

Aus der Universitätsklinik für Kinder- und Jugendmedizin Tübingen  
(Department) Tübingen

Abteilung IV

(Schwerpunkte: Neonatologie, Neonatologische Intensivmedizin)

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. C. F. Poets

**Ermittlung der Sensitivität und Spezifität verschiedener  
Messmethoden bei der Aufzeichnung von Schnarchen**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin

der Medizinischen Fakultät  
der Eberhard-Karls-Universität  
zu Tübingen

vorgelegt von

Silvia Schaleika

Aus Jurbarkas / Litauen

2009

Dekan: Professor Dr. Ingo B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. med. C. F. Poets

2. Berichterstatter: Frau Professor Dr. I. Krägeloh-Mann

### Widmung

Meinen Eltern, Josef und Janett Schaleika, die mir dieses Studium ermöglicht  
und mich auf dem langen Weg ständig unterstützt haben.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Entstehung und Ursachen des Schnarchens .....	1
1.2	Diagnostik und Therapie .....	3
1.3	Folgen des Schnarchens und Ziele der Studie.....	4
<b>2</b>	<b>Material und Methoden</b> .....	<b>7</b>
2.1	Patienten.....	7
2.2	Datenerfassung .....	8
2.3	Datenauswertung .....	13
2.3.1	Primäre Zielparameter .....	13
2.3.2	Sekundäre Zielparameter .....	15
2.4	Statistische Auswertung .....	17
<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>19</b>
3.1	Ergebnisse der primären Zielparameter .....	19
3.2	Ergebnisse der sekundären Zielparameter.....	33
<b>4</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>42</b>
4.1	Interpretation der primären Zielparameter.....	42
4.2	Interpretation der sekundären Parameter.....	48
4.3	Schlussfolgerung.....	50
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>52</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>54</b>
<b>7</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>62</b>
7.1	Abkürzungen .....	62
7.2	Abbildungsverzeichnis.....	64
7.3	Tabellenverzeichnis .....	65
<b>8</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>66</b>
<b>9</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>67</b>

# 1 Einleitung

## 1.1 Entstehung und Ursachen des Schnarchens

Schnarchen ist definiert als respiratorisches Geräusch, welches während des Schlafes durch Veränderungen der oberen Luftwege entsteht (Hoffstein et al. 1996); es kann nachts, aber auch während des Tages vorkommen. Im Grundschulalter schnarchen etwa 10 % aller Kinder regelmäßig (Schlaud et al. 2004). Typisch ist ein inspiratorisches Geräusch, häufig ist jedoch auch eine expiratorische Komponente wahrnehmbar (Dalmasso und Rota 1996).

Anatomisch gesehen reichen die oberen Atemwege von den Lippen und Nasenlöchern bis zu den Stimmbändern. Diese können in drei Segmente aufgeteilt werden:

Das erste und oberste Segment besteht aus den Nasenöffnungen und dem Nasopharynx. Dies ist eine Struktur aus Knochen und Knorpel, starr, wenig formbar und kann unter inspiratorischem Druck nicht kollabieren.

Das zweite, mittlere Segment ist der Oropharynx. Seine Querschnittsfläche kann stark variieren. Hier ist ein Kollabieren der Struktur durch den negativen Druck möglich, sogar typisch.

Das dritte distale Segment stellt den Larynx dar, eine formbeständige Struktur, die wiederum durch den inspiratorischen Druck nicht verformbar ist. Aus pathophysiologischer Sicht können alle drei Segmente die Durchgängigkeit der oberen Atemwege reduzieren. Am häufigsten kollabiert jedoch das zweite (mittlere) Segment (Dalmasso und Rota 1996).

Akustisch entsteht das Schnarchgeräusch durch Vibrationen des Oropharynx, wenn dort die Durchgängigkeit von Luftströmungen geändert wird. Es kommt zu einer beeinträchtigenden Minimierung des Nasen–Rachen–Raumes, der Luftwegwiderstand erhöht sich, der Luftfluss wird begrenzt. Dadurch kommt es zu einer entsprechenden Vibration des Luftdruckes und –flusses (Beck und Odeh 1995, Liistro und Stanescu 1991, Perez-Padlila und Slawinski 1993).

Zwei unterschiedliche und bedeutende Theorien versuchen die Entstehung von Schnarchgeräuschen zu veranschaulichen.

Das Modell "Relaxation oscillation of a collapsible tube" beschreibt, dass eine Wellenbewegung, durch die Atmung herbeigeführt, bei maximaler Konstriktion teilweise oder komplett zu einer Schließung des Lumens führen kann. Eine plötzliche Entzerrung des Verschlusses durch einen Unterdruck kann sich zu einem explosiven Geräusch entwickeln (Bertram 1982). Das zweite Modell, „Flutter theory“ genannt, veranschaulicht, dass durch die Verengung der Atemwege das Gaumensegel, die Uvula, die Rachenwand oder der Kehlkopf im Luftstrom der Inspiration zu schwingen beginnen; aus diesem Grund kommt es zu den typischen Schnarchgeräuschen (Gavriely et al. 1989, Grotberg et al. 1989).

Schlafbezogene Atmungsstörungen (SBAS), darunter auch das Obstruktive Schlafapnoe Syndrom (OSAS), gehören zu den häufigsten und wichtigsten organischen Schlafstörungen im Kindesalter. Bei einer Obstruktion der oberen Atemwege kommt es zu einem steigenden Atemwegswiderstand und damit zu erhöhter Atemarbeit. Durch die Abnahme des inspiratorischen Luftflusses entstehen Hypopnoen und bei stärkerer Ausprägung ein vollständiges Aussetzen der Atmung (obstruktive Apnoen). Begleitet wird dies durch gehäuft auftretende vegetative und kortikale Weckreize (Arousals) mit Störung der Schlafmikrostruktur, obstruktiver alveolärer Hypoventilation und intermittierenden Hypoxämien (Urschitz et al. 2007). Bei allen obstruktiven SBAS ist das Leitsymptom das habituelle Schnarchen, definiert als ein lautes und beinahe in jeder Nacht auftretendes Geräusch (American Academy of Pediatrics 2002).

Schnarchen kann unter anderem durch folgende Ursachen und Risikofaktoren begünstigt und ausgelöst werden: Angeschwollenes bzw. verdicktes Gewebe im Rachenraum wie etwa Tonsillen, Adenoide, Zunge und Uvula verringern den pharyngealen Durchmesser. Weitere kraniofaziale und pathophysiologische Veränderungen führen ebenfalls zur Obstruktion der oberen Atemwege, wie z.B. eine Retroposition von Maxilla und/oder Mandibula (Katz und D`Ambrosio

2008, Sforza et al. 1999), Mittelgesichtsfehlbildungen wie beim Down-Syndrom oder Akromegalie.

Auch eine Amyloidose (Fleetham 1992), respiratorische Infektionen, atopische Erkrankungen (Kuehni et al. 2008) und Adipositas (Corbo et al. 2001, Ikeda et al. 2001, Sanchez – Amengol et al. 2008) werden als Ursache von Schnarchen beschrieben.

## **1.2 Diagnostik und Therapie**

Es gibt vielfältige Methoden zur Erfassung des Schnarchens. Ziel der Diagnostik ist einerseits die zuverlässige Identifizierung betroffener Patienten, andererseits die Vermeidung überflüssiger Interventionen.

Die Erhebung einer Schlafanamnese mit Hilfe von Schlafragebögen (Bruni et al. 1996, Chervin et al. 2007, Goodman et al. 2000, Johns et al. 1991) und eine körperliche Untersuchung gehören zur Routinediagnostik.

Ein Diagnostikverfahren, das sich zur Standardmethode bei der Erfassung von Schlafstörungen entwickelt hat, ist die Polysomnographie (American Academy of Pediatrics 2002, Marcus 2001, Poets und Paditz 1998). Sie beinhaltet eine gleichzeitige, kontinuierliche Registrierung verschiedener Parameter im Schlaflabor zur Beurteilung des Schlafes und schlafbezogener Atmungsregulationsstörungen. Das Verfahren kann bei Patienten jeden Alters angewendet werden. Die Aufzeichnung ganz unterschiedlicher Signale wie EEG, EKG, Herzfrequenz, CO<sub>2</sub>-Retention, thorakale und abdominelle Atembewegungen und O<sub>2</sub>-Sättigung ermöglichen es eine genauere Schlafanalyse zu erstellen. (Montgomery–Downs et al. 2006, Wilson et al. 1999). Klinische Zusammenhänge können dadurch besser erkannt und spezifischer behandelt werden. Da Schnarchen ein akustisches Signal darstellt, kann es durch Qualität und Quantität beschrieben werden. Schnarchgeräusche können erfasst werden, indem man beim Patienten ein kleines elektronisches Mikrofon in der Nähe des Mundes plaziert oder Mikrophone direkt am Nacken oder der Brustwand befestigt (Hoffstein et al. 1994, Niewerth und Wiater et al. 2000).

Goldstein et al. 1994 oder Sivan et al. 1996 beschäftigten sich in ihren Studien

mit Ton- und Videoaufnahmen während des Schlafes. Dabei zeichneten sie Elemente wie respiratorische Pausen, Keuchen oder Schlafen mit überstrecktem Hals auf. Dieses kann die Diagnostik zwar unterstützen, ersetzt jedoch nicht die Untersuchung im Schlaflabor.

Anzumerken ist, dass trotz erheblicher technischer Fortschritte die Polysomnographie das menschliche Gehör nicht übertreffen kann. So ist ein Mitarbeiter, der Schnarchlaute von anderen Geräuschen sehr gut unterscheiden kann, bislang nicht gleichwertig instrumentell zu ersetzen. Insofern gibt es keinen instrumentellen Goldstandard zur Erfassung des Symptoms Schnarchen, da das menschliche Ohr den technischen Methoden überlegen ist (Mc Nichlas und Bonsigore 2007, Sassani et al. 2004).

Je nach Ergebnis einer Schlafuntersuchung werden unterschiedliche Behandlungsverfahren fürs Kindesalter empfohlen. Eine Möglichkeit der konservativen Therapie besteht in der Anwendung nasaler Kortikoide (Alexopoulos et al. 2004, Brouillette et al. 2001). Eine weitere Möglichkeit sind nCPAP-Geräte (nasal continious positive airway pressure). Über eine Nasenmaske erfolgt hier eine kontinuierliche Luftdruckerhöhung in den oberen Atemwegen, um deren Zusammenfallen zu vermeiden und somit Apnoen vorzubeugen. Die nasale CPAP-Therapie ist äußerst effektiv und führt in vielen Fällen zu einer Besserung der Symptomatik (Levy und Pepin 2002, Loredó et al. 1999, Sin et al. 2002).

Der häufigste operative Therapieansatz ist die Adenotomie mit Tonsillektomie. Hierdurch wird ein ungestörter Schlaf durch Freilegung der Atemwege wieder hergestellt und die oft schwerwiegenden Folgeprobleme können zum größten Teil verhindert werden (Brietzke und Gallagher 2006, Schlechter 2002).

### **1.3 Folgen des Schnarchens und Ziele der Studie**

Ein Kind verbringt durchschnittlich fast die Hälfte seines Lebens schlafend. Deshalb ist die frühzeitige Erkennung schlafbezogener Atmungsstörungen besonders im Kindesalter von enormer Bedeutung (Markus, 2001). Schnarchgeräusche sollten von anderen Schlafgeräuschen wie Schnaufen, Knirschen oder Reiben unterschieden werden. (Dalmaso, 1989, 1990 und

Perez-Pallida, 1993). Die Altersgipfel für Schnarchen liegen laut Owen et al. 1996 bei vier und bei acht bis neun Jahren.

Da Schnarchen ein frühes und wichtiges Leitsymptom für schlafbezogene Atmungsstörungen und ein zentraler Hinweis für das obstruktive Schlafapnoe Syndrom ist, muss es als Symptom richtig erkannt und zugeordnet werden. Nur dann können betroffene Kinder adäquat behandelt werden (American Academy of Pediatrics 2002, Brouillette et al. 1982, Brouillette et al. 1984). Treten während des Schlafes stündlich vermehrt obstruktive Apnoen auf, kann unter Umständen ein klinisch relevantes OSAS oder obstruktives Schlaf Apnoe–Hypopnoe–Syndrom (OSAHS) vorliegen. Studien, in denen über die physiologischen und sozialen Folgen von SBAS, OSAS und OSAHS berichtet wird zeigen, dass es einen Zusammenhang zwischen häufigem Schnarchen sowie Tagesmüdigkeit, Unaufmerksamkeit, Hyperaktivität und unruhigem Schlaf mit Alpträumen gibt (Ali et al. 1994, Chervin et al. 2002, Eitner et al. 2006, Urschitz et al. 2004). Schnarchende Kinder haben häufiger Infekte, eine vermehrte Mundatmung und Mundtrockenheit. Nachts schwitzen sie mehr und morgens sind sie schwerer zu wecken (Brouillette et al. 1984, Paditz et al. 1999, Urschitz et al. 2004). Ebenfalls gibt es Zusammenhänge zwischen OSAS und Wachstums– bzw. Entwicklungsstörungen (Singer und Saenger 1990). Ein wichtiges Symptom bei SBAS zeigt sich unter anderem auch im Schulalter, weil es zu schlechteren Gedächtnisleistungen, geringeren IQ-Werten und Lernschwierigkeiten kommen kann (Fiege et al. 2002, Gozal 1998, Gozal und Pope 2001, Urschitz et al. 2003). Eine Assoziation besteht auch zwischen OSAS und Asthma, besonders dem nächtlichen Asthma. (Lu et al. 2003). Ausgeprägte OSAS und OSAHS können als weitere Spätfolge im Erwachsenenalter zur systemischen und pulmonalen Hypertonie führen (Marcus et al. 1998, Peppard et al. 2000).

Während für den Untersucher Schnarchgeräusche aufgrund ihres Klangcharakters eindeutig zu identifizieren sind, ist die technische Zuordnung im Rahmen der Polysomnographie und die Unterscheidung zu anderen Atemgeräuschen und Umgebungsgeräuschen schwierig und noch nicht zufriedenstellend gelöst (Fischer et al. 2005). Bisherige Verfahren zur

Schnarchgeräuschanalyse waren daher häufig fehlerhaft (Lugaresi et al. 1980).

Eine Standardisierung der verschiedenen Aufzeichnungen des Schnarchens, des Vergleichs der gewonnenen Daten und ihrer korrekten Interpretation gibt es bislang nicht; sie müsste noch etabliert werden.

Ziel der folgenden prospektiven Querschnittsstudie war die Ermittlung der Sensitivität und Spezifität zweier unterschiedlicher Messarten des Schnarchens (Vibrationssensor und Schnarchsignal, abgeleitet aus dem nasalen Luftstrom) und die Festlegung von Grenzwerten zur Minimierung falscher Testbefunde.

Hintergrund hierfür ist, dass die Polysomnographie damit noch differenzierter erweitert und vervollständigt werden kann. Dadurch können bessere Informationen, neue Erkenntnisse und weitere diagnostische Einsatzgebiete gewonnen werden. Wenn Kinder, die schnarchen, mit Hilfe der Polysomnographie untersucht werden, können zugrunde liegende Erkrankungen früher erkannt und behandelt werden und damit die oben dargestellten Folgeerkrankungen unter Umständen sogar vermieden werden.

## **2 Material und Methoden**

Die Studie mit der Projektnummer 357/2003 wurde von der Ethik-Kommission der Medizinischen Fakultät der Eberhard-Karls-Universität Tübingen am 01.12.2003 genehmigt.

### **2.1 Patienten**

#### **Einschlusskriterien**

Das Patientengut wurde aus Kindern im Alter von sechs bis 16 Jahren rekrutiert, die mit Verdacht auf schlafbezogene Atmungsstörungen in das Schlaflabor der Universitätskinderklinik Tübingen überwiesen wurden.

Die Patienten und ihre Eltern wurden schriftlich, mittels Informationsbrief, sowie mündlich durch den zuständigen Stationsarzt über die Studie aufgeklärt. Das Einschlusskriterium war die schriftliche Einverständniserklärung der Eltern zur Teilnahme an der Studie.

#### **Ausschlusskriterien**

Patienten mit schweren neurologischen Grunderkrankungen, beispielsweise schwersten Mehrfachbehinderungen oder Muskeldystrophie Duchenne, oder mit Syndromen, die mit deutlichen kraniofazialen Auffälligkeiten einhergehen, wie etwa das Apert-Syndrom oder das Goldenhar-Syndrom, konnten nicht an der Studie teilnehmen. Eine nächtliche nCPAP-Therapie führte ebenfalls zum Ausschluss, da hierdurch ggf. vorhandene Schnarchgeräusche von der Geräuschkulisse des Gerätes beeinflusst werden können. Kinder, die weniger als die erforderliche Zeitspanne von 4 Stunden (nach Abzug von Bewegungsartefakten und kurzen Wachzeiten) geschlafen hatten, wurden ebenfalls aus der Studie ausgeschlossen; ebenso solche, deren Sensoren durch unruhigen Schlaf keine auswertbare Aufzeichnung hatten erfassen können. Bestand zum Zeitpunkt der geplanten Untersuchung ein akuter Luftwegsinfekt, so wurde diese auf einen späteren Zeitpunkt verlegt.

## 2.2 Datenerfassung

Die vorliegende Querschnittsstudie umfasst sowohl eine Untersuchungs- als auch eine Auswertungsphase.

