

# FSI-Simulation zur Unterstützung der Schlafapnoe-Therapie: Auf der Suche nach der optimalen Protrusion des Unterkiefers

## Simulation der Fluid-Struktur-Interaktionen des oberen Atemweges von Schlafapnoepatienten

F. Zell<sup>1</sup>, C. Hagen<sup>1</sup>, A. Ibbeken<sup>1</sup>, U. Grzyska<sup>2</sup>, A. Frydrychowicz<sup>2</sup>, A. Steffen<sup>3</sup>, T. M. Buzug<sup>1</sup>,

<sup>1</sup>Institut für Medizintechnik, Universität zu Lübeck

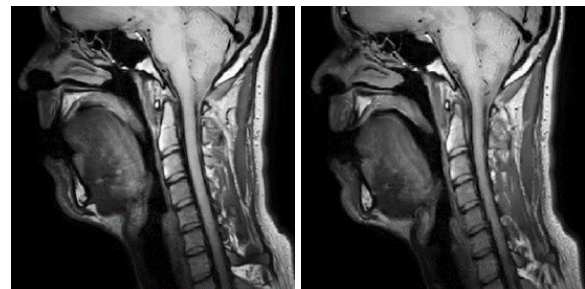
<sup>2</sup>Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, UKSH

<sup>3</sup>Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, UKSH

Atemweges generieren zu können, wurde eine klinische Studie durchgeführt, an welcher 25 Schlafapnoepatienten teilnahmen. Mittels einer individuell an das Gebiss angepassten Bisschiene wurden MRT-Datensätze in der habituellen Positionen als auch mit protruierten Unterkiefer (20%, 40%, 60% und 80%) generiert (siehe Abb. 1 und 2).

### Kurzgefasst

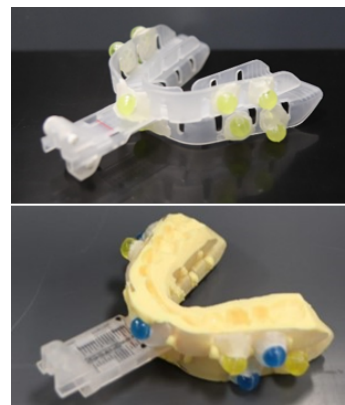
- Die optimale Protrusion des Unterkiefers zur Therapie der Schlafapnoe ist patientenindividuell und nur durch zeitintensive Kontrollen in Schlaflaboren abschätzbar.
- Im Rahmen einer klinischen Studie wurden 3D-MRT-Datensätze von 25 Schlafapnoepatienten mit unterschiedlichen Protrusionsgraden des Unterkiefers generiert.
- Durch die Simulation der Fluid-Struktur-Interaktionen sollen die Auswirkungen eines protruierten Unterkiefers auf die gegenseitigen Wechselwirkungen zwischen den aerodynamischen Kräften des Fluides und die daraus resultierenden Verformungen des umliegenden Weichteilgewebes untersucht werden.



(a) Habituelle Position

(b) 60% Protrusion

**Abbildung 1:** MR-Schichtbilder eines OSA-Patienten mit habituelle Position (a), sowie 60% Protrusion des Unterkiefers (b).

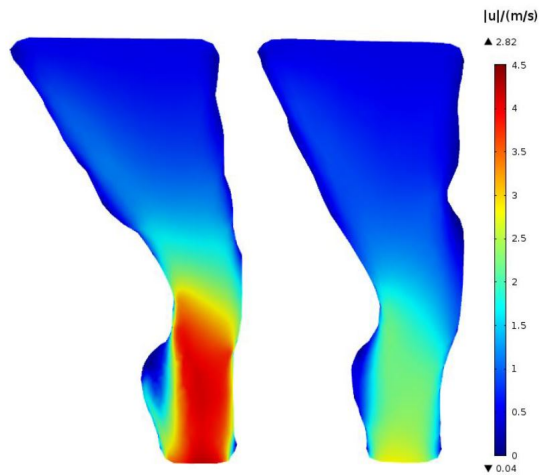


**Abbildung 2:** Individuell an das Gebiss angepasste Bisschiene zur Regulierung der Protrusion des Unterkiefers. Zusätzlich wurden MR-Marker angebracht.

Die obstruktive Schlafapnoe (OSA) ist eine schlafbezogene Atemstörung, bei welcher die Betroffenen unter einem teilweisen oder vollständigen Verschluss des oberen Atemwegs, bedingt durch reversible Verformungen des pharyngealen Weichteilgewebes, leiden. Dies führt zu einer unzureichenden alveolären Beatmung, sodass nicht nur die Schlafqualität stark beeinträchtigt wird, sondern auch das kardiovaskuläre System [1]. Eine mögliche Therapieform ist das Tragen einer Unterkieferprotrusionschiene. Durch einen Vorschub des Unterkiefers wird der pharyngeale Atemraum vergrößert und die Rachenmuskulatur gestrafft, um einem Verschluss des Atemweges vorzubeugen. Die Wirksamkeit der Therapie hängt vom verwendeten Protrusionsgrad ab, welcher unter Berücksichtigung der Schonung der Kiefergelenke und Zähne gewählt werden muss. Der optimale Protrusionsgrad ist patientenindividuell und wird durch wiederholte Kontrollen im Schlaflabor abgeschätzt.

