

## 50. Internationales Wissenschaftliches Kolloquium

September, 19-23, 2005

### Maschinenbau von Makro bis Nano / Mechanical Engineering from Macro to Nano

Proceedings

Fakultät für Maschinenbau /  
Faculty of Mechanical Engineering

Startseite / Index:

<http://www.db-thueringen.de/servlets/DocumentServlet?id=15745>

## Impressum

- Herausgeber: Der Rektor der Technischen Universität Ilmenau  
Univ.-Prof. Dr. rer. nat. habil. Peter Scharff
- Redaktion: Referat Marketing und Studentische Angelegenheiten  
Andrea Schneider
- Fakultät für Maschinenbau  
Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Peter Kurtz,  
Univ.-Prof. Dipl.-Ing. Dr. med. (habil.) Hartmut Witte,  
Univ.-Prof. Dr.-Ing. habil. Gerhard Linß,  
Dr.-Ing. Beate Schlütter, Dipl.-Biol. Danja Voges,  
Dipl.-Ing. Jörg Mämpel, Dipl.-Ing. Susanne Töpfer,  
Dipl.-Ing. Silke Stauche
- Redaktionsschluss: 31. August 2005  
(CD-Rom-Ausgabe)
- Technische Realisierung: Institut für Medientechnik an der TU Ilmenau  
(CD-Rom-Ausgabe) Dipl.-Ing. Christian Weigel  
Dipl.-Ing. Helge Drumm  
Dipl.-Ing. Marco Albrecht
- Technische Realisierung: Universitätsbibliothek Ilmenau  
(Online-Ausgabe) [ilmedia](#)  
Postfach 10 05 65  
98684 Ilmenau
- Verlag:  Verlag ISLE, Betriebsstätte des ISLE e.V.  
Werner-von-Siemens-Str. 16  
98693 Ilmenau

© Technische Universität Ilmenau (Thür.) 2005

Diese Publikationen und alle in ihr enthaltenen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt.

ISBN (Druckausgabe): 3-932633-98-9 (978-3-932633-98-0)  
ISBN (CD-Rom-Ausgabe): 3-932633-99-7 (978-3-932633-99-7)

Startseite / Index:

<http://www.db-thueringen.de/servlets/DocumentServlet?id=15745>

**K. Brökel / H. Klein**

## **Anthropometrische Analyse und parametrische Beschreibung generischer Modelle von Skeletteilen**

### **ABSTRACT**

Die heute verfügbaren und verwendeten Methoden zur Generierung von 3D-CAD-Daten kommen bei der Modellierung menschlicher Schädel, unter besonderer Berücksichtigung des Gesichtsschädelbereiches schnell an ihre Grenzen. Grund hierfür ist die komplexe Geometrie. Schädel sind feingliedrig und haben sehr dünne, in Knorpel auslaufende, Knochen von unter einem Millimeter Stärke, keine ebenen Oberflächen, sowie eine komplexe Topologie. Zur Lösung dieser Aufgabe konnten bisher direkte und indirekte Verfahren angewendet werden. Ausgangspunkt ist die Punktwolke eines CT-Datensatzes. Die erforderliche Nachbearbeitung (Glättung der Oberflächen) ist sehr zeitintensiv bzw. auf Grund der Komplexität der Geometrie in einigen Bereichen unmöglich. Die Ergebnisse erwiesen sich für sinnvolle Berechnungen als weitgehend unbrauchbar. Ziel des Beitrages ist es, einfache und schnelle Methoden für die Generierung digitaler Modelle bzw. generischer Varianten menschlicher Schädel zu diskutieren. Der Beitrag beschreibt die Grundlagen und erste Ergebnisse für die Ermittlung der geometrischen Form von Schädelbereichen auf der Basis von Messungen an Schädeln und Schädelmodellen.