Die erste Phase beinhaltet die Beobachtung der Patienten in den ersten vier Stunden der Nacht und die Ermittlung der verschiedenen Zielparameter. Nach dem Anlegen der polysomnographischen Sensoren und der speziellen Schnarchsensoren wurden mit Hilfe des Goldstandards, des menschlichen Ohrs, die Zeit, in der das Kind geschnarcht hatte, protokolliert. Zur Ermittlung und Auswertung der Zielparameter wurde das Programm Somnologica Version 3.3.1 mit Embla N 7000 (Embla, Broomfield, USA) benutzt.

Die Aufzeichnung der Polysomnographie lässt sich in zwei verschiedene Abschnitte gliedern:

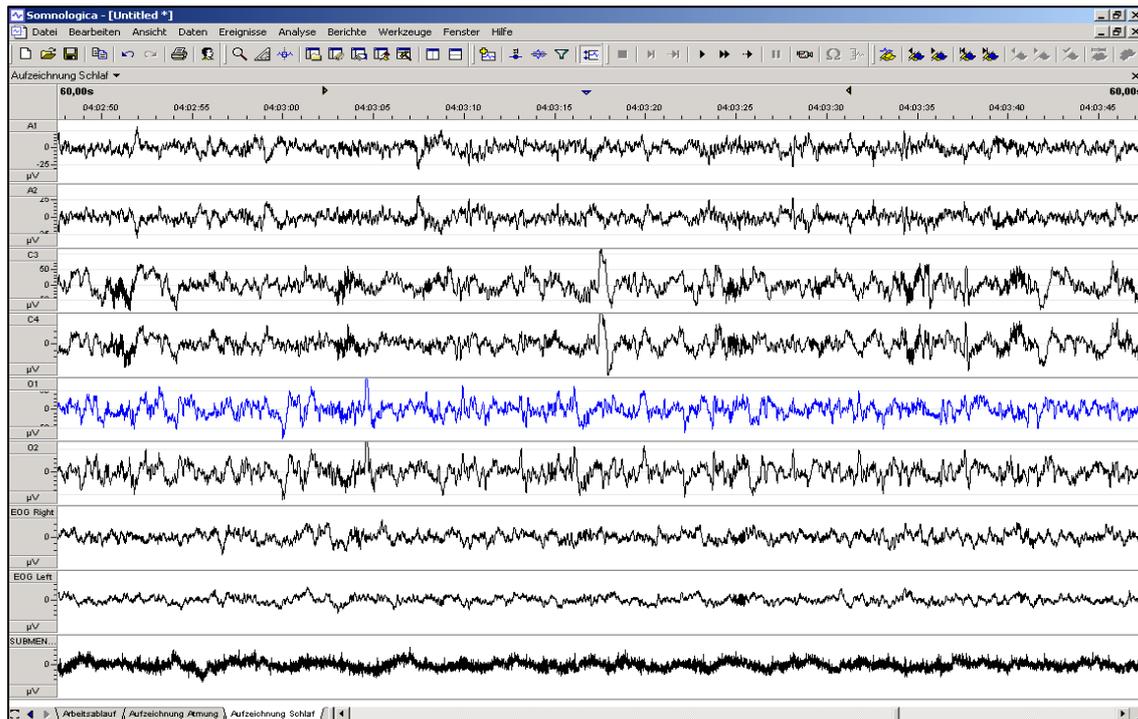
### 1. Elektrophysiologische Kanäle – dazu gehören:

Das Elektroenzephalogramm mit den Ableitungen C3–A2 und C4–A1 wurde entsprechend dem 10:20–System der Elektrodenplatzierung mit Goldelektroden, das Elektromyogramm des Musculus submentalis bipolar abgeleitet, das Elektrooculogramm mit zwei Ableitungen vom linken und rechten Epikanthus nach Rechtschaffen und Kales, 1968.

Die folgende Abbildung zeigt eine Zusammenfassung aller verwendeten elektrophysiologischen Kanäle im Zeitraum von einer Minute:

## Abb.1: Elektrophysiologische Kanäle

(von oben nach unten: A1, A2 = Aurikulare Ableitungen; C3, C4 = Zentrale Ableitungen; O1, O2 = Occipitale Ableitungen; EOG right = Elektrooculogramm rechts; EOG left = Elektrooculogramm links; Submen = Elektromyogramm)



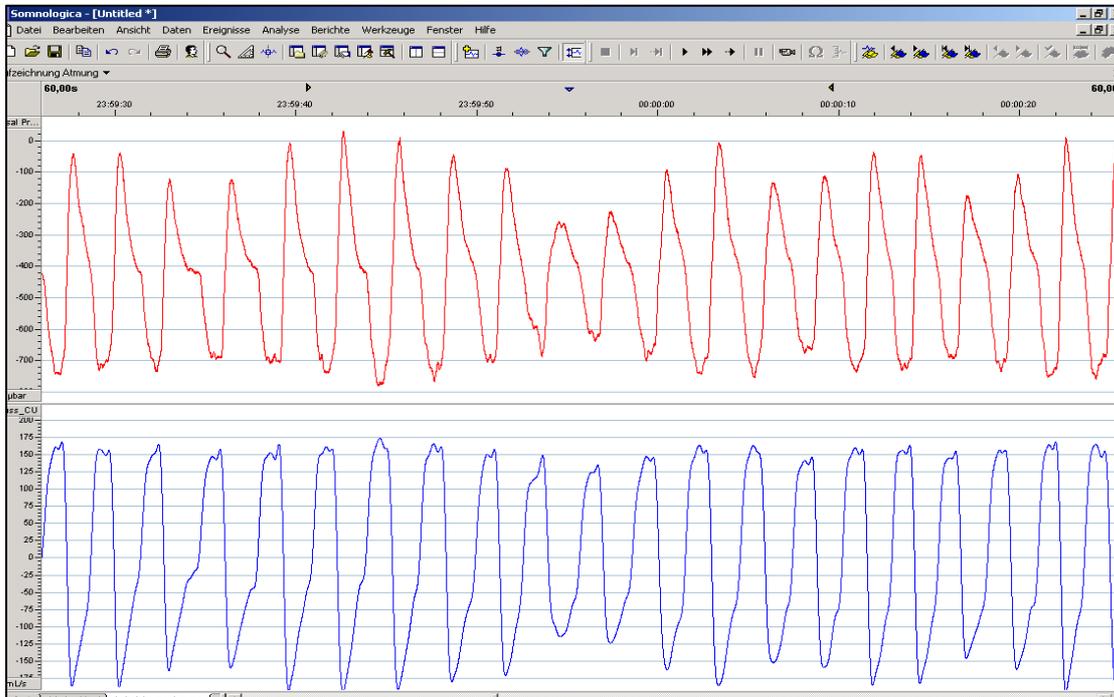
## 2. Kreislauf- und respiratorische Parameter

Dazu gehören: Nasaler Luftstrom, gemessen über eine Nasenbrille. Dieser beinhaltet den nasalen Luftfluss sowie den nasalen Staudruck (Embla; Broomfield, USA)

In der folgenden Abbildung wird der nasale Luftstrom einer Aufzeichnung in einem Zeitabschnitt von einer Minute dargestellt:

## Abb.2: Nasaler Luftstrom

(rot: nasaler Luftfluss; blau: nasaler Staudruck)



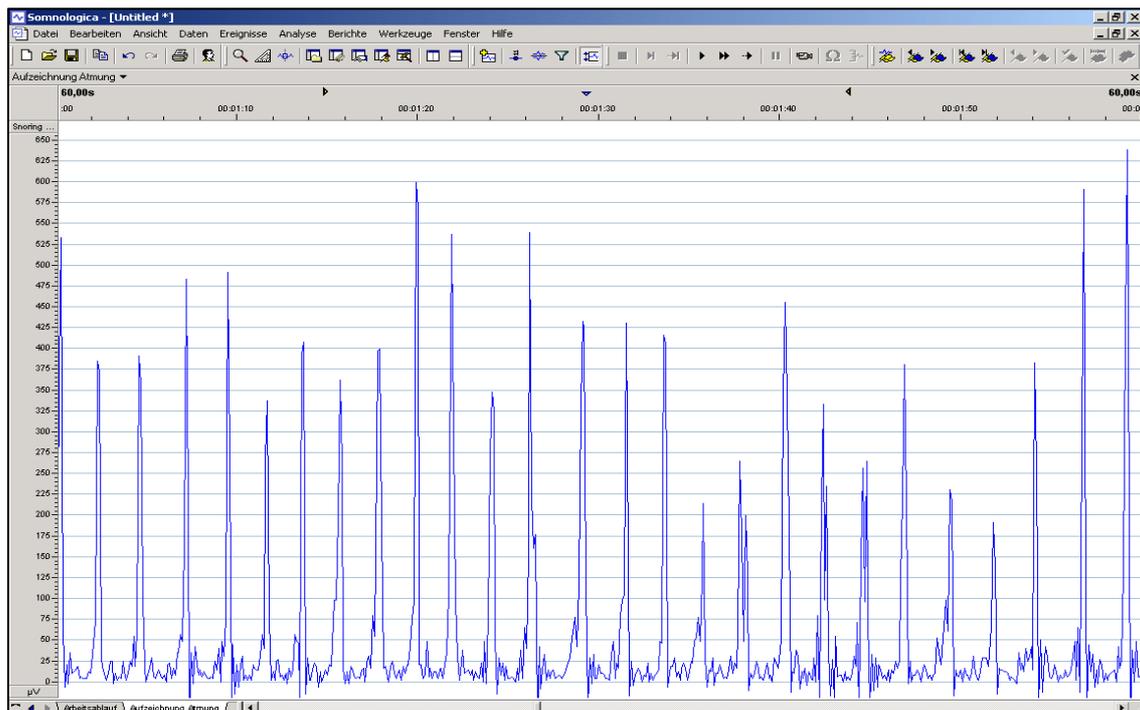
Desweiteren werden thorakale und abdominelle Atembewegungen (über Plethysmographie; Embla, Broomfield, USA) und ein Schnarchsensoren (Vibrationssensoren; Piezo Snoring Sensor, Embla Broomfield, USA) am Patienten angebracht und Atembewegungen sowie das Schnarchen ermittelt.

Die folgenden Abbildungen zeigen den für die Studie verwendeten Vibrationssensoren und dessen Aufzeichnung im Zeitabschnitt von einer Schnarchminute:

**Abb.3: Vibrationssensor ([http:// www.embla.com](http://www.embla.com))**



**Abb.4: Signal des Vibrationssensors in  $\mu\text{V}$  im Zeitraum von einer Minute  
(Snoring = Vibrationssensor)**

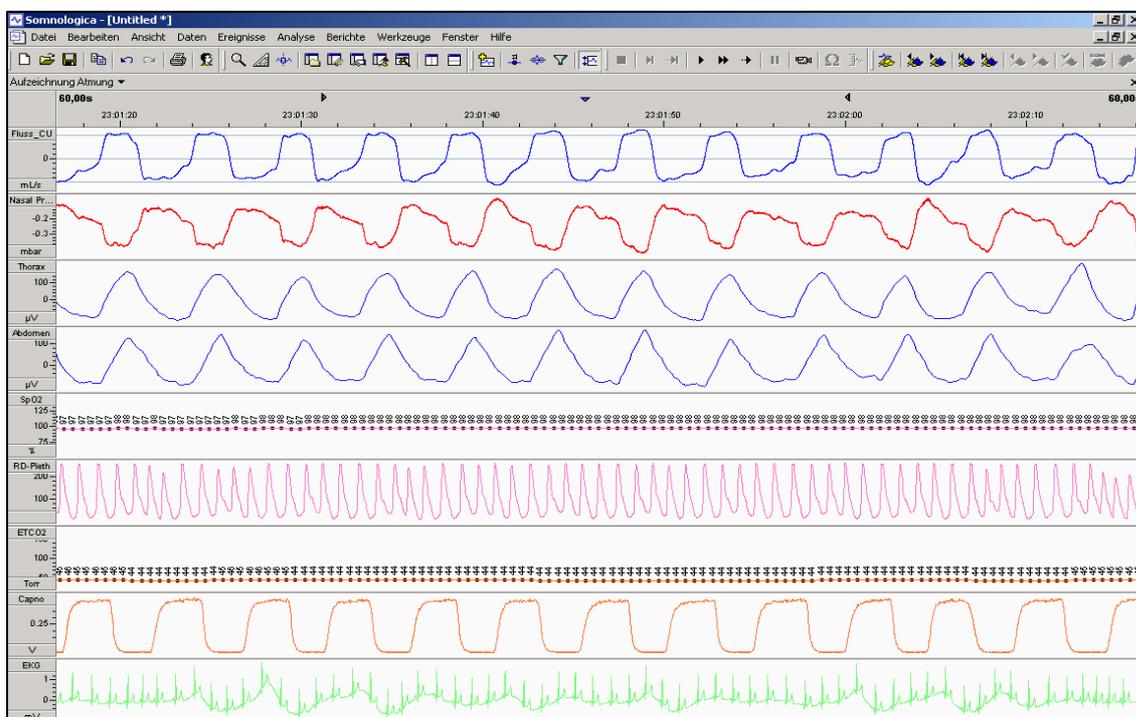


Zusätzliche Parameter waren die Sauerstoffsättigung, Pulsweite (Pulsoximeter Nonin Medical; Minnesota, USA), Actigraphie, Körperposition mit Patientenbewegung (alle Embla, Broomfield, USA), Elektrokardiogramm mit drei Klebeelektroden (Blue Sensor, Embla; Broomfield, USA), Audioaufzeichnung (Electret Richtmikrofon ECM 920 Monacor; Bremen) und digitale Videoaufzeichnung (Infrarotkamera, Panasonic; Osaka, Japan).

Die folgende Abbildung zeigt eine Zusammenstellung der erfassten Signale über einen Zeitraum von einer Minute.

### Abb.5: Kreislauf- und respiratorische Parameter

(von oben nach unten: Fluss\_Cu = Nasaler Luftfluss; Nasal Pr. = Nasalel Staudruck; Thorax = Thoraxbewegung; Abdomen = Abdomenbewegung; SpO2 = Blutsauerstoffsättigung; RD-Pleth = Plethysmographie; ETCO2 = Capnographie mit Werten; Capno = Capnographie als Kurve; EKG = Elektrokardiogramm)



Alle Sensoren wurden fortlaufend in den ersten vier Stunden der Beobachtungszeit kontrolliert. So konnten Korrekturen von Artefakten vorgenommen werden.

Um weitere Fehlerquellen zu eliminieren, wurde vor den Messungen sowohl eine technische als auch eine biologische Kalibration vorgenommen.

Die Registrierung der o.g. Daten fand in einem Zeitraum zwischen 21 und 8 Uhr statt, wobei individuelle Abweichungen berücksichtigt wurden. Auswertungen bezüglich des Schnarchens wurden jedoch nur in den ersten vier Schlafstunden vorgenommen.

### **Schlafragebögen**

Neben der individuellen schlafspezifischen Anamnese des Kindes unter Einbeziehung der Eltern wurden zur Ergänzung bzw. Objektivierung der Schlafsymptomatik der Patienten Schlafragebögen eingesetzt.

Die hierbei in der Studie verwendeten Fragebögen und Skalen beruhen auf:

- Epworth Sleepiness Scale (Johns 1991)
- Pediatric Sleep Questionnaire (Chervin et al. 2007)
- Sleep Disturbance Scale for Children (Bruni et al. 1996)
- Strengths and Difficulties Questionnaire (Goodman et al. 2000)

## **2.3 Datenauswertung**

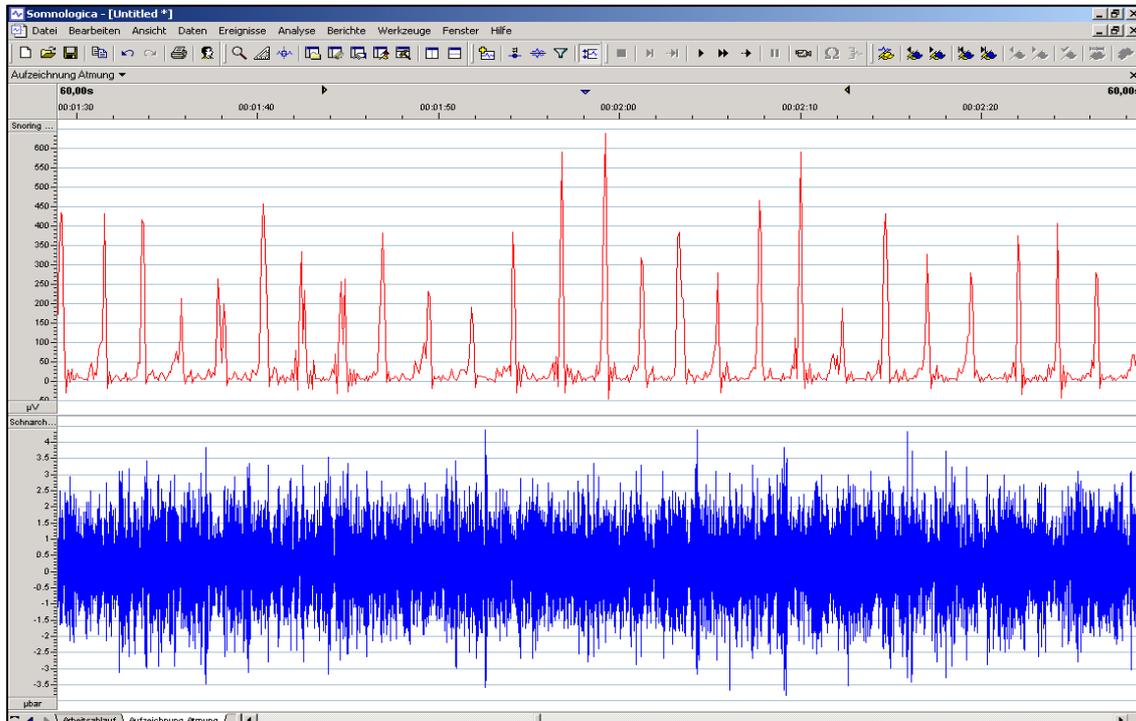
### **2.3.1 Primäre Zielparameter**

- **Schnarchminuten:** Prüfung durch Beobachter, markiert für jede einzelne Minute.

