Knochenschall - Ein Modell des menschlichen Schädels zur Bestimmung von Schädelschwingungen

<u>H. Taschke</u>, K. Baierl, H. Hudde, Institut für Kommunikationsakustik, Laboratorium für Schall- und Schwingungsmesstechnik, Ruhr-Universität Bochum 44780 Bochum, Tel.: 0234 32 26662, E-Mail: taschke@ika.ruhr-uni-bochum.de

Einleitung

Bei einem gesunden Gehör spielt die Knochenschallleitung gegenüber der Luftleitung nur eine sehr untergeordnete Rolle. Dies ändert sich jedoch in vielen Fällen, wenn die Luftleitung gestört ist, wie etwa bei pathologischen Außen- und Mittelohren, beim Tragen von Gehörschützern, Kopfhörern oder Hörgeräten. Das heutige Wissen über die Knochenschallleitung beruht beinahe ausschließlich auf Untersuchungen, die weit mehr als 20 Jahre zurückliegen. Einige Mechanismen für die Einleitung der Schädelschwingungen in den Luftschallweg konnten bereits als wesentlich erkannt werden, z.B. die durch die Schwingungen des Knochens erzeugten Schalldrücke im Gehörgang und in der Paukenhöhle oder die Trägheit der Mittelohrknöchelchen (TONN-DORF 1966). Es existiert allerdings bis heute kein umfassendes Modell der Knochenschallleitung, das, beruhend auf gesicherten physikalischen Erkenntnissen bezüglich der Schwingungsformen der beteiligten Strukturen, diese Mechanismen umfassend beschreibt.

Den Hauptgrund für das Fehlen entsprechender Kenntnisse stellt das Problem dar, dass Schwingungen im Innern einer geschlossenen Struktur untersucht werden sollen, die Struktur selber aber nicht zerstört werden darf, da sich sonst die komplexen Wechselwirkungen ihrer Bestandteile und damit die zu untersuchenden Schwingungsmoden ändern würden. Dies verhindert ein einfaches Messen von Knochenschallkomponenten. Einen vielversprechenden Lösungsansatz bietet deren Berechnung mit Hilfe numerischer Methoden. Zu diesem Zweck wird an unserem Institut ein Finite-Elemente-Modell des menschlichen Schädels entwickelt. Mit einem solchen Modell ist es möglich, die Schwingungen aller Schädelbestandteile zu untersuchen, ohne an der Struktur selber manipulieren zu müssen. Vorraussetzung für eine angemessene Güte der Modellvorhersagen ist eine hinreichend genaue Modellierung der geometrischen und mechanischen Eigenschaften des Schädels.

Geometrische Parameter

Die Genauigkeit des Modells ist in erster Linie durch die Genauigkeit der zugrundeliegenden Daten gegeben. Dies gilt für geometrische und mechanische Parameter in gleicher Weise. Der Verwendung großer Datenmengen stehen die beschränkten Kapazitäten bei der Datenverarbeitung im Rechner gegenüber. Daher erweist sich eine gestufte Auflösung der Daten als sinnvoll. Am genauesten muss der Bereich des Gehörs modelliert werden. Hierfür werden anatomische Schnitte verwendet. Der übrige Bereich des Schläfenbeins sowie der restliche Schädel können mit deutlich geringerer Genauigkeit modelliert werden, da hier die lokalen Feinheiten der Schwingungen kaum interessieren. Für die Extraktion der Schädelgeometrie eignen sich auf Grund des hohen Kontrastes CT-Aufnahmen besonders gut. Grundlage für das vorgestellte Modell sind Daten aus dem "Visible Human Project", die uns freundlicherweise von der National Library of Medicine (Bethesda, Maryland, USA) zur Verfügung gestellt wurden. Sie verfügen im Bereich des gesamten Schädels über eine Auflösung von 0,5 mm in der Bildebene sowie 1 mm von Schnitt zu Schnitt.

Um den Schädel dreidimensional rekonstruieren zu können, werden mit Hilfe speziell entwickelter Software aus den Bilddaten die Konturlinien des Knochens extrahiert, vektorisiert und als dxf-Dateien abgespeichert. Für die spätere Rekonstruktion der Schädelgeometrie ist es notwenig, die Konturen in Form geschlossener Linien darzustellen. Zu diesem Zweck müssen die CT-Aufnahmen mit Hilfe eines Medianfilters geglättet werden (siehe Abb. 1). Unter Verwendung eines CAD-Programms werden die Konturen entsprechend ihrer Lage im Raum übereinandergeschichtet (siehe Abb. 2). Um die Daten in eine von kommerziellen Finite-Elemente-Programmen verarbeitbare Form zu bringen, wird aus den geschichteten Konturlinien zuerst ein Flächenund schließlich ein Volumenmodell erzeugt.