### **EINFÜHRUNG UND MOTIVATION**

Verletzungen im Gesichtsschädelbereich, speziell im Bereich der Orbita (knöcherner Apparat der Augenhöhle) sind auf vielfältige Ursachen zurückzuführen. Als Hauptgründe sind beispielsweise Verkehrsunfälle, Freizeitunfälle, Sportunfälle, häusliche Unfälle und Gesichtsverletzungen durch Gewaltanwendung zu nennen. Zur Klärung der Ursachen der Frakturen sind sowohl Finite Element Simulationen als auch experimentelle Untersuchungen möglich und notwendig. Die Grundlage für eine effektive Finite-Elemente-Analyse (FEM) ist die einfache und schnelle Generierung von 3D-Volumenmodellen menschlicher Schädel bzw. in einem ersten Schritt der Orbitaregion. Die exakte digitale geometrisch-topologische Nachbildung steht dabei im Vordergrund der Betrachtungen, um ein realitätsnahes Modell für die Simulation des mechanischen Verhaltens der Augenregion und das

Rapid Prototyping zum Zwecke der maßlichen Verifikation der geometrischen Modelle zur Verfügung zu stellen. Für die Pathogenese von Frakturen im Orbitabereich werden in der Hals-Nase-Ohren-Medizin sowohl die Überdrucktheorie („hydraulic pressure“) als auch die Knochentransmissionstheorie („buckling force“) postuliert [1][2]. Die Theorien gehen von unterschiedlichen physikalischen Effekten für die Erforschung der Ursachen aus. Hierzu existieren zahlreiche Projekte und Veröffentlichungen zu 3D-Knochenrekonstruktionen. Die Grundlage dieser Rekonstruktionen bilden in der Regel 3D-CAD-Modelle, welche auf unterschiedliche Art und Weise generiert werden. Weit verbreitet ist die Verarbeitung von Computertomographie-Datensätzen. Aber auch die manuelle Modellierung sowie das Verarbeiten von Röntgenbildern, Magnetic-Resonance-Tomographie-(MRT)-Daten oder Abtast- bzw. Lasermessdaten finden Anwendung. Der Großteil bisheriger ingenieurwissenschaftlicher Forschungsarbeiten beschäftigte sich mit Knochenrekonstruktionen und Festigkeitsberechnungen im Bein-, Arm- und Rückenbereich, wie z.B. des Femurs (Oberschenkelknochen) [3]. Die 3D-CAD-Modelle bilden andererseits die optimale Grundlage für die automatische Generierung von Finite-Element-Modellen und für die mechanische Konstruktion von Implantaten. Mit Hilfe der FEM können die Steifigkeit und Festigkeit von Knochen, von Gelenken und Implantaten abgeschätzt werden. Für die Ursachenanalyse von Frakturen sind die Ergebnisse jedoch nicht ausreichend, da die Abbildung filigraner Strukturen mit geringen Wandstärken bisher nicht möglich ist. Ebenso unklar ist das Werkstoffverhalten der knöchernen Strukturen und der angrenzenden Knorpel- und Weichteile.

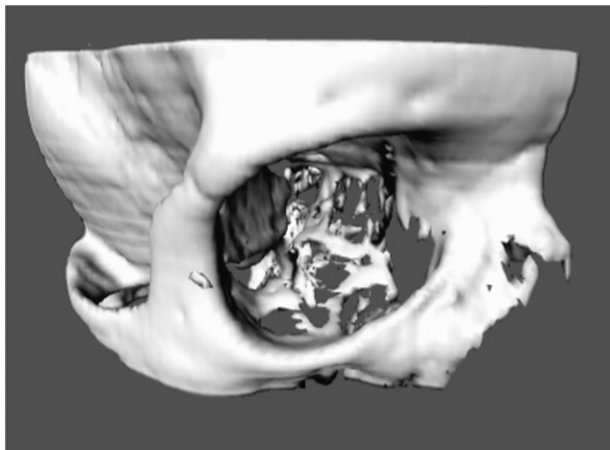


Bild 1: Fehlerhafte Flächenrekonstruktion bei geringen Wandstärken

Prinzipiell können für die Modellierung von Strukturen direkte oder indirekte Verfahren angewendet werden. Ausgangspunkt ist in jedem Fall die Punktwolke eines CT-Datensatzes. Diese entspricht einer Grauwertemenge, gemessen in Hounsfield-Einheiten, welche in die Belegung von kleinen Volumenelementen (Voxeln) mit Informationen über das ihnen zugeordnete Material transformiert werden kann. Der Grauwert korrespondiert mit der Dichte des durchstrahlten Materials und erlaubt dadurch Rück-