In der folgenden Abbildung ist exemplarisch eine Schnarchminute mit beiden Messsensoren dargestellt:

## Abb.6: Schnarchminute

(rot: Snoring = Vibrationssensor; blau: Schnarch = Schnarchsignal)



Weitere primäre Zielparameter waren:

- **Max Mikrovolt** : Maximalausschlag des Vibrationssensors der ausgewerteten Minute
- **Max Mikrobar** : Maximalausschlag des Schnarchsignals ( berechnet aus nasalem Druck ) der ausgewerteten Minute
- **Verwertbarkeit Vibrationssensor**

Bedingungen:

- Sensor ist am Patienten befestigt
- Sensor ist aktiviert
- „Biokalibration“ des Sensors zu Beginn der Messung: Artefakt bei Bewegung des Kindes oder beim Sprechen
- beträgt die Baseline über 70  $\mu\text{V}$ , kann die Minute nicht verwertet werden
- Mind. 50% einer Aufzeichnungs-Minute sind verwertbar

- **Verwertbarkeit Schnarchsignal**

Bedingungen:

- Nasenbrille ist am Patienten befestigt
- Nasenbrille ist an der Patient–Unit angeschlossen
- „Biokalibration“ des Sensors zu Beginn der Messung: Artefakt bei Bewegung des Kindes oder beim Sprechen
- Zwischen maximalem Ausschlag von In- und Expiration muß ein Druckunterschied von mind.  $\geq 30$ ubar liegen
- Mind. 50% einer Aufzeichnungs-Minute sind verwertbar

Jede beobachtete Minute wurde einzeln manuell auf die Verwertbarkeit der Sensorsignale und deren Maximalausschläge analysiert. Bei der Auswertung der Maximalausschläge und der Verwertbarkeit der beiden Messsensoren wurden die Bewegungszeiten (Movement Time) und die Wachzeiten der Patienten herausgenommen. Diese Werte wurden als Bewegungsartefakte dokumentiert.

### 2.3.2 Sekundäre Zielparameter

- **Aufzeichnungszeit:** Ende minus Beginn der Aufzeichnung
- **Wachzeiten** (nach Moss et al. 2005):  
Mit Hilfe eines Videobildes und den Kriterien von Moss et al. 2005 konnten die Einschlaf–und Aufwachzeiten zu Beginn und Ende der Nacht bestimmt werden.

Als Analysebeginn wurde der Einschlafzeitpunkt festgelegt, definiert als Beginn der ersten Phase von  $\geq 10$  Min., in der kein Lagewechsel mehr stattfindet.

Als Analyseende wurde der Aufwachzeitpunkt festgelegt. Dieser war definiert als das Ende der letzten mindestens 10 Minuten dauernden Phase ohne Lagewechsel.

- **Bewegungszeiten:** Artefakte in allen aufgezeichneten Kanälen über mindestens 50% der auszuwertenden Minute.
- **Geschätzte Schlafperiode** (Estimated Sleep Period): Einschlafzeitpunkt minus Aufwachzeitpunkt.
- **Geschätzte Schlafzeit** (Estimated Sleep Time): Geschätzte Schlafperiode minus Wachzeiten.
- **Schlafstadien** nach Rechtschaffen und Kales 1968.

Die Aufzeichnungen wurden in Epochen von 30 Sekunden aufgeteilt. Jede dieser Epochen wurde nach den international gültigen Regeln von Rechtschaffen und Kales 1968 einem bestimmten Schlafstadium zugeordnet. In dieser Studie wurden die Schlafstadien zur besseren Übersichtlichkeit in vier verschiedene Einheiten zusammengefasst:

- Einheit Leichtschlaf : Stadium 1+2 n. Rechtschaffen und Kales 1968
- Einheit Tiefschlaf: Stadium 3+4 n. Rechtschaffen und Kales 1968
- Einheit: REM – Schlaf (Rapid Eye Movement = REM)
- Einheit: Bewegungszeit (Movement Time)

- **Indizes: MOAHI, CAI, RDI**

**MOAHI:** alle gemischten Apnoen (MA), obstruktiven Apnoen (OA) und Hypopnoen (H) pro Stunde auswertbarer Aufzeichnung mit Schlaf

Referenzbereich: 0-1,2 / h (Moss et al. 2005).

**CAI:** alle zentralen Apnoen (CA) pro Stunde auswertbarer Aufzeichnung mit Schlaf

Referenzbereich: 0,1-5,1 / h (Moss et al. 2005)

**RDI:** alle zentralen Apnoen (CA), gemischten Apnoen (MA), obstruktiven Apnoen (OA) und Hypopnoen (H) pro Stunde auswertbarer Aufzeichnung mit Schlaf

Referenzwert:  $< 4 / h$  (Moss et al. 2005).

- **Schlaffragebögen:** Auswertung mit dem Scoringssystem des entsprechenden Fragebogens.

## 2.4 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe des Statistikprogramms SPSS (Statistical Package for the Social Science, Version 15.0 Windows; SPSS; Chicago, IL).

Die Validität der Sensoren in der Erfassung von Schnarchen wurde mittels Receiver–Operating–Characteristic (ROC) Kurven ermittelt. ROC–Kurven können verwendet werden, um kritische Grenzwerte für eine metrische Messgröße fest zu legen. Diese Methode kann zur Untersuchung eines einzelnen diagnostischen Tests oder zum Vergleich mehrerer Tests eingesetzt werden. Verschiedene Tests, die sich auf die gleiche Fragestellung beziehen, können gegeneinander aufgetragen und damit die individuelle Validität abgewogen werden. Ein diagnostischer Test weist eine hohe Trennschärfe auf, wenn sich die Kurve signifikant von der Diagonalen unterscheidet. Dieses ist in Abb.10 der Fall, hier zeigt sich ein deutlicher Abstand zur Diagonalen.

Ein weiteres Maß für die Validität eines Tests ist die Fläche unter der ROC–Kurve (AUC: area under the curve). Diese Fläche kann Werte zwischen 0 und 1 annehmen, wobei Werte über 0,5 eine bessere Validität anzeigen. (<http://www.acomed–statistik.de>, <http://www.medi–lern.de>). Für die AUC wurden ein Standardfehler, eine asymptotische Signifikanz (P-Wert) und ein 95 % Konfidenzintervall berechnet.

ROC–Kurven wurden auch benutzt um die Sensitivität und Spezifität bei gegebenem kritischem Grenzwert zu berechnen. Laut Definition ist die

Sensitivität der Anteil der richtig positiven Testergebnisse und die Spezifität ist der Anteil der richtig negativen Ergebnisse. Die Sensitivität wurde bei jenem kritischen Grenzwert berechnet, der mit einer Spezifität von 80 % assoziiert ist. Bei einer AUC zwischen 0,4 und 0,6 wurde auf die Berechnung der Sensitivität verzichtet.

Nach der ersten Auswertung der Maximalausschläge beider Sensoren zeigte sich für beide eine niedrige Sensitivität für die Erfassung von Schnarchen. Um die Sensitivität zu verbessern, wurden manuell nochmals alle maximalen Sensorausschläge der beobachteten Minuten nach den oben erwähnten Kriterien der Verwertbarkeit ausgewertet (z.B. Baseline des Vibrationssensors nicht > 70 Mikrovolt). Minuten in denen die Sensorsignale diese Kriterien nicht erfüllten wurden aus dem Datensatz entfernt. Für die so nachvalidierten Daten wurden ROC-Kurven, AUC und Sensibilität erneut berechnet.

## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Ergebnisse der primären Zielparameter**

In der Nacht der polysomnographischen Messung wurden die nachfolgenden Ereignisse ermittelt. Zur besseren Veranschaulichung der Ergebnisse von primären und sekundären Zielparametern dienen die folgenden Tabellen und Abbildungen.

#### **Patienten**

An der Studie nahmen im Untersuchungszeitraum von 1 Jahr vier Mädchen und sechs Jungen im Alter von sechs bis 11 Jahren teil. Nach der Aufzeichnungsnacht mussten zwei Kinder (ein Mädchen und ein Junge) auf Grund der vorgenannten Kriterien aus der Studie ausgeschlossen werden. Alle Patienten waren kaukasischer Herkunft und wurden mit verschiedenen Einweisungsdiagnosen in das Schlaflabor eingewiesen. Am Aufnahme-tag wurden bei jedem Kind Körpergewicht, Körpergröße sowie Kopfumfang gemessen und der Body Mass Index ermittelt. Außerdem erfolgte ein Aufklärungsgespräch und unter anderem eine auf einen Fragebogen gestützte Anamnese (PSQ, SDSC, ESS, SDQ), sowie eine aktuelle Medikamentenanamnese.

Eine Zusammenfassung der jeweiligen Aufnahmeuntersuchungen und der dazu gehörigen Einweisungsdiagnosen sind in der nachfolgenden Tabelle dargestellt:

**Tab.1: Ergebnis der körperlichen Untersuchung und Diagnosen**

(Pat.Code = Code der einzelnen Patienten; kg = Kilogramm; m = Meter;  
BMI= Body Mass Index; OSAS = Obstruktives Schlafapnoe Syndrom;  
UARS = Upper Airway Resistance Syndrom)

<b>Pat. Code</b>	<b>Gewicht in kg</b>	<b>Länge in cm</b>	<b>BMI</b>	<b>Einweisungsdiagnose</b>
1	20,0	117	14,3	OSAS, Tonsillenhyperplasie
2	21,0	121	14,4	OSAS, Entwicklungsverzögerung
3	24,5	125	15,7	OSAS, Verhaltensauffälligkeit
4	18,5	132	10,6	Chiari 2 Malformation
5	29,3	132	16,8	Tagesmüdigkeit, UARS
6	57,0	139	29,5	Tagesmüdigkeit, Adipositas
7	21,5	125	13,8	Myopathie, Retrogenie
8	35,0	139	18,1	Schlafauffälligkeit, Tagesmüdigkeit

**Tab.2: Anteil der Zeit mit beobachtetem Schnarchen**

(Pat. Code = Code des einzelnen Patienten; Zeit / min = beobachtete Zeit in Minuten; Schnarchen / min = beobachtetes Schnarchen in Minuten; Schnarchen / % = Schnarchen in der beobachteten Zeit in Prozent)

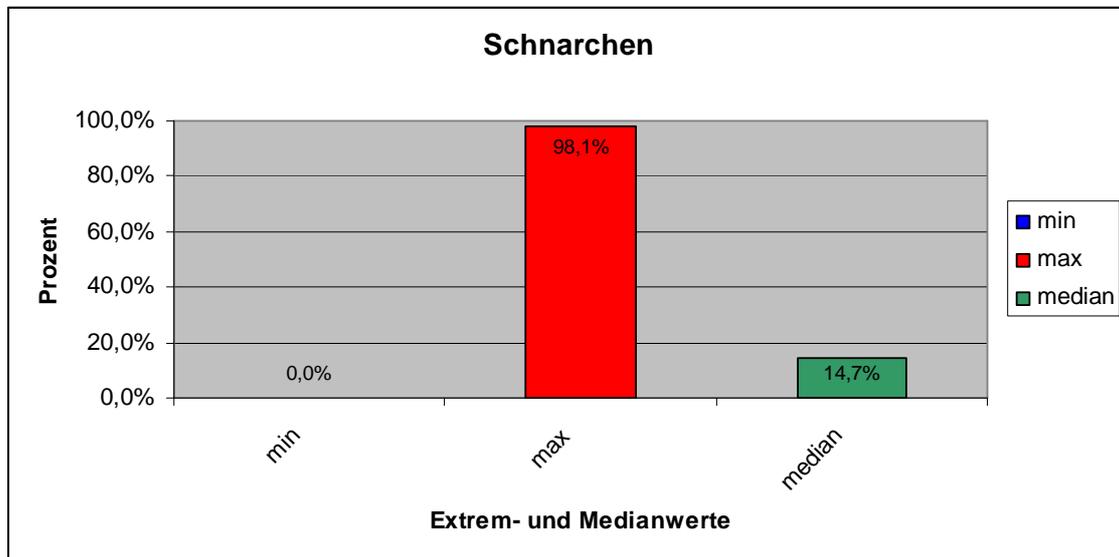
Pat. Code	Zeit / min	Schnarchen / min	Schnarchen / %
1	228 min	67 min	29,4 %
2	214 min	210 min	98,1 %
3	212 min	145 min	68,4 %
4	172 min	0 min	0 %
5	210 min	129 min	61,4 %
6	223 min	0 min	0 %
7	190 min	0 min	0 %
8	215 min	0 min	0 %

Aus der Auswertung der beobachteten Minuten wurden Bewegungsphasen der Patienten (Movement Time) und Aufwachzeiten herausgenommen. Diese Werte wurden als Bewegungsartefakte gewertet.

Eine Zusammenfassung der einzelnen Schnarchminuten aller Kinder in Prozent der beobachteten Zeit ist nachfolgend dargestellt:

### Abb.7: Min., Max. und Median der geschnarchten Zeit in Prozent

(% = Prozent; min = Minimalwert; max = Maximalwert; median = Median)



Die nachfolgende Tabelle veranschaulicht die Spannweite (Range), sowie Median der maximalen Ausschläge der beiden Messsensoren pro Minute. Für alle Patienten wurden die Kriterien der Verwertbarkeit der Messsensoren berücksichtigt. Alle Wachzeiten und Bewegungsartefakte (Movement time) wurden aus den Ergebnissen ausgeschlossen.

**Tab.3: Spannweite der max. Ausschläge der beiden Messsensoren**

(Pat. Code = Patienten Code; Max  $\mu\text{V}$  = maximaler Ausschlag des Vibrationssensors; Max  $\mu\text{bar}$  = maximaler Ausschlag des Schnarchsensors; min = der kleinste Wert des maximalen Ausschlags; max = der größte Wert des maximalen Ausschlags)

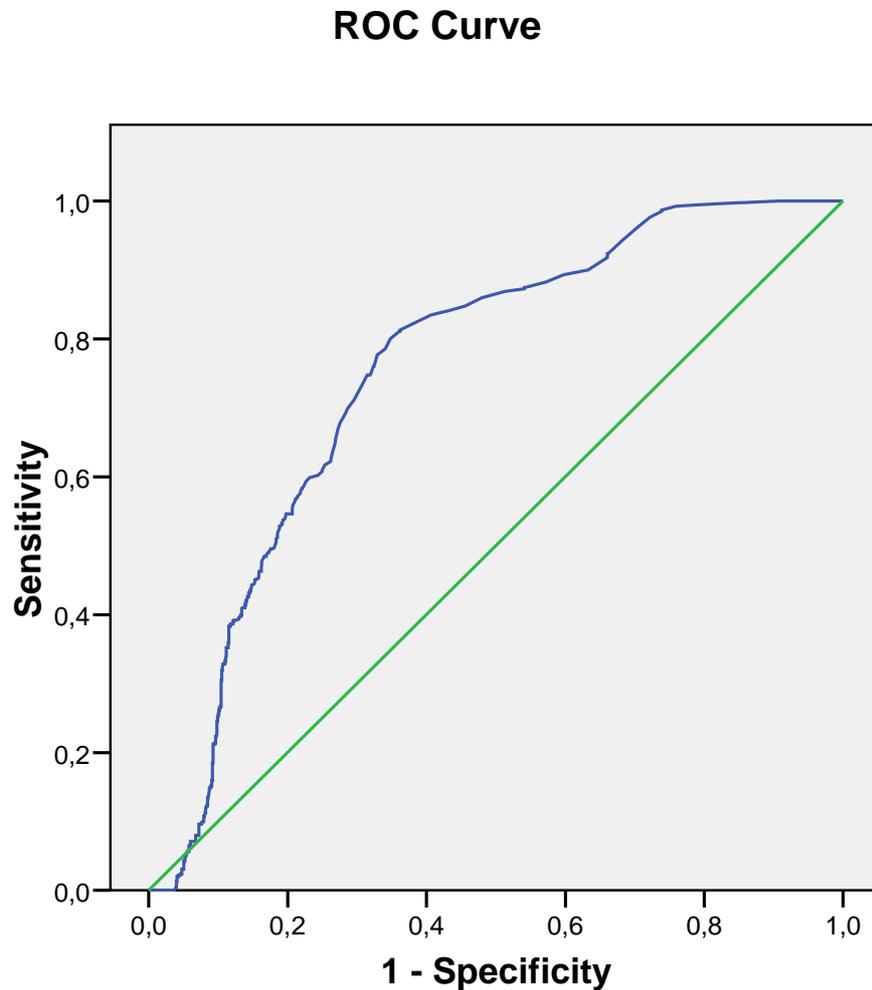
Pat. Code	Max Ausschlag (min-max; $\mu\text{V}$ )	Median Max Ausschlag $\mu\text{V}$	Max $\mu\text{bar}$ (min-max)	Median Max $\mu\text{bar}$
1	19,7 - 683,3	54,1	3,7 - 15,3	4,3
2	91,5 - 3400,0	807,3	3,8 - 132,0	4,8
3	25,0 - 759,5	106,1	4,2 - 18,0	5,2
4	21,9 - 305,9	52,0	4,2 - 19,2	5,2
5	29,1 - 776,1	72,8	3,7 - 76,0	4,5
6	8,3 - 3700,0	543,9	3,6 - 24,4	4,8
7	16,6 - 609,7	66,6	3,7 - 47,5	4,6
8	20,8 - 357,9	39,5	3,9 - 50,5	5,7

In den folgenden Abbildungen werden die Sensitivität und Spezifität der beiden Messsensoren mit Hilfe von ROC-Kurven dargestellt. Ebenfalls angegeben sind die entsprechenden AUC-Werte, Standardfehler, asymptotische Signifikanz und Unter-und Obergrenze des 95 % Konfidenzintervalls.

