Impedanz).

8.2.1.1 Tympanometrie

Das am weitesten verbreitete Verfahren für die Beurteilung der Tubenfunktion ist die akustische Impedanzmessung mittels Tympanometrie (Abbildung 11). Die Geräte basieren auf dem Prinzip der elektroakustischen Messbrücke von Terkildsen und Scott-Nielsen aus dem Jahr 1959.

Zum Registrieren des Mittelohrdruckes geht man zunächst davon aus, dass der Druck vor und hinter dem Trommelfell gleich ist, die Druckdifferenz ist gleich 0. Bei Tubenfehlfunktion entsteht in der Paukenhöhle ein Unterdruck, der ab -100 daPa als pathologisch gewertet wird. Überdruck im Mittelohr ist selten, er entsteht z.B. nach dem Schnäuzen oder nach einem Valsalva-Versuch.



Abbildung 11: Tympanometrie des rechten Ohres.

Der Gehörgang ist zur Untersuchung abgedichtet.

Besteht ein Unterdruck im Mittelohr, so lässt sich im Rahmen des Messvorgangs durch Bildung des gleichen Unterdrucks im Gehörgang die normale Schwingungsfähigkeit des Trommelfell-Gehörknöchelchenapparates wieder herstellen, d.h. die Compliance ist wieder hoch. Da zunächst nicht bekannt ist, wie stark der Unterdruck im Mittelohr ist, wird der Druck gleitend und fortlaufend geändert, um so den Punkt der maximalen Nachgiebigkeit des Trommelfells zu finden.

Zur Messung wird eine Messsonde in den Gehörgang eingeführt, die luftdicht abschließt. Es wird über einen Lautsprecher ein Prüfton appliziert, ein Mikrofon nimmt den vom Trommelfell reflektierten Ton auf. Über ein Manometer wird ein Über- und Unterdruck von jeweils 300daPa aufgebaut. Je schallhärter das Trommelfell ist, desto höher ist die reflektierte Schallenergie. Die resultierende Impedanzänderung wird registriert und erlaubt eine Aussage über die Impedanz des Trommelfells. Die maximale Compliance entspricht der minimalen Impedanz. Werte von +/- 50 daPa für den Punkt der maximalen Compliance gelten als normal.

Je höher der Compliancegipfel ist und je näher er am Nullpunkt liegt, desto besser reguliert die Tube den Mittelohrdruck in diesem Augenblick. Bei Tubenfunktionsstörungen ist der Compliancegipfel oft unterschiedlich weit zu negativen Werten hin verschoben. Ein seröser oder muköser Paukenerguss ist wahrscheinlich, wenn die Kurve keinen Gipfel zeigt und auf einem niedrigen Niveau liegt.

Typische Kurvenverläufe des Tympanogramms (Abbildung 12, Abbildung 13, Abbildung 14).

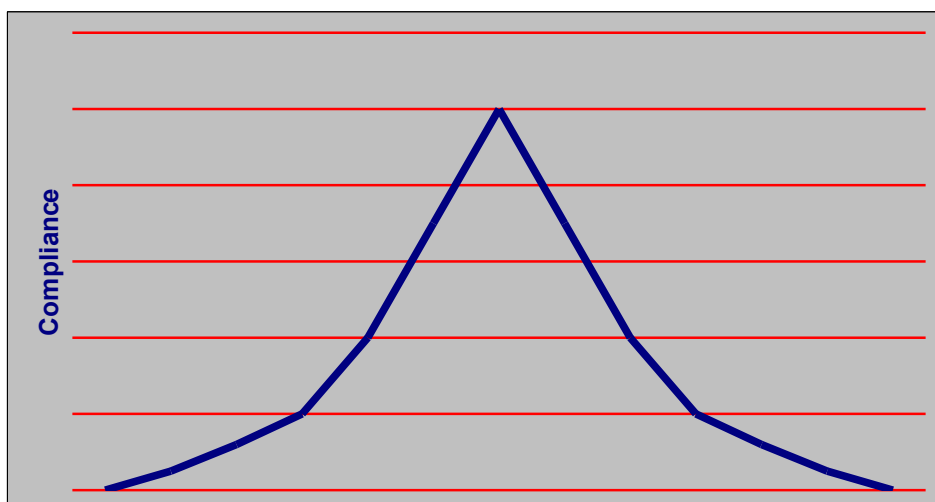


Abbildung 12:
Compliancegipfel liegt
nahe bei 0

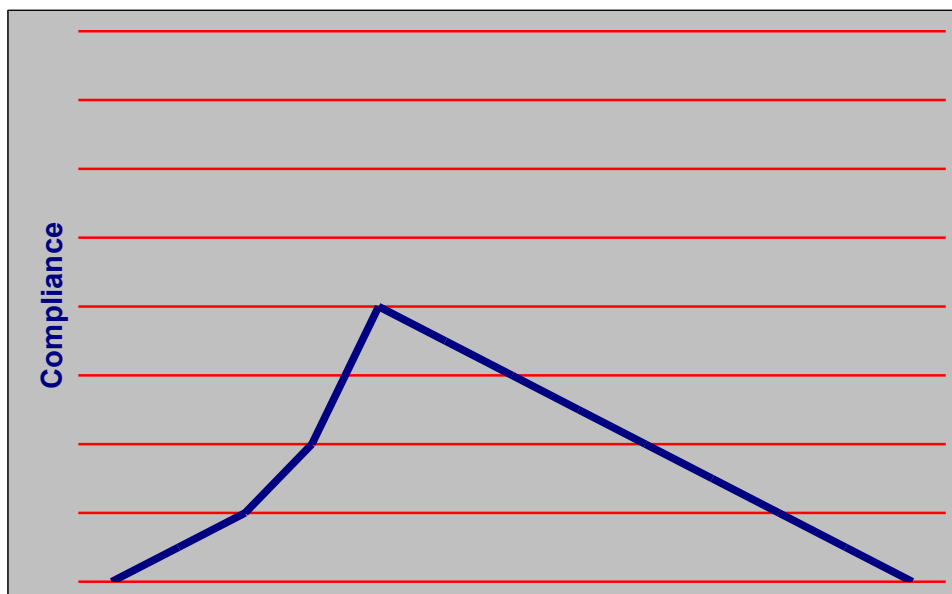


Abbildung 13:
Compliancegipfel ist in
den negativen Bereich
verschoben.
Unterdruck in der Pauke

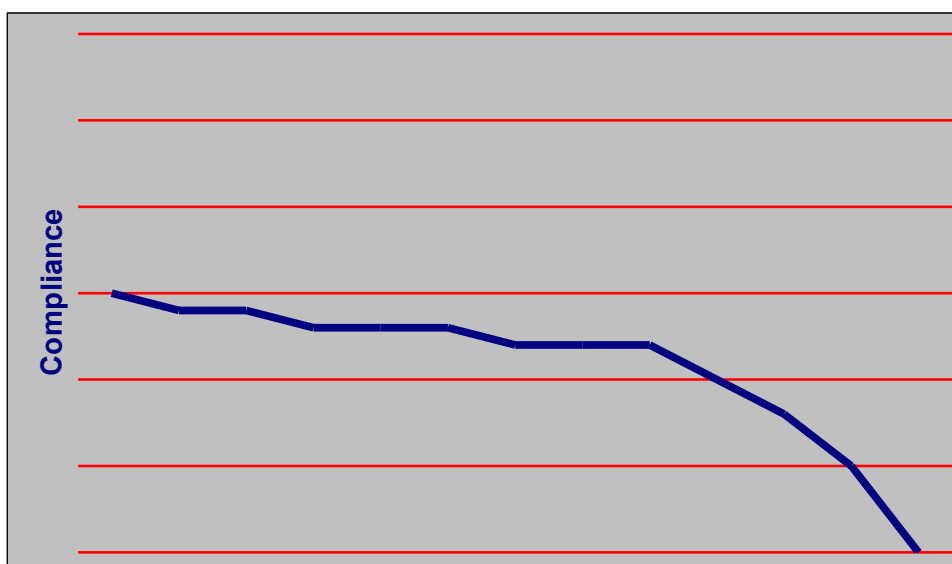


Abbildung 14:
Compliancegipfel
fehlt
Serotympanon

Es handelt sich bei der Tympanometrie um ein objektives Messverfahren, das jedoch an ein intaktes Trommelfell gebunden ist. Zusätzlich gibt es nur eine Momentaufnahme wieder, d.h., die Tympanometrie ist im eigentlichen Sinne eine Messung des Mittelohrdruckes zum jeweiligen Messzeitpunkt. Dieser resultiert zwar aus der Tubenfunktion, ist aber leicht verfälschbar, so reicht ein Schluckakt aus, um den eben gemessenen Mittelohrdruck zu ändern.

Für eine Langzeitmessung müssten viele Messvorgänge hintereinander erfolgen, dann würde man die Werte des Mittelohrdruckes über die Zeit gemessen auftragen können. Dieses ist mit den vorhandenen Geräten nicht möglich, da sie zu groß und damit nicht transportabel sind.

Pathologische Trommelfellbefunde wie Kalkplaques oder Adhäsivprozesse können das Ergebnis verfälschen, da diese die Compliance heruntersetzen. Die Tympanometrie gibt nicht (allein) den Mittelohrdruck wieder, eine Verschiebung kann auch bei Normaldruck entstehen (Narben, Adhäsionen, Retraktionen etc.) (102a).

Die Tympanometrie ist ein Messverfahren, das nicht die "Alltagsfunktion" der Tube wiedergibt, da die Messung unter besonderen Bedingungen stattfindet. Der Gehörgang muss zur Durchführung der Messung komplett abgedichtet sein, was nicht den alltäglichen Bedingungen entspricht. Da die Messung stets im Sitzen durchgeführt wird, werden Messungen der Tubenfunktion bei verschiedenen Körperstellungen üblicherweise nicht in die Tubenfunktionsdiagnostik einbezogen.

Die weite Verbreitung der Methode basiert wahrscheinlich in erster Linie auf der leichten Durchführbarkeit der Messung sowie der Kosteneffizienz.

8.2.1.2 Manometrische Methoden

Hierbei handelt es sich um eine Gruppe von Untersuchungsverfahren, bei denen Druckänderungen im Mittelohr, im Gehörgang oder im Nasopharynx mit Hilfe eines Manometers erzeugt und der Effekt der Tubenöffnung dann gemessen wird. Es gibt Methoden für intakte und perforierte Trommelfelle.

Die **Tubenmanometrie** misst den Zeitpunkt der Tubenöffnung und ist an ein perforiertes Trommelfell gebunden. Es wird im äußeren Gehörgang ein kontinuierlicher Druckanstieg verursacht, bis sich die Tube öffnet. Der Druckverlauf wird gemessen und aufgezeichnet. In gleicher Weise kann im Gehörgang ein Unterdruck aufgebaut werden, der dann entsprechend der aktiven, muskulär bewirkten Tubenöffnungen abgebaut wird .

Beim **Inflations-Deflations-Test** wird bei defektem Trommelfell über eine Steigerung des Druckes im Gehörgang zunächst eine Tubensprengung durchgeführt, danach mit einem Toynbee-Manöver ein negativer Druck möglichst ausgeglichen. Hiermit werden beide Formen der Tubenöffnung - sowohl die aktive als auch die passive - getestet.

Eine nochmalige Erweiterung der manometrischen Methoden ist der **SSTV-Test** (Sprengung, Schlucken, Toynbee, Valsalva). Auch dieser Test ist nur bei defektem Trommelfell möglich. Nach einer Tubensprengung wird im Gehörgang ein Unterdruck erzeugt. Dieser soll dann mit den verschiedenen aktiven Tubenöffnungsmanövern (Schlucken, Toynbee, Valsalva) ausgeglichen werden (103).

Auch den manometrischen Methoden ist gemeinsam, dass sie an bestimmte Trommelfellbefunde gebunden sind. Sie werden unter künstlichen Bedingungen durchgeführt (Abdichtung des Gehörgangs, künstlicher Druckaufbau) und geben allenfalls Hinweise auf eine Tubenfunktionsstörung. Eine Darstellung der Tubendynamik ist nicht möglich.

Eine manometrische Methode, die derzeit weiterentwickelt wird, ist die klinisch bereits eingesetzte **Esteve-Technik**, bei der der Nasopharynx über einen luftdicht mit der Nasenhaupthöhle verbundenen Generator kontrollierten Druck ausgesetzt wird. Während des Schluckvorgangs kann dann über hoch auflösende Drucksensoren im äußeren Gehörgang geprüft werden, ob und in welchem Ausmaß sich die Tube öffnet und den Druck via Paukenhöhle und Trommelfell weitergibt.

Die Methode entspricht im weitesten Sinne einem definierten und quantifizierten Politzerverfahren, nur dass keine hohen Drucke zur "Tubensprengung" von pharyngeal angewendet werden, sondern die Weiterleitung geringerer Drucke während der physiologischen Tubenöffnung beim Schlucken registriert wird (104).

8.2.2 Sonotubometrie

Bei der Sonotubometrie wird das akustische Verhalten der Übertragungstrecke Nase-Ohr untersucht. Dazu wird mit einem kleinen Lautsprecher ein Ton in die Nase gegeben und im Ohr über ein Miniaturmikrofon die Systemantwort gemessen (Abbildung 15). Zunächst

wurde in der Sonotubometrie zur Anregung ein Sinuston bei einer Frequenz von 8 kHz verwandt. Ausgewertet wurde die Schwankung der Energie bei Öffnung der Eustachischen Röhre. Das System ist bei dieser Form der Anregung allerdings unzuverlässig, da die Resonanzfrequenzen des akustischen Systems Nase-Ohr von Patient zu Patient stark variieren können (z.B. verändertes Pharynxvolumen, Pharynxbewegungen).

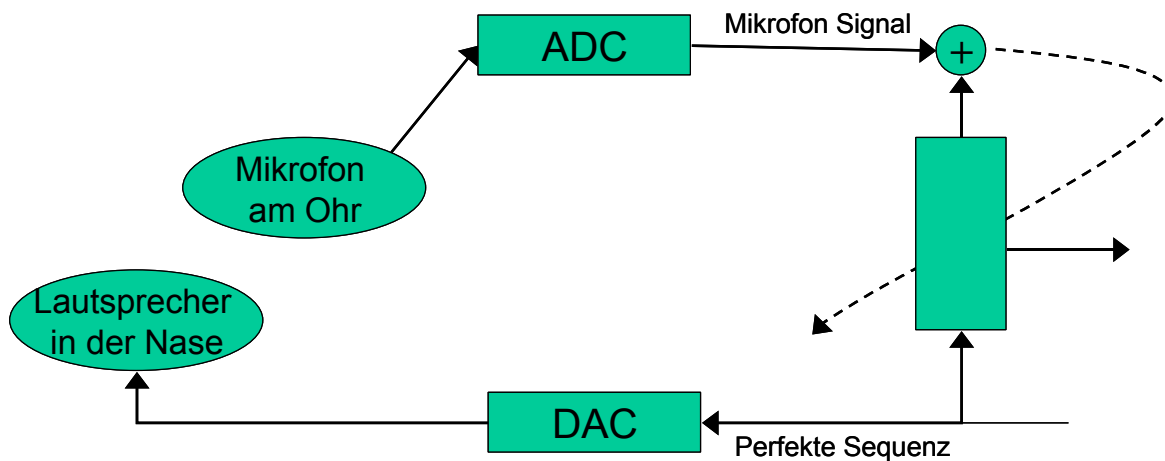


Abbildung 15: Prinzip der Sonotubometrie

Aus diesem Grund war die Einführung von breitbandigen Signalen als Anregung ein Schritt, um die Sonotubometrie zuverlässiger zu machen. Hier werden in letzter Zeit so genannte Perfekte Sequenzen (optimales Anregungssignal) offenbar mit Erfolg eingesetzt. Das entscheidende Merkmal dieser periodischen Signale ist ihre perfekte periodische Autokorrelation, bei der alle Nebenwerte (Rauschen) verschwinden.

Um ein Maß für die Öffnung der Eustachischen Röhre zu gewinnen, wird eine Systemidentifikation mit einem Algorithmus durchgeführt. So erhält man für jeden Abtastzeitpunkt eine neue Schätzung der Impulsantwort des Systems. Aus den gewonnenen Impulsantworten wird die Leistung berechnet und diese über der Zeit aufgetragen.

Die Sonotubometrie kann Tubenöffnungen recht zuverlässig nachweisen. Durch die Verwendung perfekter Sequenzen konnten, wie bereits erwähnt, Störeinflüsse (Pharynxbewegungen) ausgeschaltet werden. So wurde gezeigt, dass vor allem beim Schlucken mit und ohne Wasser sowie beim Toynbee-Manöver Tubenöffnungen richtig aufgezeichnet werden (zwischen 80 und 90%).

Weitere Untersuchungen an Patienten mit Mittelohrerkrankungen zeigen auch hier die Anwendbarkeit der Sonotubometrie, wobei in diesem Patientengut die Tubenöffnungen seltener, kürzer und mit geringerer Signalamplitude gemessen werden.

Ein weiteres Merkmal des Systems ist die Messbarkeit der Tubenfunktion bei unterschiedlichen Trommelfellbefunden.

Allerdings ist die Sonotubometrie kein transportables Messverfahren und deshalb für Langzeitmessungen über mehrere Stunden ungeeignet (105, 106).

8.2.3 Druckkammerversuche

Druckkammerversuche können verschiedene Drucksituationen im Mittelohr simulieren, sie werden in erster Linie im experimentellen Bereich oder in der Arbeitsmedizin verwandt. In Druckkammern werden Tauglichkeitsprüfungen von Tauchern und Piloten durchgeführt. Die Probanden werden dann unterschiedlichen Drucksituationen ausgesetzt. Bekommt ein Proband Beschwerden im Rahmen des Druckausgleichs, so gilt dies als Zeichen einer Tubenfunktionsstörung, und der Proband gilt als untauglich z.B. für die fliegerische Tätigkeit. Man richtet sich also lediglich nach den subjektiven Empfindungen der Probanden. Solche Untersuchungen in der Druckkammer gibt es bereits seit langer Zeit: bereits im 19. Jahrhundert wurden Messungen durchgeführt.

Da bei einer Untersuchung in der Druckkammer der Druckminderung stets eine Druckerhöhung - oder umgekehrt - folgt, stellt die Druckkammerprüfung jeweils eine zweifache Tubenfunktionsmessung dar. Bei Druckminderung wird die Fähigkeit zum Druckausgleich in Richtung Nasenrachen, bei Druckerhöhung vom Nasenrachen in Richtung Ohr geprüft.

Alle bisher verwendeten apparativen Verfahren der Tubenfunktionsmessung im Rahmen von Druckkammerfahrten sind manometrische oder mit diesen verwandte Methoden, d.h., auch im experimentellen Bereich konnten bisher keine Messungen unter physiologischen Bedingungen durchgeführt werden, da der Gehörgang bei manometrischen Verfahren jeweils abgedichtet wird.

So ist eine Registrierung von Trommelfellbewegungen beim abgedichteten Gehörgang nur möglich, wenn der Gehörgangsdruck kontinuierlich an den Umgebungsdruck angepasst wird. Hierfür wurden z.B. Differentialmanometer mit speziellen Ausgleichsöffnungen, die nur schnelle Druckänderungen - ausgelöst durch die Trommelfellbewegung - messen sollten, verwendet (107).

Wegen der fehlenden Messmethode konnten bisher keine besseren Standards für die Beurteilung der Tubenfunktion in der Druckkammer entwickelt werden.

9 Entwicklung der neuen Messtechnik

In den folgenden Abschnitten werden die Entwicklungsschritte der beiden neuen Messtechniken beschrieben, beginnend mit der Tensometrie. Die Entwicklungsschritte erfolgten nicht immer chronologisch nacheinander. Teilweise zeigten die jeweiligen Untersuchungen Fehler im Messsystem, die es notwendig machten, in der Entwicklung nochmals einen Schritt zurückzugehen. So zeigte z.B. die Anwendung der DMS in der Druckkammer, dass die Auswertelektronik der Signale den Anforderungen nicht entsprach und deshalb für die nachfolgenden Studien am Felsenbein ein neues Programm entwickelt werden musste.

In der vorliegenden Arbeit ist der Entwicklungsgang zum besseren Verständnis vom Machbarkeitsexperiment hin zur Anwendung am Probanden geordnet.

Sowohl die Tensometrie als auch die Optotensometrie stellen in der Summe völlig neuartige Techniken dar. Alle einzelnen Komponenten (z.B. DMS) gibt es schon seit längerer Zeit, allerdings sind diese bisher nie am Ohr angewandt worden. Daher gilt es, immer mehrere Probleme gleichzeitig zu lösen. Bei der Interpretation der Messergebnisse ist immer zu berücksichtigen, dass "alte Komponenten" hier in einer neuen Komposition messen (Biege-/ Gleitbewegung des DMS auf dem Trommelfell, s.u.).

Zusätzlich stellt die Anatomie des Ohres für die technische Umsetzung der Tensometrie sowohl den untersuchenden Arzt, aber auch den Ingenieur vor eine große Herausforderung. So gilt es, eine Technik zu entwickeln, bei der die Messsonde über einen relativ dünnen Kanal (Gehörgang) auf einer sehr dünnen Membran (Trommelfell) platziert werden muss, die dazu noch einen stumpfen Winkel bilden. Hierzu muss der technische Anteil erstens miniaturisiert werden, um überhaupt in den Gehörgang eingebracht werden zu können, zweitens muss die Technik maximal flexibel sein, da sowohl der Gehörgang, als auch das Trommelfell sehr schmerzempfindlich sind.

Hier bedarf es eines regen und ständigen Gedankenaustausches zwischen Arzt und Ingenieur sowie des Willens, in der Entwicklung ungewöhnliche Wege zu gehen.

10 Entwicklung der Tensometrie

Als Folge von Tubenöffnungen resultiert eine Änderung des Mittelohrdrucks. Das Trommelfell folgt diesen Druckänderungen mit einer Einwärts- oder Auswärtsbewegung. Die Grundidee ist deshalb, Trommelfellbewegungen mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen, die auf Folien integriert sind und per Adhäsion dem Trommelfell anliegen, langfristig messen zu können (Abbildung 16, Abbildung 17) (108, 109).

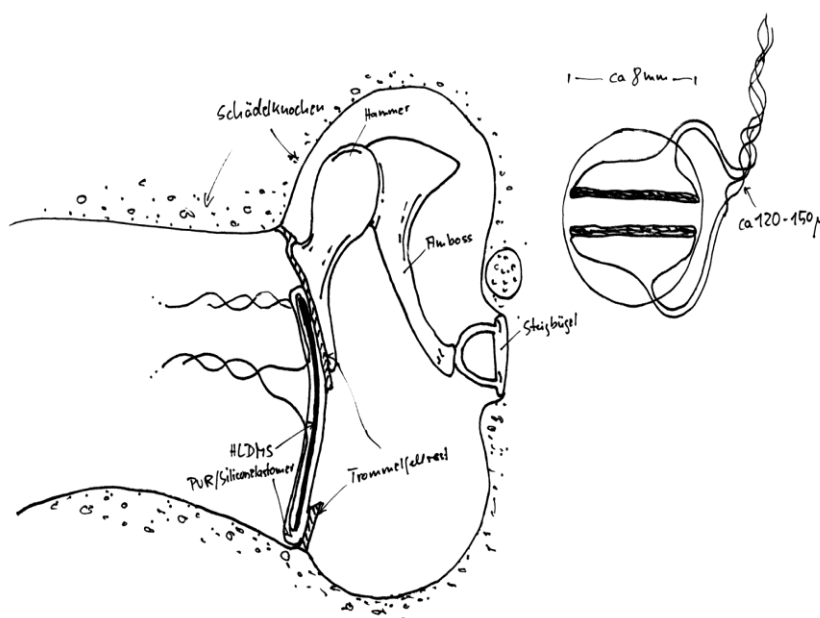


Abbildung 16: Der DMS ist auf der Folie integriert

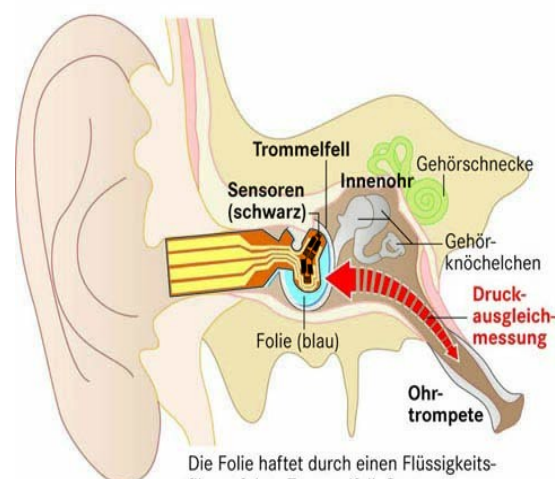
Die Signale werden über Kabel weitergeleitet.

(Zeichnung aus 109)

Abbildung 17: Der DMS liegt dem Trommelfell an

Die Signalleiter sind in die Folie integriert.

Die vorliegende Zeichnung wurde nach unseren Angaben durch die "Apotheken-Umschau" gestaltet (Apotheken-Umschau Wort & Bild Verlag Konradshöhe GmbH & Co. KG)



Die Folie haftet durch einen Flüssigkeitsfilm auf dem Trommelfell. Sensoren zeichnen jede noch so kleine Auslenkung der Membran des Trommelfells auf.

Dehnungsmessstreifen sind Messeinrichtungen zur Erfassung von dehrenden Verformungen. Sie ändern schon bei geringen Verformungen ihren elektrischen Widerstand und werden als Dehnungssensoren eingesetzt. Man klebt sie üblicherweise bei der industriellen Verwendung fest mit Spezialkleber auf Bauteile, die sich unter Belastung minimal verformen. Diese Verformung (Dehnung) führt dann zur Veränderung des Widerstands des DMS.