schlüsse, ob es sich um Knochen, Knorpel oder Bindegewebe handelt. Bei der Anwendung der direkten Verfahren wird versucht, direkt aus der Punktwolke ein FE-Netz zu generieren. Die erforderliche Nachbearbeitung der Oberflächen zur Beseitigung von nicht konsistent modellierten Stellen ist sehr zeitintensiv bzw. auf Grund der Komplexität der Geometrie in einigen Bereichen nahezu

unmöglich. Bild 1 zeigt die Rekonstruktion eines Schädelbereiches aus CT-Daten. Deutlich erkennbar sind fehlerhafte Flächen in Bereichen geringer Wandstärken. Die Ergebnisse durchgeführter Modellversuche erwiesen sich für sinnvolle Berechnungen als weitgehend unbrauchbar. Indirekte Verfahren generieren wird mit Hilfe von verschiedenen mathematischen Algorithmen aus der Voxelwolke ein 3D-CAD-Volumenmodell, um dieses als Grundlage für FE-Analysen zu verwenden. Auch die indirekten Verfahren lieferten keine zufrieden stellenden Ergebnisse. Die gesuchten Berandungen der Skelettteile werden in CAD- und Geometrie-Modellier-Systemen als Freiformflächen nach Bézier oder Hermite bzw. als B-Spline-Flächen abgebildet. Auch die Volumina werden letztlich durch eine Menge von Berandungsflächen modelliert. Gemeinsame Grundlage der mathematischen Beschreibung ist eine 3D-Punktemenge, die zu Kurvenscharen aufbereitet wird. Die Verfahren unterscheiden sich lediglich in der Verwendung unterschiedlicher Randbedingungen an den Kurven- bzw. Flächenrändern. Es bietet sich daher an, geeignete Punkte der Skelettteile zu finden, die für die Kurven- und Flächendefinition repräsentativ sind, untereinander in Beziehung gebracht und als variable Parameter in CAD-Systemen verwendet werden können. Die Suche nach realisierbaren Modellierungsmethoden wurde daher mit parametrischen Beschreibungsmethoden fortgesetzt, die im Beitrag näher beschrieben werden.

## MEDIZISCHE GRUNDLAGEN – ANTHROPOMETRIE

Anthropometrie ist die Lehre von den messbaren metrischen Eigenschaften (Maßen) des menschlichen Körpers. Die im Beitrag verwendeten anatomischen Begriffe und Definitionen

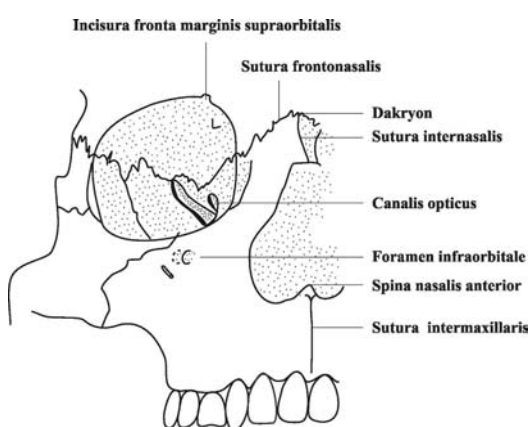


Bild 2: Anatomische Linien als Grundlage für die Definition von Koordinatensystem und Messpunkten

beruhen auf den Arbeiten von Lang [4]. Durch Lang und Oehmann werden in [5] die geometrischen und topologischen Eigenschaften der menschlichen Orbita detailliert beschrieben.

Charakteristische Stellen der Orbita, die für die Modellbildung und speziell für die Festlegung des Koordinatensystems geeignet sind, zeigt Bild 2 mit den wichtigsten anatomischen Punkten. Die Darstellung ist stark vereinfacht und entspricht im Detail nicht den topologisch stark gegliederten und geometrisch fein ausgeprägten Strukturen des realen Schädelbereiches,

der zum Vergleich im Bild 3 dargestellt ist. Um eine möglichst realitätsnahe Beschreibung zu generieren, wurden in einem ersten Schritt eine Reihe von anatomischen Meßpunkten festgelegt.