Die ersten beiden Schaubilder zeigen die ROC-Kurven vor manueller Validierung der Verwendbarkeit der Sensoren.

**Abb.8: ROC-Kurve des Vibrationssensors ohne Validierung**

(Sensitivity = Sensitivität; Specificity = Spezifität)



Hier konnte ein AUC-Wert von 0,754, ein Standardfehler von 0,012, eine asymptotische Signifikanz von 0,000 und eine Untergrenze von 0,730 sowie eine Obergrenze von 0,777 des 95 % Konfidenzintervalls ermittelt werden.

Die dazugehörige Tabelle zeigt einen Ausschnitt mit festgelegter Spezifität von 80 % und den entsprechenden Grenzwertbereich mit einer relativ niedrigen Sensitivität. Es wurde ein kritischer Grenzwert von 140 $\mu$ V bestimmt.

**Tab.4: Koordinaten des Vibrationssensors ohne Validierung**

Kritischer Grenzwert in $\mu\text{V}$	Sensitivität	Spezifität
140,400	0,546	0,802
142,450	0,539	0,804
144,550	0,537	0,807

**Abb.9: ROC-Kurve des Schnarchsignals ohne Validierung**

(Sensitivity = Sensitivität; Specificity = Spezifität)

### ROC Curve

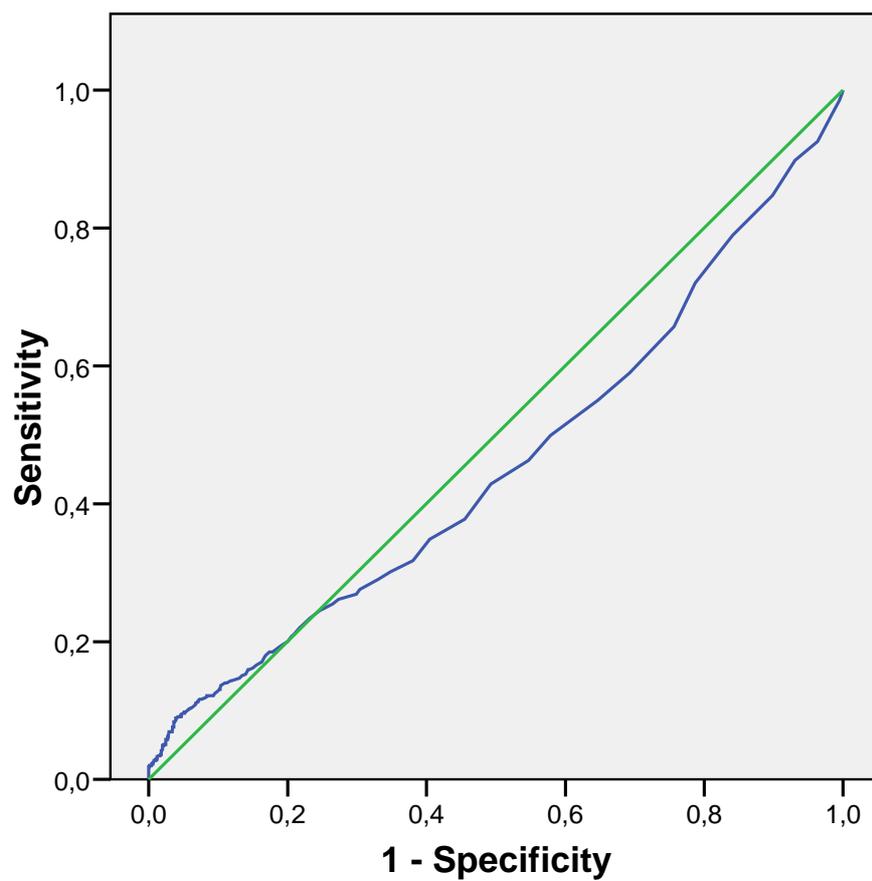
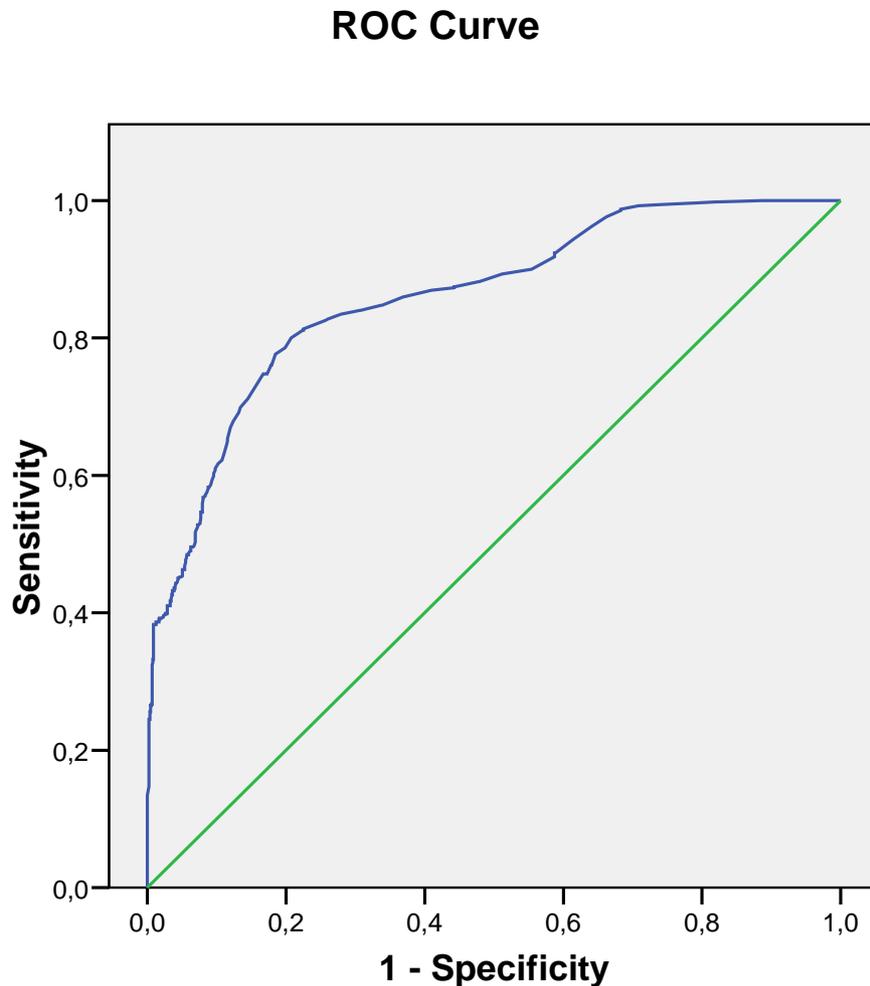


Abbildung 9 veranschaulicht die ROC-Kurve des Schnarchsignals ohne Validierung.

Hier konnte ein AUC-Wert von 0,458, ein Standardfehler von 0,15, eine asymptotische Signifikanz von 0,05 und eine Untergrenze des Konfidenzintervalls von 0,427 sowie eine Obergrenze von 0,488 ermittelt werden. Es konnte hier kein kritischer Grenzwert festgelegt werden, der eine aussagekräftige Spezifität sowie Sensitivität zeigt.

Die folgende Abbildung stellt die ROC-Kurve des Vibrationssensors nach Validierung der Signalverwertbarkeit dar. Diese wurde für jede einzelne Minute manuell durchgeführt.

**Abb.10: ROC- Kurve des Vibrationssensors mit manueller Validierung**  
(Sensitivity = Sensitivität; Specifity = Spezifität)



Hier konnte ein AUC-Wert von 0,859, ein Standardfehler von 0,10, eine asymptotische Signifikanz von 0,000 und eine Untergrenze von 0,839 sowie eine Obergrenze von 0,879 des 95 % Konfidenzintervalls ermittelt werden.

Die dazugehörige Tabelle zeigt einen Ausschnitt mit festgelegter Spezifität von 80 % und den entsprechendem Grenzwertbereich mit einer deutlich höheren Sensitivität als vor Validierung. Es wurde ein kritischer Grenzwert von 75  $\mu$ V bestimmt.

**Tab.5: Koordinaten des Vibrationssensors mit manueller Validierung**

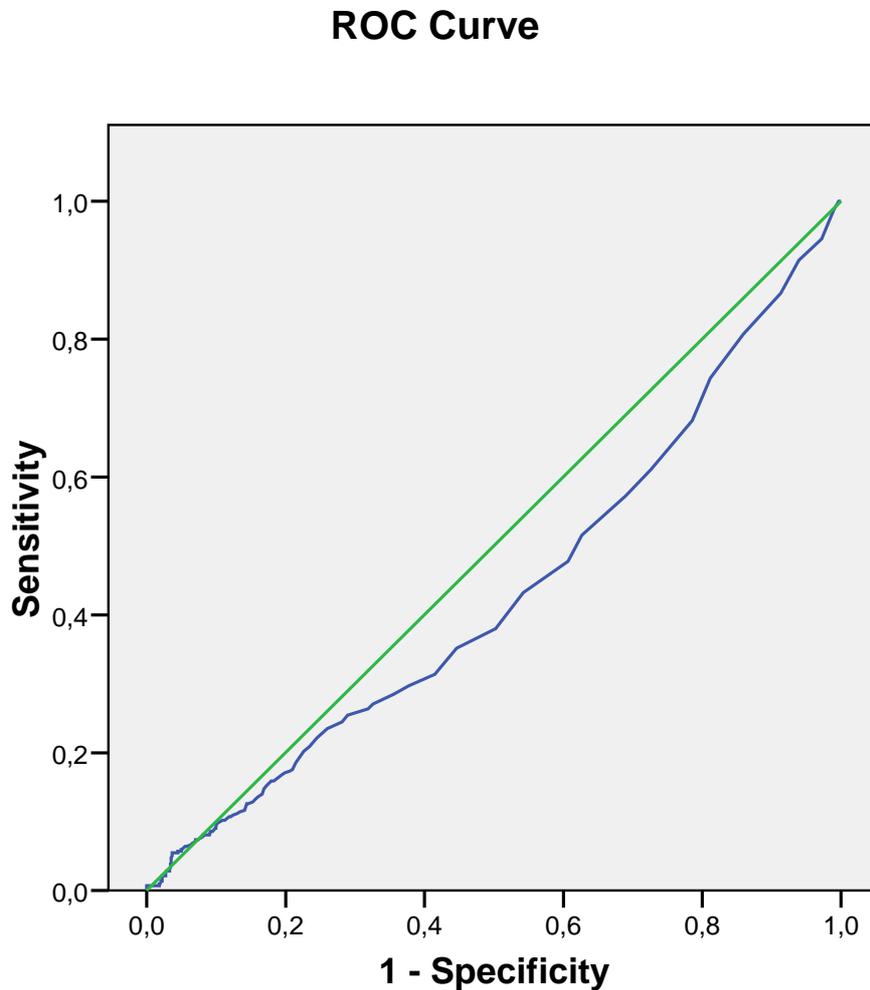
<b>Kritischer Grenzwert <math>\mu\text{V}</math></b>	<b>Sensitivität</b>	<b>Spezifität</b>
73,850	0,800	0,793
75,950	0,786	0,801
78,000	0,777	0,816

Die folgende Abbildung zeigt die ROC-Kurve des Schnarchsensors nach Validierung der Signalverwertbarkeit. Die Validierung wurde für jede einzelne Minute manuell durchgeführt.

Hier konnte ein AUC-Wert von 0,435, ein Standardfehler von 0,17, eine asymptotische Signifikanz von 0,000 und eine Unter- bzw. Obergrenze des 95 % Konfidenzintervalls von 0,401 bzw. 0,469 ermittelt werden.

Aufgrund des niedrigen AUC-Wertes von 0,435 und dem nahen Verlauf der Kurve an der Diagonalen konnte hier kein kritischer Grenzwert festgelegt werden, der eine aussagekräftige Spezifität sowie Sensitivität zeigt.

**Abb.11: ROC- Kurve des Schnarchsignals mit manueller Validierung**  
(Sensitivity = Sensitivität; Specifity = Spezifität)



Die folgende Tabelle stellt für jeden Patienten die Ergebnisse der Maximalausschläge des Vibrationssensors in der gesamten beobachteten Zeit, sowie die Verwertbarkeit des Sensorsignal nach Validierung in Minuten und in Prozent dar.

Der maximale Ausschlag des Vibrationssensors wurde nur dann gewertet, wenn dieser in der gleichen Minute auch die Kriterien der Verwendbarkeit des Sensorsignals erfüllte (siehe Definition Verwertbarkeit des Vibrationssensors).

**Tab.6: Verwertbarkeit Vibrationssensor**

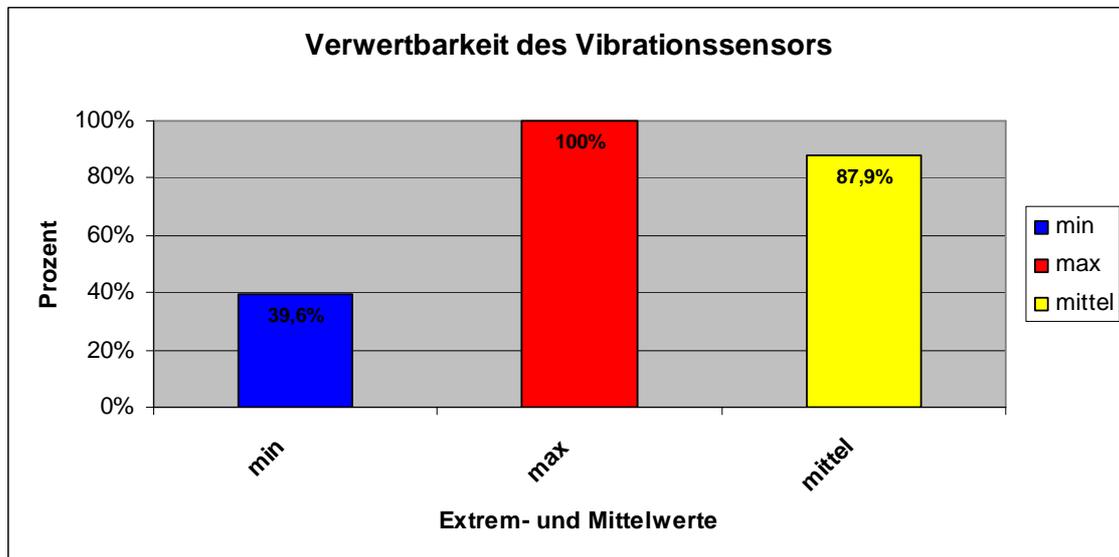
(Pat. Code = Codierung des einzelnen Patienten; Zeit / min = beobachtete Zeit in Minuten; Max  $\mu\text{V}$  = maximaler Ausschlag des Vibrationssensors in  $\mu\text{V}$ ; Verwertbarkeit / min = Verwertbarkeit des Vibrationssensors in Minuten; Verwertbarkeit / % = Verwertbarkeit des Vibrationssensors in Prozent)

Pat. Code	Zeit /min	Max Ausschlag $\mu\text{V}$	Verwertbarkeit/min	Verwertbarkeit / %
1	228 min	683,3	228 min	100 %
2	214 min	3500	214 min	100 %
3	212 min	759,5	209 min	98,6 %
4	172 min	305,9	150 min	87,2 %
5	210 min	776,1	210 min	100 %
6	223 min	613,9	88 min	39,6 %
7	190 min	609,7	147 min	77,4 %
8	215 min	357,9	215 min	100 %

Der Zeitanteil mit verwertbarem Sensorsignal innerhalb der beobachteten Schlafzeit der einzelnen Probanden wird nachfolgend dargestellt:

### Abb.12: Min.,-Max.- und Mittelwert des Vibrationssensors

(min = Minimalwert; max = Maximalwert; mittel Mittelwert;  
Verwertbarkeit % = Verwertbarkeit in Prozent)



Die folgende Tabelle stellt für jeden Patienten die Ergebnisse der Maximalausschläge des Schnarchsensors in der gesamten beobachteten Zeit, sowie die Verwertbarkeit des Sensorsignals nach Validierung in Minuten und in Prozent dar.