Sie sind das Kernstück vieler Aufnehmertypen: Kraftaufnehmer, Waagen aller Größenordnungen, von Haushaltswaagen bis hin zu Kranwaagen, Druckaufnehmern oder auch Drehmomentaufnehmern. Verformungsmessungen (Experimentelle Beanspruchungsanalyse, Spannungsanalyse) auf vielen Werkstoffen können ebenfalls durch DMS-Messungen realisiert werden.

Bei Messungen mit DMS werden vor allem Brückenschaltungen eingesetzt, hierzu zählen die Viertel-, Halb- und die Vollbrücke. DMS gibt es in Ausführungsformen als Draht-, Folien-, Halbleiter- oder, als Anordnung der DMS in einer speziellen Geometrie, der Rosettendehnungsmessstreifen.

Der typische DMS ist ein Folien-DMS, d.h., die Messgitterfolie aus Widerstandsdraht (3 - 8 μm dick) wird auf einen dünnen Kunststoffträger laminiert und ausgeätzt sowie mit elektrischen Anschlüssen versehen. Er ist für die Anwendung am Ohr viel zu dick und unflexibel. Die meisten DMS haben eine zweite dünne Kunststoffolie auf ihrer Oberseite, die mit dem Träger fest verklebt ist und das Messgitter mechanisch schützt. Die Kombination von mehreren DMS auf einem Träger in einer geeigneten Geometrie wird als Rosetten-DMS oder Dehnungsmessrosette bezeichnet.

Metallische Dehnungsmessstreifen basieren auf der Änderung des Widerstands durch Längen- und Querschnittsänderung. Wird ein DMS gedehnt, so nimmt sein Widerstand zu. Wird er gestaucht (negative Dehnung), so nimmt sein Widerstand ab.

Die DMS werden normalerweise für die Messung mit einem geeigneten Klebstoff auf den Prüfling aufgeklebt. Die Formänderung des Trägers (Dehnung / Stauchung) wird auf den DMS übertragen (Abbildung 18).



Abbildung 18: Wägezelle mit fest fixierten DMS

Die DMS ist wie üblich fest mit der Zelle verbunden.

Mit Genehmigung von Professor Müller, Institut für Mikrosystemtechnik, Technische Universität Hamburg Harburg

Im DMS tritt eine Widerstandsänderung ein. Die Änderung des Widerstandes wird in der Regel durch die Einbindung in eine elektrische Schaltung erfasst und als Spannungssignal in einen Verstärker eingespeist.

Da die Widerstandsänderung von Dehnungsmessstreifen relativ klein ist, muss diese durch geeignete Verfahren ausgewertet werden. Dabei wird auf den DMS bzw. auf die DMS-Brücke ein Anregungssignal gegeben, das je nach Verfahren von unterschiedlicher Art ist. Es wird dann die Systemantwort des/der DMS verstärkt oder direkt ausgewertet (Abbildung 19) (110).

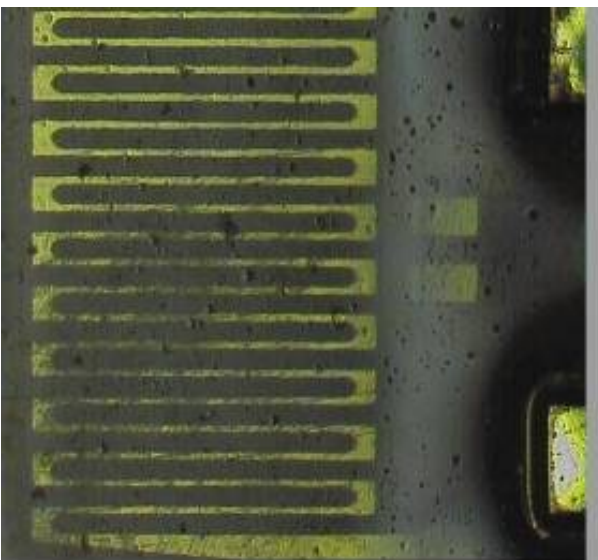


Abbildung 19: Meanderförmige Anordnung der elektrischen Leiter

DMS in 12facher Vergrößerung

Foto: Institut für Biomedizinische Technik, Universität Rostock

Eine Anwendung am Ohr war bisher weder bekannt noch publiziert. Es wurde deshalb im Vorversuch getestet, ob ein DMS überhaupt in der Lage ist, Bewegungen einer dünnen Folie zu messen, denn dies wäre die Grundvoraussetzung für ein solches Messsystem.

10.1 Messung von Membranauslenkungen am Trommelfellmodell

Auf dünne, elastische Polyethylenfolien wurde ein handelsüblicher Dehnungsmessstreifen aufgebracht, so dass die Membran für eine mögliche Druckmessung verwendungsfähig war (Abbildung 20). Der DMS (Typ 0.6/120LY13(HBM)) hatte einen Widerstand von 120 Ω .

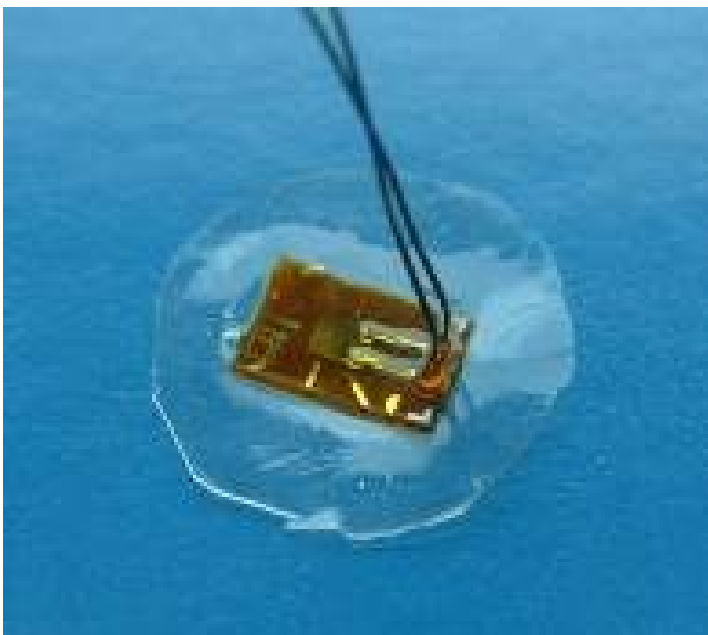


Abbildung 20 Tensometer-Prototyp

**(DMS, Typ 0,6/120LY13 (HBM),
R=120W, k=1.65%), (Polymerfolie
Pellethane 80A, 80 μm dick)**

(Foto aus 109)

Das Messsignal wurde mit einem Verstärker aufgenommen und um den Faktor 800 verstärkt. Die angelegte Spannung und die Spannungsänderung wurden gemessen und als Maß für die Membranauslenkung genommen.

Für die Kalibrierung des Systems wurde ein Plexiglaszylinder entworfen, der auf der einen Seite eine Bohrung zur Simulation des Gehörgangs, mittig eine Ausfräsung zur Simulation des Mittelohrraumes hatte (Abbildung 21).

Abbildung 21: Mittelohrsimulator

Links ist der Anschluss für ein Manometer, die Bohrung rechts simuliert den Gehörgang.

(Foto aus 109)



Der DMS wurde in den Plexiglaszylinder eingespannt. Nach Einbringen in den "Mittelohrraum" konnte die Folie über eine Wassersäule unterschiedlicher Höhe ausgelenkt werden. Dies sollte Veränderungen des Mittelohrdruckes als Folge der Tubenfunktion simulieren. Die Kalibrierung erfolgte in Schritten zu je 10 mmHg, die jeweiligen Spannungsänderungen wurden gemessen (Abbildung 22, Abbildung 23).

Es galt dann zu klären, ob mit dieser Versuchsanordnung auch ein konstantes Signal abzuleiten wäre.

Zur Prüfung der Signalkonstanz wurde der DMS erneut eingespannt und das Ausgangssignal bei konstanter Temperatur über 18 Stunden gemessen (Abbildung 24).

Wir konnten damit zeigen, dass die Messung von Folienauslenkungen im Rahmen von Druckänderungen mit Dehnungsmessstreifen grundsätzlich möglich ist - und dies auch mit einer ausreichenden Signalkonstanz.

In der Langzeitmessung konnte eine Konstanz des Messsignals über viele Stunden nachgewiesen werden, d.h., eine Langzeitmessung ist bei konstanter Temperatur, wie sie im Gehörgang vorzufinden ist, grundsätzlich möglich.

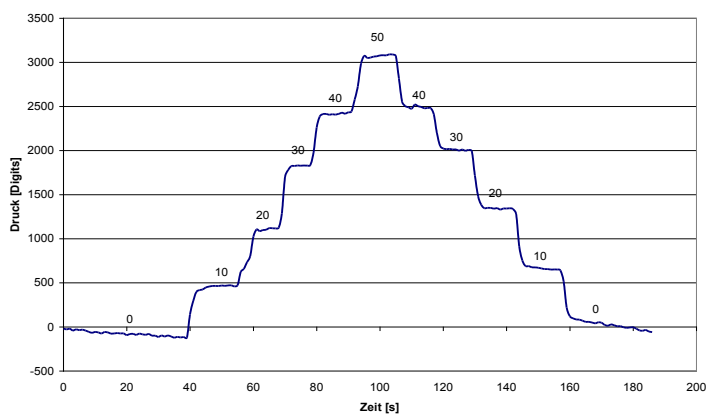


Abbildung 22: Kalibrierung mit schrittweiser Erhöhung und Absenkung des Membrandrucks
(Aus 109)

Abbildung 23: Ermittelte Tensometer-Kennlinie
(Messsignal als Funktion des Membrandrucks)
(Aus 109)

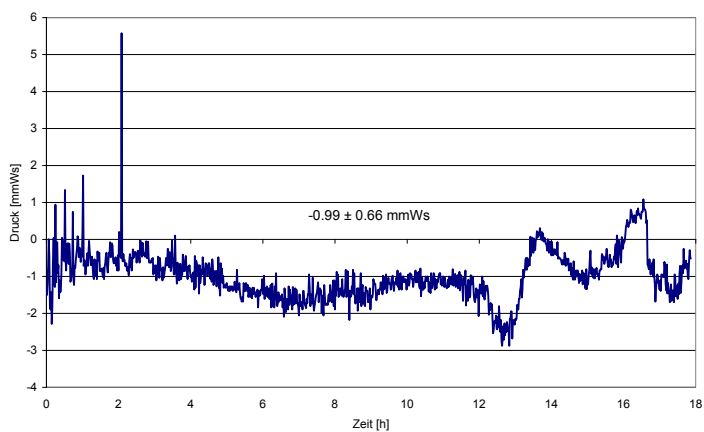
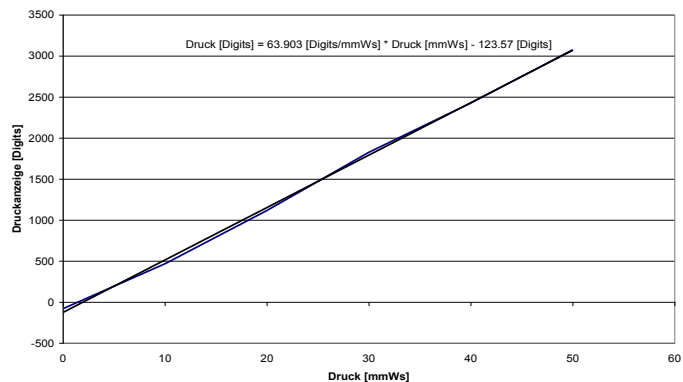


Abbildung 24: Konstanzprüfung des Messsignals über 18 Stunden

Allerdings war die Folien/DMS-Konstruktion für die Anwendung am humanen Trommelfell nicht flexibel genug, da ein starrer DMS bestehend aus Kapton verwendet wurde. Eine solch starre Folie ist beim Auflegen extrem schmerzhaft für den Patienten. Außerdem würde eine solche Folie den Trommelfellbewegungen nicht folgen, da sich der DMS nicht den Trommelfellauslenkungen folgend verformen kann. Er würde lediglich auf dem Trommelfell gleiten.

Wie aber bereits beschrieben, ist die Flexibilität und Adhäsionsfähigkeit des DMS am Trommelfell ein ganz entscheidender Faktor, um Trommelfellauslenkungen messen zu können.

Es wurde dann geprüft, ob der o.g. industriell gefertigte DMS überhaupt in der Lage ist, Trommelfellbewegungen am Felsenbeinmodell zu messen.

10.2 Messung von Trommelfellauslenkungen im Felsenbeinmodell mit einem handelsüblichen DMS

10.2.1 Material und Methodik

Es wurden zwei menschliche Felsenbeinpräparate von Körperspendern innerhalb von 24 Stunden entnommen und tief gefroren. Diese wurden zum Versuch dann wieder aufgetaut. Solche Präparate werden in der Mittelohrforschung häufig angewandt, da der Trommelfell - Gehörknöchelchen-Komplex noch funktionell intakt ist. Die Felsenbeine wurden so präpariert, dass eine Druckapplikation mit einem Tympanometriergerät in den Gehörgang möglich war. Hierzu wurde das restliche Bindegewebe am Übergang zum knöchernen Gehörgang so weit wie möglich entfernt, damit ein Gehörgangstopfen, über den der Druckaufbau durch das Tympanometriergerät üblicherweise erfolgt, druckabdichtend eingebracht werden konnte.

Anschließend wurde ein DMS auf dünner, elastischer Polyethylenfolie auf das mit NaCl befeuchtete Trommelfell aufgelegt und die Signale über dünne Drähte aus dem Gehörgang ausgeleitet (Ausführung in Halbbrückentechnik mit verbesserter Empfindlichkeit und Temperaturunabhängigkeit) (Abbildung 25). Die Signale wurden dann

an einen Verstärker abgegeben (Portabler Messverstärker: AED 9001 (HBM), Trägerfrequenzmessbrücke $f=4.8\text{kHz}$) und die Kurven über einen PC dokumentiert.

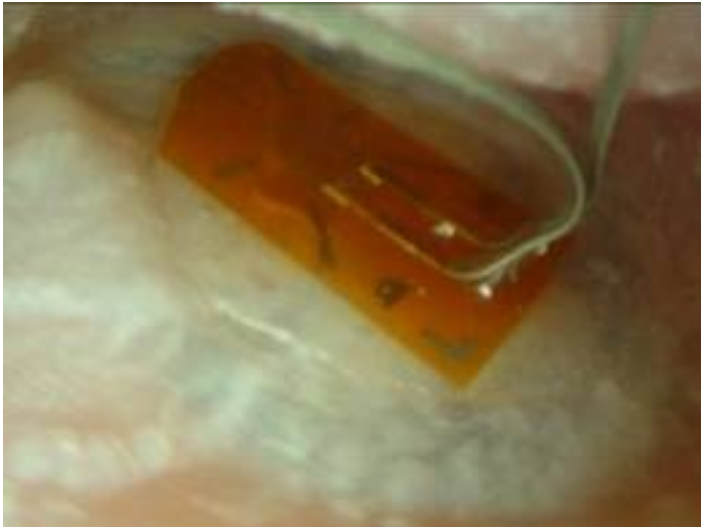


Abbildung 25: Der DMS aus Kapton liegt zentral auf dem Trommelfell

Die Signale werden über den Gehörgang ausgeleitet.

(Aus 109)

Der Gehörgangsstopfen des Tympanometriergerätes (Fa. Hortmann GmbH) wurde dann fest in den Gehörgang gepresst, um die Druckdichtigkeit herzustellen. Hierbei durfte allerdings kein zu starker Zug auf die ausgeleiteten Drähte ausgeübt werden, da es sonst zu einer Dislokation der Folie gekommen wäre. Es wurde Überdruck im Gehörgang erzeugt, der in Schritten von 10 dPa gesteigert wurde. Die Messungen erfolgten mit unkalibrierter Empfindlichkeit der Folie. Zu jeder Messung wurde eine Nullpunktkorrektur durchgeführt.

10.2.2 Ergebnisse

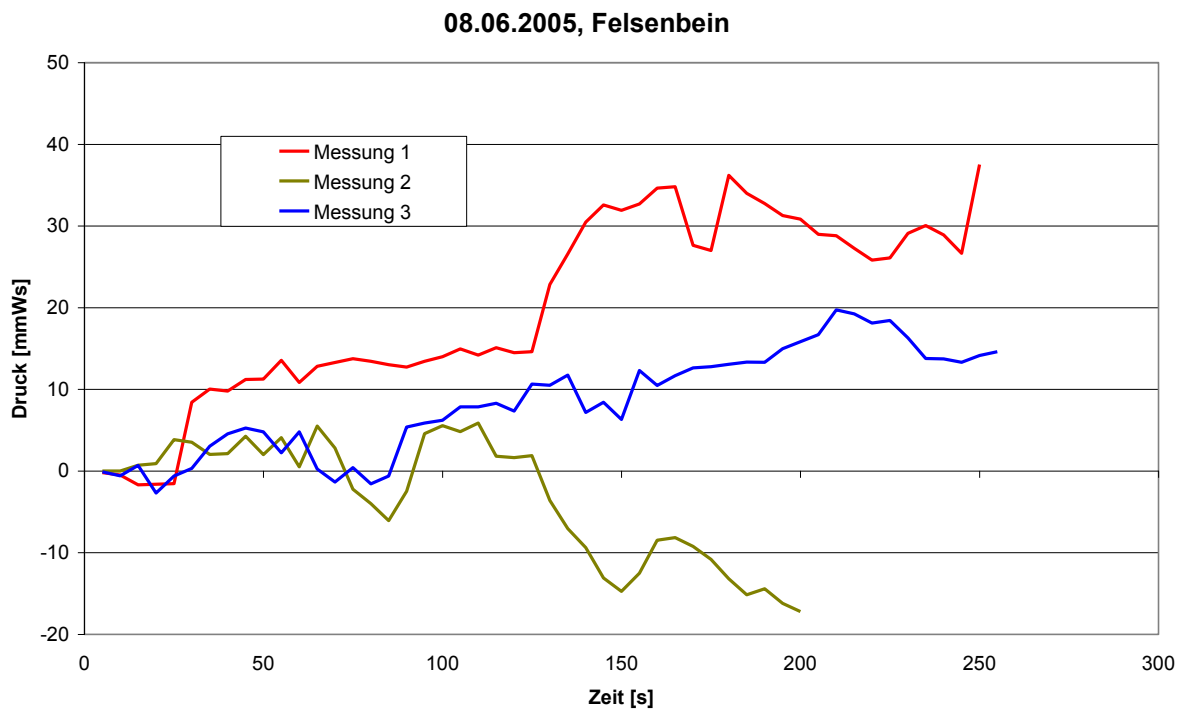


Abbildung 26: Kurvenverlauf der Druckmessung am Felsenbein

Es konnten von vier Messungen (zwei je Felsenbein) drei ausgewertet werden. Bei einer Messung war es nicht möglich, den Gehörgang druckfest abzudichten. Bei Messung 1 und 3 ist der Trend des DMS zu sehen, der Trommelfellbewegung zu folgen. Messung 2 kann dies nicht darstellen, hier war der DMS möglicherweise disloziert (Abbildung 26). Die Empfindlichkeit des DMS für eine solche Messung war ausreichend, eine Verstärkungsreserve ausreichend vorhanden.

10.2.3 Diskussion

Grundsätzlich ist die Messung von Trommelfellauslenkungen im Rahmen des Druckausgleiches mit DMS auf Kaptonbasis möglich. Allerdings ist die Kaptonfolie viel zu unflexibel und kann so den Trommelfellbewegungen nur eingeschränkt folgen. Ein weiteres großes Problem bei dieser Versuchsanordnung war die Fixierung des Gehörgangsstopfens im Felsenbeingehörgang. Hierbei kam es immer wieder zu Undichtigkeiten. Zusätzlich musste die Folie mehrmals auf dem Trommelfell nachjustiert werden, da es zu Dislokationen kam, einerseits durch den Gehörgangsstopfen selbst, andererseits durch den Kabelzug.

Eine endoskopische Sichtkontrolle war nicht möglich.

Insgesamt war die Folie nicht flexibel genug, da das Kapton sich nicht der Trommelfelltrichterform anpassen kann. Durch die Positionierung in der Mitte der Folie "schwebt" der DMS quasi frei über dem Trichter.

Folgende Verbesserungsschritte wurden aus dem o.g. Ergebnissen entwickelt:

- Entwicklung neuer Folien mit verbesserter Gießtechnologie (eingegossene flexible Zuleitungen, eingeschnittenen Folie zur besseren Anpassung an die Trommelfelloberfläche - idealerweise als Trichterform)
- Zugentlastung im Gehörgang (mechanische Entkopplung)
- Softwareoptimierung (Abtastrate, grafische Darstellung)

10.3 Entwicklung von Folien mit integrierten DMS

Es wurden Designs entwickelt, die den DMS nicht zentral auf dem Trommelfell platzieren, sondern an den "bauchigen" Stellen, also den Orten, an denen im Rahmen der Auslenkung die größte Hubhöhe entsteht. Zusätzlich wurde eine Aussparung im Bereich der Prominentia mallearis integriert, da in diesem Bereich eine plane Struktur keine Adhäsion erzeugen kann. Zur Ableitung der Signale wurden die elektrischen Leiter in die Folie integriert, so dass sich dieser Teil der Folien am Gehörgang anformen soll. Da der Gehörgang mit dem Trommelfell aber nicht gerade verbunden ist, sondern einen stumpfen Winkel bildet, musste ein flexibler Hals gebildet werden, mit dem dieses Hindernis überwunden werden kann (Abbildung 27).

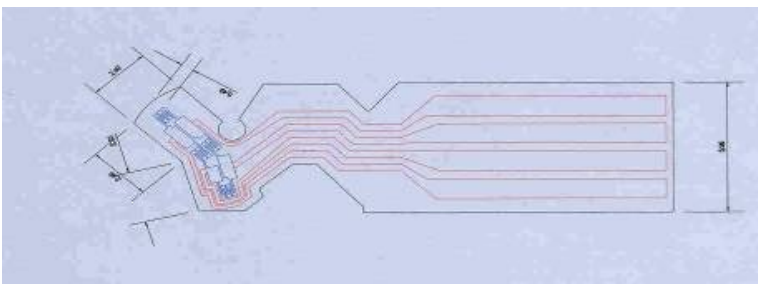
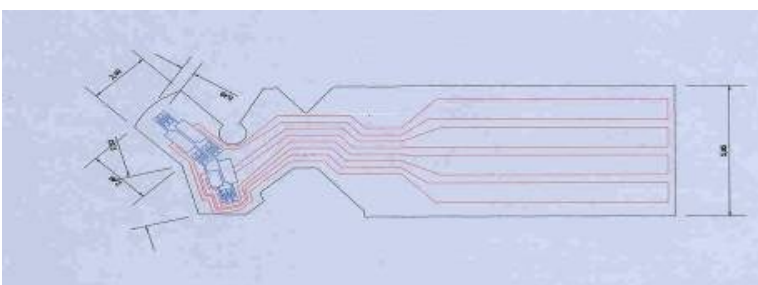


Abbildung 27: Skizzen zur Optimierung der Messfolien



Der nächste Schritt war dann, flexiblere DMS zu entwickeln, um die Adhäsion der Folie am Trommelfell möglich zu machen und damit Trommelfellauslenkungen beim Patienten überhaupt messen zu können. Dafür wurde ein neues Herstellungsverfahren entwickelt: die DMS wurden nicht mehr auf die Folie geklebt, sondern im Herstellungsprozess in die Folie selbst integriert.

10.3.1 Technik

Für die Produktion eines solchen Mikrosystems muss die verwendete Folie Temperaturen von 200 Grad Celsius ohne Veränderung ihrer Grundstruktur aushalten können, zumal sie zusätzlich mit Chemikalien wie HNO_3 , J_2 und Aceton bearbeitet wird. Alle diese Voraussetzungen bietet eine $16\mu\text{m}$ dicke Polyethylenfolie, auf der der Sensor strukturiert wird. Die Oberfläche der Silikonfolie wurde dafür plasmaaktiviert, um sowohl adsorbierte Feuchtigkeit zu entfernen als auch Radikalstellen zu erzeugen (Abbildung 28).