Ein Ausschnitt der über 60 typischen Punkte und Abmessungen ist in Tabelle 1 für die Orbitaeingangsebene mit den gemessenen Koordinaten dargestellt.

Orbitaeingangsebene

Nummer	Kurzbezeichnung	Koordinaten			Anatomische Beschreibung
		x	y	z	
1	FI i	172,27	-159,76	58,76	Foramen infraorbitale (inferiorer Rand)
2	FI s	173,05	-159,02	62,18	Foramen infraorbitale (superiorer Rand)
3	FI m	173,98	-161,1	60,28	Foramen infraorbitale (medialer Rand)
4	FI l	171,98	-157,64	60,37	Foramen infraorbitale (lateraler Rand)
5	FS i				Foramen supraorbitale (inferiorer Rand)
6	FS s	159,97	-160,16	105,97	Foramen supraorbitale (superiorer Rand)
7	FS m	161,06	-161,92	103,8	Foramen supraorbitale (medialer Rand)
8	FS l	159,14	-157,26	104,85	Foramen supraorbitale (lateraler Rand)
9	IF	172,88	-187,03	100,08	Incisura frontalis

Tabelle 1: Zusammenstellung der anatomischen Messpunkte (Auszug)

Auf Basis der definierten geometrischen Punkte und Abmessungen werden gegenwärtig zahlreiche Schädel durch Mitarbeiter der Klinik für Hals-Nase-Ohren Heilkunde der Universität Rostock vermessen. Im Ergebnis der Messungen stehen statistisch auswertbare Daten für ein generisches



Bild 3: Charakteristische anatomische Punkte am menschlichen Schädel

Modell der Orbita zur Verfügung. Dieses generische Modell stellt die Verbindung von anthropometrischen Punkten, Winkeln und Abständen zu dreidimensionalen Berandungsflächen eines geometrisch-topologischen Volumenmodells her. Die anthropometrischen Informationen (Globale Parameter) können

über Beziehungen miteinander und mit den Koordinaten der gemessenen Punkte verknüpft werden, so daß geometrisch ähnliche Strukturen mit gleicher Topologie durch Vorgabe relativ weniger Größen wie Alter und Geschlecht einer Menschengruppe generiert werden. Das Ziel der Untersuchungen ist die Findung generischer Modelle der Orbita für typische Klassen von Menschen.

## **PROBLEME BEI DER VERARBEITUNG GESCANNTER PUNKTWOLKEN**

Probleme, die bei allen bisher unternommenen Untersuchungen auftraten und sie für die Digitalisierung der Orbita unbrauchbar machten sind der sogenannte „partial-volume“ Effekt und die geringe Auflösung der CT. Der „partial-volume“ Effekt entsteht dadurch, dass der Grauwert eines Voxels einen Mittelwert der Strahlungsabsorption des in ihm liegenden Materials darstellt. In Randbereichen führt dies zu Unschärfen, welche sich nur dort abmildern lassen, wo sich gleiches Material über Gebiete erstreckt, die wesentlich größer als das Auflösungsvermögen der CT sind. Die Basis erster Versuche zur Digitalisierung war der Datensatz aus der Computertomographie. Von diesem aus Voxeln mit Grautönen bestehende Datensatz können die Punkte, welche das Knochenmaterial beschreiben, gefiltert werden. Anschließend wurden die Voxel zu einem 3D-Modell bzw. direkt in ein Finite Element Modell konvertiert. Ein ähnlicher Prozess wurde mit der Softwarelösung MIMICS<sup>®</sup> (Materialise's Interactive Medical Image Control System) [8] automatisch durchgeführt. Die Ergebnisse waren für die Generierung eines Finite Element Modells der menschlichen Orbita weitgehend unbrauchbar. Nähere Darstellungen dieser Untersuchungen und deren Ergebnisse sind in [6] beschrieben.