Der maximale Ausschlag des Schnarchsignals wurde nur dann gewertet, wenn dieser in der gleichen Minute auch die Kriterien Verwendbarkeit des Signals erfüllte (siehe Definition Verwertbarkeit des Schnarchsignals).

**Tab.7: Verwertbarkeit des Schnarchsignals**

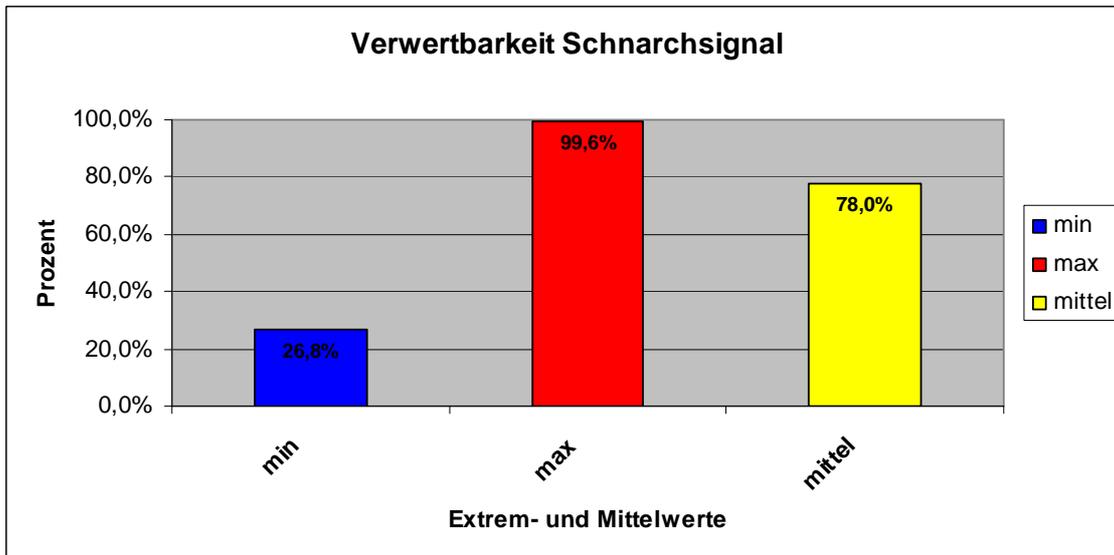
(Pat. Code = Codierung des einzelnen Patienten; Zeit / min = beobachtete Zeit in Minuten; Max  $\mu$ bar = maximaler Ausschlag des Schnarchsignals; Verwertbarkeit / min = Verwertbarkeit des Schnarchsignals in Minuten; Verwertbarkeit / % = Verwertbarkeit des Schnarchsignals in Prozent)

Pat. Code	Zeit /min	Max Ausschlag $\mu$ bar	Verwertbarkeit (min)	Verwertbarkeit (%)
1	228 min	6,8	61 min	26,8 %
2	214 min	51	151 min	70,6 %
3	212 min	18	187 min	88,2 %
4	172 min	19,2	171 min	99,4 %
5	210 min	76	174 min	82,9 %
6	223 min	17,1	192 min	86,5 %
7	190 min	47,5	190 min	100 %
8	215 min	49	149 min	69,3 %

Eine prozentuale Zusammenfassung der einzelnen verwertbaren Minuten aller Patienten wird nachfolgend gezeigt:

### Abb.13: Min., Max. und Mittelwert des Anteils mit verwertbarem Schnarchsignal

(% = Prozent; min = Minimalwert; max = Maximalwert;  
mittel = Mittelwert)



### 3.2 Ergebnisse der sekundären Zielparameter

Diese Ergebnisse werden zur besseren Übersicht in Tabellen, für jeden einzelnen Patienten und zusammenfassend in entsprechenden Schaubildern dargestellt.

Die nachfolgende Tabelle stellt die Dauer der jeweiligen Aufzeichnung, voraussichtliche Schlafperiode und Schlafzeit dar:

**Tab.8: Dauer der Aufzeichnung, Schlafperiode und Schlafzeit**

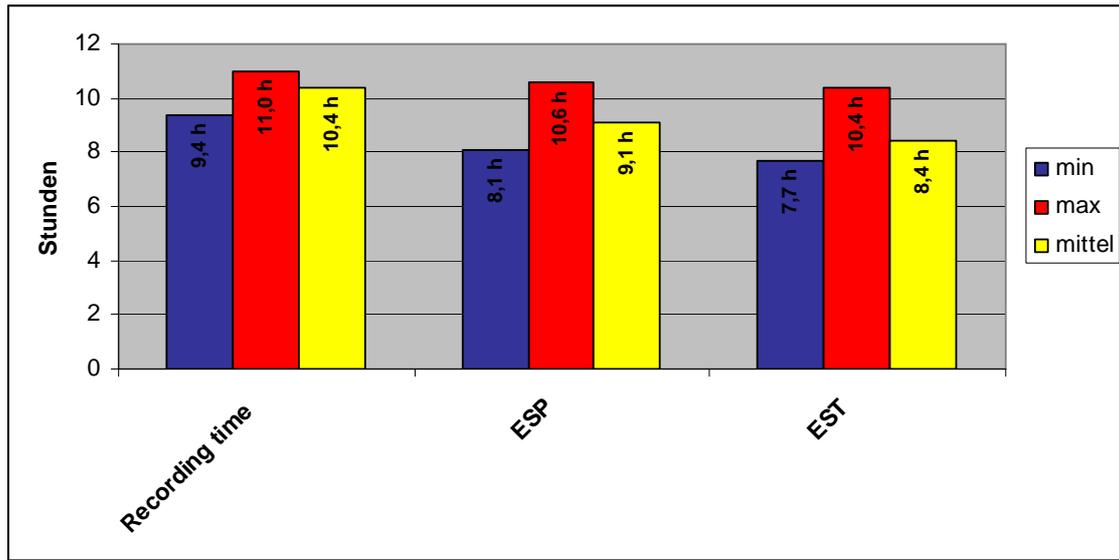
(Pat. Code = Codierung der einzelnen Patienten; Recording Time / h = Aufzeichnungszeit in Stunden; Estimated Sleep Period / h = Geschätzte Schlafperiode in Stunden; Estimated Sleep Time / h = voraussichtliche Schlafzeit in Stunden)

Pat.Code	Recording Time / h	Estimated Sleep Period / h	Estimated Sleep Time / h
1	11,0	8,7	7,7
2	10,7	9,8	8,5
3	10,9	10,6	10,4
4	10,9	8,8	8,0
5	10,1	8,1	7,9
6	10,1	9,4	8,5
7	10,4	8,8	8,6
8	9,4	8,2	7,6

Eine Zusammenfassung der Minimal-, Maximal- und Mittelwerte der Aufzeichnungszeit, Schlafperiode und Schlafzeit aller Kinder wird in der nachfolgenden Abbildung dargestellt:

#### Abb.14: Aufzeichnungszeit, Schlafperiode und Schlafzeit

(Recording Time = Aufzeichnungszeit; ESP = Estimated Sleep Period = geschätzte Schlafperiode; EST = Estimated Sleep Time = geschätzte Schlafzeit; h = Stunden; min = Minimalwert; max = Maximalwert; mittel = Mittelwert)



#### Ergebnisse Schlafstadien

Im Durchschnitt hatten die schnarchenden Patienten einen längeren Leichtschlaf (44,3 %) als die nicht schnarchenden Patienten (37,6 %). Umgekehrt verhielt es sich im Tiefschlaf. Schnarchende Patienten verbrachten 20,8 % im Tiefschlaf, nicht schnarchende Patienten 25,2 %. Die REM-Phasen waren bei den schnarchenden Patienten kürzer (22 %) als bei den nicht schnarchenden Patienten (29,7 %). Ebenfalls bewegten sich schnarchende Patienten häufiger (11,7 %) während der Aufzeichnungsnacht als die nicht schnarchenden Patienten (6,9 %).

**Tab.9: Verteilung der Schlafstadien in der Aufzeichnungsnacht (%)**

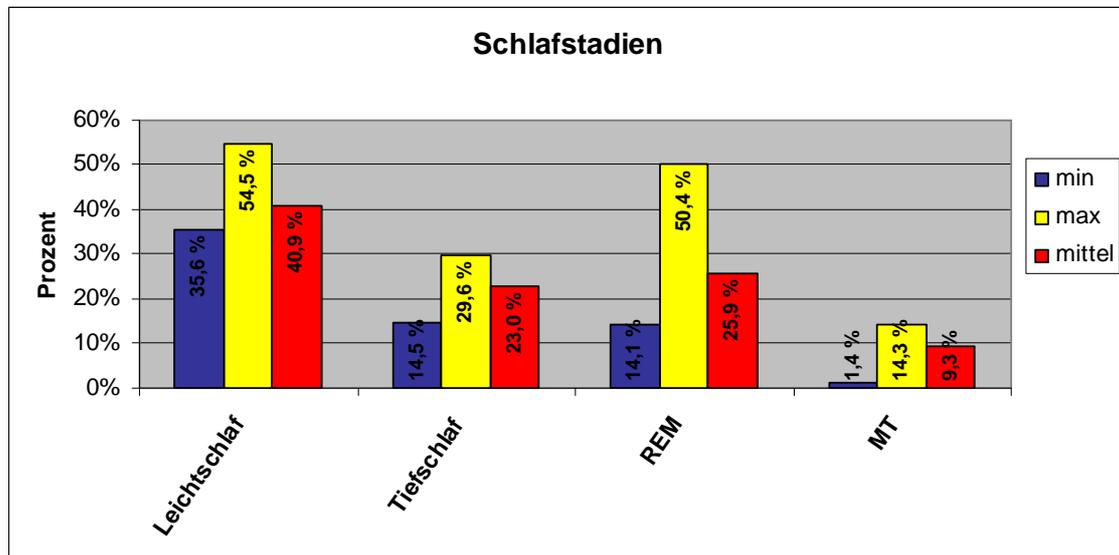
(Pat. Code = Codierung der einzelnen Patienten; Leichtschlaf = Stadium 1 plus Stadium 2; Tiefschlaf = Stadium 3 plus Stadium 4; REM = Rapid Eye Movement; MT = Movement Time)

Pat. Code	Leichtschlaf	Tiefschlaf	REM	MT
1	46,6 %	29,6 %	14,1 %	9,2 %
2	38,4 %	22,7 %	21,2 %	14,3 %
3	51,4 %	16,3 %	20,6 %	12,0 %
4	54,5 %	26,8 %	14,5 %	3,1 %
5	40,7 %	14,5 %	32,2 %	11,4 %
6	20,4 %	27,5 %	50,4 %	1,4 %
7	39,7 %	18,3 %	29,2 %	11,4 %
8	35,6 %	28,2 %	24,7 %	11,5 %

Eine Zusammenfassung der Minimal-, Maximal- und Mittelwerte der einzelnen Schlafstadien aller Kinder wird in der nachfolgenden Abbildung dargestellt:

### Abb.15: Min., Max. und Mittelwert der Schlafstadien

(min = Minimalwert; max = Maximalwert; mittel = Mittelwert; REM = rapid eye Movement; MT = Movement Time; % = Prozent)



### Ergebnisse Respiratorische Indizes

Ein schnarchender Patient hatte einen pathologischen MOAHI, ein nicht schnarchender Patient einen pathologischen CAI und insgesamt vier Patienten einen pathologischen RDI, davon waren drei schnarchend und einer nicht schnarchend. Zusammenfassend waren bei schnarchenden Patienten die Indizes häufiger pathologisch als bei den nicht schnarchenden Patienten.

Die folgende Tabelle stellt die einzelnen Indizes der untersuchten Patienten dar:

**Tab.10: Respiratorische Indizes**

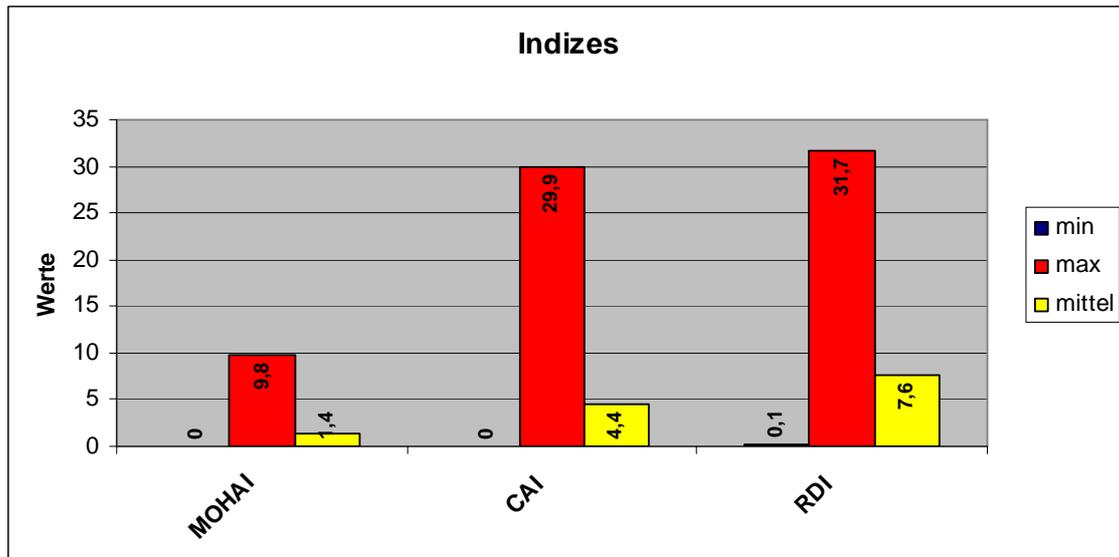
(Pat. Code = Kodierung der einzelnen Patienten; MOAHI = MA plus OA plus H pro Stunde auswertbarer Aufzeichnung im Schlaf; RDI = CA plus MA plus OA plus H pro Stunde auswertbarer Aufzeichnungen mit Schlaf; CAI = CA pro Stunde auswertbarer Aufzeichnungen mit Schlaf)

Pat. Code	MOAHI	CAI	RDI
1	0,4	1,7	3,3
2	9,9	0,4	15,2
3	0,2	1,0	4,6
4	0	1,1	1,0
5	0,1	0,7	4,4
6	0,3	30,0	31,7
7	0,1	0	0,1
8	0,3	0,1	0,3

Eine Zusammenfassung der Minimal- und Maximalwerte der einzelnen Indizes aller Kinder wird in der nachfolgenden Abbildung gezeigt:

### Abb.16: Min., Max. und Mittelwert der Indizes

(min = Minimalwert; max = Maximalwert; mittel = Mittelwert; MOAHI = gemischter Apnoe – Hypopnoe – Index ; CAI = Zentraler Apnoe Index; RDI = Respiratory Disturbance Index)



### Ausgefüllte Fragebögen

Fünf Patienten hatten ein pathologisches Ergebnis in der Auswertung des Pediatric Sleep Questionnaire (Grenzwert: > 7 Punkte). Vier Patienten lagen im Strengths and Difficulties Questionnaire über dem dafür angegebenen Grenzwert (Pathologischer Grenzwert: > / = 13 Punkte). In der Epworth Sleepiness Scale lagen fünf Patienten über dem Richtwert (Pathologischer Grenzwert: > 6 Punkte). Ein Patient war in der Sleep Disturbance Scale for Children auffällig (Pathologischer Grenzwert: > 56 Punkte). Insgesamt gab es mehr schnarchende Patienten mit pathologischen Werten.