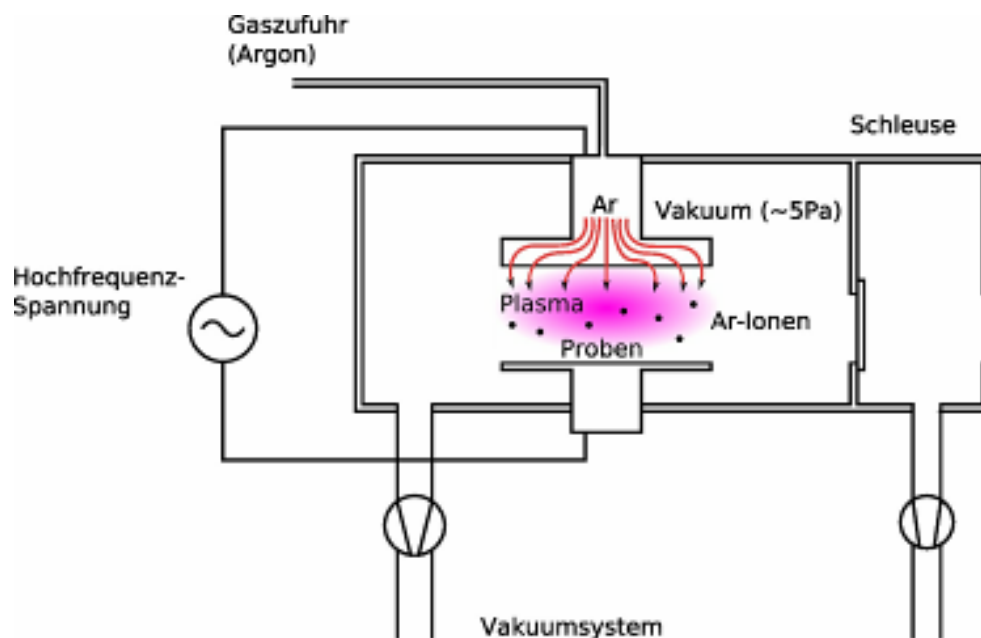


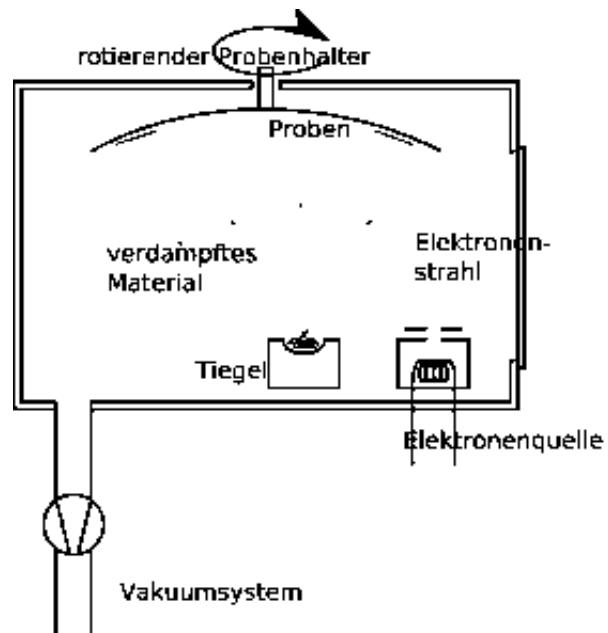
Abbildung 28: Plasmaaktivierung der Folie

(Aus 118)

Die vorbehandelten Folien wurden möglichst schnell in die Aufdampfanlage verbracht, die evakuiert ist. In dieser befindet sich auch das aufzudampfende Material. Durch einen Elektronenstrahl, der auf das zu verdampfende Metall trifft, wird dies bis zu seinem Siedepunkt erhitzt und verdampft. Es kondensiert auf allen umgebenden Flächen, so dass eine Maskierung nötig ist, um definierte Strukturen herzustellen (Abbildung 29).

Abbildung 29: Schema der Aufdampfanlage (Sputtern)

(Aus 129)



Die DMS bestehen dann aus zwei Schichten mit einer Dicke von 100nm Titan und 130nm Gold (Abbildung 30).

Abbildung 30: In die Folie integrierter DMS

Hier auf ein Leichentrommelfell (Felsenbein) aufgelegt.

(Foto aus 117)



Für die Dehnungsmessstreifen wurde eine Negativ-Struktur als Vorlage in einen Silizium-Wafer geätzt. Durch diese hindurch gelangt das Metall (Titan, Gold) als Dünnschicht auf die Silikonfolie. Danach wird die DMS-Oberfläche mit Silikonspray versiegelt und auf Trommelfell- / Gehörgangsmäße zugeschnitten.

Zur Signalübertragung wird der neuartige DMS in einer Reihenschaltung mit einem konstanten Widerstand von einer Konstantspannungsquelle gespeist. Die Widerstandsänderung des DMS wird mit einem Delta-Sigma Analog-zu-Digital-Konverter mit Zoom-Funktion (ZADC) erfasst. Der Offset des Signals wird mit dem ZADC kompensiert und das Signal verstärkt. Auf diese Weise werden die kleinen Widerstandsänderungen des hochohmigen DMS aufgelöst. Hiermit wurde erstmals ein messfähiges System entwickelt, das grundsätzlich für die Anwendung am Ohr geeignet ist (111, 112, 113, 114).

11 Folien mit integrierten DMS: Messungen von druckinduzierten Trommelfellbewegungen am Felsenbein

Erste Vorversuche am technischen Mittelohrmodell (s.o.) konnten bereits zeigen, dass eine Messung von druckinduzierten Folienauslenkungen über mehrere Minuten problemlos möglich ist. Ziel war es nun zu testen, ob sich Druckänderungen im Felsenbeinmittelohr und die daraus folgenden Trommelfellauslenkungen mit den Folien mit integrierten DMS erfassen lassen.

11.1.1 Material und Methodik

Die DMS wurden, wie oben beschrieben, lithografisch aus aufgesputterten Schichten auf flexiblen PET-Folien strukturiert. Die Isolation der DMS wurde nun durch eine aufgeschleuderte Schicht medizinischen Silikons erreicht. Der Folien-DMS wurde mit Hilfe eines Folienklemmsteckers zur Auswerteelektronik kontaktiert.

Es wurden drei Felsenbeine zum Test präpariert. Diese Felsenbeine wurden post mortem entnommen, tiefgefroren und zu Versuchszwecken aufgetaut. Die aufgetauten Felsenbeine wurden von Muskel- und Bindegewebe befreit und so zur Messung aufbereitet. Dazu wurden im knöchernen Anteil der Tuba auditiva zwei Venenverweilkatheter platziert, mit Silikon und Wachs fixiert und die Pauke abgedichtet. An einem Katheter wurde eine Einmalspritze zur Erzeugung von Über- und Unterdruck (0,5 - 2 ml), an dem anderen ein Manometer zu Druckmessung angeschlossen. Danach wurde der knöcherne Gehörgang gesäubert und das umliegende Gewebe entfernt, um einen guten Zugang zum Trommelfell zu gewährleisten (Abbildung 31).

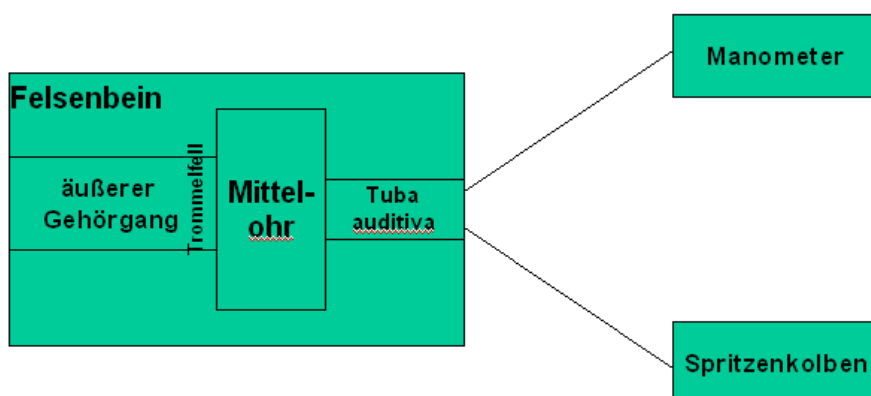


Abbildung 31: Skizze des Versuchsaufbaus

Es erfolgte dann das Auflegen der Messfolie auf das Trommelfell unter mikroskopischer Sichtkontrolle. Zur Verbesserung der Adhäsion wurden einige Tropfen NaCl-Lösung auf das Trommelfell geträufelt. Die Folie wurde über den Gehörgang nach Außen geführt und der Klemmstecker am Rand des Felsenbeinpräparats fixiert. Dann wurde mehrmals manuell ein Über- und Unterdruck über den Spritzenkolben erzeugt.

Die Trommelfellauslenkungen bei Über- und Unterdruck wurden gemessen und die Adhäsionsfähigkeit der Folie gleichzeitig videoendoskopisch (0 Grad Optik, Speicherung mit KARL STORZ AIDA®) dokumentiert.

Danach wurden mit dem Diodenlaser Trommelfellperforationen verschiedener Größen (1 bis maximal 7 mm) in den hinteren Quadranten erzeugt. Ziel war es, Hinweise zu bekommen, ob ein solches Messverfahren perspektivisch auch bei kleinen Trommelfellperforationen zur Anwendung kommen kann. Die Messfolie wurde so aufgelegt, dass sie die Trommelfellperforation von außen überdeckte und über Wasseradhäsion möglichst abdichtete. Anschließend erfolgte erneut die Messung unter Applikation wechselnder Mittelohrdrücke (Abbildung 32).



Abbildung 32: Versuchsaufbau

Die Folie mit Dehnungsmessstreifen ist auf das Felsenbeintrommelfell aufgelegt; die Trommelfellbewegungen werden videoendoskopisch dokumentiert. Zusätzlich sind die 2 ml Spritze zur Druckapplikation, sowie das Manometer im oberen Anteil des Bildes zu sehen. (Foto aus 115)

Die Messsignale von DMS und Drucksensor wurden bei den Vollbrückenmessungen von der Auswertelektronik verarbeitet und diese an den PC übertragen. Eine Vollbrückenschaltung der DMS sorgt für eine temperaturunabhängige Messung. Bei der anschließenden Nutzung von Einzelwiderständen der DMS-Brücke wurden diese von einer Konstantstromquelle gespeist. Die Spannungsmessung für die Aufnahme der DMS- und Druckmessspannung erfolgte mit einem 16-Bit-Universal-AD-Wandler. In beiden Untersuchungsvarianten erfolgten die Messungen des DMS und des Drucksignals gleichzeitig, so dass zeitliche Verschiebungen zwischen den Signalen bestimmt werden konnten.

11.1.2 Ergebnisse

Die Messfolien ließen sich unter mikroskopischer Sicht auflegen und zeigten bei ausreichend feuchtem Trommelfell in den unteren Quadranten im "bauchigen" Bereich des Trommelfells eine zuverlässige Adhäsion.

Die Applikation von Über- und Unterdruck war bei diesem Versuchsaufbau problemlos möglich. Allerdings fiel der Druck nach etwa 2 Sekunden aufgrund natürlicher Undichtigkeiten im Felsenbeinpräparat ab.

Bei geringen Druckänderungen folgt bei der Verwendung der Folientwürfe die Aufzeichnung der Trommelauslenkungen der Druckänderung im Mittelohr proportional, die Druckmaxima werden ohne Verzögerung durch die Spannungmaxima der DMS abgebildet (Abbildung 33). Bei höheren, jedoch unphysiologischen Mittelohrdrucken ist die Messung mit den DMS nur bis zu einem bestimmten Druckniveau möglich, weil sich die Messfolie bei starker Trommelfellvorwölbung ablöst (Abbildung 34).

Trommelfellbewegungen durch Veränderungen des Mittelohrdruckes mit den nachfolgenden Folienbewegungen konnten mit der Videoendoskopie präzise dargestellt werden.

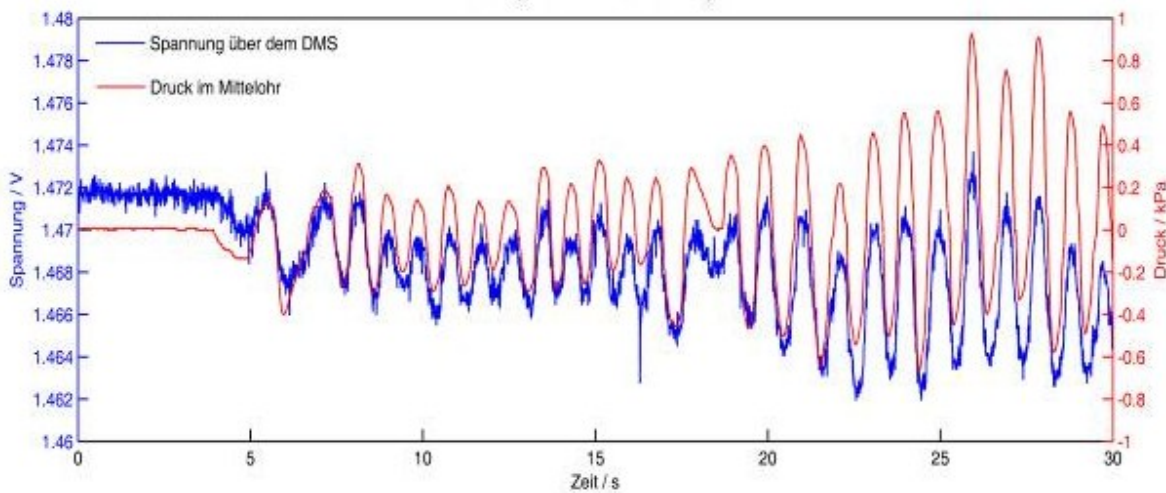


Abbildung 33: Messkurve kleiner Druckschwankungen (+/- 1 kPa)

Korrespondierende Spannungsänderungen des Dehnungsmessstreifens. Die Spannungsänderungen verlaufen proportional zu den Druckänderungen.

(Aus 115)

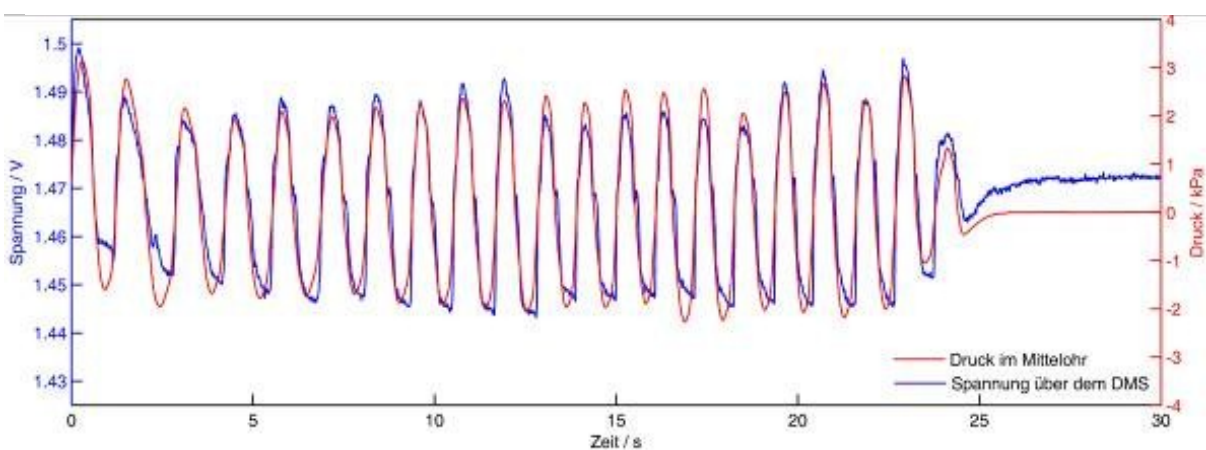


Abbildung 34: Messkurve größerer Druckschwankungen (+/- 3 kPa)

Korrespondierende Spannungsänderungen des Dehnungsmessstreifens. Druckveränderungen außerhalb der 3 kPa-Grenze rufen keine Spannungsveränderungen mehr hervor, da sich die Folie vom Trommelfell ablöst.

(Aus 115)

Die Polyimidfolie mit planer Struktur formt sich dem Trommelfell nicht an, d.h., sie liegt im Bereich des Umbo und des Hammergriffes nicht auf, da sie die Trichterform des Trommelfells nicht nachbilden kann. Die Prominentia mallearis sorgt im Bereich der oberen Quadranten bei starker Ausprägung für ein Abheben der Folie.

Trommelfellbewegungen im Rahmen der Änderung des Mittelohrdrucks folgt die Folie mit einer geringen Gleitbewegung. Teilweise bilden sich im Rahmen des Messvorgangs auch Luftblasen zwischen Trommelfell und Folie (Abbildung 35).

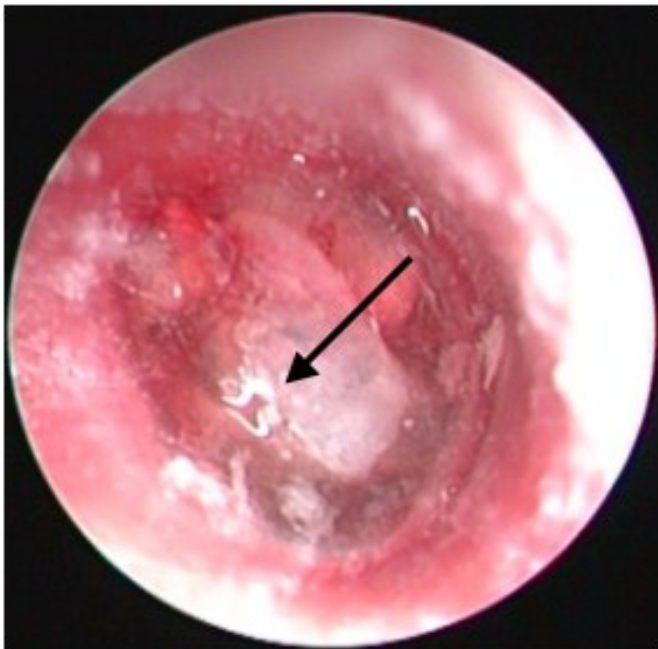


Abbildung 35: Bei Trommelfellbewegungen im Rahmen des Druckausgleiches bilden sich Luftblasen unter der Polyimidfolie

(Foto aus 117)

Trommelfellperforationen von weniger als 2 mm können durch die Folien gut abgedichtet werden. Es ist dann eine Messung der Trommelfellauslenkungen auch bei größeren Druckänderungen möglich.

Trommelfellperforationen von mehr als 4 mm können mit den derzeitigen Foliendesigns nur unzuverlässig abgedeckt werden.

11.1.3 Diskussion

In unseren Versuchen konnten wir videoendoskopisch zeigen, dass die Polyimidfolie den Trommelfellauslenkungen nur gleitend folgt, da sie selbst nicht dehnbar ist wie die Trommelfellmembran. Der DMS misst eine kombinierte Gleit-Biegebewegung bei den

verwendeten Folientwürfen. Dadurch entstehen kleine Luftblasen zwischen Folie und Trommelfell.

Wünschenswert wäre eine Folie, die ähnlich dehnbar und geformt ist wie das Trommelfell und deren Dehnung dann gemessen wird.

Dies ist technisch äußerst schwer zu bewerkstelligen. So werden industriell verwendete DMS, wie bereits beschrieben, auf dem Messobjekt fest fixiert, was am Trommelfell aus vielen Gründen nicht möglich ist.

Die beschriebenen Untersuchungen haben nachgewiesen, dass die Messspannung von Folien-Dehnungsmessstreifen die Bewegung des Trommelfells und damit die Druckverhältnisse im Mittelohr auch bei schnellen Änderungen phasenrichtig abbilden kann. Die DMS-Vollbrücke reagiert sehr empfindlich auf Fehler in der Positionierung und erscheint dadurch wenig geeignet. Mit Einzelwiderständen konnten trotz geringerer Messempfindlichkeit gute und reproduzierbare Ergebnisse erreicht werden. Die Anfälligkeit für Messfehler durch Temperaturänderungen im Gehörgang ist hierbei zu vernachlässigen, da im Gehörgang weitestgehend Temperaturkonstanz herrscht.

Kleine Trommelfellperforationen lassen sich mit der Folie bedecken und geringe Druckänderungen ohne Ablösen der Folie messen.

Große Trommelfellperforationen lassen sich mit der vorliegenden Folie nicht luftdicht abdecken, es ist also keine Messung von Trommelfellbewegungen im Rahmen des Druckausgleichs möglich. Dazu ist die Folie zu unflexibel.

Bei größeren Druckänderungen reichten die Adhäsionskräfte der Folie nicht aus, und es kam zur Ablösung.

Allerdings sind intratympanale Druckveränderungen von mehr als 2 kPa als unphysiologisch zu werten (115).

12 Überprüfung der Adhäsion zwischen DMS Folie und Trommelfell mit der optischen Kohärenztomographie (OCT)

Um die genannten Schwachstellen noch besser zu identifizieren und zu charakterisieren, bedienen wir uns eines geeigneten Schnittbildverfahrens: der optischen Kohärenztomographie (engl. optical coherence tomography, OCT). Mit der OCT ist es möglich, auch kleinste Areale aufzudecken, in denen die Folie nicht anhaftet.

Die optische Kohärenztomografie ist ein Untersuchungsverfahren, bei dem Licht geringer Kohärenzlänge mit Hilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung reflektierender Materialien eingesetzt wird. Vorteile gegenüber konkurrierenden Verfahren sind die relativ hohe Eindringtiefe (1-3 mm) in streuendes Gewebe und gleichzeitige hohe axiale Auflösung (0,5-15 μm) bei hoher Messgeschwindigkeit.

12.1.1 Material und Methodik

Es wurde ein handelsübliches OCT-System (Spectral Radar; Thorlabs) an den Kameraport eines Operationsmikroskops angekoppelt (Hi Res 1000, Möller Wedel). Die zentrale Wellenlänge des optischen Kohärenztomographiesystems betrug 840 nm.

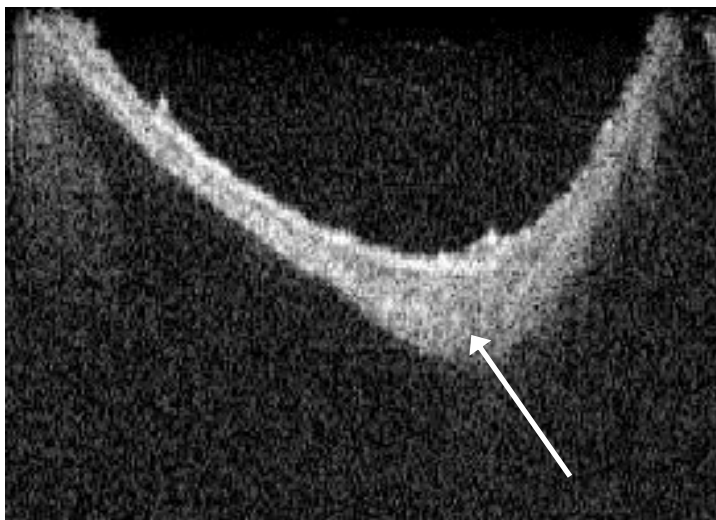
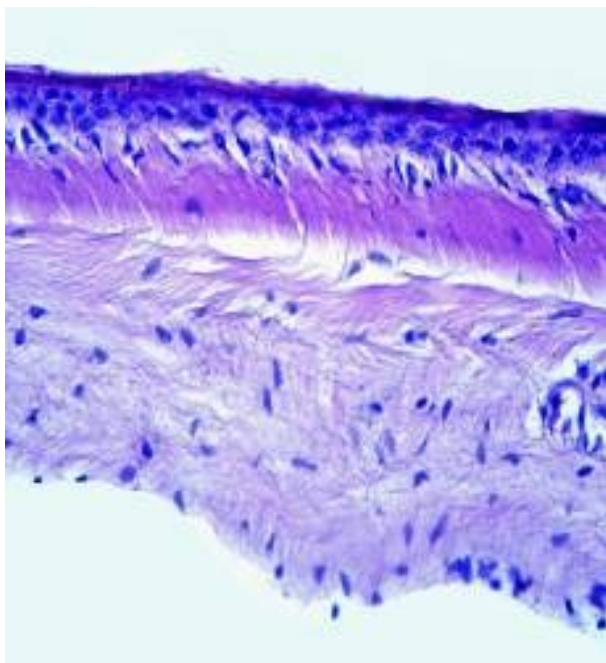


Abbildung 36: Optische Kohärenztomographie eines nicht pathologisch veränderten Trommelfells

Der dreischichtige Aufbau ist sichtbar (Pfeil zeigt auf den Umbo)

(Foto aus 117)

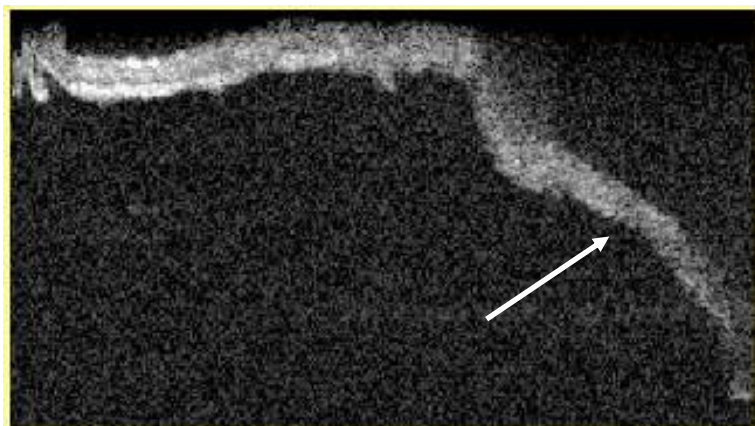


**Abbildung 37: Korrespondierendes
mikroskopisches Bild des Trommelfells**
(Färbung H &E, Vergrößerung x40)
(Foto aus 117)

**Abbildung 38: OCT Scan einer atrophien
Trommelfellmembran**

Die dreischichtige Struktur ist aufgehoben (Pfeil),
die Folie hat sich nach Druckapplikation abgelöst
und ist nicht mehr darstellbar

(Foto aus 117)



Dieses System erlaubt das Scannen mit der optischen Kohärenztomographie im zentralen Gesichtsfeld des Operationsmikroskops. Die seitliche und longitudinale Auflösung war ungefähr 12 - 24 μm , die Messtiefe bis zu 2,5 mm. Durch Verwendung eines Zooms konnte die seitliche Auflösung zwischen 2 und 8 mm variiert werden. Mit diesem System war es möglich, bis zu 1000 Scans pro Sekunde durchzuführen.

Es wurden zunächst Scans menschlicher Trommelfelle an drei Felsenbeinpräparaten ohne Folie durchgeführt, um die normale Trommelfellstruktur darzustellen. Danach wurden Scans mit aufgelegter Folie durchgeführt (Abbildung 36, Abbildung 37, Abbildung 38).