Unabhängig hiervon wird in [7] die Generierung eines nicht patientenspezifischen Finite Element Schalenmodells vorgenommen und diskutiert. Diesem Modell wurden manuell ermittelte Messdaten zugrunde gelegt. Hiermit konnten erste Untersuchungen über die Gültigkeit der Überdruck- und der Knochentransmissionstheorie durchgeführt werden. Weiterhin war es möglich unterschiedliche Methoden zur Definition der Randbedingungen zu verifiziert. In dieser Arbeit konnte das Auftreten des Phänomens „blow out fracture“ bestätigt werden.

## **PARAMETRISCHE MODELLIERUNG**

Erste Versuche der automatischen Generierung von 3D-CAD-Modellen aus CT-Daten eines Modells lieferten hingegen verbesserte Ergebnisse. Hierzu wurde ein Schädelabguss mit einer hohen Auflösung von 0,5 mm gescannt. Der Vorteil dieser hohen Auflösung und der Verwendung eines Kunststoffmodells besteht in der sehr gut erkennbaren scharfen Grenzschicht, da das Modell des Kunststoffschädels ohne Gewebeteile durchstrahlt werden konnte und damit keine weitere Filterung der Punktwolke hinsichtlich Knochen, Knorpel und Gewebe vorgenommen werden musste. Allerdings weist schon der Abguss eine weitaus geringere Detailtreue als das Original auf. Die Ungenauigkeiten werden durch die Flächenrekonstruktion, wie Bild 4 zeigt, weiter erhöht.

Um ein leistungsfähigeres parametrisches Modell zu erzeugen, musste eine Beschreibung entwi-

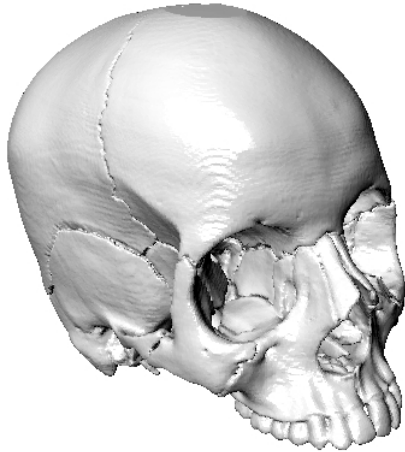


Bild 4: Rekonstruiertes CT-Modell eines Schädelabgusses

ckelt werden, welche auf den Beziehungen zwischen anthropometrischen Daten beruht. Bei diesen Untersuchungen wird parallel zum CT ein taktiles Scannverfahren eingesetzt, welches die Stützpunkte eines auf das Modell projizierten Netzes vermisst. Auf diese Weise kann das Netz auch im CAD-System in Form von Kurven modelliert werden. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die bessere Übersichtlichkeit der Punktwolke. Für den Scann der Orbitainnenfläche wurden 72 Stützpunkte verwendet. Der Nachteil dieses Verfahrens ist, dass das Scannobjekt nur in diesen Stützpunkten exakt abgebildet wird und zwischen den Punkten eine lineare (Facettenoberfläche) oder polynomiale (Freiformfläche) Approximation der Geometrie vorliegt. Die Notwendigkeit des Vorhandenseins eines physischen Objektes zum Abtasten ist ein weiterer Nachteil der taktilen Vermessung. Eine Vermessung der Orbita lebender Patienten mit diesem Verfahren ist unmöglich.

Die Parametrik des Verfahrens wurde unter Einbeziehung von anthropometrischen Messwerten definiert. Ein erster Versuch basiert auf den anthropometrischen Orbitadaten von Lang und Oehmann [4]. Zu diesem Zweck wurde, wie oben beschrieben, auf die Orbitainnenfläche ein definiertes Netz projiziert. Die Stützpunkte dieses Netzes wurden anschließend taktil vermessen.