Die folgende Tabelle zeigt die Punktwerte der Fragebögen aller Patienten:

**Tab.11: Ergebnisse einzelner Fragebögen**

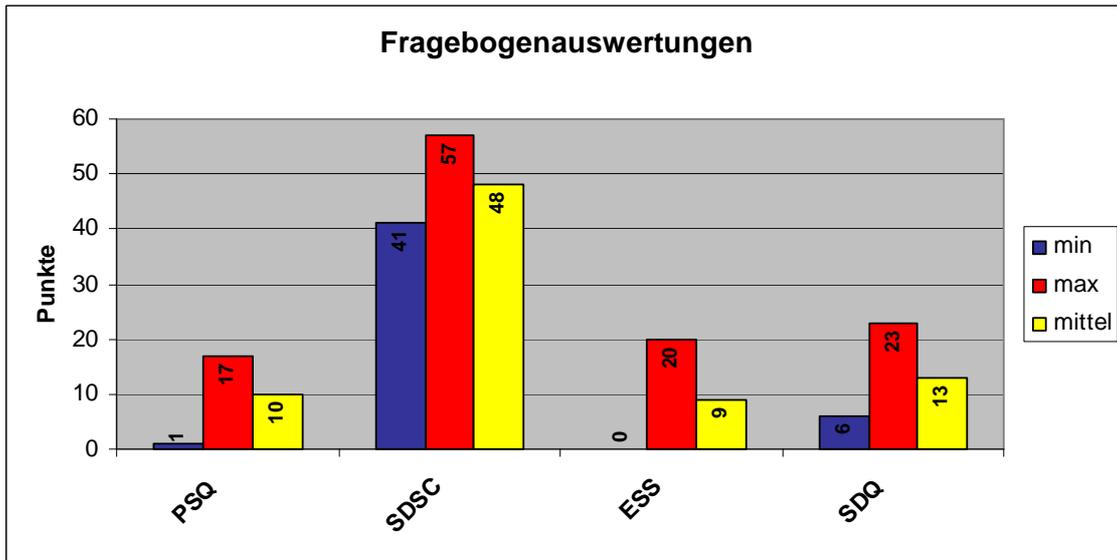
(Pat. Code = Kodierung einzelner Patienten; PSQ = Pediatric Sleep Questionnaire; SDSC = Sleep Disturbance Scale for Children; ESP = Epworth Sleepiness Scale; SDQ = Strengths and Difficulties Questionnaire)

Pat. Code	PSQ	SDSC	ESS	SDQ
1	9	57	9	12
2	15	51	11	17
3	17	54	6	14
4	1	45	0	10
5	13	41	9	13
6	5	48	20	9
7	5	44	11	6
8	13	52	5	23

Eine Zusammenfassung der Fragebogenergebnisse aller Kinder als Minimal-, Maximal- und Mittelwerte in Punkten wird in der nachfolgenden Abbildung dargestellt:

### Abb.17: Min., Max. und Mittelwert der Fragebögen

(min = Minimalwert; max = Maximalwert; mittel = Mittelwert; PSQ = Pediatric Sleep Questionnaire; SDSC = Sleep Disturbance Scale for Children; ESS = Epworth Sleepiness Scale; SDQ = Strengths and Difficulties Questionnaire)



## 4 Diskussion

Ziel dieser Dissertation war die Ermittlung der Sensitivität und Spezifität zweier Verfahren zur Erfassung von Schnarchen während einer Nacht im Schlaflabor. Es wurden acht Patienten untersucht und während vier Stunden in der ersten Nachthälfte auf das Schnarchen hin beobachtet. Dabei stand jedoch nicht die Anzahl der Patienten als zu ermittelndes Maß im Vordergrund, sondern die beobachteten Minuten während des Schlafes. So ergaben sich insgesamt 1920 Minuten, die es im Hinblick auf die verschiedenen Parameter zu untersuchen galt. Von dieser Zeitspanne wurden für die späteren Auswertungen 256 Minuten Wachzeiten und Bewegungsartefakte (Movement Time) abgezogen, so dass 1664 Minuten für die Bearbeitung hinsichtlich der verschiedenen Zielparameter zur Verfügung standen. Es konnte ein kritischer Grenzwert von 75  $\mu\text{V}$  für das Signal des Vibrationssensors bei einer Spezifität von 80 % und einer Sensitivität von 78,6 % bestimmt werden.

Im nachfolgenden Abschnitt dieser Arbeit werden nun die einzelnen Ergebnisse diskutiert und anschließend mit den Untersuchungsergebnissen anderer Studien verglichen.

### 4.1 Interpretation der primären Zielparameter

#### Geschnarchte Minuten

Von den acht untersuchten Patienten schnarchte die Hälfte in den ersten vier Beobachtungsstunden der Untersuchungsnacht. Der Median der Schnarchzeit betrug für alle Kinder 14,7 %. Laut der Anamnese der Eltern, die im Vorfeld der Untersuchung stattgefunden hatte, schnarchten alle Kinder. Jedoch konnten die Eltern über die Häufigkeit des Schnarchens keine exakten Angaben machen, da die Kinder zu Hause in ihren eigenen Zimmern schliefen und das Schnarchen die meiste Zeit für die Eltern nicht hörbar war. Eine italienische Studie zeigt, dass Schnarchen häufiger angegeben wird, wenn noch ein Familienmitglied im selben Zimmer schläft (Corbo et al. 1989). Auf welche Art und Weise Eltern das Schnarchen und die Symptome ihres Kindes wahrnehmen, wird davon beeinflusst werden, wie die persönlichen, sozialen

und kulturellen Umstände sind. Dies könnte auch eine Erklärung dafür sein, dass eine andere Arbeit eine höhere Übereinstimmung von Elternangaben und nächtlicher Aufzeichnung in Familien mit niedrigem sozioökonomischem Status beschreibt, in denen unter Umständen mehr Menschen auf engem Raum leben (Ali et al. 1993). In der Studie von Castronovo et al. 2003 wird beschrieben, dass Eltern Schnarchen mit anderen Geräuschen wie Schnaufen und Seufzen kombinieren und diese dann als Schnarchen wahrnehmen. Dies könnte eine weitere Begründung für die Differenz der elterlichen Aussage und dem nicht beobachteten Schnarchen bei vier Kindern während der Untersuchungsnacht sein. Jedoch lässt sich aufgrund der geringen Patientenzahl dieser Studie keine Aussage machen, ob elterliche Angaben mit dem tatsächlichen Auftreten des Schnarchens übereinstimmen. In der Literatur gibt es einige Studien mit weitaus größeren Probandenzahlen, die eine überwiegende Bestätigung der Elternangaben durch die nächtliche Aufzeichnung dokumentieren (Castronovo et al. 2003, Hultcrantz et al. 1995, Montgomery–Downs et al. 2004). In weiteren Studien wird ebenfalls die elterliche Anamnese mit Hilfe von Fragebögen in der Stufendiagnostik bei Verdacht auf Schlafstörung und Schnarchen verwendet (Anuntaseree et al. 2005, Carroll et al. 1995, Ferreira et al. 2000, Kulnis et al. 2000, Sánchez-Armengol et al. 2001). Die American Academy of Pediatrics 2002 empfiehlt sogar im Rahmen der üblichen Vorsorgeuntersuchungen für Kinder eine Schlafanamnese bezüglich des Schnarchens durchzuführen.

Durch die neue, fremde Umgebung des Schlaflabors und die ungewohnte Situation der Schlafuntersuchung schliefen einige Kinder unruhig. Dies äußerte sich in ihrer Schlafarchitektur und den Ergebnissen der Polysomnographie. Unsere Beobachtungen im Bezug auf den unruhigen Schlaf während dieser Nacht stimmen mit den Studien überein, die den First Night Effect mit einer Nacht–zu–Nacht–Variabilität im Kindesalter beschreiben (Scholle et al. 2003, Verhulst et al. 2006).

## **Messensoren**

Der Vibrationssensor der Firma Embla zeigte eine Spannweite des maximalen Ausschlags von 8,3–3400  $\mu\text{V}$  von allen erfolgten Messungen während der Untersuchungsnacht. Laut Hersteller misst der Vibrationssensor lautes Schnarchen ab 1000  $\mu\text{V}$  Signalstärke (<http://www.embla.com>). Zu bedenken ist, dass dieser Grenzwert für Erwachsene ermittelt wurde und wahrscheinlich deshalb eher im oberen Bereich unserer Spannweite liegt. Das Schnarchsignal, welches aus dem nasalen Luftstrom berechnet wurde, zeigte bei allen Patienten eine Spannweite des maximalen Ausschlags von 3,6–76,0  $\mu\text{bar}$ . Bisher wurde für klinische Auswertungen kein optimaler Grenzbereich für dieses Signal in der Grundeinstellung von Somnologica angegeben.

Mit Hilfe der Maximalwerte, die in der Studie für jede Minute der Auswertung ermittelt wurden, konnte bei einer willkürlich festgelegten Spezifität von 80 % die zugehörige Sensitivität sowie der zugehörige optimale Grenzwert für die Erfassung von Schnarchen bei Kindern berechnet werden.

Es gibt viele Studien, die das Schnarchen im Rahmen einer Polysomnographie, vor allem bei Erwachsenen, aber auch bei Kindern diagnostizieren. Dazu werden verschiedene Sensoren verwendet. Bereits 1985 beschäftigte man sich mit der akustischen Aufzeichnung und Verarbeitung von Schnarchgeräuschen mit Hilfe eines Mikrophons (Wilson et al. 1985). In zwei Arbeiten von Hoffstein et al. 1994 und 1995 wurden an der Stirn befestigte Mikrophone verwendet. Fiz et al. 1996, Dalmaso und Rota et al. 1996 und Lindberg et al. 2000 benutzten bei ihren Aufzeichnungen Mikrophone, die am Hals in der Nähe des Cricothyroids angebracht waren. Kaniusas et al. 2005 beschreibt ebenfalls, dass der Hals die optimale Körperstelle ist um ein Mikrophon zu platzieren. Eine aktuelle Studie beschreibt ein Kondensormikrophon, das ca. 50 cm vom Kopf des Patienten angebracht wird und dabei das Schnarchgeräusch mit einem Audiorekorder aufzeichnet. (Dreher et al. 2008). Als zusätzliche Methode kommt in späteren Studien die Videoaufzeichnung dazu (Markus et al. 1998, Gozal et al. 2001, Montgomery-Downs und Gozal 2006). Auch mit einer portablen Heimpolysomnographie kann das Schnarchen aufgezeichnet werden. Ein digitales System, bestehend aus einem tragbaren Rekorder inklusive

Schnarchmikrophon (Digi Trace Home Sleep System), ermöglicht bei Erwachsenen verlässliche Aufzeichnungen von guter Qualität (Fry et al. 1998). Desweiteren beschreiben Larrosa et al. 2004 in einer Studie über Heimpolygraphie ein Schnarchmikrophon, welches an der Haut in Larynxhöhe befestigt wird und Schnarchen von anderen Schlafgeräuschen, wie z.B. Herztönen trennt.

Es konnten jedoch keine weiteren Studien gefunden werden, in welchen Vibrationssensoren oder nasale Staudruckmessung zur Erfassung von Schnarchen verwendet wurden. Deshalb kann die vorliegende Arbeit derzeit nicht direkt mit anderen wissenschaftlichen Studien zu diesem Thema verglichen werden.

### **ROC-Kurve**

Für den Vibrationssensor wurde für eine willkürlich festgelegte Spezifität von 80 % ein kritischer Grenzwert von 140 Mikrovolt ermittelt. Die zugehörige Sensitivität liegt dafür bei relativ niedrigen 54,6 %. Es ergibt sich eine Fläche unter der Kurve (AUC) mit dem Wert 0,754. Die Kriterien der Validierung des Sensorsignals wurden hierbei nicht berücksichtigt.

Für das Schnarchsignal aus der nasalen Staudruckmessung konnte kein optimaler Grenzwert ermittelt werden, da der AUC-Wert zwischen 0,5 und 0,6 liegt und somit kein zufriedenstellendes Ergebnis für Sensitivität und Spezifität erreicht.

Um die niedrige Sensitivität der Sensoren zu verbessern, wurde anschließend eine zweite manuelle Analyse der Sensorausschläge mit den Kriterien der Verwertbarkeit der Sensorsignale für jede einzelne Minute (siehe Verwertbarkeit des Schnarchsignals und des Vibrationssensors) durchgeführt. Aufzeichnungsminuten, in denen die Sensorsignale diese Kriterien nicht erfüllten, wurden aus dem Datensatz entfernt. Für die so nachvalidierten Daten wurden erneut ROC-Kurven, AUC und Sensibilität berechnet. Der Vibrationssensor weist hiernach bei gleicher Spezifität von 80 % einen kritischen Grenzwert von 75 Mikrovolt auf, wobei die Sensitivität um 24,0 % steigt.

Somit war es, nach Validierung, möglich, mit dem Vibrationssensor 78,6 % der schnarchenden Kinder und 80,0 % der nicht schnarchenden Kinder in der Stichprobe richtig zuzuordnen. Mit der Validierung des Vibrationssensors konnte somit eine deutlich höhere Sensitivität erreicht werden.

Beim Schnarchsignal konnte auch nach Validierung der Verwertbarkeit des Sensorsignals kein kritischer Grenzwert bestimmt werden, da der AUC-Wert weiterhin zwischen 0,4 und 0,6 lag. Hiermit erwies sich das Schnarchsignal aus der Staudruckmessung in der Polysomnographie als ungeeignetes Mittel für die Diagnostik des Schnarchens bei Kindern. Erklärungsmöglichkeiten für diese Ergebnisse könnten in vermehrter Mundatmung der schnarchenden Patienten liegen oder im relativ engen Lumen der Nasenbrille, welches leicht durch Sekret blockiert werden kann. Wie beim Vibrationssensor ist auch hier die Aufzeichnungssoftware für erwachsene Patienten entwickelt worden, weshalb möglicherweise der geringe Luftstrom, der durch die verwendeten Kinder-Nasenbrillen gemessen wird, nicht optimal aufgezeichnet werden konnte.

Dagegen kann der Vibrationssensor mit seiner hohen Spezifität und Sensitivität als geeignetes diagnostisches Mittel bezeichnet werden, um Schnarchen im Kindesalter zu erfassen. Dieses positive Resultat könnte am optimalen Befestigungsort des Sensors liegen und daran, dass die gemessenen Kehlkopfvibrationen recht spezifisch für Schnarchen sind und eher nicht durch andere Ursachen, wie Sekret in den Atemwegen, hervorgerufen werden.

Da es derzeit keine weiteren Studien mit identischen Messmethoden gibt, wird hier eine Arbeit zitiert, die die Spezifität und Sensitivität des Erfassens von Schnarchen mit einer anderen Methode untersucht hat.

In der Studie von Montgomery–Downs et al. 2004 wurde Schnarchen mittels eines speziell entwickelten Fragebogens evaluiert und anschließend mit einer Standardpolysomnographie untersucht, ob subjektive Aussagen und objektive Messmethoden korrelieren. Dabei wird bei Vorschulkindern für häufiges Schnarchen und beinahe ständiges Schnarchen für den Fragebogen eine Sensitivität von 64,1 % und Spezifität von 57,1 % angegeben. Für Grundschüler wurde eine höhere Sensitivität von 72,6 % und eine Spezifität von 73,4 % ermittelt. Folglich kann Schnarchen auch mit Hilfe von speziell entwickelten

Schlaffragebögen evaluiert werden, wobei die polysomnographischen Ergebnisse der vorliegenden Studie eine höhere Sensitivität und Spezifität aufweisen und somit eine ergänzende Diagnostik bieten.

### **Kriterien der Verwertbarkeit der Sensoren**

Zunächst wurde der Vibrationssensor am Hals des Patienten befestigt und aktiviert. Vor der nächtlichen Aufzeichnung wurde der Patient aufgefordert den Kopf zu bewegen und zu sprechen, damit die Ausschläge des Sensors am Bildschirm überprüft werden konnten (Biokalibration). Lag die Baseline des Sensorsignals über 70 Mikrovolt, so konnte die Minute nicht gewertet werden, da eine Baseline von über 70 Mikrovolt nur einen Artefakt oder eine Fehlaufzeichnung des Sensors bedeuten konnte. Trat ein Bewegungsartefakt oder ein Ausfall des Sensors für mehr als 50 % (entsprechend 30 Sekunden) auf, so konnte diese ebenfalls nicht gewertet werden. Im Durchschnitt waren die Aufzeichnungen des Vibrationssensors nach den oben genannten Kriterien zu 87,9 % verwertbar.

Das Schnarchsignal wurde über die Nasenbrille erfasst. Zu Beginn der Messung wurde die Nasenbrille an die Patienten–Einheit angeschlossen und der gleichen Biokalibration unterzogen. Weitere Kriterien waren eine erkennbare Inspiration und die minimale Druckschwankung zwischen In- und Expiration. Das Sensorsignal wurde nur dann gewertet, wenn zwischen In- und Expiration der Ausschlag  $\geq 30$  Mikrobar betrug (Moss et al. 2005). Trat ein Bewegungsartefakt oder ein Ausfall des Sensors für mehr als 50 % innerhalb einer Minute auf, so konnte diese auch nicht gewertet werden. Im Durchschnitt waren alle Aufzeichnungen des Schnarchsignals nach den oben genannten Kriterien zu 78,0 % verwertbar. Dies sind 9,9 % weniger als beim Vibrationssensor. Eine Erklärungsmöglichkeit liegt in der vermehrten Mundatmung schnarchender Kinder. Dadurch konnten oft weder optimaler nasaler Luftfluss noch ein optimales Staudruck–Signal aufgezeichnet werden. Ng et al. 2005 beschreiben, dass Mundatmung während des Schlafes ein signifikanter Risikofaktor für das habituelle Schnarchen in Kindesalter ist. Eine

weitere, aus Österreich stammende Studie bestätigt unsere klinischen Ergebnisse dahingehend, dass Mundatmung bei schnarchenden Kindern häufiger vorkommt als bei Nichtschnarchern (Török et al. 2003).

Obwohl bei der Beobachtung der Patienten in den ersten vier Stunden der Nacht die meisten Aufzeichnungsfehler korrigiert werden konnten, wie zum Beispiel ein Ablösen der Sensoren, fanden sich in der späteren Auswertung der Aufzeichnungen verschiedene Mängel. Im Laufe der Nacht blockierten oftmals Sekrete die Nasenbrille, so dass keinerlei Schnarchsignal abgeleitet werden konnte. Der Vibrationssensor schien manchmal atemabhängige Ausschläge aufzuzeichnen, die aber nicht dem Schnarchen entsprachen. Somit wurde die Aussagekraft dieser beiden Messmethoden durch mehrere Funktionsverluste der Technik im Studienverlauf begrenzt. Hinzu kam das relativ leise und oft durch Bewegungen unterbrochene Schnarchen der Patienten, so dass die Entscheidung, ob ein aufgezeichnetes Signal als Schnarchen gewertet werden konnte, subjektiv und somit schwer zu treffen war.