Es wurden drei verschiedenen Foliendesigns an drei verschiedenen Felsenbeintrommelfellen getestet. Bestandteil aller Folien war ein Hals am Übergang vom Gehörgang zum Trommelfell. Folie 1 zeigte mehrere Einkerbungen an der Folienseite, Folie 2 eine Einkerbung für die Aussparung im Bereich des Hammergriffs.

Folie 3 war zusätzlich mit einem integriertem DMS bestückt.

Die Foliendicke betrug 12 μm , die Folien bestanden aus Polyethylen (Abbildung 39).

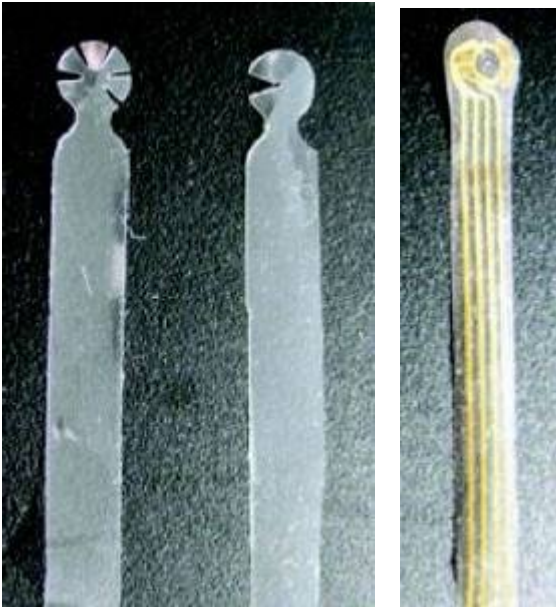


Abbildung 39: Folien

Links zwei unterschiedliche Foliendesigns, eine Folie mit Einkerbung im Bereich des Hammergriffs, die andere seitlich eingeschnitten, rechts Folie mit integriertem DMS

(Fotos aus 117)

Die Folien wurden dann unter mikroskopischer Sicht aufgelegt und wie im Vorversuch Über- und Unterdruck appliziert. Danach wurde die Lage der Folien auf der Trommelfellmembran mit dem OCT-System untersucht.

12.1.2 Ergebnisse

Wir konnten mit der OCT zeigen, dass sich bei der Gleitbewegung der Folie über dem Trommelfell kleinste Flüssigkeitskammern bilden, die unter endoskopischer und mikroskopischer Sicht nicht darstellbar waren (Abbildung 40). Die wenigsten Flüssigkeits-/Luftkammern bilden sich im Bereich der unteren Quadranten, am "bauchigen Anteil" des Trommelfells. In den oberen Quadranten scheint die Adhäsionsfähigkeit der Folie grundsätzlich schlechter zu sein, hier entstehen bei jeder Trommelfellbewegung Flüssigkeits-/Luftkammern. Diese unterstützen das Gleiten der Folie und vermindern die Adhäsionsfähigkeit (Abbildung 41).

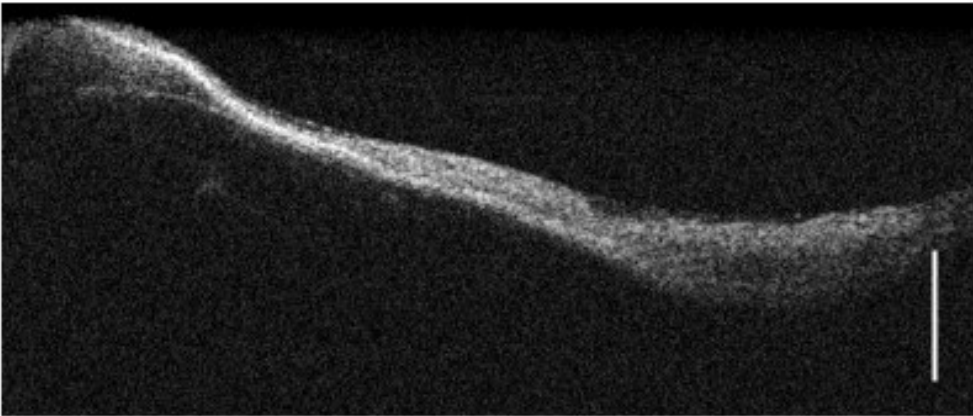


Abbildung 40: Optische Kohärenztomografie - Trommelfell mit aufgelegtem DMS vor Druckausgleichsmanöver

(Foto aus 117)



Abbildung 41: Optische Kohärenztomografie - Trommelfell mit aufgelegtem DMS nach Druckausgleichsmanöver

Es bilden sich auch mikroskopisch nicht sichtbare Luftblasen zwischen Folie und Trommelfell (Pfeil). (Foto aus 117)

Der nicht segmentierte Streifen bedeckt zwar die Trommelfellmembran komplett, allerdings gleitet er mehr. Es werden vermehrt Regionen gefunden, bei denen der Kunststoffstreifen nicht mehr adhäsiv mit dem Trommelfell verbunden ist.

Der segmentierte Streifen zeigt eine bessere Adhäsionsfähigkeit, besonders in den oberen Quadranten. Hier sind weniger Gleitartefakte sichtbar.

Der dünne Flüssigkeitsfilm über den die Adhäsionskräfte vermittelt werden, ist in den meisten Bereichen des Trommelfells sowohl vor als auch nach der Druckapplikation darstellbar.

Die nicht segmentierte Folie und die mit DMS besputterte Folie zeigen bei der Untersuchung mit der OCT die gleichen Adhäsionseigenschaften. Dies könnte ein Hinweis darauf sein, dass der DMS die Eigenschaften der Folie nicht grundlegend verändert.

Ein Trommelfell zeigte eine atrophe Trommelfellregion im hinteren, oberen Quadranten. Hier war keinerlei Adhäsion durch die Folie zu erzeugen, sie löste sich vom Trommelfell nach Druckapplikation ab.

12.1.3 Diskussion

Mit der optischen Kohärenztomographie wurden drei unterschiedliche Streifendesigns hinsichtlich ihrer Adhäsionsfähigkeit untersucht. Wir konnten zeigen, dass keine der Prototypen eine ideale Folie darstellt, die nur den Trommelfellauslenkungen folgt und nicht gleitet. Bei der unsegmentierten, aber auch bei der segmentierten Folie, zeigten sich Luft- und Flüssigkeitsansammlungen zwischen Folie und Trommelfell nach Trommelfellbewegungen. Allerdings zeigt die segmentierte Folie bessere Adhäsionsfähigkeiten. Das Auftragen eines DMS scheint die Folieneigenschaften nicht zu verändern (117).

Das derzeit vorhandene Messsystem ist in der Lage, Trommelfellauslenkungen in der Größenordnung, wie sie üblicherweise im Rahmen des Druckausgleichs vorkommen, zu messen. Der DMS wird nicht, wie technisch sonst üblich, auf dem Messobjekt fixiert, sondern er liegt dem zu messenden Objekt (Trommelfellmembran) per adhäsionem an. Dabei beschreibt er im Rahmen der Messung eine Biege-/Gleitbewegung. Je schlechter

die Adhäsion der Folie ist, desto mehr gleitet der DMS und desto ungenauer ist die Messung.

Die Signale werden über den Gehörgang ausgeleitet, die Leiterbahnen sind in die Folie integriert. Es ist möglich, diese Signale zu übertragen und am PC auszuwerten. Zusätzlich ist es möglich, Trommelfellauslenkungen am Probanden zu messen und dies in der Druckkammer auch über einen längeren Zeitraum (siehe nachfolgende Kapitel).

In der derzeitigen Version sind die Folien mit den integrierten DMS noch zu unflexibel, d.h., sie gleiten zu sehr auf der Trommelfellmembran, wie wir mit der OCT zeigen konnten. In stark veränderten Regionen (z.B. stark atrophe Trommelfellmembran) löst sich die Folie ganz ab.

Unter idealen Voraussetzungen wäre die Folie trichterförmig wie das Trommelfell und der darin integrierte DMS würde sich mit flexibleren Folien selbst mitdehnen.

Dies ist technisch derzeit unmöglich. Dennoch zeigt sich aus den Erkenntnissen der Felsenbeinexperimente durchaus Verbesserungspotenzial.

Eine segmentierte Folie zeigt eine bessere Adhäsionsfähigkeit als eine unsegmentierte Folie.

Zukünftig könnte die Folie in mehrere Segmente aufgeteilt werden und jedes Segment dann mit einem DMS belegt werden. Es wäre dann technisch möglich, nicht alle DMS gleichzeitig zu messen, sondern einzelne DMS auszuwählen, die an den flexibelsten Stellen der Trommelfellmembran anhaften. Dies wäre für die Langzeitmessungen von pathologisch veränderten Trommelfellmembranen eine nützliche Lösung, da DMS im Bereich von z.B. Kalkplaques abgeschaltet werden könnten.

Ein weiteres äußerst wichtiges Problem, welches zu lösen ist, ist die Langzeitmessung der Tubenfunktion bei Trommelfellperforationen. Hierzu ist eine gute Adhäsionsfähigkeit und Flexibilität der Folie besonders wichtig, da die Perforation zur Messung luftdicht abgeschlossen werden muss.

Erst dann könnte man mit diesem Messsystem die Perforation langfristig abdecken und die Druckentwicklung im Mittelohr messen. Nur dann könnte man eine Aussage über die

mögliche postoperative Druckentwicklung nach Tympanoplastik machen und damit auch möglicherweise einen Tubenscore zur Auswahl des Operationsverfahrens bilden.

Dies ist mit dem derzeitigen Messsystem noch nicht möglich.

Die in die Folie integrierten Leiterbahnen sorgen für eine gute Signalübertragung, sind aber hinsichtlich der Foliendislokation während der Messung ein Problem. Sowie der DMS nicht mehr dem Trommelfell anliegt, ist die Messung nicht mehr möglich.

Wünschenswert wäre deshalb ein kurzer Messstreifen, der an seinem Ende einen Sender besitzt, der die Signale kabellos aus dem Gehörgang überträgt. Dieser würde seltener dislozieren als die derzeitigen DMS.

Ein Empfänger könnte dann hinter der Ohrmuschel platziert werden. Hierzu laufen derzeit die Vorversuche, die Signale lassen sich mit blue-tooth- oder RFID-Technik übertragen. Zur Verbesserung der Zuverlässigkeit bei mechanischer Beanspruchung und zur Verringerung der Temperaturabhängigkeit der Messwerte wird ein neues Design der DMS-Folien mit Konstantan-Widerständen (Cu-Ni-Mn) entwickelt, das auch eine bessere Anpassung an die Kegelform des Trommelfells realisieren wird.

13 Messung von Druckausgleichsmanövern am Probanden mit der Tensometrie

Druckausgleichsmanöver müssen aktiv durchgeführt werden. Sie dienen als orientierende, klinische Untersuchung und müssen teilweise auch beim Tauchen oder Fliegen zum Druckausgleich genutzt werden. Gleichzeitig stellt der Valsalva Versuch diejenige Methode dar, ein intaktes Trommelfell weitestmöglich auszulenken.

Der Valsalva-Versuch ist ein Tubendurchgängigkeitstest. Bei zugehaltener Nase und geschlossenem Mund wird durch Expiration ein Überdruck im Nasenrachen erzeugt, der das pharyngeale Tubenostium passiv öffnet und das Trommelfell zum Gehörgang hin auslenkt.

Will man hingegen Einwärtsbewegungen des Trommelfelles erzeugen, so kann man sich des Toynbee-Versuches bedienen. Dadurch entsteht im Nasenrachen ein kurzfristiger Überdruck, der von einem länger andauernden Unterdruck gefolgt wird. Davon wird das Trommelfell ins Mittelohr eingezogen.

13.1.1 Material und Methodik

Wünschenswert wäre es, solche Auslenkungen des Trommelfells mit der aufgelegten Folie zu erfassen. Die Messung von Druckausgleichsmanövern wurde an vier freiwilligen Probanden nachgewiesen. Dabei wurde die Folie auf das Trommelfell der Probanden gelegt. Zur Verbesserung der Adhäsion und zur Oberflächenanästhesie diente ein dünner Film aus Xylonest-Lösung, der vorher aufs Trommelfell appliziert wurde. Die Probanden wurden aufgefordert, nacheinander jeweils das Valsalva-Manöver und den Toynbee-Versuch durchzuführen. Die Messsignale wurden über den Gehörgang ausgeleitet und konnten messtechnisch erfasst werden.

13.1.2 Ergebnisse

Die Messung von Trommelfellbewegungen war bei allen Probanden möglich (Abbildung 42). Es konnte jeweils die Einwärts- und Auswärtsbewegung des Trommelfells nachvollzogen werden. Auch eine längere Abfolge von Druckausgleichsmanövern war möglich, allerdings muss hierbei der Kopf stillgehalten werden, da es sonst zum Kabelzug über den Gehörgang auf den DMS kommt.

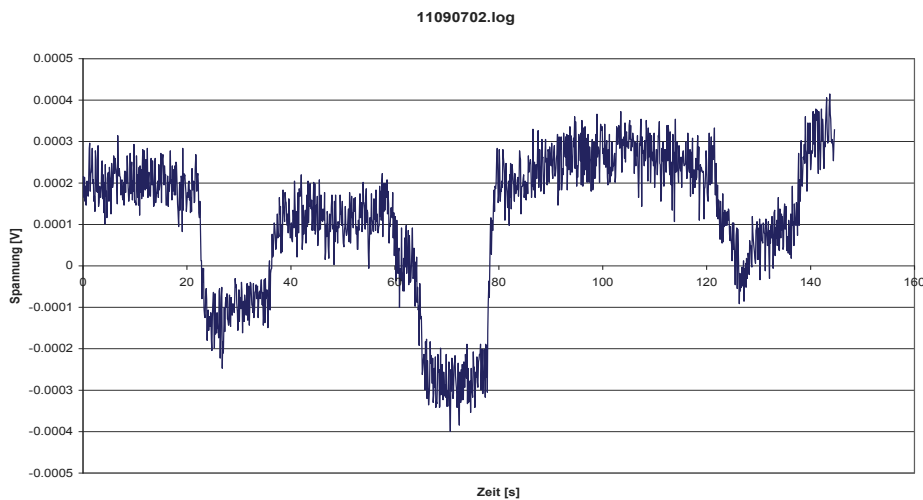


Abbildung 42: Kurvenverlauf mehrerer Druckausgleichsmanöver eines Probanden (Aus 129)

In Abbildung 43 ist der Valsalva-Versuch eines Probanden dargestellt. Die Messung befindet sich am linken Rand des Diagramms. Hier zeigt sich noch während der Inspiration ein kleiner Peak, der eine kurze Einziehung des Trommelfells darstellt. Danach beginnt die Auswärtsbewegung des Trommelfells durch den im Mittelohr erzeugten Überdruck (weiterer Verlauf der blauen Linie nach rechts). Der weitere Verlauf der Trommelfellauslenkung ist dann auf der pinkfarbenen Linie zu verfolgen (von links nach rechts). Nach kurzer Zeit wird der Mittelohrdruck über die Tube ausgeglichen, und das Trommelfell geht in die Ausgangsstellung zurück.

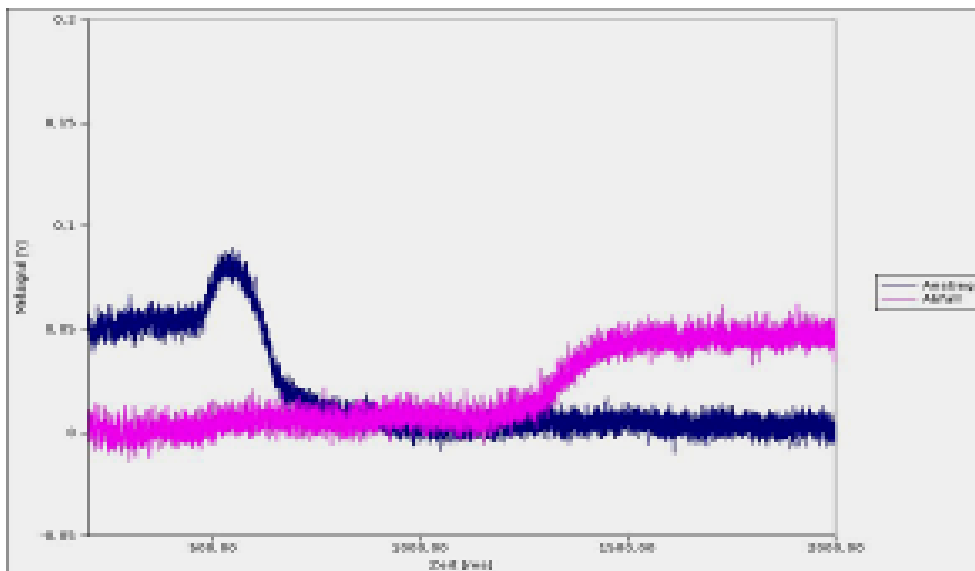


Abbildung 43: Kurvenverlauf eines Druckausgleichsmanövers eines Probanden

(Aus 129)

Die Applikation von dünnen Folien mit aufgedampften Dehnungsmessstreifen per adhäsionem auf das menschliche Trommelfell war schmerzfrei möglich. Die Ankopplung an das Trommelfell war gut. Die Aufzeichnung von Trommelfellauslenkungen war möglich und reproduzierbar, die Ausleitung der Messsignale über den Gehörgang praktikabel.

13.1.3 Diskussion

Möglicherweise lassen sich mit der Tensometrie mit den bisherigen Methoden nicht darstellbare Tubenfunktionsstörungen diagnostizieren (z.B. Tubenverschlussinsuffizienz als Vorstufe einer klaffenden Tube). Der Peak in der Inspirationsphase könnte als "sniffing-Effekt" bei möglicherweise "okkult klaffender Tube" zu interpretieren sein, da bei den Probanden sowohl in der klinischen Untersuchung bei unauffälliger Tympanometrie als auch in der Anamnese diese Tubenfunktionsstörung nicht bekannt war. Hier müssen noch weitere Studien erfolgen, ob die Tensometrie auch in diesem Bereich als diagnostisches Verfahren einsetzbar ist.

In der Begutachtung von Tauchern und Piloten ist ein weiteres Einsatzgebiet denkbar, da diese beiden Berufsgruppen nur bei funktionierendem Druckausgleich ihren Beruf ausüben dürfen. Hier könnte die Tensometrie im Zweifelsfall (bei fehlender optischer Trommelfellbewegung) ein objektives Messverfahren sein.

14 Tensometrische Messungen in der Druckkammer

Mit den üblichen Tubenfunktionsmessungen ist es lediglich möglich, "Momentaufnahmen" der Tubenfunktion zu zeigen. Eine Langzeitmessung wäre aber wünschenswert, um den Verlauf und die Effektivität der Tubenfunktion darzustellen. Im Felsenbeinmodell konnten wir bereits zeigen, dass es möglich ist, Trommelfellauslenkungen, die aus Druckänderungen im Mittelohr resultieren, zu messen.

Möchte man dieses Messsystem am Probanden anwenden, so ist der Flexibilität der Folie, wie bereits in den vorherigen Kapiteln erwähnt, ein noch höherer Stellenwert zuzuordnen. Das Trommelfell ist außerordentlich schmerzempfindlich. Die Außenseite wird vom Nervus auriculotemporalis und vom Ramus auricularis nervi vagi, gelegentlich noch von Ästen aus dem Nervus facialis und dem Nervus glossopharyngeus, die Innenseite vom Plexus tympanicus und vom Nervus vagus innerviert.

Auch der Gehörgang ist außerordentlich schmerzempfindlich. Die vordere und obere Wand des Gehörgangs versorgt der Nervus meatus acustici externi (aus dem Nervus auriculotemporalis), die hintere und zum Teil auch die untere Wand der Ramus auriculi nervi vagi. An der Innervation der hinteren Gehörgangswand beteiligen sich auch die Rami auriculares des Nervus facialis und des Nervus glosspharyngeus, wobei alle Innervationsgebiete außerordentlich variabel sind.

Für den "Probandenkomfort" und die Schmerzvermeidung bei der Messung sind neben der Flexibilität der Folie eine umsichtige Auflagetechnik unter mikroskopischer Sicht sowie die Verwendung von anästhesierenden Ohrentropfen vor der Messung notwendig.

Um die Machbarkeit einer Langzeitmessung der Tubenfunktion am Probanden zu zeigen, wurden die Trommelfellbewegungen bei vier Probanden mit der Tensometrie in einer Druckkammer gemessen. Die Druckkammer bietet sich als eine Art Zeitraffer an, da man Druckveränderungen zwischen dem Mittelohr und der Umgebung schnell variieren kann. Sowohl unterdruckbedingte Einziehungen des Trommelfells bei ausbleibender Tubenöffnung sollen messbar sein als auch Trommelfellauslenkungen, ausgelöst durch übliche Druckausgleichsmanöver bzw. bei physiologischen Tubenöffnungen.

14.1.1 Material und Methode

Für die Anwendung am Probanden wurden die Folien mit DMS im Herstellungsprozess nochmals modifiziert und dünner gestaltet.

Für die Herstellung der Prototypen wurden hitzebeständige, ca. 10 µm dicke thermostabile PET-Folien verwendet. 10 cm x 10 cm große Stücke dieses Folienmaterials wurden mit Aceton und Isopropanol in einem Ultraschallbad gereinigt und anschließend faltenfrei mit Kaptonklebeband auf eine Glasscheibe aufgespannt. In einem Sputterprozess (Leybold-Heraeus Z550) wurde rotierend eine dünne Titanschicht, gefolgt von einer dünnen Goldschicht als Oxidationsschutz aufgebracht. Die Dehnungsmessstreifen wurden in Photoätztechnik strukturiert. Dazu wurde der aufgeschleuderte Fotolack in Kontaktbelichtung durch eine in AutoCAD erstellte Folienmaske im Belichter MA4 (Firma Karl Süss Garching, Deutschland) mit UV-Licht belichtet (Abbildung 44).

Die Strukturierung erfolgte nasschemisch, die Bestimmung der Schichtdicken mit einem Oberflächenprofilometer (Alpha Step 200). Anschließend wurden Kupferdrähte mit Leitsilber an die 3 Anschlusspunkte der Messgitter geklebt und die Folien mit Flüssigsilikon in Sprühlackform überzogen.



Abbildung 44: Wafer mit fixierter Folie

(Foto aus 118)

Abschließend wurden die Folien-DMS auf Trommelfellgröße zugeschnitten.

Insgesamt ist dieser Prototyp wie ein breiter Streifen gestaltet. Die Konfektionierung als breiter Streifen soll die Adhäsion am Gehörgang erhöhen und gleichzeitig durch eine leichtere Anformung an die Gehörgangsoberfläche weitestgehende Schmerzfreiheit

gewährleisten. Der abgerundete und durch Inzisionen abgegrenzte "Kopf", der die eigentliche, auf das Trommelfell aufzubringende Messfolie darstellt, soll so die größtmöglichen Adhäsionskräfte am Trommelfell entfalten. Dies soll einerseits Messfehler und eine Dislokation vermeiden, andererseits die oben beschriebene Gleitbewegung der Folie beim Messvorgang begrenzen.

Der Rest des Streifens integriert die elektrischen Ableitungen zur Registrierung des Messsignals, der in kurzer Distanz zum Ohr angeschlossen wird und der dem System eine Referenzspannung zuführt, mit der die hochflexiblen Folien-DMS nach dem Applizieren auf das Trommelfell und vor Beginn der Messung abgeglichen werden.

Der Messverstärker wurde auf eine Verstärkung von 500 eingestellt und das Signal mit einer Abtastrate von 250 Hz aufgezeichnet. Dazu wurde das Messsystem DT 9804 der Firma Data Translation mit der Software Measure Foundry genutzt.

Die Folien wurden unter mikroskopischer Sicht auf das mit Xylocain-Lösung 1% befeuchtete und betäubte Trommelfell aufgelegt, wobei der Halt an der Membran durch die Wasseradhäsion des Oberflächenanästhetikums erfolgte (Abbildung 45).



Abbildung 45: Auflegen der Messfolie unter mikroskopischer Sicht

(Foto aus 118)



Abbildung 46: Proband in der Druckkammer

**Die Folie ist auf das Trommelfell aufgelegt, die
Messeinrichtung am linken Oberarm befestigt**

(Foto aus 118)

Es wurden dann die Prototypen an 4 freiwilligen Probanden in der Druckkammer getestet. Dazu wurden die Probanden in der Druckkammer des Schifffahrmedizinischen Instituts der Deutschen Bundesmarine in Kiel laufenden Druckänderungen ausgesetzt (Abbildung 46). Zunächst wurde jeder Proband aufgefordert, die üblichen Druckausgleichsmanöver (Valsalva, Toynbee) durchzuführen, wobei die entsprechenden Messsignale der dem Trommelfell aufgelegten Membran registriert wurden. Anschließend wurde der Kammerdruck kontinuierlich auf 1 bar erhöht und der Proband für einige Zeit auf diesem Druckniveau belassen. Danach erfolgte das kontinuierliche "Auftauchen" auf normale Druckverhältnisse.

14.1.2 Ergebnisse

Die auf der PET-Folie erzeugten Dehnungsmessstreifen zeigten bei Kontrolle der Prototypen nach der Fertigung und optischer Begutachtung eine sehr klar geätzte Gitterstruktur ohne sichtbare Defekte. Die Ergebnisse der Schichtdickenmessung mittels Alpha-Step 200 ergab für die Titanschicht 150 nm, für die Goldschicht 70 nm.