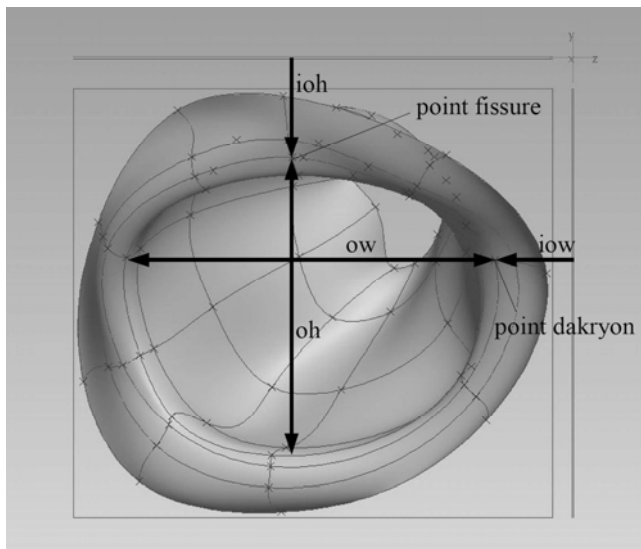


Bild 5: Parameter zur geometrischen Beschreibung der Orbitainnenfläche

menschlichen Schädel lokalisierbar. Die relative Lage dieser medizinischen Punkte zu den Bezugsebenen wird durch die intraorbitale Breite und Höhe der Orbita beschrieben. Die Orbitabreite und die Orbitahöhe entsprechen der maximalen Höhe bzw. Breite der Orbitaöffnung. In

Nach der Abbildung dieser Stützpunkte im CAD-System wurden diese auf Kurven und schließlich auf eine Berandungsfläche zurückgeführt. In der Ebene der Orbitaeingangfläche, senkrecht zur Schädelmitte, wurden zu diesem Zweck vier anthropometrische Parameter definiert. Diese sind die Orbitabreite  $ow$ , die Orbitahöhe  $oh$ , die intraorbitale Breite  $iow$  und die intraorbitale Höhe  $ioh$  (Bild 5). Die intraorbitalen Werte sind festgelegt durch die Punkte Fissur und Dakryon. Der Punkt Dakryon und die Fissur am oberen Orbitalrand sind an jedem

Orbitalrand sind an jedem



[4] und [5] ist der Zusammenhang von anthropometrischen Daten wie der Orbitabreite und der Orbitahöhe ausführlich und für die Modellierung hinreichend genau dargestellt worden.

### ERSTE ERGEBNISSE – BEISPIELE

Ausgehend von Schädelabgüssen wurden verschiedene Abtastsequenzen für den Orbitaraum bezüglich ihrer Anwendbarkeit untersucht. Mit den erhaltenen Messdaten erfolgte eine Flächenrückführung in einem CAD-System. Die entstehenden Modelle definieren die Topologie und die geometrische Abhängigkeit der Abtastpunkte von anthropometrischen Messdaten. Ergänzend wurden CT-Daten ausgewertet und taktile Messungen an Originalschädeln durchgeführt. Auf der Basis dieser Vorarbeiten werden Algorithmen für eine Übertragung von Messdaten des individuellen