## **4.2 Interpretation der sekundären Parameter**

### **Dauer der jeweiligen Aufzeichnung, Schlafstadien**

Die jeweilige Aufzeichnungszeit der Untersuchungsnacht variierte von 9,4 bis 11 Stunden, je nachdem wie lange das Kind schlief. Erst nach dem Wachwerden wurde die Aufzeichnung gestoppt. Wie bereits im Abschnitt Material und Methoden erwähnt wurden die Einschlaf- und Aufwachzeitpunkte mit Hilfe eines Videobildes und den Kriterien von Moss 2005 ermittelt. Der klinische Einsatz dieser Kriterien hat sich schon mehrfach bewährt. Dieses Hilfsmittel wurde aufgrund geringer Erfahrung des Beobachtenden, der während der Messung die Probanden auf Schnarchen hin beobachtete, bei der EEG-Auswertung in Anspruch genommen, um Einschlaf- und Aufwachzeitpunkt festzulegen. Die genaue Analyse des Hypnogramms erfolgte erst nach der Messung.

Die geschätzte Schlafperiode betrug bei allen Patienten im Durchschnitt 9,1 Stunden. Zieht man hiervon die Wachzeiten ab, so erhält man die geschätzte Schlafzeit (EST) der Patienten. Diese lag in der vorliegenden Arbeit bei

durchschnittlich 8,4 Stunden. Eine ähnliche EST von durchschnittlich 9,0 Stunden wird ebenfalls in der Studie von Moss et al. 2005 bei 50 Kindern beschrieben. Unseren Schlafzeitergebnissen ähnlich ist die Arbeit von Jenni et al. 2003. Diese beschäftigte sich mit Perzentilkurven für die Schlafdauer in den ersten 16 Lebensjahren und ermittelte eine mittlere Nachtschlafdauer von 10,9 Stunden für 6-Jährige und 7,9 Stunden für 16-Jährige.

Die Schlafstadienbewertung wurde zur besseren Übersichtlichkeit in die vier Einheiten Leichtschlaf, Tiefschlaf, REM-Schlaf und Movement Time untergliedert. Die durchschnittliche Dauer dieser Schlafstadien betrug 40,9 % für Leichtschlaf, 23,0 % für Tiefschlaf, 25,9 % für REM-Schlaf und 9,3 % für Movement Time.

Vergleichbar zu diesen Ergebnissen beschreibt eine Arbeit, welche polysomnographische Normwerte für Kinder und Adoleszente erhob, einen durchschnittlichen Tiefschlafanteil von 25,2 +/- 9,1% und einen durchschnittlichen REM-Schlafanteil von 17,4 +/- 5,7 % (Uliel et al. 2004).

Schnarchende Kinder hatten in der vorliegenden Studie einen längeren Leichtschlaf- und kürzeren Tiefschlafanteil. Die REM-Schlafphasen waren kürzer und die Kinder bewegten sich fast doppelt so oft in einer Nacht wie die nicht schnarchenden Kinder. Es konnte ein unruhigerer Schlaf während der Untersuchungsnacht im Vergleich zu den nicht schnarchenden Patienten beobachtet werden. Wegen der geringen Probandenzahl kann eine repräsentative, allgemeingültige Aussage nicht getroffen werden. Trotzdem gibt es Übereinstimmung der Ergebnisse dieser Arbeit mit der zitierten Literatur, besonders im Hinblick auf unruhigen Schlaf und dessen Zusammenhang mit Schnarchen (Ali et al. 1994, Chervin et al. 2002, Eitner et al. 2006, Urschitz et al. 2004).

In der Schlafstadienanalyse konnten in den ersten vier Aufzeichnungsstunden alle Schlafeinheiten beobachtet werden, das heißt, dass alle Kinder während der Beobachtungszeit tatsächlich geschlafen haben. Im REM-Schlaf kommen häufiger obstruktive Ereignisse vor, so dass besonders hier Schnarchen erwartet wird. Dies bestätigt eine Studie von Hoffstein et al. 1991. Hier zeigte sich, dass Patienten die leicht schnarchen dies in allen Schlafstadien tun, stark schnarchende Patienten jedoch tendenziell häufiger im Tief- und REM-Schlaf.

## **Fragebögen, respiratorische Indizes**

In dieser Studie wurden Patienten mit einer schlafbezogenen Atmungsstörung untersucht. Dies konnte mithilfe der genannten Fragebögen und den Ergebnissen der Polysomnographie bestätigt werden. Die Auswertungen zeigten überwiegend pathologische Ergebnisse (Mittelwerte: PSQ = 10 Punkte; ESS = 9 Punkte; SDQ = 13 Punkte), außer beim SDSC-Fragebogen. Die respiratorischen Indizes zeigten die gleiche Tendenz und lassen im Durchschnitt bei MOAHI (Mittelwert = 1,4/h) und RDI (Mittelwert = 7,6/h) über dem Grenzwert liegende Werte erkennen.

Ein deutlich niedrigerer MOAHI von  $< 0,8/h$  wird in der Literatur bei gesunden Probanden beschrieben (Moss et al. 2005). In der Studie von Lopes und Guilleminault 2006 wird ein vergleichbar hoher RDI von  $7,2 \pm 1,2/h$  bei schnarchenden Kindern beschrieben, die Kontrollgruppe dagegen wies einen RDI von  $1,1 \pm 0,5/h$  auf. Ähnlich zu diesen Ergebnissen werden Normwerte von  $RDI < 2/h$  und  $RDI < 4,0/h$  in weiteren Studien bei Gesunden beschrieben (Moss et al. 2005, Uliel et al. 2004). Beim Vergleich der Normwerte gesunder Kinder mit den Probanden dieser Studie, wird die Aussage, dass die Kinder dieser Arbeit offensichtlich nicht gesund sind, bekräftigt.

### **4.3 Schlussfolgerung**

Im Gegensatz zum Schnarchsignal aus der nasalen Satudruckmessung erwies sich der Vibrationssensor als eine valide Methode bei der polysomnographischen Diagnostik des Schnarchens mit einer Sensitivität von 78,6 % und einer Spezifität von 80,0 %. Damit diese Zielwerte erreicht werden konnten, musste eine manuelle Validierung mit Kriterien der Verwertbarkeit des Sensorsignals durchgeführt werden. Dadurch konnte die Sensitivität deutlich gesteigert werden. Diese Methode erwies sich jedoch als sehr zeitintensiv und ist für die klinische Auswertung einer polysomnographischen Aufzeichnung nicht zu empfehlen. Zukünftig wäre eine automatische Vorvalidierung mit Hilfe einer Software für den klinischen Einsatz von großem Vorteil und wünschenswert.

Die Nasenbrille misst nicht nur das Schnarchsignal, sondern auch den nasalen Luftfluss und den nasalen Staudruck und kann, obwohl es eine Erleichterung für die Kinder wäre, nicht aus der Untersuchung ausgeschlossen werden. Zwar ist die Luftströmung auch mit anderen Geräten ersatzhalber messbar, wie z.B. einem Thermistor, aber auch in diesem Fall wäre ein Sensor im Gesicht des Kindes anzubringen.

Ein zukünftiger Einsatzbereich des Vibrationssensors kann die ambulante Schlafdiagnostik sein. Bei den Aufzeichnungen zu Hause mittels portablen Gerät, ist weder ein Untersucher als Goldstandard involviert, noch eine Videoüberwachung vorhanden. Somit kann hier der Vibrationssensor ein zuverlässiges diagnostisches Hilfsmittel bei der Aufzeichnung von Schnarchengeräuschen sein.

Festzuhalten bleibt, dass der Vibrationssensor bisher in der experimentellen polysomnographischen Anwendung ein effektives diagnostisches Mittel ist. Für den klinischen Einsatz besteht die Notwendigkeit, die Diagnostik des Schnarchens weiter in Form automatischer zeitsparender Auswertungen zu optimieren. Dieser Weg soll in folgenden Studien begangen werden.

## 5 Zusammenfassung

Internationalen Studien zufolge ist das Schnarchen bei Kindern ein relativ häufiges und manchmal auch unterschätztes Symptom. Es geht oft mit verschiedenen schlafbezogenen Atmungsstörungen einher. Lautes und unregelmäßiges Schnarchen kann zum Beispiel ein Hinweis auf das Obstruktive Schlafapnoe Syndrom sein.

Aus diesen Gründen ist es wichtig, die Entstehung des Schnarchens zu verstehen und Methoden zur Erfassung des Symptoms Schnarchen genauer zu evaluieren. Schnarchenden Kindern sollten individuelle Therapiemöglichkeit geboten werden. Bisher gibt es in der Literatur keine Standardisierung der verschiedenen Aufzeichnungsmethoden von Schnarchen, des Vergleichs der erworbenen Daten und der korrekten Interpretation.

Ziel dieser Studie war die Ermittlung der Sensitivität, Spezifität und der dazugehörigen Grenzwerte für zwei Messmethoden, die das Schnarchen mit speziellen polysomnographischen Sensoren aufzeichnen. Das untersuchte Patientengut rekrutierte sich aus insgesamt acht Kindern im Alter von sechs bis 16 Jahren, die mit Verdacht auf schlafbezogene Atmungsstörungen in das Schlaflabor der Universitätskinderklinik Tübingen überwiesen wurden. Dabei stand jedoch nicht die Anzahl der Patienten als zu ermittelndes Maß im Vordergrund, sondern die kumulative Schlafzeit von 1664 Minuten, die es im Hinblick auf die verschiedenen Parameter zu untersuchen galt.

Nach einer auf Fragebögen basierenden Anamnese und der klinischen Untersuchung wurden den Kindern polysomnographische Sensoren und zusätzlich spezielle Sensoren für diese Studie (Vibrationssensor und Schnarchsignal, abgeleitet aus dem nasalen Luftstrom) angelegt. Anschließend wurden mithilfe des Goldstandards, dem menschlichen Ohr, der Zeitanteil mit Schnarchen über vier Stunden protokolliert.

In der Auswertungsphase wurden die maximalen Ausschläge beider Sensoren als ROC-Kurven berechnet und daraus die Sensibilität und Spezifität mit dem dazugehörigen Grenzwert ermittelt.

Dabei stellte sich heraus, dass der Vibrationssensor mit einer Spezifität von

80 % und einer Sensitivität von 78,6 % mit einem optimalen Grenzwert von 75  $\mu\text{V}$  ein besseres Ergebnis lieferte als das Schnarchsignal der Nasenbrille. Hier konnte aufgrund der Interpretation der ROC-Kurve und der AUC kein optimaler Grenzwert und somit auch keine Sensitivität und Spezifität ermittelt werden. Um die Zielwerte des Vibrationssensors erreichen zu können, musste zusätzlich eine manuelle, sehr zeitaufwendige Validierung der Verwertbarkeit des Sensorsignals durchgeführt werden. Zukünftig wäre eine automatische Vorvalidierung mit Hilfe einer Software für den klinischen Einsatz von Vorteil. Aus den Ergebnissen dieser Studie geht hervor, dass der Vibrationssensor im Gegensatz zum Schnarchsignal der Nasenbrille in der experimentellen polysomnographischen Anwendung ein effektives diagnostisches Mittel darstellt und zukünftig auch im ambulanten Bereich eingesetzt werden könnte.

## 6 Literaturverzeichnis

Alexopoulos EI, Kaditis AG, Kalampouka E, Kostadima E, Angelopoulos NV, Mikraki V, Skenteris N, Gourgoulianis K (2004): Nasal corticosteroids for children with snoring. *Pediatr Pulmonol* Aug 38 (2) : 161 – 167

Ali NJ, Pitson DJ, Stradling JR. (1993): Snoring, sleep disturbance, and behaviour in 4-5 year olds. *Arch Dis Child* 68(3):360 – 366

Ali NJ, Pitson D, Stradling JR (1994): Natural history of snoring and related behaviour problems between the ages of 4 and 7 years. *Arch Dis Child* (71): 74 – 76

American Academy of Pediatrics Clinical practice guideline (2002): diagnosis and management of childhood obstructive sleep apnea syndrome. *Pediatrics* (109): 704 – 712

Anutaseree W, Kuasirikul S, Suntornlohanakul S (2005): Natural History of Snoring and Obstructive Sleep Apnea in Thai School – Age Children. *Pediatric Pulmonology* (39): 415 – 420

Beck R, Odeh M (1995): The acoustic properties of snores. *Eur. Respir J.* (8): 2120 – 2128

Bertram CD (1982): Two models of instability in a thick – walled collapsible tube conveying a flow. *J Biomech* (15): 223 – 224.

Brietzke SE, Gallagher D (2006): The effectiveness of tonsillectomy and adenoidectomy in the treatment of pediatric obstructive sleep apnea / hypopnea syndrome: a meta-analysis. *Otolaryngol Head Neck Surg* (134): 979 – 984

Brouillette RT, Fernbach SK, Hunt CE (1982): Obstructive sleep apnea in infants and children. *J Pediatrics* (100): 31 – 40

Brouillette R, Hanson D, David R, Klemka L, Szatkowski A, Fernbach S, Hunt C (1984): A diagnostic approach to suspected obstructive sleep apnea in children. *J Pediatrics* (105): 10 – 14

Brouillette RT, Manoukian JJ, Ducharme FM (2001): Efficacy of fluticasone nasal spray for pediatric obstructive sleep apnea. *J Pediatr* (138): 838 – 844

Bruni O, Ottaviano S, Guidetti V, Romoli M, Innocenzi M, Cortesi F, Giannotti F (1996): The Sleep Disturbance Scale for Children (SDSC) Construction and validation of an instrument to evaluate sleep disturbances in childhood and adolescence. *J. Sleep Rrs.* (5): 251 – 261

Carroll JL, Mc Colley SA, Marcus CL, Curtis S, Loughlin GM (1995): Inability of clinical history to distinguish primary snoring from obstructive sleep apnea syndrome in children. *Chest* (108): 610 – 618

Castronovo V, Zucconi M, Nosetti L, Marazzini C, Hensley M, Veglia F, Nespoli L, Ferni-Stambi L (2003) Prevalence of habitual snoring and sleep-disordered Breathing in preschool-aged children in an Italian community. *J Pediatr* (142): 377 – 382

Chervin RD, Archbold KH, Dillon JE, Panahi P, Pituch KJ, Dahl RE, Guilleminault C (2002): Inattention, hyperactivity, and symptoms of Sleep disordered breathing. *Pediatrics* (109): 449 – 456

Chervin RD, Weatherly RA, Garetz SL, Ruzicka DL, Giordani BJ, Hodges EK, Dillon JE, Guire KE (2007): Pediatric Sleep Questionnaire – Prediction of Sleep Apnea and Outcomes. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* (133): 216 – 222

Corbo GM, Fuciarelli F, Foresi A, Benedetto FD (1989): Snoring in children: association with respiratory symptoms and passive smoking. *BMJ Clin Res* (299): 1491 – 1494

Corbo GM, Forastiere F, Agabiti N, Pistelli R, Dell'Orco V, Perucci CA, Valente S. (2001): Snoring in 9- to 15-year-old children: risk factors and clinical relevance. *Pediatrics* (108): 1149 – 1154

Dalmaso F, Benedetto G, Righini G, Spangolo R (1989): Snoring sound analysis and acoustic tube model of upper airway. *Proceeding of the 14<sup>th</sup> International Conference on Lung Sound, Winnipeg*

Dalmaso F, Garati P, Ono M, Prota R, Righini G (1990): Snoring on - line monitoring system. *Proceeding of the 15<sup>th</sup> International Conference on Lung Sound, New Orleans*

Dalmaso F, Rota R (1996): Snoring: analysis, measurement, clinical implications and applications. *Eur Respir J.* (9): 147 – 149

Dreher A, Rader T, Patscheider M, Klemens C, Schmidt M, Baker F, Chaux de la E (2008): The annoyance of snoring. *Eur Arch Otolaryngol Jun 24.* [Epub ahead of print]

Eitner S, Urschitz M.S, Guenther A, Urschitz-Duprat P.M, Bohnhorst B, Schlaud M, Poets CF (2006): Sleep problems and daytime somnolence in a German population-based sample of snoring school-aged children. *J. Sleep Res.* (16): 96 – 101

Ferreira AM, Clemente V, Gozal D, Gomes A, Pissarra C, César H, Coelho I, Azevedo CFS, Azevedo MH (2000): Snoring in Portuguese Primary School Children. *Pediatrics* (106): e 64

Fiege E, Urschitz MS, Guenther A, Urschitz-Duprat PM, Schlaud M, Poets CF (2002): Habitual snoring, sleep problems and school performance in primary school children. *Somnologie*;6 (Suppl.1): 30 (Abstract)

Fischer Y, Neagos A, Pirsig W (2005): Schlafbezogene Atmungsstörungen. *HNO* (53): 995 – 1010

Fiz JA, Abad J, Jané R, Riera M, Mananas MA, Caminal P, Rodenstein D, Morera J (1996): Acoustic analysis of snoring sound in patients with simple snoring and obstructive apnoea. *Eur Respir J.* (9): 2365 – 2370

Fleetham JA (1992): Upper airway imaging in relation to obstructive sleep apnea. *Clin.Chest Med* 13 (3): 399 – 416

Fry JM, Phillip Di MA, Curran K, Goldberg R, Baran AS (1998): Full polysomnographie in the Home. *Sleep* (21): 635 – 642

Gavriely N, Shee TR, Cugell DW, Grotberg JB (1989): Flutter in flow – limited collapsible tubes: a mechanism for generation of wheezes. *J. Appl Physiol* (66): 2251–2261