Folie	Silikon- folien	Wider- stand []1-2 Ω	Wider- stand [] 1-3 Ω	Wider- stand [] 2-3 Ω
	1	934	674	414
PET	2	1191	921	958
Folie	3	1229	860	836
	4	1069	759	462

Abbildung 47: Elektrische Widerstände zwischen den drei Anschlusspunkten

(Aus 118)

Nach der optischen Begutachtung und der abgeschlossenen Kontaktierung der DMS wurden die elektrischen Widerstände zwischen den drei Anschlusspunkten der Messstreifen ermittelt (Abbildung 47).

Auch die neu entwickelten Folien waren nach Auflage auf das Trommelfell in der Lage, sowohl die Auswärtsbewegung (Valsalva-Manöver) als auch die Einwärtsbewegung (Toynbee-Manöver) zuverlässig und reproduzierbar zu messen. Keine Messung musste wegen schmerzhafter Folienapplikation abgebrochen werden, alle Probanden gaben eine gute, schmerzfreie Verträglichkeit der Folie an.

In der Druckkammer konnten die Trommelfellauslenkungen bei passiver Tubenöffnung, aber auch bei verschiedenen Druckausgleichsmanövern, schmerzfrei und reproduzierbar über einen längeren Zeitraum (15 min) gemessen werden. In der grafischen Darstellung lassen sich sowohl verschiedene aktive Druckausgleichsmanöver als auch die Dimension der passiven Tubenöffnung unterscheiden.

Während der Phase steigenden Kammerdrucks kam ein annähernd sägezahnförmiger Kurvenverlauf zur Darstellung. Die sich durch zunehmenden relativen Unterdruck in der Pauke entwickelnden Trommelfelleinziehungen wurden jeweils durch aktive Tubenöffnungen (induziert durch Schlucken, Unterkieferbewegungen etc.) wieder ausgeglichen: das Trommelfell verblieb letztlich in der Normalstellung. Beim späteren

Absenken des Kammerdrucks wieder auf Normalniveau entwickelten sich relative Überdrücke in der Pauke, die in sehr rascher Folge durch passive (unwillkürliche) Tubenöffnungen wieder egalisiert wurden. Die Verschiebung des Messsignals zwischen Ab- und Auftauchen auf der y - Achse ist als Messartefakt zu werten (Abbildung 48).

Alle DMS wiesen auch nach wiederholter mechanischer Belastung stabile Messwiderstände auf.

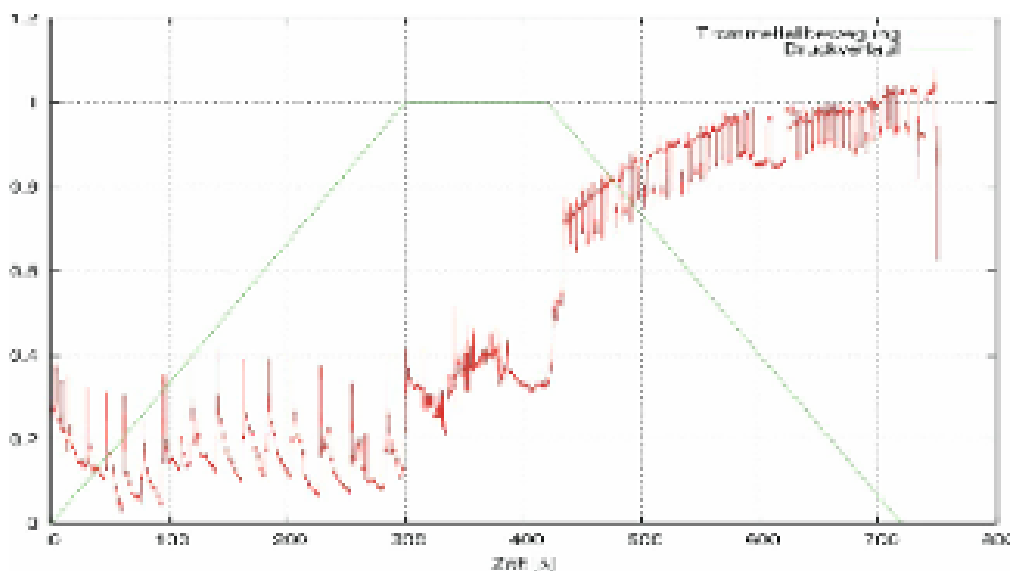


Abbildung 48: Darstellung der Tubenöffnung im Verlauf der Druckkammerfahrt

(Aus 118)

14.1.3 Diskussion

Mit den tensometrischen Messungen in der Druckkammer wird ein neues Konzept zur indirekten Messung der Tubenfunktion am Probanden vorgestellt. Indirekt deshalb, weil nicht die Tubenöffnung selbst, sondern ihre Auswirkung auf die Stellung des Trommelfells gemessen wird.

Das Konzept lehnt sich ein wenig an die von Koch et al. eingesetzte Methode der direkten kontinuierlichen Druckmessung über einen in ein Paukenröhrchen eingeklebten

Messschlauch an. Im Gegensatz zu diesem Messprinzip liegt kein weiter, durch den Schlauch überbrückter Abstand zwischen Trommelfell und Druckaufnehmer, sondern die Messung erfolgt praktisch in der Trommelfellebene durch Dehnungsmessstreifen.

Bereits bei den oben beschriebenen Einsätzen der Folien bei Freiwilligen unter Bedingungen der Druckkammer konnten eindrucksvolle Ergebnisse erzielt werden, die stark an die von Koch et al. erzielten Kurvenverläufe der direkten kontinuierlichen Druckmessung über Paukenröhrchen erinnern.

Die hier verwendeten Testfolien ermöglichen eine relativ einfache und vor allem für den Patienten relativ schmerzfreie Applikation am Trommelfell.

Hiermit konnte erstmals eine Tubenfunktionsmessung über einen längeren Zeitraum (15 Minuten) unter annähernd physiologischen Bedingungen am Menschen durchgeführt und die prinzipielle Machbarkeit eines Langzeitmessverfahrens gezeigt werden.

Allerdings ist das Messverfahren über die doch relativ große Folie mit ihrem breiten, der Gehörgangswand angelagerten Streifen und die direkte Kontaktnotwendigkeit mit dem Messverstärker noch nicht optimal. Besonders der zur Zeit noch lange Weg der Signalübertragung vom DMS über den Ohrclip zur Aufnahmeeinheit am Oberarm ist bei Bewegungen des Probanden (z.B. Einsteigen in die Druckkammer) relativ störanfällig.

Derzeit wird an einem Verfahren gearbeitet, die Messsignale aus einer nur das Trommelfell bedeckenden Folie kontaktlos auszulesen. Hierzu ist ein Signalempfänger am Kopf des Probanden notwendig. Um größtmöglichen Tragekomfort zu gewährleisten, wird dieser Empfänger in einem Kopfhörergehäuse platziert, damit die Tubenfunktion der Patienten zukünftig auch unter Alltagsbedingungen über mehrere Stunden gemessen werden kann.

In einer späteren Phase soll die Folie auch auf defekte Trommelfelle so aufgebracht werden können, dass ein temporär luftdichter Abschluss der Perforation eine Messung der vom Paukendruck abhängigen Trommelfellstellung ermöglicht, so dass auch in diesen Fällen Tubenöffnungen und ihre Effektivität beurteilt werden können.

Dazu müsste die Folie nochmals flexibler und dünner werden, die DMS müssten dann aus einem anderen Material gefertigt werden, damit sie trotz der Abnahme des Materialdurchmessers eine gute Robustheit beim Auflegen auf das Trommelfell zeigen. Hier bietet sich Konstantan an, das derzeit getestet wird.

14.2 Optotensometrie

Wie in den vorherigen Kapiteln beschrieben, stellt die Entwicklung der Tensometrie eine große Herausforderung dar. Dabei traten bislang immer wieder Probleme auf, die durch Veränderung der bisherigen Technik überwunden werden mussten, genannt sei z.B. die Erhöhung der Flexibilität der Folie, Sputtern der DMS usw. Einige Probleme sind aber durch die verwendete Technik selbst bedingt, so müssen die Folien auch zukünftig immer auf das Trommelfell aufgelegt werden, was durchaus auch schmerzhaft sein kann.

Ob die Folien in Zukunft so flexibel werden, um damit auch Trommelfellperforationen zu decken, ist zwar wahrscheinlich, letztlich muss dennoch erst bewiesen werden, dass dies möglich ist.

Trotzdem ist ein Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion weiterhin absolut wünschenswert. Deshalb wurde ein zweiter Ansatz zur Entwicklung eines solchen Verfahrens gewählt, der mit einer völlig andersartigen Technik arbeitet. Während die Tensometrie den Trommelfellkontakt erfordert, sollte das zweite Verfahren kontaktlos arbeiten.

Hierzu wurde ein optisches Verfahren gewählt, das ggf. zukünftig auch von Nicht-HNO-Ärzten angewendet werden kann. Dafür bieten sich Triangulationsverfahren an.

Die üblichen Triangulationverfahren wurden bereits in Kapitel 6.3 beschrieben.

Für die Messung von Trommelfellbewegungen wurde ein neuartiges, auf einen möglichen Einsatz im Ohr zugeschnittenes, Triangulationsverfahren entworfen.

Die sog. optisch aktive Triangulation ermöglicht eine Abstandsmessung anhand von Winkelmessungen unter Verwendung eines fixierten Projektors und einer Kamera.

Verwendet wird in diesem Fall eine durch den Projektor erzeugte, projizierte 11x11 Punktematrix, die mit Hilfe eines Halbleiterlasers und eines diffraktiven optischen Elements erzeugt wird. Diffraktive optische Elemente (abgekürzt DOE) sind optische Elemente zur Formung eines Laserstrahls. Der Laserstrahl kann entweder gebeugt (also in der Richtung abgelenkt) oder in mehrere Teilstrahlen aufgeteilt werden. In der vorliegenden Technik wurde der Laserstrahl in die beschriebene 11x11 Punktematrix aufgeteilt.

Der Ansatz war, auf das zu untersuchende Objekt (Trommelfell) bestimmte Marken (Laserpunkte) zu projizieren, deren wechselnde Abstände von der Basislinie trigonometrisch erfasst werden. Wählt man dazu eine genau definierte Laserpunktematrix, so kann über eine Bestimmung der Verschiebung der einzelnen Punkte das Bewegungsmuster der gesamten Fläche gemessen werden.

Im Zuge einer Messung werden nacheinander Kamerabilder des Projektionsmusters aufgenommen und ausgewertet, so dass anschließend 121 über die Membran verteilte Abstandsmessungen für die Rekonstruktion der Membranoberfläche zur Verfügung stehen.

Das Verfahren wurde auf Grund seines großen Potenzials für eine Miniaturisierung ausgewählt, da ein Messgerät sich den räumlichen Gegebenheiten des Gehörgangs mit einem Durchmesser von 7 - 8 mm stellen muss. Um die Tauglichkeit des Verfahrens zu überprüfen, wurden Messungen am Trommelfellmodell durchgeführt.

14.2.1 Versuchsaufbau

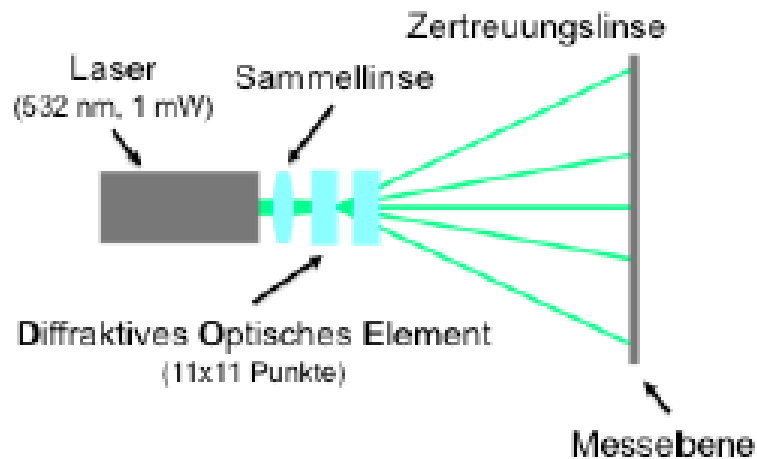


Abbildung 49: Schematische Darstellung des Projektors (Laser)

Der Messaufbau umfasst eine Kamera, einen Laser, das Trommelfellmodell sowie einen Drucksensor. Kamera und Laser sind auf beweglichen Stativstangen gelagert.

Es wurde ein 1mW Laser mit vorgelagerter Sammellinse und einem diffraktiven optischen Element verwendet, welches eine Laserpunktematrix mit 11x11 Punkten aufteilt und projiziert (Abbildung 49). Des Weiteren wird eine CMOS-Kamera (Hersteller: The Imaging Source, Bremen, Deutschland) mit einer Auflösung von 744x480 Pixel und einem 4 mm Festbrennweitenobjektiv verwendet.

Zur Erprobung im Rahmen der Machbarkeitsstudie wurde ein Trommelfellmodell genutzt. Hierzu wurde eine Latexmembran luftdicht auf einen 2ml Spritzenkolben fixiert, dessen Durchmesser in etwa dem Trommelfelldurchmesser entspricht. Es wurde eine gefärbte Membran gewählt, da so im Rahmen der Machbarkeitsstudie eine hohe Lichtreflexion zu erzielen war.

Bei der gewählten Verwendung eines Spritzenmodells kann durch Einschieben und Ausziehen des Spritzenkolbens entsprechend ein Über- oder Unterdruck erzeugt und folglich eine Membranauslenkung ähnlich der des Trommelfells provoziert werden (Abbildung 50, Abbildung 51).

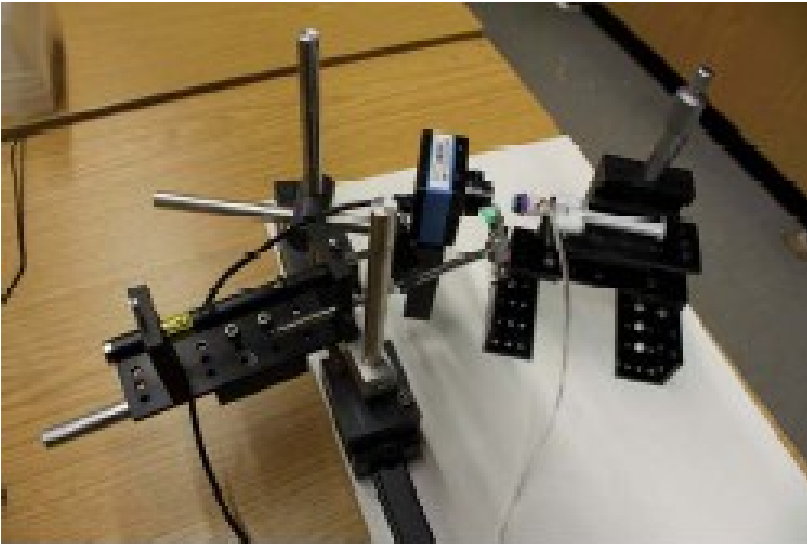


Abbildung 50: Messaufbau in der Gesamtansicht

Rechts die darzustellende Membran auf dem fixierten Spritzenkolben.

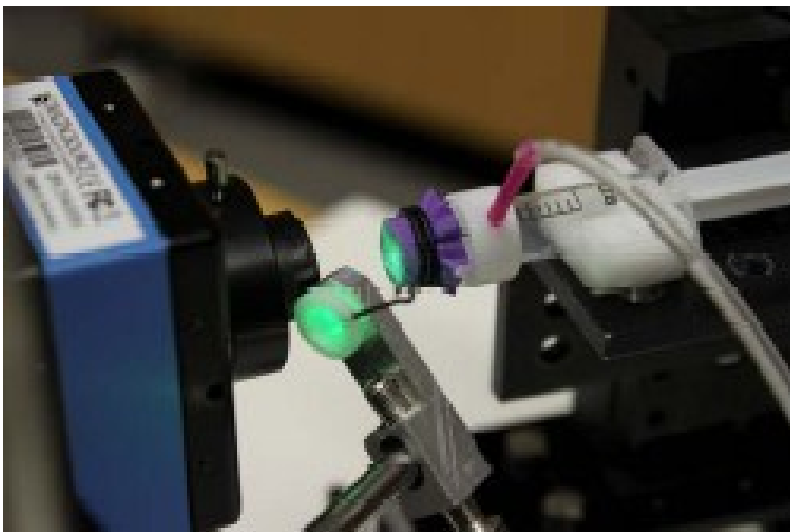


Abbildung 51: Nahsicht der Musterprojektion

In Grün zeigt sich die Punktematrix auf der Membran.

14.3 Software für die 3D-Messung

Die Software für die 3D-Messung wurde zunächst in Matlab programmiert. Matlab ist für derartige Anwendungen eine oft genutzte Software. Es wurde auf Grund seiner Flexibilität und seiner Eignung für eine schnelle Ideenumsetzung gewählt.

Aufgabe der Software ist u.a. das Ansprechen und Steuern der Kamera und des Drucksensors während einer kontinuierlichen Messung, die Bildbearbeitung und -analyse, die Berechnung der Triangulation sowie die 3D-Darstellung der Membran. Im Rahmen der Bildanalyse wird zunächst ein High-Dynamic-Range-Bild (Hochkontrastbild) aus zwei

Bildern unterschiedlicher Belichtungszeit erzeugt, um das Helligkeitsspektrum zu erhöhen (Abbildung 52). Dies ist notwendig, um sowohl die besonders hellen Punkte als auch die besonders dunklen Punkte darzustellen, da durch den Triangulationswinkel und teilweise auch Unebenheiten der Membran nicht alle Punkte die gleiche Helligkeit aufweisen. Die Messung der gesamten Membranoberfläche ist zur Zeit nur dann möglich, wenn fast alle Punkte durch das System erfasst und gemessen werden können. Fehlende Punkte an der Peripherie der Membran sind zu vernachlässigen, fehlende Punkte im Zentrum der Membran können eine Messung unmöglich machen.

Daraufhin werden die Punkte durch Analyse der Intensität im Kamerabild genähert, erkannt und anschließend verbessert. Auch dies dient der besseren Erkennung des gesamten Punktegitters. Ein Beispiel für eine Oberflächenmessung ist in Abbildung 53 dargestellt.

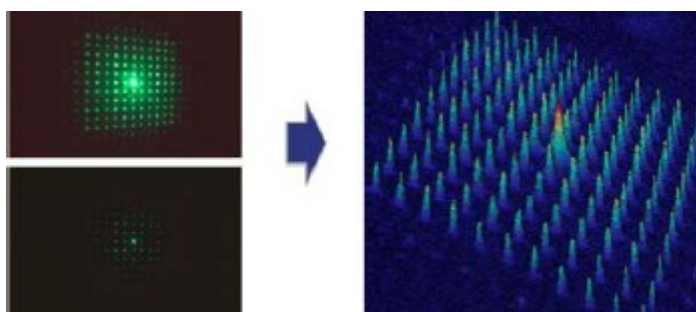


Abbildung 52: Zwei Bilder unterschiedlicher Belichtungszeit und die 2 D Intensitätsfunktion des entsprechenden High Dynamic Range Bildes

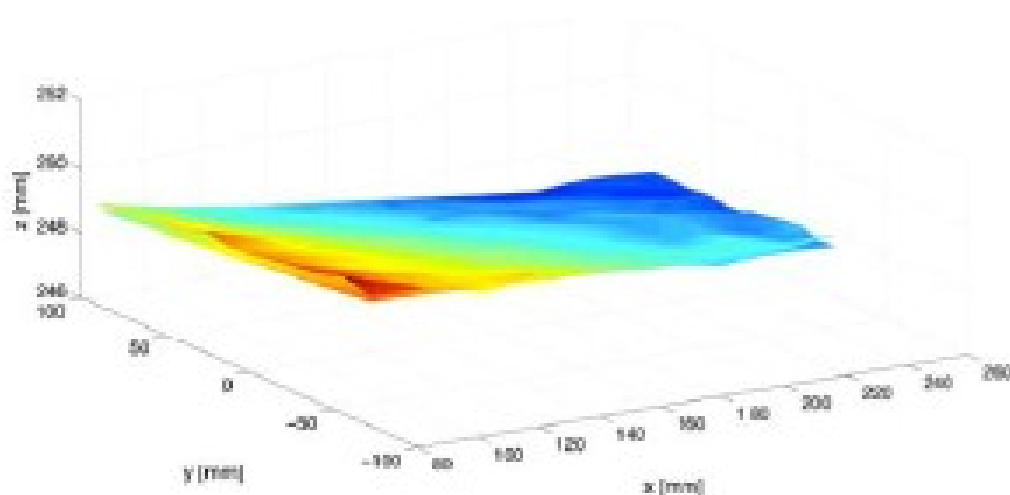


Abbildung 53: Oberflächenmessung des Trommelfells

14.4 Messung an der planen Folie (Simulation des normalen Trommelfells)

14.4.1 Material und Methodik

Es wurde der o.g. Versuchsaufbau genutzt.

Zunächst wurden Messungen der unbewegten Membran durchgeführt, um zu überprüfen, ob Membranen in der Größenordnung des Trommelfells mit diesem System grundsätzlich darstellbar sind. Danach sollte gezeigt werden, ob auch Bewegungen einer planen Folie gemessen werden können.

Es wurde dann im nächsten Schritt mehrmals am Trommelfellmodell ein Unterdruck durch langsames Zurückziehen des Spritzenkolbens angelegt und nachfolgend durch schnelles Vorschieben ein Normaldruck erzeugt. Dies soll - ganz stark vergrößernd - den physiologischen Druckverlauf im Mittelohr simulieren, wo der Unterdruck über eine langsame Gasresorption durch die Mucosa, der Druckausgleich schnell über eine Tubenöffnung erzeugt wird. Danach wurde wechselnd ein Über- und Unterdruck erzeugt, um eine schnelle Folge von Trommelfellauslenkungen darzustellen. Die dadurch entstehenden Folienbewegungen wurden mit dem vorher beschriebenen Triangulationsverfahren gemessen.

Es wurden zwei Darstellungen ausgewählt. In der ersten Darstellung wurde die zu messende Folie als farbige Fläche und die Folienauslenkungen als Farbveränderungen gemäß dem an der rechten Seite angefügtem Schema dargestellt.

In einer zweiten Darstellung wurde auf der x-Achse die Zeit der Messung aufgetragen, auf der y-Achse links der Mittelwert der Abstandsdifferenzen aller gemessenen Gitterpunkte der jeweiligen Messung zur unausgelenkten Membran sowie rechts der Druckverlauf.

14.4.2 Ergebnisse

Die Darstellung der planen, unausgelenkten Membran zeigt in der farbigen Grafik eine ebene Fläche, die Messung und grafische Abbildung von unbewegten Membranen war möglich, wie bereits in Abbildung 53 gezeigt.

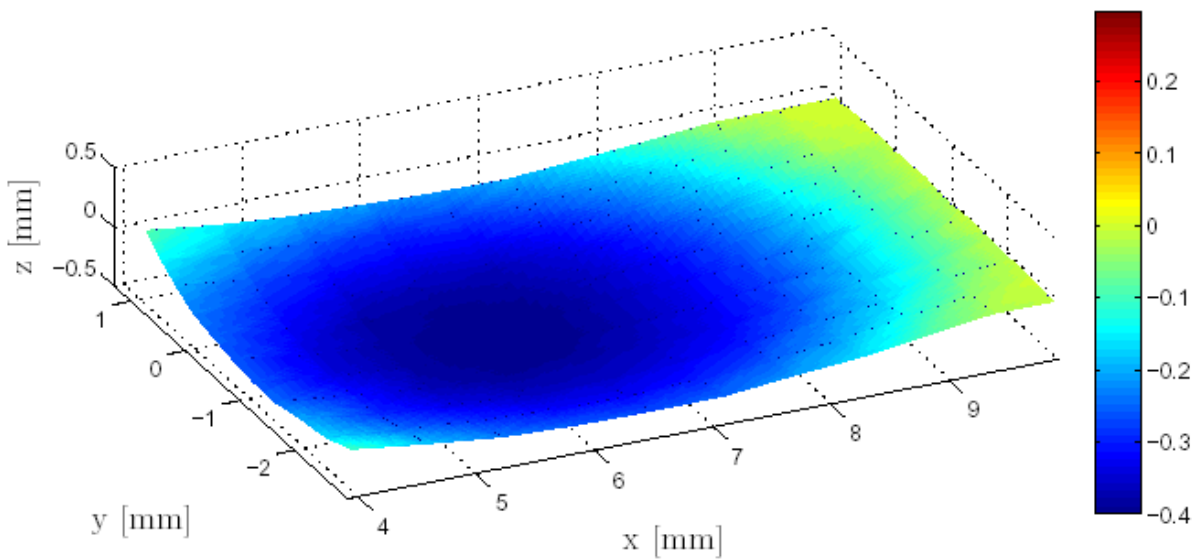


Abbildung 54: Farbige Darstellung der Membranauslenkung bei Unterdruck

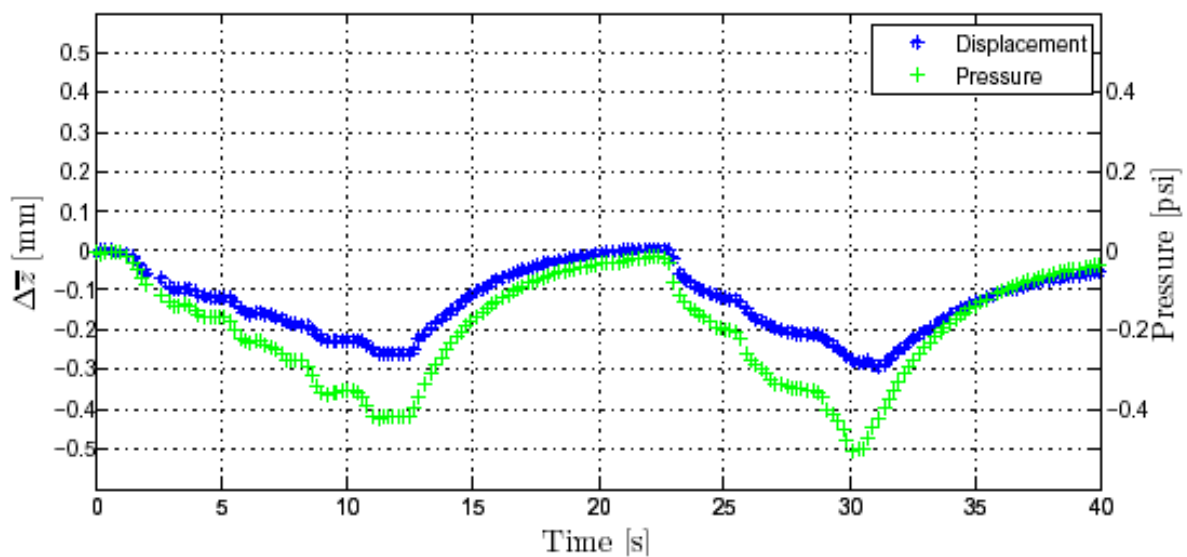


Abbildung 55: Grafische Darstellung der Membranauslenkung

Die x-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf, die y-Achse links den Mittelwert der Abstandsdifferenzen aller gemessenen Gitterpunkte der jeweiligen Messung zur unausgelenkten Membran sowie rechts den Druckverlauf der Messung, langsame Druckänderung.