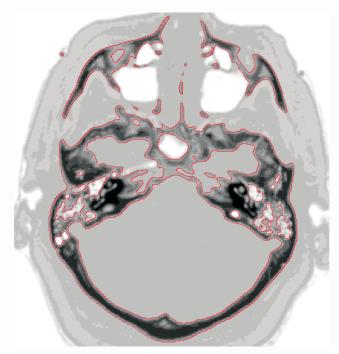


Abb. 1: Darstellung der extrahierten Konturlinien des Schädelknochens über der (invertiert dargestellten) CT-Aufnahme.

Für den fehlerfreien Datenaustausch zwischen CAD- und Finite-Elemente-Programm ist es notwendig, das Volumenmodell aus Flächen mit genau vier Randlinien zu erzeugen. Hierfür wird eine Netzstruktur geschaffen, deren horizontale Linien die Konturlinien sind. Die kreuzenden Netzlinien werden durch Splines beschrieben, die die horizontalen Konturlinien miteinander verbinden (siehe Abb. 3). Dabei muss insbesondere in Bereichen, die eine gröbere Struktur aufweisen, nicht die volle Auflösung der Daten ausgenutzt werden. Vielmehr genügt es, die mechanisch wesentlichen Strukturen nachzubilden. Je feiner die Strukturen werden, desto engmaschiger muss die Netzstruktur gewählt werden. Insbesondere im Bereich der Nasennebenhöhlen ist die Auflösung der CT-Daten zu gering, so dass die Konturlinien nur als Anhaltspunkte einer eher schematischen Rekonstruktion dienen können.

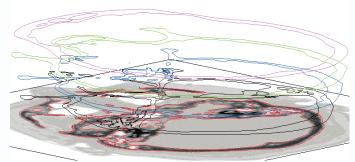


Abb. 2: Darstellung von verschiedenen Konturlinien des Schädelknochens über der CT-Aufnahme aus Abb. 1. Die Konturen sind entsprechend ihrer tatsächlichen räumlichen Lage im Schädel angeordnet. Der Abstand von eine Schnittebene zur nächsten beträgt hier 10 mm.

Die CT-Aufnahmen eignen sich ebenfalls dazu, die räumliche Inhomogenität mechanischer Parameter zu ermitteln. Abb. 1 zeigt einen Horizontalschnitt des Kopfes. In der Mitte des Bildes sind die beiden Felsenbeine und in ihnen die Cochleae zu erkennen. Die besonders harte knöcherne Kapsel der Cochlea hebt sich durch ihre dunkle Farbgebung hervor. Direkt daneben sind die weniger festen, pneumatisierten Bereiche des Felsenbeins als helle Flecken sichtbar. Die

Geometrien der Bereiche unterschiedlicher mechanischer Parameter werden auf die gleiche Weise extrahiert und modelliert wie die Gesamtstruktur.

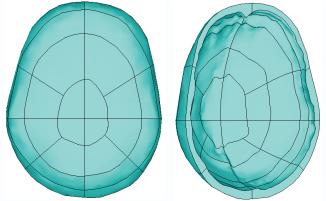


Abb. 3: Darstellung des Volumenmodells der Schädelkalotte (Draufsicht (rechts) und Blick von schräg unten in die Kalotte (links), Stirnpartie oben, Hinterhaupt unten). Die Begrenzungsflächen des Volumens wurden mit Hilfe eines Liniennetzes erzeugt.

Mechanische Parameter

Die Bestimmung genauer mechanischer Parameter des Schädels erweist sich als weitaus schwieriger als die Erfassung der Geometrie. In der Literatur finden sich einige wenige Daten, insbesondere im Zusammenhang mit der Erforschung von Ursachen für Schädeltraumata mit Hilfe der FE-Methode (z.B. KHALIL und HUBBARD 1977). Hier werden Angaben zur Dichte ρ, dem Elastizitätsmodul E und der Poisson'scher Querkontraktionszahl v der Lamina externa, der Lamina interna und der Diploë des Schädels geben. Häufig wird der Schädel aber auch gar nicht in Laminae und Diploë unterteilt, sondern als homogener Festkörper behandelt. Wie Tabelle 1 zeigt, sind die Abweichungen der Werte verschiedener Autoren recht groß.

Gewebe	ρ in kg/m ³	E in 10 ³ MPa	ν
Lamina externa	1400 3775	3,40 17,94	0,22 0.35
Lamina interna	1339 3775	3,40 17,94	0,22 0.35
Diploë	1132 1750	0,72 1,03	0,05 0,30
hom. Schädel	1100 3790	4,46 14,0	0,20 0,25

Tab. 1: Bereiche der in der Literatur angegebene Werte mechanischer Parameter des Schädelknochens.