Goldstein NA, Sculerati N, Walsleben JA, Bhatia N, Friedman DM, Rapoport DM (1994): Clinical diagnosis of pediatric obstructive sleep apnoea validated by polysomnography. *Otolaryngol Head neck Surg* (111): 611 – 617

Goodman R, Ford T, Simmons H, Gatward R, Meltzer H (2000): Using the Strengths and Difficulties Questionnaire (SDQ) to screen for child psychiatric disorders in a community sample. *British Journal of Psychiatric* (177): 534 – 539

Gozal D (1998): Sleep – disordered breathing and school performance in children. *Pediatrics* (102): 616 – 620

Gozal D, Wang M, Pope DW (2001): Objective Sleepiness Measures in Pediatric Obstruktive Sleep Apnea. *Pediatrics* (108): 693 – 697

Gozal D, Pope DW (2001): Snoring during early childhood and academic Performance at ages thirteen to fourteen years. *Pediatrics* Jun (107) :1394 – 1399

Grotberg JB, Gavriely N (1989): Flutter in collapsible tubes: a theoretical model of wheezes. *J Appl Physiol* (66): 2262 – 2273

Hoffstein V, Mateika JH, Mateika S (1991). Snoring and sleep architecture. *Am Rev Respir Dis.* (143): 92 – 96

Hoffstein V, Mateika S, and Anderson D (1994): Snoring: Is it in the Ear of the Beholder? *Sleep* 17 (6): 522 – 526

Hoffstein V (1995): Snoring and nocturnal oxygenation. Is there a relationship? Chest (108): 370 – 374

Hoffstein V (1996): Snoring. Chest (109): 201 – 222

<http://www.acomed-statistik.de>

<http://www.embla.com>

<http://www.medi-lern.de>

Hultcrantz E, Lofstrand-Tidestrom B, Ahlquist-Rastad J. (1995): The epidemiology of sleep related breathing disorder in children. Int J Pediatr Otorhinolaryngol (32): 63 – 66

Iked N, Hazime N, Dekeister C, Folia M, Tiberge M, Paoli JR (2001): Comparison of the cephalometric characteristics of snoring patients and apneic patients as a function of the degree of obesity. Apropos of 162 cases. Rev. Stomatol. Chir Maxillofac 102 (6): 305 – 11

Jenni OG, Iglowstein I, Benz C, Largo RH (2003): Perzentilkurven für die Schlafdauer in den ersten 16 Lebensjahren. Pädiat. Prax. (63): 481 – 489

Johns MW (1991): A New Method for Measuring Daytime Sleepiness: the Epworth Sleepiness Scale. Sleep 14 (6): 540 – 545

Kaniusas E, Pfüntzner H, Saletu B (2005): Acoustical signal properties for cardiac / respiratory activity and apneas. IEEE trans Biomed Eng (11): Abstract

Katz ES, D'Ambrosio CM (2008): Pathophysiology of Pediatric Obstructive Sleep Apnea. Proc. Am Thorac Soc. (5): 253 – 262

Kuehni CE, Strippoli M-P.F, Chauliac ES, Silverman M (2008): Snoring in preschool children: prevalence, severity and risk factors Eur. Respir. J. (31): 326 – 333

Kulnis R, Nelson S, Strohl K, Hans M (2000): Cephalometric Assessment of Snoring and Nonsnoring Children. Chest (18): 596 – 603

Larrosa F, Hernandez L, Morello A, Ballester E, Quinto L, Montserrat J.M (2004): Laser – assisted uvulopalatoplasty for snoring: does it meet the expectations? Eur Respir J (24): 66 – 70

Liistro G, Stanescu D (1991): Pattern of simulated snoring is different through mouth and nose. Appl. Physiol. J. (70): 2736 – 2741

Lindberg E, Elmasry A, Janson C, Gislason T (2000): Reported snoring – does validity differ by age? J. Sleep (9): 197 – 200

Levy P, Pepin JL (2001): Autoadjusting continuous positive airway pressure: what can we expect? *Am.J Respir Crit Care Med.* 163 (6): 1295 – 1296

Lopes MC and Guilleminault C (2006): Chronic Snoring and Sleep in Children: A Demonstration of Sleep Disruption. *Pediatrics* (118): e741 – e746

Loredo JS, Ancoli – Israel S, Dimsdale JE (1999): Effect of continuous positive airway pressure vs placebo continuous positive airway pressure on sleep quality in obstructive sleep apnea. *Chest* 116 (6): 1545 – 1549

Lu LR, Peat JK, Sullivan CE (2003): Snoring in Preschool Children: Prevalence and Association with Nocturnal Cough and Asthma. *Chest* (1249): 587 – 583

Lugaresi E, Cirignotta F, Coccagna G (1980): Some epidemiological data on snoring and cardiovascular disturbance. *Sleep* (3): 221 – 224

Markus CL, Hamer A, Loughlin GM (1998): Natural History of Primary Snoring in Children. *Pediatric Pulmonology* (26): 6 – 11

Markus CL (2001): Sleep-disordered breathing in children. *Am J Respir Crit Care Med* (164): 16 – 30

Mc Nicholas WT, Bonsignore MR (2007): Sleep apnea as an independent risk factor for cardiovascular disease current evidence basic mechanisms and research priorities. *Eur Respir J* (29): 165 – 178

Montgomery – Downs HE, O'Brien LM, Holbrook CR, Gozal D. (2004): Snoring and sleep – disordered breathing in young children: subjective and objective correlates. *Sleep* 27 (1):87 – 94

Montgomery – Downs HE, Gozal D (2006): Snore – Associated Sleep Fragmentation in Infancy: Mental Development Effects and Contribution of Secondhand Cigarette Smoke Exposure. *Pediatrics* (117): e 496 – e502

Montgomery – Downs HE, O'Brien LM, Gulliver TE, Gozal D (2006): Polysomnographic Characteristics in Normal Preschool and Early School – Aged Children *Pediatrics* (117): 741 – 753

Moss D, Urschitz MS, Bodman A von, Eitner S, Noehren A, Urschitz – Duprat PM, Schlaud M, Poets CF (2005): Reference Nocturnal Home Polysomnography in Primary Schoolchildren. *Pediatr Res* (58): 1 – 8

Niewerth H, Wiater A (2000): Polysomnographische Untersuchung für Säuglinge und Kinder – Anleitung für die Laborarbeit. *Somnologie* (4): 43 – 52

Ng DK, Kwok K, Cheung JM, Leung S, Chow P, Wong WH, Chan C, Ho JC (2005): Prevalence of Sleep Problems in Hong Kong Primary School Children : A Community – Based Telephone Survey. *Chest* (128) : 1315 – 1323

Paditz E, Gräther M, Koch R, Eler T, Hoch B, Schäfer T, Stute H, Wiater A (1999): Häufigkeit von OSAS – Symptomen im Kleinkindesalter – Vorstudie, Multizenterstudie der AG Pädiatrie DGSM *Somnologie* (3): 313 – 318

Peppard PE, Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J (2000): Longitudinal study of moderate weight change and sleep – disorders breathing. *JAMA* (284): 3015 – 3021

Perez-Padilla J, Slawinski E (1993): Characteristics of the snoring noise in patients with and without occlusive sleep apnea. *Am. Rev. Respir. Dis.* (147): 635 – 644

Poets CF, Paditz E (1998): Obstruktives Schlaf – Apnoe – Syndrom. *Monatsschr Kinderheilkd* (146): 826 – 836

Rechtschaffen A, Kales J (1968): Manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. National Institutes of Health publications no. 204, Washington D.C.: NIH

Sánchez – Armengol A, Fuentes – Pradera MA, Capote – Gil F, García – Diaz E, Cano – Gómez S, Carmona – Bernal C, Castillo – Gómez J (2001): Sleep – Related Breathing Disorders in Adolescents Aged 12 to 16 Years: Clinical and Polygraphic Findings. *Chest* (119): 1393 – 1400

Sánchez – Armengol A, Ruiz - Gracia A, Carmona – Bernal C, Botbol – Benhamou G, Gracia – Diaz E, Polo – Padillo J, López – Campos JL, Capore F (2008): Clinical and polygraphic evolution of sleep-related breathing disorders in adolescents. *Eur Respir J* 2008, doi:10.1183/09031936.00133907

Sassani A, Findley LJ, Kryger M, Goldlust E, George C, Davidson TM (2004): Reducing motor – vehicle collisions costs, and fatalities by breathing obstructive sleep apnea syndrome. *Sleep* (27): 453 – 458

Schlechter MS (2002): Technical report: diagnosis and management of childhood obstructive sleep apnea syndrome. *Pediatrics* 109 (4): e69

Schlaud M, Urschitz MS, Urschitz-Duprat PM (2004): The German study on sleep – disordered breathing in primary school children: epidemiological approach, representativeness of study sample, and preliminary screening results. *Paediatr Perinat Epidemiol* (18): 431 – 440

Scholle S, Scholle H-CH, Kemper A, Glaser S, Rieger B, Kemper G, Zwacka G (2003): First night effect in children and adolescents undergoing polysomnography for sleep – disordered breathing. *Clinical Neurophysiology* (114): 2138 – 2145

Sforza E, Petiau C, Weiss T, Thibault A, Krieger J (1999): Pharyngeal critical pressure in patients with obstructive sleep apnea syndrome. Clinical implications. *Am.J Respir Crit Care Med.* 159 (1): 149 – 157

Sin DD, Mayers I, Man GC, Ghahary A, Pawluk L (2002): Can continuous positive airway pressure therapy improve the general health status of patients with obstructive sleep apnea?: a clinical effectiveness study. *Chest* 122 (5): 1679 – 1685

Singer LP, Saenger P (1990): Complications of pediatric obstructive sleep apnea. *Otolaryngologic Clinics of North America* (23): 665 – 676

Sivan Y, Kornecki A, Schonfeld T (1996): Screening obstructive sleep apnoea syndrome by home videotape recording in children. *Eur Respir J.* (9): 2123 – 2127

Török K, Fatemi A, Wessner I, Kerbl R, Schwarz B, Ipsiroglu OS (2003): Snoring as a sign of sleep disordered in 11 – 15 year old school children – initial results of a Vienna epidemiologic study. *Wien klin Wochenschr* Dec 30; 115 (24): 860 – 866 (Abstract)

Verhulst SL, Schrauwen N, Backer De W (2006): First night effect for polysomnographic data in children and adolescents with suspected sleep disordered breathing. *Arch Dis Child* (91): 233 – 237

Uliel S, Tauman R, Greenfeld M, Sivan Y (2004): normal Polysomnographic Respiratory Values in Children and Adolescents. *Chest* (125): 872 – 878

Urschitz MS, Guenther A, Eggebrecht E, Wolff J, Urschitz-Duprat PM, Schlaud M, Poets CF (2003): Snoring, intermittent hypoxia and academic performance in primary school children. *Am J Respir Crit Care Med* (168): 464 – 468

Urschitz MS, Guenther A, Eitner S, Urschitz – Duprat PM, Schlaud M, Ipsiroglu OS, Poets CF (2004): Risk factors and natural history of habitual snoring. *Chest* (126): 790 – 800

Urschitz MS, Eitner S, Guenther A, Eggebrecht E, Wolff J, Urschitz – Duprat PM, Schlaud M, Poets CF (2004): Habitual Snoring, Intermittent Hypoxia, and Impaired Behavior in Primary School Children. *Pediatrics* 114 (4): 1041 – 1048

Urschitz MS, Bodman von A, Poets CF (2007): Schlafbezogene Atmungsstörungen im Kindesalter. *Monatsschr Kinderheilkd* (155): 608 – 615

Wilson K, Mulgrooney T, Gawtry R R, St. Paul (1985): Snoring: an acoustic monitoring technique. *Laryngoscope* (95): 1174 – 1177

Wilson K, Stoohs RA, Mulrooney MF, Johnson LJ, Guilleminault C, Huang Z (1999): The Snoring Spectrum: Acoustic Assessment of Snoring Sound Intensity in 1,139 Individuals Undergoing Polysomnography. *Chest* (115): 76

## 7 Anhang

### 7.1 Abkürzungen

A1 A2	Auriculäre Ableitungen
Abb.	Abbildung
Abdomen	Abdomenbewegung
AUC	Area under the curve
BMI	Body Mass Index
C3 C4	Zentrale Ableitungen
CA	Zentrale Apnoe
CAI	Zentrale Apnoe Index
Capno	Capnographie als Kurve
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
EEG	Elektroenzephalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
EMG	Elektromyogramm
EOG	Elektrookulogramm
ESP	Estimated Sleep Period
ESS	Epworth Sleepiness Scale
EST	Estimated Sleep Time
ETCO2	Capnographie mit Werten
Fluss_Cu	Nasaler Luftfluss
H	Hypopnoe
Kg	Kilogramm
M	Meter
MA	gemischte Apnoe
Min-max-mittel	Minimal-Maximal-Mittelwerte
MOAHI	gemischte-,obstruktive Apnoe Hypopnoe Index
MT	Movement Time
Nasal Pr.	Nasaler Staudruck
O1 O2	Occipitale Ableitungen
OA	Obstruktive Apnoe

OSAS	Obstruktives Schlafapnoe-Syndrom
OSAHS	Schlafbezogenes – Apnoe – Hypopnoe – Syndrom
Pat.Code	Cod der einzelnen Patienten
PSG	Polysomnographie
PSQ	Pediatric Sleep Questionnaire
RDI	Respiratory Disturbance Index
RD-Pleth	Plethysmographie
REM	Rapid Eye Movement
ROC	Receiver Operating Characteristic
Schnarch	Schnarchsignal
SBAS	Schlafbezogene Atmungsstörungen
SDQ	Strenghts and Difficulties Questionnaire
SDSC	Sleep Disturbance Scale for Children
Snoring	Vibrationssensor
SpO2	Blutsauerstoffsättigung
Submen	Elektromyogramm
Tab.	Tabelle
Thorax	Thoraxbewegung
UARS	Upper Airway Resistance Syndrom

## 7.2 Abbildungsverzeichnis

Abb.1: Elektrophysiologische Kanäle .....	9
Abb.2: Nasaler Luftstrom .....	10
Abb.3: Vibrationssensor .....	11
Abb.4: Vibrationssensor in $\mu\text{V}$ im Zeitraum von einer Minute .....	11
Abb.5: Kreislauf- und respiratorische Parameter .....	12
Abb.6: Schnarchminute .....	14
Abb.7: Min.,-Max.-und Median der geschnarchten Zeit in Prozent .....	22
Abb.8: ROC-Kurve des Vibrationssensors ohne Validierung .....	24
Abb.9: ROC-Kurve des Schnarchsignals ohne Validierung .....	25
Abb.10: ROC-Kurve des Vibrationssensors mit manueller Validierung .....	27
Abb.11: ROC-Kurve des Schnarchsignals mit manueller Validierung .....	29
Abb.12: Min.,-Max.-und Mittelwert des Vibrationssensors .....	31
Abb.13: Min.,-Max.-und Mittelwert des Schnarchsignals .....	33
Abb.14: Aufzeichnungszeit, Schlafperiode und Schlafzeit .....	35
Abb.15: Min.,-Max. -und Mittelwert der Schlafstadien .....	37
Abb.16: Min.,-Max.-und Mittelwert der Indizes .....	39
Abb.17: Min.,-Max.-und Mittelwert der Fragebögen .....	41

### 7.3 Tabellenverzeichnis

Tab.1: Untersuchungsergebnisse und Diagnosen.....	20
Tab.2: Geschnarchte Minuten .....	21
Tab.3: Spannweite der max. Ausschläge der beiden Messsensoren .....	23
Tab.4: Koordinaten des Vibrationssensors ohne Validierung .....	25
Tab.5: Koordinaten des Vibrationssensors mit manueller Validierung .....	28
Tab.6: Verwertbarkeit Vibrationssensor .....	30
Tab.7: Verwertbarkeit des Schnarchsignals .....	32
Tab.8: Dauer der Aufzeichnung, Schlafperiode und Schlafzeit .....	34
Tab.9: Schlafstadien in der Aufzeichnungsnacht.....	36
Tab.10: Respiratorische Indizes .....	38
Tab.11: Ergebnisse einzelner Fragebögen .....	40

## 8 Danksagung

An erster Stelle möchte ich meinem Doktorvater Prof. Dr. med. Christian F. Poets für die Überlassung des Themas, seine kompetente Unterstützung und die Begutachtung der vorliegenden Arbeit danken.

Bei meiner Betreuerin Dr. med. Katrin Heine möchte ich mich ganz herzlich für die uneingeschränkte Unterstützung, die Organisation der großen und kleinen Details der Studie und viele wertvolle Hinweise bedanken.

Desweiteren danke ich Dr. med. Michael Urschitz für seinen fachkundigen Beistand in technischen Fragestellungen, für zahlreiche Diskussionen und insbesondere für fachliche Inspiration.

Den teilnehmenden Kindern und ihren Eltern danke ich für ihre freiwillige Mitarbeit an dieser Studie, sowie den Schwestern der Station 12 für die unkomplizierte Zusammenarbeit.

Nicht zuletzt gilt mein aufrichtiger Dank meinem Lebensgefährten Florian Maier und meiner Familie. Sie haben mich immer unterstützt und an mich geglaubt. Danke für die Ermutigung, die Geduld und die Kraft, die ich brauchte.