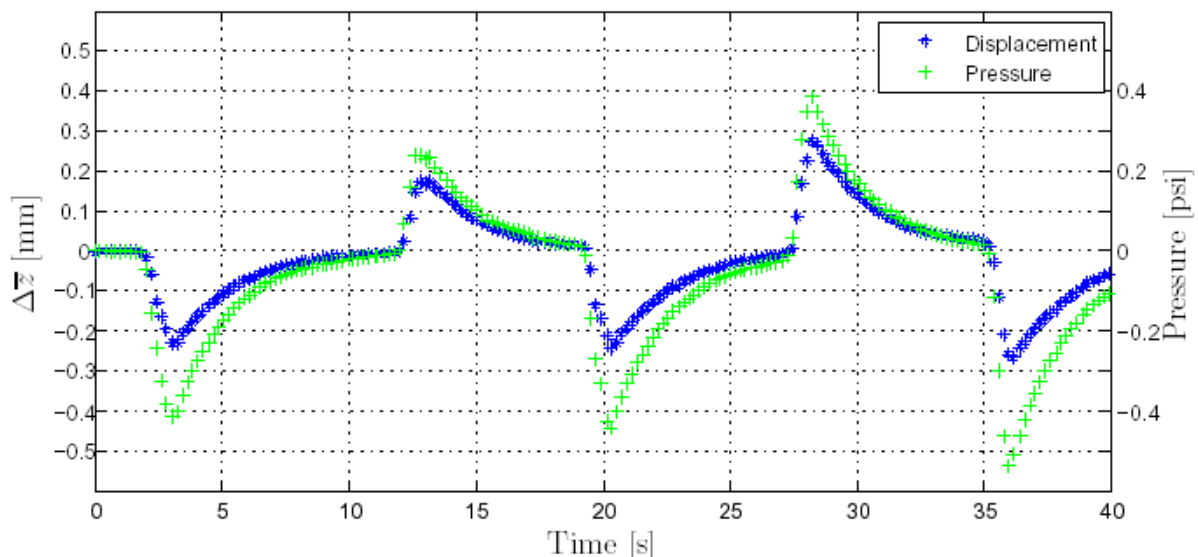


Abbildung 56: Grafische Darstellung der Membranauslenkung

Die x-Achse zeigt den zeitlichen Verlauf, die y-Achse links den Mittelwert der Abstandsdifferenzen aller gemessenen Gitterpunkte der jeweiligen Messung zur unausgelenkten Membran sowie rechts den Druckverlauf der Messung, schnelle Druckänderung.

In der Farbdarstellung der durch Druckänderungen ausgelenkten Membran wurde hier ein Ausschnitt im negativen Druckbereich gewählt. In der Mitte der Membran erkennt man die maximale Auslenkung zum negativen Bereich hin (höchster Blauwert), die trichterförmige Einziehung ist ebenfalls darstellbar. Es ist auch möglich, die Folienbewegung über den Messzeitraum als Film darzustellen, der die Bewegungseinzelheiten besser wiedergibt (Abbildung 54).

Abbildung 55 und Abbildung 56 zeigen, dass die Mittelwerte der Trommelfellauslenkungen sowohl bei schnellen als auch bei den langsamen Druckänderungen folgen. Die Maxima und Minima der gemessenen Trommelfellauslenkung folgen den Druckveränderungen ohne Verzögerung.

14.4.3 Diskussion

Auslenkungen einer Membran in Folge von Druckänderungen sind mit dem vorgestellten System sowohl bei langsamen als auch bei schnellen Druckänderungen messbar. Es ist dafür eine spezielle Aufbereitung der Bilder notwendig, um möglichst alle Gitterpunkte zu

erkennen und zu vermessen (siehe Software für die 3D-Messung). Da das Trommelfell eine Trichterform hat, ist zu erwarten, dass die Bildbearbeitung und -auswertung zukünftig noch weiter entwickelt werden muss. Weiterhin wird sich im Rahmen weiterer Studien zeigen müssen, ob die fast transparente Struktur des Trommelfells genügend Licht reflektiert, um derartige Messungen auch dort durchführen zu können.

15 Messung von simulierten pathologischen Membranveränderungen

Hinsichtlich einer zukünftigen Messung bei Tuben ventilationsstörungen ist insbesondere die Messung bei pathologisch veränderten Membranen wichtig. Zu den pathologischen Befunden zählen z.B. atrophe Trommelfellnarben, Kalkplaques und auch Trommelfellperforationen.

Hierfür galt es, ein Modell zu finden, bei dem man typische pathologische Trommelfellbefunde bei schlechter Tubenfunktion simulieren kann. Dafür wurde erneut auf das Spritzenmodell zurückgegriffen, welches den o.g. Anforderungen genügt.

15.1.1 Material und Methodik

Es wurde der gleiche Versuchsaufbau wie in Kapitel 14 verwendet.

Zur Simulation pathologischer Trommelfellbefunde wurde zunächst eine Membran mit einem kleinen Stück stabiler Pappe beklebt. Dies soll einen Kalkplaque simulieren, wie er bei rezidivierenden Otitiden durch schlechte Mittelohrbelüftung vorkommt. Die Größe wurde so gewählt, als wiesen ca. 2/3 des Trommelfells Kalknarben auf, so dass die Membran in diesen Arealen weniger flexibel als das normale Trommelfell ist (Abbildung 57).

In die zweite Membran wurde mit einem Skalpell ein Loch eingebracht, das eine Trommelfellperforation simulieren sollte (Abbildung 58).

Eine Trommelfellperforation verhindert natürlich eine tubenabhängige Trommelfellbewegung. Wollte man aber dennoch eine Aussage zur Tubenfunktion - beispielsweise vor operativem Trommelfellverschluss - erhalten, so könnte dies nur über eine vorübergehende provisorische luftdichte Abdeckung der Perforation geschehen. Diese Situation wurde imitiert, indem wir die perforierte Membran zur Messung mit einer in der klinischen Routine häufig verwendeten Silikonfolie deckten.

Die Folien wurden auf dem Spritzenkolben mit Gummidichtungen so dicht wie möglich fixiert.



Abbildung 57: Membran mit simuliertem Kalkplaque

Die starre Pappe ist auf die flexible Membran fest aufgeklebt. Die Folie wird mit dem Plaque zum Spritzenkolben zeigend fixiert.



Abbildung 58: Membran mit simulierter Perforation

Die Deckung erfolgte mit einer kleinen Silikonfolie, links ist die Verbindung zum Druckmanometer dargestellt

Es wurde dann im ersten Schritt mehrmals an jedem Trommelfellmodell ein Unterdruck durch langsames Zurückziehen des Spritzenkolbens angelegt und nachfolgend durch schnelles Vorschieben ein Normaldruck erzeugt.

Dies soll - wiederum stark vergrößernd - den physiologischen Druckverlauf im Mittelohr simulieren, wo der Unterdruck über eine langsame Gasresorption durch die Mucosa, der Druckausgleich schnell über eine Tubenöffnung erzeugt wird.

Danach wurde wechselnd ein Über- und Unterdruck erzeugt, um eine schnelle Folge von Trommelfellauslenkungen darzustellen.

Eine ähnliche Druckkurve im Mittelohr wird durch aufeinanderfolgende Toynbee- und Valsalvamanöver erzeugt. Die Überprüfung dieser Druckausgleichmanöver ist besonders in der Flug- und Tauchmedizin wichtig.

Es wurden zwei Darstellungen der Folienbewegung zur Dokumentation ausgewählt.

In der ersten Darstellung wurde die zu messende Folie als farbige Fläche und die Folienauslenkungen als Farbveränderungen gemäß dem an der rechten Seite angefügten Schema dargestellt.

In einer zweiten Darstellung wurde auf der Abszisse die Zeit der Messung aufgetragen, auf der Ordinate links der Mittelwert der Abstandsdifferenzen aller gemessenen Gitterpunkte der jeweiligen Messung zur unausgelenkten Membran sowie rechts der Druckverlauf.

15.1.2 Ergebnisse

Alle pathologischen Trommelfellbefunde konnten in der optischen, farbigen Darstellung gezeigt und nachvollzogen werden. Der Plaque ist in der farbigen Darstellung gut abgrenzbar, an dieser Stelle zeigt die Membran nur eine eingeschränkte Auslenkung und kein mittiges, spitzes Maximum wie die normale, unveränderte Membran.

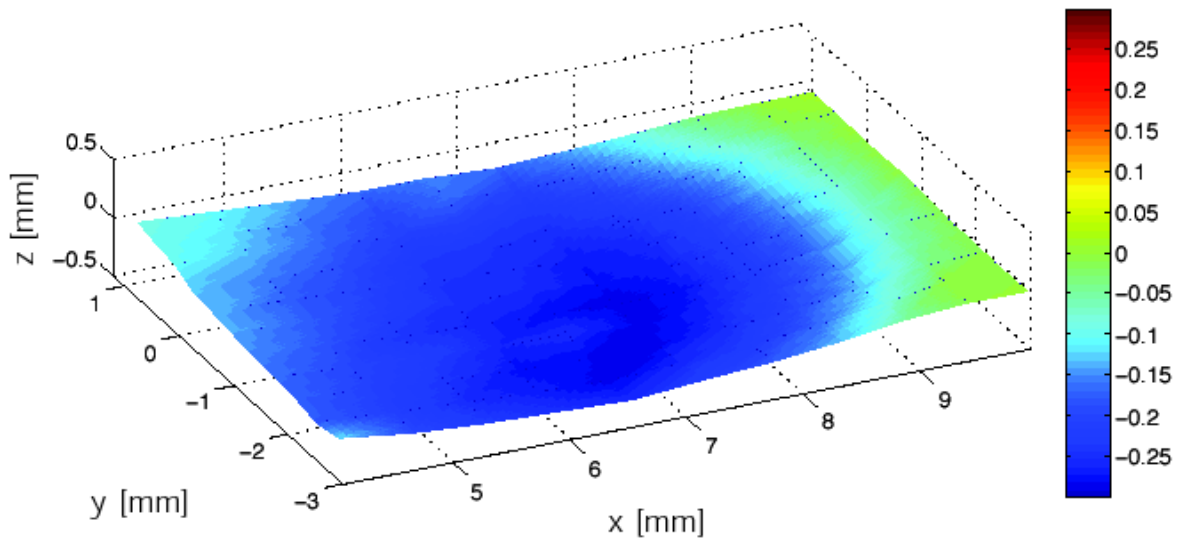


Abbildung 59: Farbige Darstellung der Membran mit simuliertem Kalkplaque

Die Auslenkung der Membran ist darstellbar, die Plaquerregion links zeigt eine homogene Blaufärbung ohne weitere Auslenkungsmaxima.

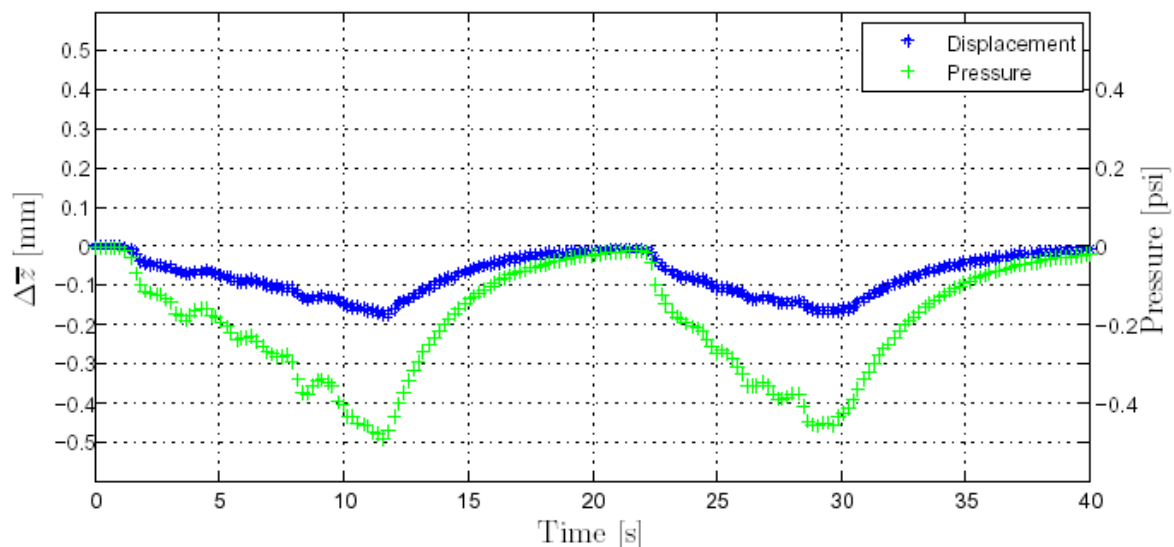


Abbildung 60: Langsame Auslenkung der Plaquemembran

Die Maxima von Druck und Auslenkung erscheinen gleichzeitig.

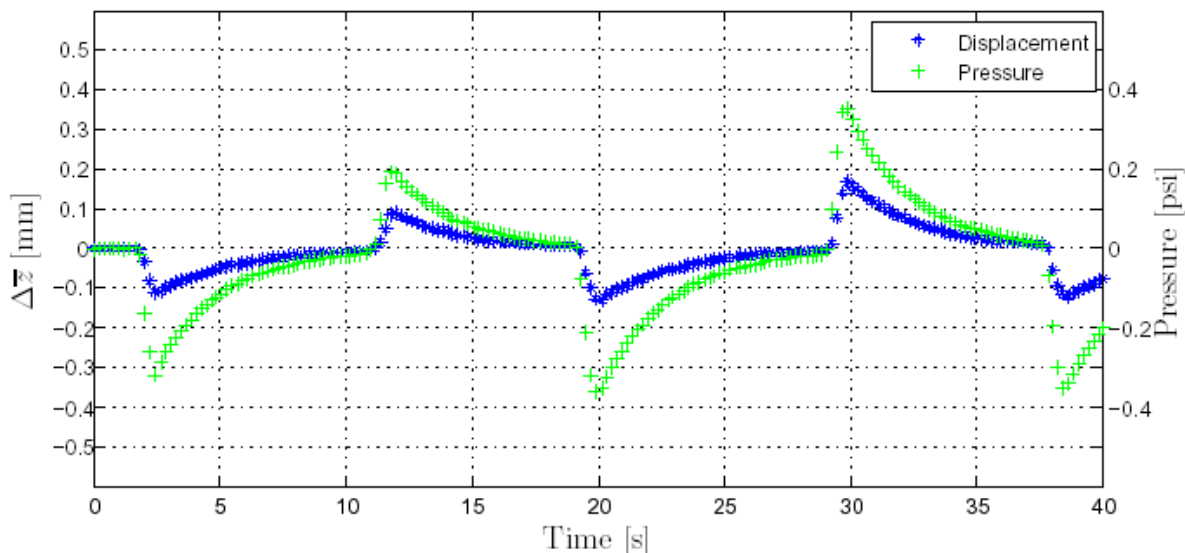


Abbildung 61: Simuliertes Valsalva- und Toynbeemanöver

In der grafischen Darstellung erscheinen die Maxima und Minima der Messung zum gleichen Zeitpunkt, allerdings steigt die Druckkurve schneller als die Bewegungskurve der Membran und auch schneller, als dies bei der unveränderten Membran der Fall ist.

Dies ist möglicherweise durch die Messpunkte im Bereich des simulierten Kalkplaques zu erklären, die dort eine geringere Amplitude anzeigen. Deshalb steigt der Mittelwert aller gemessenen Punkte weniger stark an.

Die "schnellen Membranbewegungen" bei Über- und Unterdruck zeigen ein ähnliches Verhalten (Abbildung 59, Abbildung 60, Abbildung 61).

Auch die simulierte Trommelfellperforation ist als solche zu erkennen, die Maxima der Auslenkungen sind im Bereich der abdeckenden Folie sichtbar.

Diese ist lediglich über Adhäsionskräfte an der perforierten Folie fixiert und zeigt bei Unterdruck wohl deshalb eine größere Auslenkung, da sie in die Perforation ein Stück weit "hineingleitet".

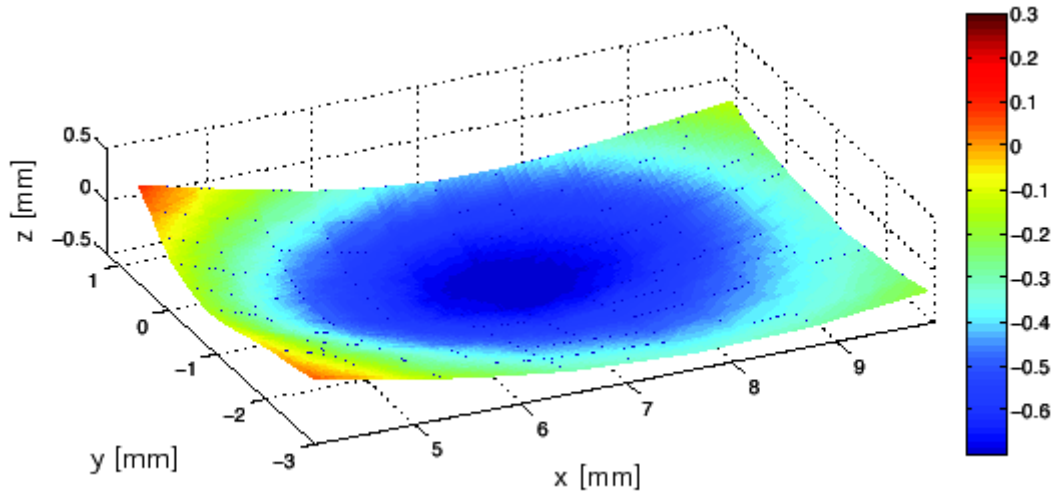


Abbildung 62: Farbige Darstellung der Membran mit simulierter Trommelfellperforation

In der Mitte der Abbildung ist das Areal der Perforation zu erkennen. Hier zeigt sich in der Mitte die größte Auslenkung (dunkelster Blauwert).

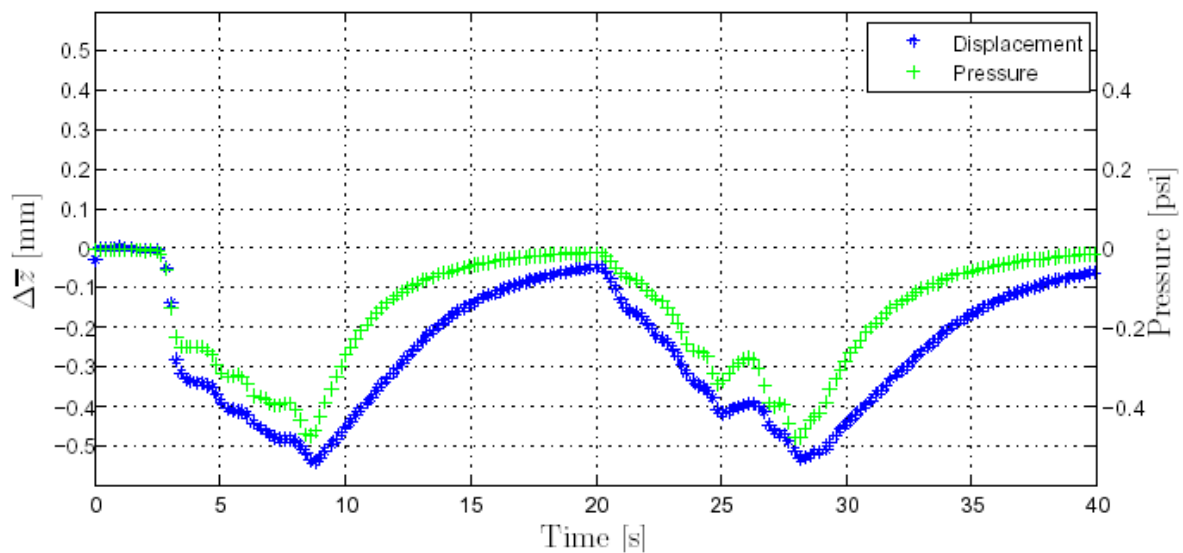


Abbildung 63: Langsame Auslenkung der perforierten Membran

Die Maxima von Druck und Auslenkung erscheinen gleichzeitig.

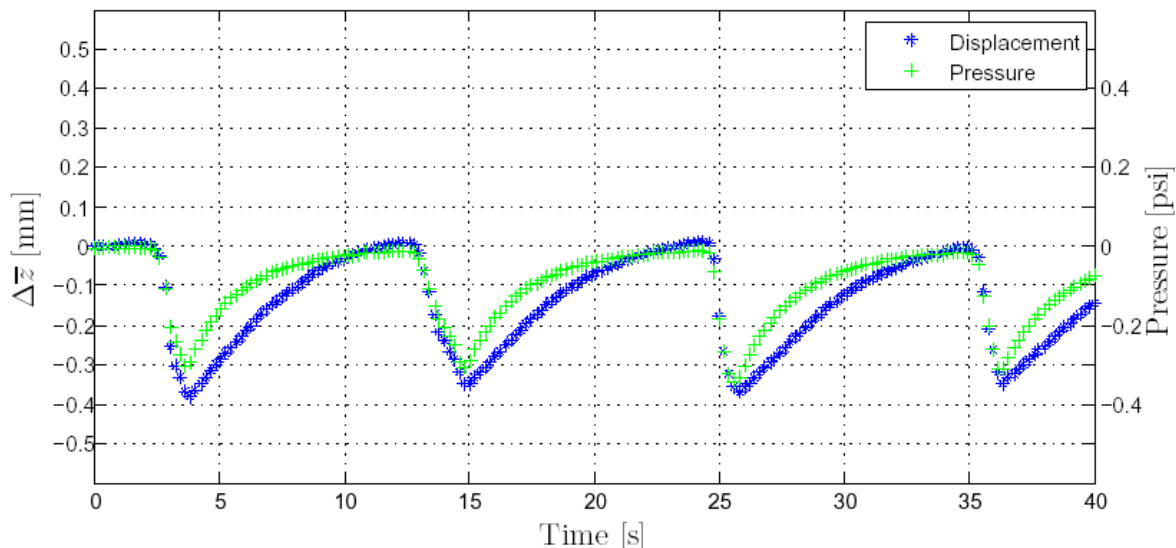


Abbildung 64: Simuliertes Toynbeemanöver

Die Maxima von negativem Druck und Membranauslenkung liegen übereinander, bei positiven Drucken löst sich die Folie ab, eine Membranauslenkung kann nicht mehr gemessen werden.

Die schnellen Druckänderungen können mit diesem System auch bei simulierten Trommelfellperforationen gemessen werden, allerdings nur bei negativen und geringen positiven Drucken.

Bei hohen positiven Drucken sind die Adhäsionskräfte der Folie zur Perforationsdeckung zu gering, sie hebt sich ab (Abbildung 62, Abbildung 63, Abbildung 64).

Vergleicht man das Druck-Auslenkungs-Verhältnis der verschiedenen Modelle im Bereich langsamer Druckveränderungen, so zeigt sich, dass dieses mit der MembranstEIFigkeit korreliert. Bei einer mittleren Auslenkung von 0.1 mm beträgt das Druck-Auslenkungs-Verhältnis für das normale Trommelfellmodell 1.6, für das Plaque-Model 3.1 und für das perforierte Trommelfellmodell mit Silikonstreifendeckung 0.4. Bei schnellen Membranbewegungen ist kurzzeitig ein erhöhtes Verhältnis von Druck zu Membranauslenkung zu beobachten. Grund dafür ist zum einen eine programmbedingte Verzögerung der Druckdatenerfassung und zum anderen die Trägheit der Modellmembran.

Es konnte mit dieser Machbarkeitsstudie gezeigt werden, dass die Optotensometrie zum derzeitigen Entwicklungsstand Membranveränderungen, die pathologischen Trommelfellbefunden nachempfunden sind, darstellen und die Membranauslenkungen messen kann. Dies gilt sowohl für langsame Trommelfellbewegungen (ähnlich denen beim Druckausgleich) als auch für schnelle Trommelfellbewegungen (ähnlich denen bei Druckausgleichsmanövern).

Bei definierter Druckänderung kann zusätzlich eine Aussage über die Steifigkeit der Membran gemacht werden.