Ziel dieses Projektes ist es, die Ermittlung der optimalen Protrusion durch patientenindividuelle Simulationen der Fluid-Struktur-Interaktionen zu untersuchen. Um patientenindividuelle Modelle des oberen

in vorhergegangenen Arbeiten konnten erfolgreich Strömungssimulationen in realitätsnahen Atemwegsgeometrien mithilfe der Rechenleistung des HLRN umgesetzt werden. So verdeutlichen Strömungsrechnungen der Atemwegsgeometrien mit habituellem und protruiertem Unterkiefer die Auswirkungen des Vorschubes. Durch die Protrusion und die dadurch resultierende Gewebeverformungen konnten ein geringerer oberer Atemwegswiderstand und eine Reduktion der Strömungsgeschwindigkeit und des auftretenden negativen Drucks festgestellt werden. In Abb. 3 ist eine deutliche Reduktion der simu-



**Abbildung 3:** Simulierte Strömungsgeschwindigkeit von Luft durch einen unbehandelten Atemweg (links) und protruierten Atemweg (rechts) eines OSA-Patientens.

lierten Geschwindigkeit des Fluides im protruierten Atemweg (rechts) im Vergleich zum unbehandelten Atemweg (links) zu erkennen.

Um die Realität besser abbilden zu können, sollen die Simulationen nun Fluid-Struktur-Interaktionen berücksichtigen. Dafür wird die Simulationsumgebung sukzessiv mit Gewebestrukturen des oberen Atemwegs erweitert, bis ein realitätsnahes Atemwegsmodell generiert wurde. Für die Modellierung wird ein hyperelastisches Materialverhalten der Gewebestrukturen angenommen und als Strömungsmedium ein inkompressibles Newtonsches Fluid (Luft) gewählt. Für die räumliche und zeitliche Diskretisierung wird die Finite-Volumen Methode (FVM) und ein partitionierter Ansatz genutzt. Somit können die mathematischen Modelle für das Verhalten von Fluid und Struktur unabhängig voneinander modelliert und gelöst werden. Die Koppelung an der gemeinsamen Schnittstelle, dem FSI-Interface, wird durch die Wahl geeigneter Randbedingungen erreicht. Für die numerische Umsetzung wird die Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE) Methode verwendet [2].

Um das Verhalten der umliegenden Gewebestrukturen angemessen modellieren zu können, wurde eine Literaturrecherche durchgeführt, in welcher die notwendigen Materialparameter für die Strukturmechanik ermittelt wurden. Insbesondere für das Elastizitätsmodul  $E$ , welches den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines Körpers beschreibt, ist eine realitätsnahe Abschätzung problematisch, da es sich weder linear noch isotrop verhält [3]. Aus diesem Grund sollen unterschiedliche Elastizitätsmodule der Gewebestrukturen, welche hauptsächlich beim Zusammenfall des Pharynx beteiligt sind, so variiert werden, dass ein Zusammenfall des Atemwegs provoziert wird.

Nachdem geeignete Materialkennwerte identifiziert wurden, sollen die unterschiedlich protruierten Geometrien der oberen Atemwege von insgesamt vier OSA-Patienten untersucht werden. Im Fokus der Analyse steht der Zusammenhang zwischen der Protrusion des Unterkiefers und den daraus resultierenden Gewebeverformungen.

### WWW

<http://www.imt.uni-luebeck.de/research/image-computing/pharyngeal-airflow-simulation.html>

### Weitere Informationen

- [1] American Academy of Sleep Medicine, *American Academy of Sleep Medicine*, Chicago, Illinois (2001).
- [2] Ž. Tuković et al., *OpenFOAM finite volume solver for fluid-solid interaction*, Transactions of FAMENA 42.3, S.1-31 (2018), doi:doi:10.21278/TOF.42301.
- [3] M. J. Birch et al., *Biomechanical Properties of the Human Soft Palate*, The Cleft Palate-Craniofacial Journal 46.3, S.268-274 (2009), doi:doi:10.1597/08-012.1.

### Projektpartner

HICAT GmbH, Bonn;  
Klinik für Radiologie und Nuklearmedizin, UKSH;  
Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, UKSH

### Förderung

Diese Arbeit wird vom Bundesministerium für Bildung und Forschung im Rahmen des Förderprogrammes individualisierte Medizintechnik gefördert (BMBF Förderkennzeichen 13GW0276B).