Aus dem vorhandenen Pool von mechanischen Daten können sinnvolle Anfangswerte für die Parameter des Finite-Elemente-Modells gewählt werden. Da aber insbesondere im Bereich des Felsenbein recht fein modelliert werden soll, reichen diese groben Parameterangaben nicht aus. Die mechanischen Parameter und ihre räumliche Verteilung sollen durch Messungen näher bestimmt werden. Hierzu werden Oberflächenschwingungen mit Hilfe der Scanning-Laservibrometrie gemessen. Da auch die Parameter innerhalb des Schädelknochens richtig erfasst werden müssen, dient als Messobjekt hauptsächlich nicht das Gesamtsystem, sondern werden geeignete Teilsysteme gewählt. Diese Teilsysteme sind so zu bestimmen, dass sie möglichst homogen sind, also gemessene und berechnete Schwingungen neben der Geometrie von möglichst wenig Parametern gleichzeitig abhängen.

Für die Optimierung der Parameter werden Standardverfahren aus der Literatur verwendet, die unter der Bezeichnung "Model Updating" bekannt sind. Es werden Updating-Methoden verwendet, die auf der Modalanalyse beruhen. Eine physikalisch sinnvolle Übereinstimmung von gemessenen und analytischen Daten wird durch sog. iterative Methoden erreicht. Hierbei wird der Korrelationsgrad durch eine Straffunktion bestimmt, die die Eigenwerte (Eigenfrequenzen) und Eigenvektoren der Modell- und Messergebnisse miteinander vergleicht. Sie wird mit einer sog. Sensitivitätsmatrix gewichtet, die den unterschiedlich starken Einfluss der einzelnen Parameter auf die

Modellberechnung berücksichtigt. Da die Straffunktion generell eine lichtlineare Funktion der Parameter ist, muss das Optimierungsproblem iterativ gelöst werden.

Erste Modellrechnungen

Die Arbeiten sind noch nicht soweit vorangeschritten, dass hier das Modell eines kompletten Schädels vorgestellt werden könnte. Folglich kann an dieser Stelle noch nicht über neue Erkenntnisse bezüglich der Mechanismen der Knochenschallleitung berichtet werden. Es wird sich auf die Darstellung von Berechnungen eines Teilmodells, der Schädelkalotte, beschränkt (siehe Abb. 3). Ihre Untersuchung ist schon deshalb interessant, da verschiedene Autoren Anhaltspunkte dafür gefunden haben, dass Schwingungen von einer Schädelseite zur anderen hauptsächlich über die Kalotte und nur in geringem Maße über die Schädelbasis übertragen werden (STENFELT 1999). Die geometrischen Daten des FE-Modells der Kalotte wurden wie oben beschrieben gewonnen. Der Einfachheit halber wurden die mechanischen Parameter des Knochengewebes als homogen angenommen. Aus den in Tabelle 1 wiedergegebenen Datenbereichen wurden mittlere Werte gewählt (ρ=1800 kg/m³; E=10⁴ MPa; v=0,22). Die mechanischen Parameter können als linear angenommen werden (STENFELT 1999).

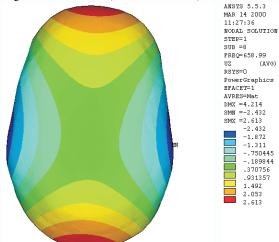


Abb. 4: Draufsicht des deformierten Modells (Modenform) bei der zweiten Mode (659 Hz). Die Auslenkung senkrecht zur Bildebene ist farblich dargestellt.

Das Teilmodell wurde mit Hilfe der Modalanalyse untersucht. Die ersten beiden Moden ergaben sich bei 556 und 659 Hz. Dies entspricht in etwa dem Bereich, in dem nach der Literatur die ersten Schädelresonanzen auftreten. Eine Mode, die auf Dickenschwingungen beruht, tritt im Frequenzbereich von 0 bis 16 kHz nicht auf. In Abb. 4 ist die Auslenkung der Schädeloberfläche senkrecht zur Bildebene dargestellt, die sich zusammen mit entsprechenden, einfach durchzuführenden Messungen zur Optimierung der mechanischen Parameter dieses Teilmodells eignen würde. Rückschlüsse auf ein Verhalten des Teilmodells im Verbund mit dem restlichen Schädel sind aufgrund der veränderten Randbedingungen nur bedingt möglich. Allerdings bestätigen unsere Modellrechnungen das Ergebnis HÅKANSSONs, das Schwingungsverhalten des Schädels werde von vielen, kurz aufeinander folgenden Moden bestimmt wird (hier 34 Moden zwischen 0,5 und 7,5kHz).

Diese Arbeit unterstützte die Deutsche Forschungsgemeinschaft.

Literatur

Tonndorf, J. (1966), "Bone Conduction. Studies in Experimental Animals", Acta Otolaryng., Suppl. 213

Khalil, T.B., Hubbard, R.P. (1977), "Parametric Study of Head Response by Finite Element Modeling", Journal of Biomechanics, 10(2), 119-132

Stenfelt, S. (1999), "Hearing by Bone Conduction. Physical and Physiological Aspects", PhD thesis, Department of Signals and Systems, Chalmers University of Technology, Göteborg, Sweden

Håkansson, B., Brandt, A., Carlsson, P., Tjellström, A. (1994), "Resonance frequencies of the human skull in vivo", J. Acoust. Soc. Am., 95(3), 1474-81