15.1.3 Diskussion

Derzeit ist das System in der Lage, Folienauslenkungen - ausgelöst durch Druckveränderungen - zu messen. Dabei können Membranveränderungen, die pathologischen Trommelfellveränderungen nachempfunden sind, gemessen und grafisch dargestellt werden. Damit ist die grundsätzliche Eignung des Systems für eine optische Langzeitdarstellung der Tubenfunktion gezeigt.

Es zeichnet sich ab, dass sich dieses System auch für die Messung von Trommelfellperforationen einsetzen lässt, da zur Deckung während der Messung die Perforation mit einer hochflexiblen Folie luftdicht verschlossen werden kann. Dies wäre, wie weiter oben bereits ausgeführt, die Voraussetzung für die Bildung eines Tubenscores und die Anpassung des gewählten Operationsverfahrens an die Tubenfunktion.

Für die Machbarkeitsstudie wurde eine speziell (lila) eingefärbte Folie gewählt. Im nächsten Schritt muss nun gezeigt werden, dass eine solche Messung auch am Trommelfell durchgeführt werden kann. Erste Vorversuche konnten zeigen, dass derzeit die Punkteerkennung des Messsystems bei unebenen Oberflächen für eine Messung nicht ausreicht.

Hierzu wurde ein am Limbus entnommenes Felsenbeintrommelfell in einen Rahmen gespannt und dann die Lasermatrix auf das Trommelfell projiziert. Die Matrix wird zwar reflektiert, allerdings kann das System die verzerrten Messpunkte nicht erkennen. Damit ist eine Oberflächenmessung derzeit nicht möglich (Abbildung 65).

Es wird nun das Studiendesign für eine Messung von Trommelfellbewegungen am Felsenbein entworfen.

Da auch die Trichterform des Trommelfells eine Verzerrung der Laserpunkte erzeugen wird, erscheint sowohl eine Überprüfung des Kamerasystems als auch der Software für die 3D-Messung angezeigt.

Im nächsten Schritt wird dann die Miniaturisierung des Systems auf Gehörgangsgröße erfolgen. Geplant ist die Integration der Kamera in ein Endoskop. Lichtquelle und Endoskop sollen dann über eine Otoplastik in der Ohrmuschel, ähnlich einem Hörgerät fixiert werden. Hier soll auch die Speicherung der Messdaten erfolgen, die dann am PC ausgewertet werden.

Erst dann ist die Anwendung der Optotensometrie am Probanden möglich.

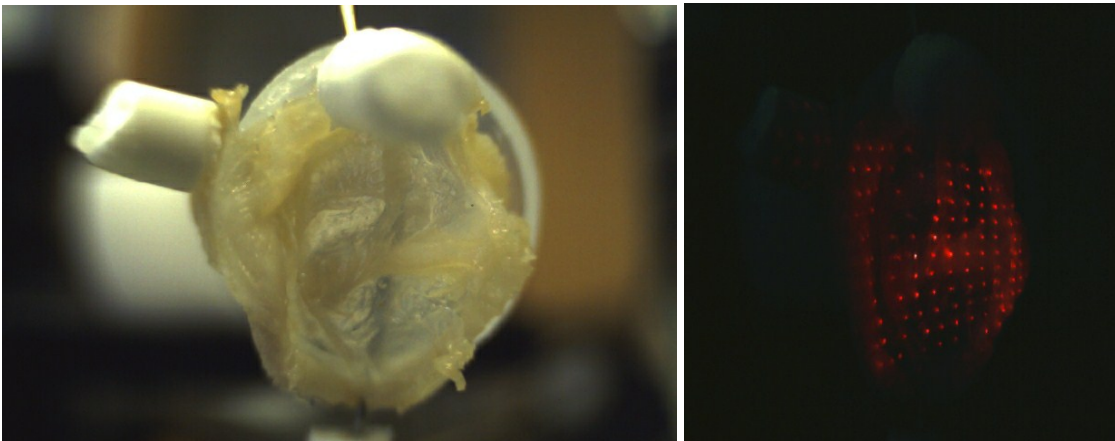


Abbildung 65: Vorversuche zur Punkteerkennung des optometrischen Messsystems bei unebenen Oberflächen

Im linken Foto ist das eingespannte Trommelfell abgebildet, das eine sehr unebene Oberfläche aufweist. Im rechten Foto zeigt die projizierte Laserpunktematrix nichtreflektierte Messpunkte (oben links) und verzerrte Punkte (rechts). Da solche Messpunkte mit dem derzeitig vorhandenen Messsystem nicht erkannt werden können, ist eine Oberflächenmessung nicht möglich.

16 Ausblick und mögliche Einsatzgebiete der Tensometrie

In der vorliegenden Arbeit wird die Entwicklung zweier neuer Verfahren zur Langzeitmessung der Tubenfunktion vorgestellt. Derzeit ist die Tensometrie das Verfahren, das weiter entwickelt ist, so dass bereits Messungen am Probanden möglich sind. Die Optotensometrie befindet sich noch im experimentellen Stadium. Die Machbarkeit zur Entwicklung eines optischen Systems wurde aber bereits gezeigt.

Der Vorsprung der Tensometrie resultiert aus dem früheren Entwicklungsbeginn, die finanzielle Förderung zur Entwicklung der Optotensometrie läuft erst seit einem Jahr.

Auf die Schwierigkeit der Entwicklung solcher Langzeitmesssysteme für die Anwendung am Ohr wurde bereits eingegangen. Dies könnte auch der Grund dafür sein, dass bisher kein Verfahren in der klinischen Anwendung zu finden ist.

Die Tensometrie bietet den Vorteil, dass sie die Trommelfellauslenkungen im Rahmen des Druckausgleichs direkt auf dem Trommelfell misst. Dies gibt dem Messsystem ein großes mögliches Einsatzspektrum, das ggf. zukünftig noch weitere Einsatzgebiete als die reine Tubenfunktionsmessung eröffnet.

Derzeit gilt es aber, die Unzulänglichkeiten der Folie zu verbessern. So muss unbedingt die Flexibilität der Folie erhöht werden, damit auch größere Trommelfellperforationen luftdicht abgedeckt werden können. Nur dann ist die Entwicklung eines Tubenscores zur Anpassung der verschiedenen Transplantate an die Tubenfunktion im Rahmen einer Tympanoplastik möglich. Hier könnte evtl. eine Sandwichtechnik ein nächster Schritt sein (Deckung einer Perforation mit einer hochflexiblen Folie mit darüber liegender Tensometriefolie zur Messung).

Für die Tubenfunktionsmessung bei perforierten Trommelfellen scheint die Optotensometrie derzeit das größere Potenzial zu besitzen - sind solche Messungen am Modell doch problemlos möglich.

Als kontaktloses Verfahren entfällt bei der Optotensometrie bei geplanter Umsetzung auch die Schmerzproblematik bei der Applikation des Messensors, die bei Verwendung einer Otoplastik keine Rolle spielt. Dies war besonders am Anfang der Tensometrieentwicklung

ein großes Problem, da die DMS viel zu starr waren und dadurch die Auflage auf das Trommelfell wegen des starken Schmerzreizes nicht zu tolerieren war, wie der Autor dieser Zeilen ausführlich berichten kann. Durch das Sputtern der DMS auf die Folie ist dieses Problem gelöst worden.

Die richtige Positionierung der Tensometriefolie gehört derzeit noch in die Hände eines erfahrenen HNO-Arztes, da der gesamte Streifen incl. anhängender Übertragungstechnik dieses zu einer anspruchsvollen Prozedur macht.

Zusammenfassend hat sowohl die Tensometrie als auch die Optotensometrie ein hohes Entwicklungspotenzial. Neben den bereits beschriebenen Eigenschaften ist auch das mögliche Einsatzspektrum beider Verfahren sehr breit, was bei einer industriellen Verwertung von Bedeutung sein könnte. Der entscheidende Schritt für die Optotensometrie ist die nun anstehende Miniaturisierung auf die Größenverhältnisse des Gehörgangs, bei der allerdings bereits bestehende Erfahrungen mit der Tensometrie genutzt werden können.

16.1 Anforderungen der Tauch- und Flugmedizin

Mögliche Einsatzgebiete der beiden Tensometrieverfahren sind neben der HNO-Heilkunde die Tauchmedizin und die Flugmedizin.

Viele Empfehlungen zur Tauchtauglichkeit sind auf persönliche Erfahrungen der Untersucher zurückzuführen, selten sind diese durch wissenschaftliche Untersuchungen mit den entsprechenden Daten belegt. Über 80% aller medizinischen Probleme, die mit dem Tauchen zu tun haben, entstehen im HNO-Bereich. Der Bereich, der am häufigsten betroffen ist, ist das Mittelohr (119).

Zur Festlegung der Tauchtauglichkeit gibt es folgende Empfehlungen der GTÜM (Gesellschaft für Tauch- und Überdruckmedizin) (120):

Absolute Kontraindikationen:

- fehlender oder stark eingeschränkter Druckausgleich
 - Trommelfellperforation oder liegendes Paukenröhrchen, Atelektasen
 - akute und chronische Entzündung des Gehörgangs, Mittelohres, Innenohres und Tube
-

-
- persistierende Tubendysfunktion nach erfolgreicher Operation des Trommelfells
 - ausgiebige Radikaloperationen Mittelohr und Mastoid
 - Nasenscheidewandveränderung mit gestörter Tubenfunktion

Relative Kontraindikationen:

- gute Tubenfunktion nach erfolgreicher Behandlung einer Druckausgleichsstörung, Ausheilung einer Trommelfellperforation, relevante Narben, atrophische Veränderungen, Tubenkatarrh, nach Mittelohrentzündung, Operation usw.
- nach Operationen der Nase, des Kehlkopfes oder des Trommelfells bei guter Gesamtfunktion ab 3 Monate
- gehörverbessernde Operationen individuell

In diesen Empfehlungen sind viele vage Formulierungen enthalten. So ist bis heute nicht klar, ob z.B. eine Septumdeviation überhaupt eine Tubenfunktionsstörung auslösen oder verschlechtern kann.

Die Festlegung der Tauchtauglichkeit ist heute immer noch bei Zweifelsfällen ein Problem. Um dieses Problem zu lösen, lässt man z.B. Marinetaucher dazu einen Tauchgang in der Druckkammer machen.

Zwar gibt es immer wieder Berichte, dass die üblichen Tubenfunktions-tests oder aber Parameter wie die Mastoidbelüftung Hinweise geben; eine nicht druckkammerbasierte Untersuchungsmethode hinsichtlich der Tauchtauglichkeit gibt es nicht.

Für die Beurteilung der Tauchtauglichkeit ist es entscheidend, ob das Trommelfell den Druckschwankungen, die beim Tauchen auftreten können, standhält.

Man lässt den Taucher ein Valsalva- oder Toynbee-Manöver durchführen. Es kommt aus eigener Erfahrung jedoch bei 20 - 30% der Patienten nicht zu einer sichtbaren Trommelfellbewegung. Man kann aber aufgrund der mangelnden Trommelfellbeweglichkeit noch nicht darauf schließen, dass ein Tauchverbot auf Grund einer Tubenfehlfunktion ausgesprochen werden muss.

Mit Hilfe einer Tympanometrie kann die Compliance des Trommelfells beurteilt werden. Damit können aber allenfalls vage Rückschlüsse über die Trommelfellbeweglichkeit und die Belüftung der Pauke gezogen werden. Das Problem dieser Testverfahren besteht darin, dass sie normal ausfallen können, und der Taucher trotzdem über Schmerzen beim Druckausgleich berichtet.

Manche Erkrankungen, wie Trommelfellperforation oder Radikalhöhlen nach Mittelohroperationen, schließen derzeit eine Tauchtauglichkeit aus. Schwieriger sind grenzwertige Befunde, wie z.B. atrophe Narben, die derzeit als relative Kontraindikationen gelten (122).

Bei den atropen Narben handelt es sich um Schwachstellen des Trommelfells, bei denen die mittlere bindegewebige Schicht durch ein minderwertiges Bindegewebe ersetzt wurde, so dass das Trommelfell an dieser Stelle instabil ist. Grund ist meist ein permanenter Unterdruck im Mittelohr mit Ergussbildung. Man geht davon aus, dass proteolytische Enzyme aus der Ergussflüssigkeit das Stützgerüst aus Kollagen- und elastischen Fasern der Lamina propria nachhaltig schädigen so dass die mittlere Trommelfellschicht fast gänzlich verschwinden kann.

Auch zur Frage einer Tauchtauglichkeit nach Mittelohroperationen ist der Kenntnisstand noch nicht ausreichend, hochwertige Publikationen gibt es nur zur Frage des Verhaltens der Stapesprothese nach Stapesplastik.

Die Probleme beim Tauchen bestehen darin, dass es beim Tauchen durch die großen Druckunterschiede zu extremen Trommelfellbewegungen kommen kann. So ergibt sich zum Beispiel die Frage, ob nach einer Stapesplastik die Prothese aus dem Innenohr gehebelt wird und Perilymphe austreten kann. Hierdurch könnte möglicherweise ein beim Tauchen lebensgefährlicher Drehschwindel entstehen, und es bestünde die Gefahr einer Ertaubung. Aus diesem Grund wurde bis vor wenigen Jahren das Tauchen nach einer Stapesplastik nicht gestattet.

Hüttenbrink konnte im Felsenbeinexperiment zeigen, dass der Stapespiston bei Druckveränderungen bis zu 0,5 mm im Vestibulum ausgelenkt wird, da er nicht durch das Ligamentum annulare im ovalen Fenster - wie der Stapes - fixiert wird. Das erklärt, warum

kurze Stapesprothesen unter Druckänderungen aus der Fußplattenperforation herausgeholt werden können und warum zu lange Prothesen Schwindel verursachen.

Bei regelrecht durchgeführter Stapesplastik ist das Fliegen nach zwei Wochen wieder möglich, und auch das Tauchen ist nach der Heilungsphase problemlos möglich.

Zusätzlich wird von Hüttenbrink ein Test mittels Tympanometrie vorgeschlagen. Führt eine Tympanometrie mit Druckwechseln von +/- 400 mm H₂O nicht zu Schwindelbeschwerden, so ist Fliegen und Tauchen grundsätzlich möglich. Somit ist die Stapesplastik die einzige Ohroperation, für die es Daten hinsichtlich der Flug- und Tauchtauglichkeit gibt (123, 124).

Weitere Studien haben gezeigt, dass es bei Tauchern und Fallschirmspringern nach Stapesplastik-Operationen nicht zu einer Innenohrschädigung kam, so dass man nur noch eine relative Einschränkung der Tauchtauglichkeit nach Stapesplastik bei Tubenfunktionsstörungen empfiehlt (125). Für die Tauchtauglichkeit nach anderen Mittelohroperationen gibt es derzeit keine derartig hochwertigen Publikationen.

Die Frage der Flugtauglichkeit spielt besonders im militärischen Bereich eine große Rolle. Hier sind die Piloten Personal in einer Spezialverwendung. Die medizinischen Anforderungen an den Militärpiloten sind wesentlich höher, da er extreme Flugmanöver mit hohen G-Belastungen und Druckveränderungen präzise durchführen muss. Wünschenswert für die Tauglichkeitsprüfung von Militärpiloten sind also Verfahren, die einerseits vor Einschleusung in die Pilotenausbildung eine präzise Prognose für die Tauglichkeit zulassen, andererseits bei akuten Erkrankungen im HNO-Bereich eine präzise Diagnose bzw. Einschätzung der Druckausgleichsfähigkeit der Tube zulassen.

Die Piloten der Deutschen Luftwaffe werden hierzu in einer Höhendruckkammer getestet. Treten bei Druckunterschieden Otagien auf, so ist der Proband untauglich. Zahlen, wie viele Bewerber auf Grund von Tubenfunktionsstörungen untauglich sind, wurden durch das Flugmedizinische Institut der Luftwaffe bisher nicht veröffentlicht. Aus eigener Erfahrung ist aber bekannt, dass viele Bewerber hinsichtlich dieser Problematik durch den HNO-Arzt nachuntersucht werden. Auch hier könnte ein Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion zur besseren Einschätzung der Tauglichkeit der Bewerber einen Beitrag leisten.

17 Zusammenfassung

17.1 Zielstellung

Nahezu alle entzündlichen Erkrankungen des Mittelohres sind Folge einer gestörten Tubenfunktion.

Eine Tubenfunktionsmessung, die die Tubenfunktion über einen längeren Zeitraum unter physiologischen Bedingungen abbildet, ist bis heute nicht möglich.

Bisher gibt es keine Untersuchungsmethode, die eine verlässliche Aussage über die Tubenfunktion ermöglicht.

Zielstellung war die Entwicklung von Langzeitmessverfahren der Tubenfunktion, um die Trommelfellbewegungen, die durch Druckänderungen im Mittelohr entstehen, langfristig messen zu können.

Die Langzeitmessungen sollten sowohl durch den HNO-Arzt als auch für Flieger- und Taucherärzte durchführbar sein.

17.2 Methoden

Es wurden zwei unterschiedliche Lösungsansätze gewählt.

Der erste Lösungsansatz war, Trommelfellbewegungen mit Hilfe von Dehnungsmessstreifen, die auf Folien integriert sind und per Adhäsion dem Trommelfell anliegen, langfristig messen zu können.

Grundvoraussetzung hierfür ist eine möglichst flexible Folie mit dünnen integrierten DMS. Diese soll auch Perforationen abdichten können, so dass auch bei diesen Ohren durch Veränderung des Mittelohrdruckes bedingte Trommelfellbewegungen registrierbar werden.

Der zweite Lösungsansatz war die Entwicklung eines optischen Messsystems, das in einiger Entfernung vom Trommelfell messen kann.

Für die optische Erfassung dreidimensionaler Oberflächen in hoher Geschwindigkeit und Genauigkeit werden in vielen Bereichen optische Triangulationsverfahren angewendet. Es wurde daher ein Triangulationssystem für die Abmessungen des Trommelfells entwickelt.

17.3 Ergebnisse

Es konnte gezeigt werden, dass Dehnungsmessstreifen nicht nur elastische Materialverformungen im festen Verbund detektieren können, sondern auch "Materialbewegungen" (Trommelfellauslenkung) im Sinne einer kombinierten Gleit-Biegebewegung, wenn der Kontakt zum Messobjekt nur über Adhäsionskräfte hergestellt wird.

Eine Messung typischer Trommelfellbewegungen beim Druckausgleich ist grundsätzlich möglich, auch bei kleinen Trommelfellperforationen. Dies konnte am Felsenbeinmodell gezeigt werden. Die Tensometriefolien maßen bei geringen Druckänderungen die Trommelfellauslenkungen proportional, bei höheren Drucken war dies nur bis zu einem bestimmten Druckniveau möglich, dann lösten sich die Folien wegen der Trommelfellvorwölbung ab.

Am Probanden konnte nachgewiesen werden, dass typische Druckausgleichsmanöver mit Hilfe der Tensometriefolien gemessen werden können.

In der Druckkammer wurde mit dem oben beschriebenen Verfahren die erste Langzeitmessung der Tubenfunktion unter physiologischen Bedingungen am Probanden durchgeführt.

Mit dem optischen Triangulationsverfahren konnten wir bisher Membranauslenkungen, die typisch sind für Druckausgleichsmanöver und die physiologische Tubenfunktion am Modell messen. Dies war auch für simulierte pathologische Trommelfellbefunde möglich.

17.4 Schlussfolgerungen

Mit den vorgelegten Ergebnissen ist mit der Tensometrie die erste, annähernd physiologische Langzeitmessung der Tubenfunktion in der Druckkammer gelungen. Durch Verwendung der Methode am Patienten vor ohrchirurgischen Eingriffen und das

Abgleichen der postoperativen Ergebnisse soll ein "Tubenscore" erarbeitet werden, der es ermöglicht, die Operationsmethode an die Tubenfunktion anzupassen, um die Langzeitergebnisse der Mittelohrchirurgie möglichst zu verbessern. Dazu muss die Methode noch weiter entwickelt werden, besonders die Flexibilität der Folie gilt es zu erhöhen.

Mit der Optotensometrie wurden die Grundlagen für ein optisches Messsystem der Tubenfunktion gelegt. Dies soll eine Tubenfunktionsdiagnostik auch dem Nicht-HNO-Arzt ermöglichen (z.B. Flieger- oder Taucherarzt). Beide Verfahren besitzen zukünftig ein hohes Entwicklungspotenzial für die Tubenfunktionsdiagnostik.

18 Nachtrag

Die Grundidee zur Entwicklung eines Langzeitmessverfahrens der Tubenfunktion geht auf Professor Pau zurück, der mir dankenswerter Weise diese Arbeit übergeben hat. Er hat bereits in den 70er Jahren die Grundlagen für die o.g. Entwicklungen gelegt und war jederzeit mit neuen innovativen Ideen an der Entwicklung maßgeblich beteiligt.

Mit der technischen Entwicklung waren zwei Institute beschäftigt. Einerseits das Institut für Biomedizinische Technik (Direktor: Prof. Dr.-Ing. Klaus-Peter Schmitz) mit den Institutsmitgliedern Prof. Dr. Detlef Behrend, Dr. W. Schmidt und Dr. O. Specht.

Der zweite technische Entwicklungspartner war das Institut der Technischen Universität Hamburg Harburg (Leiter Prof. Dr.-Ing. J. Müller) mit den Institutsmitgliedern W. Sass, C. Moss, F. Hoffmann, M. Stamer und R. Wendland.

19 Literatur

- 1 Koch U, Pau HW Tubenfunktionsstörungen. In: Naumann HH, Helms J, Herberhold C et al. (Hrsg). Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis. Stuttgart: Thieme 1994; Volume 1: 564-581
 - 2 Pau HW, Sievert U, Just T, Sadé J Pressure changes in the human middle ear without opening the eustachian tube. *Acta Otolaryngol.* 2009;129:1182-6
 - 3.Kania RE, Herman P, Tran Ba Huy P, A Role of nitrogen in transmucosal gas exchange rate in the rat middle ear. *J Appl Physiol.* 2006 ;101:1281-7.
 - 4.Felding JU, Rasmussen JB, Lildholdt T Gas composition of the normal and the ventilated middle ear cavity. *Scand J Clin Lab Invest Suppl.* 1987; 186:31-41.
 - 5.Hergils L, Magnuson B Human middle ear gas composition studied by mass spectrometry. *Acta Otolaryngol.* 1990; 110:92-9.
 - 6.Luntz M, Levi D, Sadé J, Herman M Relationship between the gas composition of the middle ear and the venous blood at steady state. *Laryngoscope.* 1995 ;105:510-2.
 - 7 Leuwer R, Koch U Anatomie und Physiologie der Tuba auditiva. *HNO* 1999; 47:514-523
 - 8 Bluestone CD, Hebda PA, Alper CM Et al.: Recent advances in otitis media. 2. Eustachian tube, middle ear, and mastoid anatomy; physiology, pathophysiology, and pathogenesis. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl* 2005;194:16-30
 - 9 Gurr A, Stark T, Pearson M, Borkowski G, Dazert S The ciliary beat frequency of middle ear mucosa in children with chronic secretory otitis media. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2009 ;266:1865-70.
 - 10 Pau HW Trommelfellretraktionen - Entstehungsursachen, Bedeutung, klinische Konsequenzen. *Laryngo-Rhino-Otol* 2001; 80: 1-2
-

-
- 11 Koch U, Opitz HJ, Pau HW** Tubenfunktion und Mittelohrdruck bei adhäsiven Trommelfellen. *Laryng Rhinol* 1977; 56: 156-159
- 12 Moser M** Otorhinolaryngologic diseases and flying. *Wien Med Wochenschr.* 2002;152: 455-61
- 13 Pau HW, Koch U** Tympanometrische Untersuchungen an Mittelohrmodellen. *Arch Otorhinolaryngol* 1978; 221: 261-267
- 14 Koch U, Middendorf F** Direkte kontinuierliche Bestimmung des Mittelohrdruckes. *Laryngo-Rhinol-Otol* 1979; 58: 424-434
- 15 Koch U** Die Bedeutung der Tubenmanometrie zur Beurteilung der Tubenfunktion. *Arch Otorhinolaryngol* 1983; 237: 263-271
- 16 Uzun C, Cayé-Thomasen P, Andersen J, Tos M** Eustachian tube patency and function in tympanoplasty with cartilage palisades or fascia after cholesteatoma surgery. *Otol Neurotol.* 2004;25:864-72.
- 17 Sato H, Nakamura H, Honjo I, Hayashi M** Eustachian tube function in tympanoplasty. *Acta Otolaryngol Suppl.* 1990;471:9-12.
- 18 Jonathan D** The predictive value of eustachian tube function (measured with sonotubometry) in the successful outcome of myringoplasty. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 1990;15:431-4.
- 19 Graves GO, Edwards LF** The eustachian tube. A review of its descriptive, microscopic, topographic and clinical anatomy. *Arch Otolaryngol.* 1944 ; 39: 359-397
- 20 Pahnke J** Beiträge zur klinischen Anatomie der Tuba auditiva. 1991 Habilitationsschrift, Würzburg
- 21 Thornton W** Popular treatise on the physiology and diseases of the ear. 1837 Churchill and Roberts, London
-

-
- 22 Zöllner F** Anatomie, Physiologie, Pathologie und Klinik der Ohrtrumpete und ihrer diagnostisch therapeutischen Beziehungen zu allen Nachbarschaftserkrankungen. 1942 Berlin, Springer
- 23 Sadé J, Luntz M, Avraham S, Wolfson S** The anatomical regions of the eustachian tube. In: Sadé J (Hrsg.): Basic aspects of the eustachian tube and middle ear diseases. 1991 Kugler and Gehdini, Amsterdam: 3-9
- 24 Graves GO, Edwards LF** The eustachian tube. A review of its descriptive, microscopic, topographic and clinical anatomy. Arch Otolaryngol. 1944; 39: 359-397
- 25 Matsune S, Sando I, Takahashi H** Elastin at the hinge portion of the eustachian tube cartilage in specimens from normal subjects and those with cleft palate. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1992; 102: 163-167
- 26 Sando I, Takayashi H, Matsune S, Aoki H** Localization of function in the eustachian tube: a hypothesis. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1994 ; 103: 311-314
- 27 Rüdinger N** Ein Beitrag zur Anatomie und Histologie der Tuba Eustachii. Ärztl. Intelligenz-Blatt. 1865; 37: 1-16
- 28 Aoki H, Sando I, Takahashi H** Mucosal folds of eustachian tube in young children. Auris Nasus Larynx. 1993; 20: 125-130
- 29 Sando I, Takayashi H, Aoki H, Matsune S** Mucosal folds in human eustachian tube: a hypothesis regarding functional localization in the tube. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1993; 102: 47-52
- 30 Barsoumian R, Kuehn DP, Moon JB, Canady JW** Anatomic study of the tensor veli palatini and dilator tubae muscles in relation to eustachian tube and velar function. Cleft Plate J. 1998 ;35: 101-110
- 31 Leuwer R, Schubert R, Wenzel S, Kucinski T, Koch U, Maier H** Neue Aspekte zur Mechanik der Tuba auditiva. HNO. 2003 ;51: 431-438
-

-
- 32 Pahnke J** Functional anatomy of the tubal ligaments. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 1996; 253: 94
- 33 Casselbrant ML, Cantekin EI, Dirkmaat DC, Doyle WJ, Bluestone CD** Experimental paralysis of tensor veli palatini muscle. *Acta Otolaryngol.* 1988; 106: 178-185
- 34 Gannon PJ, Eden AR, Laitman JT** Functional compartments of the tensor veli palatini muscle. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1994; 120: 1382-1389
- 35 Honjo I, Okazaki N, Nozoe T** Role of the tensor veli palatini muscle in movement of the soft palate. *Acta Otolaryngol.* 1979; 88: 137-141
- 36 Finkelstein Y, Talmi YP, Nachmani A, Hauben DJ, Zohar Y** Pathology of levator veli palatini muscle and middle ear disease. In: Sadé J (Hrsg.): *Basic aspects of the eustachian tube and middle ear diseases.* Kugler and Ghedini, Amsterdam. 1991: 339-343
- 37 Ishijima K, Sando I, Balaban C, Miura M, Takasaki K** Functional anatomy of the levator veli palatini and tensor veli palatini muscle in association with eustachian tube cartilage. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2002; 111: 530-536
- 38 Honjo I, Okazaki N, Ushiro K, Kumazawa T** Cineradiographic analysis of eustachian tube function. Experimental study. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1980;89:276-278.
- 39 Honjo I, Ushiro K, Okazaki N, Kumazawa T** Evaluation of the eustachian tube function by contrast roentgenography. *Arch Otolaryngol.* 1981; 107: 350-352
- 40 Dickson DR** Anatomy of the normal velopharyngeal mechanism. *Clin Plast Surg.* 1975; 2: 235-248
- 41 Swarts JD, Rood SR** The morphometry and three-dimensional structure of the adult eustachian tube: implications for function. *Cleft palate J.* 1990; 27: 374-381
- 42 Shprintzen RJ, Croft CB** Abnormalities of the eustachian tube orifice in individuals with cleft palate. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 1981; 3: 15-23
-

-
- 43 Yamawaki Y, Nishimura Y, Suzuki Y** Eustachian tube cartilage and medial movement of lateral pharyngeal wall on phonation. *Plast Reconstr Surg.* 1999; 104: 350-356
- 44 Huang MHS, Lee ST, Rajendran K** A fresh cadaveric study of the paratubal muscles: implications for eustachian tube function in cleft palate. *Plast Reconstr Surg.* 1997; 100: 833-842
- 45 Spauwen PHM, Hillen B, Lommen E, Otten E** Three-dimensional computer reconstruction of the eustachian tube and paratubal muscles. *Cleft Palate Craniofac J* 1991; 28: 217-220
- 46 Cantekin EI, Doyle WJ, Reichert TJ, Phillips DC** Dilatation of the eustachian tube by electrical stimulation of the mandibular nerve. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1979; 88: 40-51
- 47 Cantekin EI, Doyle WJ, Bluestone CD** Effect of veli palatini muscle excision on eustachian tube function. *Arch Otolaryngol.* 1983; 109: 281-284
- 48 Honjo I (Hrsg.)** Eustachian tube and middle ear diseases. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio. 1988: 25-38
- 49 Dobie RA, Pillsbury III HC, Postma DS, Lanier B** Otolaryngologic approach to swallowing disorders. *Am Acad Otolaryngol - Head and Neck Surg Foundation*, 1984, Washington
- 50 Logemann JA** The role of the speech language pathologist in the management of dysphagia. *Otolaryngol Clin North Am.* 1988; 21: 783-788
- 51 Cerenko D, McConnel FMS, Jackson RT** Quantitative assessment of pharyngeal bolus driving forces. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1989; 100: 57-63
- 52 Dodds WJ, Hogan WJ, Lyndon SB** Quantitation of pharyngeal motor function in normal human subjects. *J Appl Physiol.* 1975; 39: 692-696
-

-
- 53 Mc Connel FM** Analysis of pressure generation and bolus transit during pharyngeal swallowing. *Laryngoscope*. 1988; 98: 71-78
- 54 Hamlet SL, Momiyama Y** Velar activity and timing of eustachian tube function in swallowing. *Dysphagia*. 1992; 7: 226-233
- 55 Leider J, Hamlet S, Schwa S** The effect of swallowing bolus and head position on eustachian tube function via sonotubometry. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1992; 109: 66-70
- 56 Honjo I (Hrsg.)** Eustachian tube and middle ear diseases. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, Tokio. 1988: 75-89
- 57 Takasaka T, Kawamoto K** Mucociliary dysfunction in experimental otitis media with effusion. *Am J Otolaryngol*. 1985; 6: 232-236
- 58 Sadé J, Shatz A, Luntz M, Fuchs C** The eustachian tube muscles in acute and secretory otitis media. In: Sadé J (Hrsg.): Basic aspects of the eustachian tube and middle ear diseases. Kugler and Ghedini, Amsterdam. 1991: 23-26
- 59 McGuire JF** Surfactant in the middle ear and eustachian tube: a review. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2002; 66: 1-15
- 60 Chandrasekhar SS, Connelly PE, Venkatayan N, Ammar MS, Tabor M, Mautone AJ** Intranasal metered dose aerosolized surfactant reduces passive opening pressure of the eustachian tube: a comparison study in two animal models. *Otol Neurotol*. 2002; 23: 3-7
- 61 Van Herrbeek N, Akkerman AE, Ingels KJ, Egel JA, Zielhuis GA** Left-right difference in eustachian tube function in children with ventilation tubes. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2003; 67 : 861-866
- 62 White P** Effect of exogenous surfactant on eustachian tube function in the rat. *Am J Otolaryngol*. 1989; 10: 301-304
-

-
- 63 Venkatayan N, Troublefield YL, Connelly PE, Mautone AJ, Chandrasekhar SS** Intranasal surfactant aerosol therapy for otitis media with effusion. *Laryngoscope*. 2000; 110: 1857-1860
- 64 Passali D, Zavattini G** Multicenter study on the treatment of secretory otitis media with ambroxol. *Respiration*. 1987; 51 (Suppl. 1): 52-59
- 65 Ghadiali SN, Swarts JD, Federspiel WJ** Model-based evaluation of eustachian tube mechanical properties using continuous pressure-flow rate data. *Ann Biomed Eng*. 2002; 30: 1064-1076
- 66 Ghadiali SN, Swarts JD, Doyle WJ** Effect of tensor veli palatini muscle paralysis on eustachian tube mechanics. *Ann Otol Rhinol Laryngol*. 2003; 112: 704-711
- 67 Daly KA** Epidemiology. In: Alper CM, Bluestone CD, Casselbrant ML, Dohar JE, Mandel EM (Hrsg.): *Advanced therapy of otitis media*. BC Decker Inc., Hamilton, London. 2004: 465-467
- 68 Stangerup SE** Autoinflation: historical highlights and clinical implications. *Ear Nose Throat J*. 1998; 77: 737-742
- 69 Tos M** Epidemiology and natural history of secretory otitis media. *Am J Otol*. 1984; 5: 459-462
- 70 Cantekin EI, Phillips DC, Doyle WJ, Bluestone CD, Kimes KK** Effect of surgical alterations of the tensor veli palatini muscle on the eustachian tube function. *Ann Otol Rhinol Laryngol (Suppl.)*. 1980; 89: 47-53
- 71 Takahashi H, Fujita A, Lee SH, Honjo I** Experimental conditions for the development of persistent otitis media with effusion. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 1990; 247: 89-92
- 72 Pau HW, Sievert U, Just T, Sadé J** Pressure changes in the human middle ear without opening the eustachian tube. *Acta Otolaryngol*. 2009;129:1182-1186.
-

-
- 73 Alper CM, Tabari R, Seroky JT, Doyle WJ** Magnetic resonance imaging of the development of OM with effusion caused by functional obstruction of the ET. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1997; 106: 422-431
- 74 Buckingham RA** Changes in the tympanic membrane with eustachian tube malformation. *Otolaryngol Clin North Am.* 1970; 3: 15-45
- 75 Bylander-Groth A, Stentstrom C** Eustachian tube function and otitis media in children. *Ear Nose Throat J.* 1998; 77: 786-769
- 76 Koch U** Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Pathogenese und Therapie des Adhäsivprozesses. 1977 Habilitationsschrift, Bonn.
- 77 Koch U, Pau HW** Tubenfunktionsprüfung. In: Naumann HH, Helms J, Herberhold C, Kastenbauer E (Hrsg.): *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis.* Thieme, Stuttgart. 1994: 427-438
- 78 Sadé J** Treatment of cholesteatoma and retraction pockets. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 1993; 250: 193-199
- 79 Tos M** Importance of eustachian tube function in middle ear surgery. *Ear Nose Throat J.* 1998; 77: 744-747
- 80 Arnold W, Vosteen KH** Die Reaktion der Mittelohrschleimhaut bei Tubenverschuß. *Acta Otolaryngol (Suppl.).* 1975; 330: 48-63
- 81 Arnold W** Reaktionsformen der Mittelohrschleimhaut. *Arch Otolaryngol.* 1977; 216: 369-473
- 82 Cayé-Thomasen P, Hermansson A, Tos M, Prellner K** Pathogenesis of middle ear adhesions. *Laryngoscope.* 1996; 106: 463-469
- 83 Koch U** Der Adhäsivprozeß - Teil 1: Klinische Ergebnisse. *Laryngo-Rhino-Otol.* 1980; 59: 495-505
-

-
- 84 Sudhoff H, Hildmann H** Gegenwärtige Theorien zur Cholesteatomentstehung. HNO. 2003; 51: 71-83
- 85 Sudhoff H, Tos M** Pathogenesis of attic cholesteatoma: a clinical and immunohistochemical support for combination of retraction theory and proliferation theory. Am J Otol. 2000; 21: 786-792
- 86 Vartiainen E** Factors associated with recurrence of cholesteatoma. J Laryngol Otol. 1995; 109: 590-592
- 87 Todd NW, Saunders AZ** Patulous eustachian tube: an adult sequel to childhood otitis media. In: Sadé J (Hrsg.): The eustachian tube and middle ear diseases, basic aspects. Kugler and Ghedini, Amsterdam. 1991: 265-271
- 88 Hauser R, Münker G** Sniff-induzierter Unterdruck - eine Ursache für die Entstehung von Mittelohrerkrankungen? HNO. 1989; 37: 242-247
- 89 Hauser R** Klaffende Ohrtrompete und epitympanale Retraktionstaschen. HNO. 1998; 46: 897-902
- 90 Koch U** Beeinflussung der Tubenfunktion bei chronischer Mittelohrentzündung durch die Tympanoplastik und anschließende Dauerbelüftung. HNO. 1980; 28: 187-190
- 91 Koch U** Der Adhäsivprozeß - Teil 2: Untersuchungen zur Pathogenese (Mittelohrdruck und druckbestimmende Faktoren). Laryngo-Rhino-Otol. 1980; 59: 655-665
- 92 Bernstein JM, Doyle WJ** Role of the IgE-mediated hypersensitivity in otitis media with effusion: pathophysiologic considerations. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1994; 103: 15-19
- 93 Bylander A** Upper respiratory tract infection and eustachian tube function in children. Acta Otolaryngol. 1984; 97: 343-349
- 94 Sörensen CH, Brygge K** Mucosal immunity and bacteriology of the eustachian tube. Ear Nose Throat J. 1998; 77: 748-761
-

-
- 95 Swarts JD, Bluestone CD** Eustachian tube function in older children and adults with persistent otitis media. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2003; 67: 853-859
- 96 Van Heerbeek N, Ingels KJ, Snik AF, Zielhuis GA** Reliability of manometric eustachian tube function test in children. *Otol Neurotol.* 2001; 22: 183-187
- 97 Tos M** Etiologic factors in secretory otitis media. *Adv Otorhinilaryngol.* 1988; 40: 57-64
- 98 Heikkinen T, Chonmaitree T** Importance of respiratory viruses in acute otitis media. *Clin Microbiol Rev .* 2003; 16: 230-241
- 99 Faden H, Duffy L, Wasielewski R, Wolf J, Krystofik D, Tung Y** Relationship between nasopharyngeal colonization and the development of otitis media in children. *J Infect Dis* 1997 ; 175: 1440-1445
- 100 Long SS, Henretig FM, Teter MJ, McGowan KL** Nasopharyngeal flora and acute otitis media. *Infect Immun.* 1983; 41: 987-991
- 101 Paradise JL, Bluestone CD, Colborn DK, Berhard BS, Smith CG, Rockette HE, Kurs-Lasky M** Adenoidectomy and adenotonsillectomy for recurrent acute otitis media. *JAMA.* 1999; 282: 945-953
- 102 Pau HW, Punke C, Just T** Tympanometric experiments on retracted ear drums - does tympanometry reflect the true middle ear pressure?
Acta Otolaryngol. 2009 Oct;129(10):1080-7.
- 103 Di Martino E, Thaden R, Krombach GA et. al.** Funktionsuntersuchungen der Tuba Eustachii Aktueller Stand. *HNO* 2004; 52: 1029-1040
- 104 Sudhoff H, Ockermann T, Mikolajczyk R, Ebmeyer J, Korbmacher D, Garten D, Schreiber S** Clinical and experimental considerations for evaluation of Eustachian tube physiology. *HNO.* 2009; 57:428-35
-

-
- 105 Di Martino EF, Nath V, Telle A, Antweiler C, Walther LE, Vary P** Evaluation of Eustachian tube function with perfect sequences: technical realization and first clinical results. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2010;267: 367-74
- 106 Asenov DR, Nath V, Telle A, Antweiler C, Walther LE, Vary P, Di Martino EF** Sonotubometry with perfect sequences: first results in pathological ears. *Acta Otolaryngol.* 2010;16. [Epub ahead of print]
- 107 Münker G, Pedersen P, Grundmann S** Tubenfunktionsprüfung in der Druckkammer: Registrierung mittels eines Differentialmanometers
Arch.klin.exp.Ohr.-, Nas.-, u. Kehlk. Heilk. 1972; 201: 249-257
- 108 Weinrich N, Seide K, Wendlandt R et. al.** A System for Wireless Monitoring of Loads Acting on Internal Fixators In Vivo. *Biomed. Technik* 2005; 50: 1535-1536
- 109 Pau HW, Zehlicke T, Schmidt W et. al.** Tensometry as a new technique for examining distensibility of tympanic membranes and functionality of the Eustachian tube. *Biomed Techn* 2005; 50: 568-569
- 110 Hoffmann K** Eine Einführung in die Technik des Messens mit Dehnungsmeßstreifen, 1987 Verlag: Druck: Druckerei Drach Pfungstadt; Auflage: 1 Auflage (1987)
- 111 Behrend D, Pau HW, Schmidt W, Zehlicke T, Schmitz K-P** Device and Method for Measuring the Pressure in the Middle Ear. WO 2006/108638 A1; 2006
- 112 Behrend D, Pau HW, Schmidt W, Zehlicke T, Schmitz K-P** Verfahren und Vorrichtung zur Tubenfunktionsdiagnostik. DE 102005 017 091 A1; 2006
- 113 Pau HW, Behrend D, Schmidt W, Zehlicke T, Schmitz K-P** Vorrichtung und Verfahren zur Messung des Druckes im Mittelohr. A61B 5/12 (2006.01); 2007
- 114 Behrend D, Schmidt W, Zehlicke T, Schmitz K-P, Pau HW** Vorrichtung und Verfahren zur Messung des Drucks im Mittelohr. WO 2006/108638 A1; 2008
-

-
- 115 Zehlicke T, Just T, Specht O, Schmidt W, Sass W, Moss C, Pau HW** Tensometry - development of a measurement technique of the tube function in a temporal bone model. *Laryngorhinootologie*. 2011; 90: 26-29
- 116 Liu B, Brezinski ME** Theoretical and practical considerations on detection performance of time domain, Fourier domain, and swept source optical coherence tomography. In: *Journal of Biomedical Optics*. 12, 2007, S. 447-59
- 117 Just T, Zehlicke T, Specht O, Schmidt W, Sass W, Moss C, Pau HW** Detection of tympanic membrane movement using film patch with integrated strain gauge, assessed by optical coherence tomography: experimental study. *J Laryngol Otol*. 2011; 27:1-7. [Epub ahead of print]
- 118 Zehlicke T, Behrend D, Schmidt W, Hoffmann F, Müller J, Pau HW** Tensometry - concept and first results of a new technique for measuring the tube function via highly flexible foil strain gauges. *Laryngorhinootologie*. 2008; 87:542-5
- 119 Strutz J.** Otorhinolaryngologic disorders associated with diving. *HNO*. 2008;56:499-504, 506-8
- 120 Tetzlaff K, Klingmann C, Muth CM et. al.** Checkliste Tauchtauglichkeit, Gentner, Stuttgart
- 121 Uzun C** Evaluation of pre-dive parameters related to eustachian tube dysfunction for symptomatic middle ear barotrauma in divers. *Otol Neurotol*. 2005; 26 :59-64.
- 122 Klingmann C, Praetorius M, Böhm F, Tetzlaff K, Plinkert PK** Fitness to dive in the otorhinolaryngological field. *HNO*. 2008; 56: 509-18.
- 123 Hüttenbrink KB** Biomechanics of stapesplasty: a review. *Otol Neurotol*. 2003; 24: 548-57
- 124 Hüttenbrink KB** Clinical significance of stapedioplasty biomechanics: swimming, diving, flying after stapes surgery. *Adv Otorhinolaryngol*. 2007;65:146-9.
-

125 House JW, Toh EH, Perez A Diving after stapedectomy: clinical experience and recommendations. Otolaryngol Head Neck Surg. 2001; 125: 356-60

126 Parell GJ, Becker GD Neurological consequences of scuba diving with chronic sinusitis. Laryngoscope. 2000; 110: 1358-60.

127 Zehlicke T, Just T, Stamer M, Wendlandt R, Müller J, Pau HW Optotensometry - suitability of an active optic triangulation method for a long time measuring system of eustachian tube function. Biomed Tech (Berl). 2010

128 Stamer M, Wendlandt R, Zehlicke T, Pau HW, Müller J Optisches Screeningverfahren für die Tubenfunktion - Optotensometrie. BMT 2010

129 Zehlicke T, Pau HW, Schmidt W, Behrend D Die Tensometrie - eine neue Technik zur Begutachtung der Tubenfunktion bei Tauchern und Piloten
BIOMEDIZINISCHE TECHNIK; S: 345-346 ISSN: 0013-5585 (2006)

20 Buchbeitrag

Anwendungen der Akustik in der Wehrtechnik: 15. Arbeitstagung
von Gerald Fleischer, Thorsten Zehlicke, Hans W Pau, et al.
Studiengesellschaft d. Deutschen Gesellschaft f. Wehrtechnik,
ISBN-10: 3935938446 ISBN-13: 9783935938440

21 Patente

D. Behrend, H.W. Pau, W. Schmidt, T. Zehlicke, K.-P. Schmitz

Device and Method for Measuring the Pressure in the Middle Ear

WO 2006/108638 A1; 2006

D. Behrend, H.W. Pau, W. Schmidt, T. Zehlicke, K.-P. Schmitz

Verfahren und Vorrichtung zur Tubenfunktionsdiagnostik

DE 102005 017 091 A1; 2006

Hans Wilhelm Pau, Detlef Behrend, Wolfram Schmidt, Thorsten Zehlicke, Klaus-Peter Schmitz

Vorrichtung und Verfahren zur Messung des Druckes im Mittelohr

A61B 5/12 (2006.01); 2007

D. Behrend, W. Schmidt, T. Zehlicke, K.-P. Schmitz, H. W. Pau

Vorrichtung und Verfahren zur Messung des Drucks im Mittelohr

WO 2006/108638 A1; 2008

22 Preise

2007 Zehlicke T, Müller J, Pau HW, Schmidt W, Behrend D

Tensometrie - Weiterentwicklung eines Diagnoseverfahrens hin zum Therapiesystem für
Mittelohrerkrankungen

BMBF Innovationswettbewerb 2007

2006 Zehlicke T, Pau HW, Schmidt W, Behrend D

Tensometrie - neue Technik zur Langzeitbegutachtung der Tubenfunktion
(Druckausgleich)

venturesail 2006

23 Einwerbung von Drittmitteln

2008 **Zehlicke T, Müller J, Wendland R, Pau HW**

Tensometrie - Weiterentwicklung eines Diagnoseverfahrens hin zum Therapiesystem für Mittelohrerkrankungen

1. Entwicklung eines Screeningverfahrens der Tubenfunktion - (Optotensometrie)
2. Entwicklung eines hochelastischen Tubenendoskopes

Förderung eines Wissenschaftsprojektes durch das Bundesamt für Wehrtechnik und Beschaffung

€ 500.000,--

2007 **Zehlicke T, Müller J, Pau HW, Schmidt W, Behrend D**

Tensometrie - Weiterentwicklung eines Diagnoseverfahrens hin zum Therapiesystem für Mittelohrerkrankungen

BMBF Innovationswettbewerb 2007

€ 330.000,--

2006 **Zehlicke T, Pau HW, Schmidt W, Behrend D**

Tensometrie - neue Technik zur Langzeitbegutachtung der Tubenfunktion (Druckausgleich)

venturesail 2006

€ 30.000,--

2005 **Zehlicke T, Pau HW, Schmidt W, Behrend D**

Objektives Langzeitmessverfahren der Funktion der Ohrtrompete (Tuba Eustachii) für die Regeneration von Trommelfell und Mittelohrschleimhaut (Tensometrie) -

Methodenentwicklung und klinische Erprobung in der Druckkammer

Forschungsförderprogramm der Medizinischen Fakultät der Universität Rostock

€ 20.000,--

24 Tabellarischer Lebenslauf

Adresse (beruflich):

Dr. med. Thorsten Zehlicke
 Bundeswehrkrankenhaus Hamburg
 Lesserstr. 180
 22049 Hamburg
 Tel.: 040 - 69471507
 Fax: 040 - 6947 2929
 E-mail: thorsten.zehlicke@bundeswehr.org

Adresse (privat):

Kupferteichweg 36 b
 22399 Hamburg
 040 - 69797920
 thorsten.zehlicke@web.de

Persönliche Daten:

Geburtsdatum /-ort: 03.01.1970 in Hamburg
 Familienstand: verheiratet mit Bianka Zehlicke, geb. Ehmke
 Töchter: Magdalena und Johanna
 Nationalität: deutsch

Schul-, Hochschul- und Berufliche Abschlüsse:

2008: Zusatzbezeichnung "Plastische Operationen"
 SEIT 2006: Ausbilder im Bereich Ultraschall der Kopf-Hals-Region der Dt.
 Gesellschaft für Ultraschall in der Medizin
 SEIT 2005: Facharztanerkennung HNO-Heilkunde
 2000: Promotion "Vergleichende Studie dreier operativer Verfahren der
 Leistenhernienchirurgie Shouldice, Lichtenstein, TAPP unter besonderer
 Berücksichtigung der postoperativen Schmerzperzeption.", magna cum laude
 1998: 3. Staatsexamensprüfung (Humanmedizin), Universität Hamburg
 1989: Allgemeine Hochschulreife, Hamburg

Berufliche Tätigkeit:

SEIT 08/2009: Gründung und Leitung des Hörzentrums am Bundeswehrkrankenhaus
 Hamburg, Abteilung HNO
 SEIT 06/2009: Leitender Oberarzt am Bundeswehrkrankenhaus Hamburg, Abteilung
 HNO
 SEIT 2008: Oberarzt am Bundeswehrkrankenhaus Hamburg, Abteilung HNO
 2004 - 2007: Weiterbildung HNO-Heilkunde Universität Rostock, Klinik und
 Poliklinik für HNO-Heilkunde, Kopf-Halschirurgie "Otto Körner"
 2003 - 2004: Weiterbildung HNO-Heilkunde am Bundeswehrkrankenhaus Hamburg
 2001 - 2003: Schiffsarzt "Zerstörer Mölders"
 1998 - 2001: Weiterbildung HNO-Heilkunde am Bundeswehrkrankenhaus Hamburg
 1994: Eintritt in die Bundeswehr als Sanitätsoffizieranwärter

25 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die Arbeit selbständig und nur unter Zuhilfenahme der ausgewiesenen Hilfsmittel angefertigt habe.