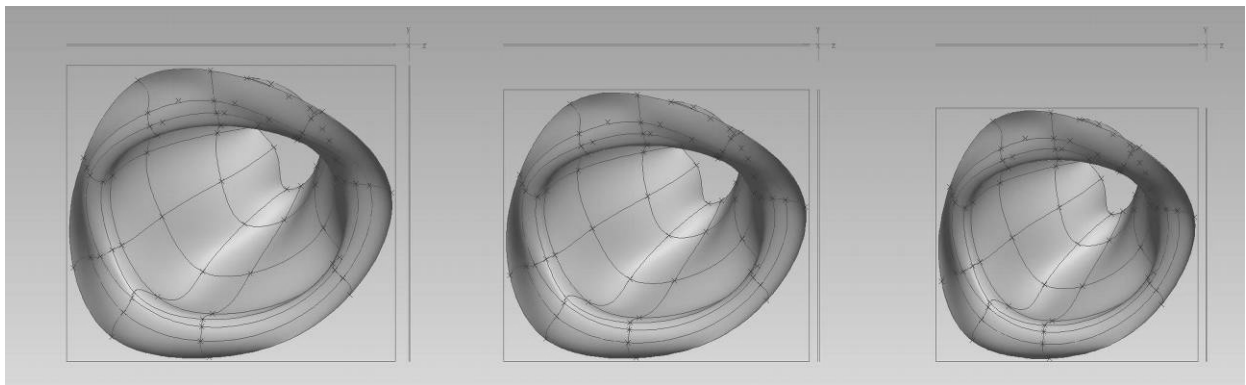


Bild 6: Parametrisierte Orbitae unterschiedlicher Größe

Schädels auf das CAD-Modell entwickelt. Die Anzahl und Art der zu definierenden Parameter sowie ihre Ausprägung für einen speziellen Fall werden durch Analyse und Systematisierung vermessen



Bild 7: Kunststoffmodell einer parametrisierten Orbitainnenfläche

er Schädel ermittelt. Eine Verifizierung der parametrisierten CAD-Modelle und Originalgeometrien erfolgt durch Herstellung von individuellen Orbitae, die mittels Rapid Prototyping erzeugt werden. Diese werden optisch und taktil mit dem Original verglichen. Bild 6 zeigt in der Größe veränderte Orbitae, die auf einer transformierten taktil gemessenen Punktelwolke basieren. Hierzu wurden von den oben genannten globalen Parametern einer definierten Altersgruppe im Bereich von 0-20 Jahren jeweils die minimalen, durchschnittlichen und maximalen Werte

der einzelnen Parameter verwendet. Alle Stützstellen des Modells sind eindeutig abhängig von den

anthropometrischen Messdaten. Diese Verknüpfung lässt sich für eine strenge geometrische Ähnlichkeit als Transformationsmatrix darstellen und zur schnellen Berechnung vieler Punktkoordinaten durch geeignete Algorithmen verwenden [8].

## ZUSAMMENFASSUNG

Die für eine Simulation des mechanischen Verhaltens erforderliche Abbildung geometrisch und topologisch komplizierter Skeletteile auf digital verarbeitbare Geometriemodelle hat sich als schwierig zu lösendes Problem herausgestellt. Sowohl die Verwendung von CT-Punktewolken, als auch die Einbeziehung manueller taktiler Messungen haben bisher zu keinem zufrieden stellenden Ergebnis geführt. Als problematisch erwiesen sich die für eine gute Abbildungsqualität sehr große zu verarbeitende Punkteschar und die zu geringe Auflösung der verfügbaren Geräte. Die logische Verknüpfung der Punkte untereinander und die Verbindung mit globalen anthropometrischen Daten sind möglich. Dies konnte am Beispiel eines vereinfachten Modells der menschlichen Orbita gezeigt werden. Die weiteren Arbeiten werden sich mit der Auswertung anthropometrischer Messungen und mit der Einarbeitung der Ergebnisse in ein generatives Modell der menschlichen Orbita befassen.

### Literatur- bzw. Quellenhinweise:

- [1] Converse, J. M., Smith, B. 1957, Enophthalmos and Diplopia in Fractures of the Orbital Floor, British Journal of Plastic Surgery 9.
- [2] Ahmad, F., Kirkpatrick, W. N., Lyne, J., Urdang, M., Garey, L. J. & Waterhouse, N. 2003. Strain gauge biomechanical evaluation of forces in orbital floor fractures. *Br J Plast Surg.* 56: 3-9.
- [3] Baksi, S., Grote, K., Engelmann, F., 2005. The femur parameterized. Computer Integrated Manufacturing, Silesian University of Technology, Gliwice
- [4] Lang, J., Klinische Anatomie des Kopfes: Neurokranium, Orbita, kraniozervikaler Übergang. Springer, Berlin, Heidelberg, New York (1981)
- [5] Lang, J.; Oehmann, G., Formentwicklung des Canalis opticus, seine Maße und Einstellung zu den Schädelebenen, *Verh. Anat. Ges.* 70, (1976)
- [6] Klein, H., Brökel, K., Experimentelle und Virtuelle Produktentwicklung in der Medizin. 2. Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik, Saxoprint, Dresden (2004)
- [7] Martin, H., Fritsche, A., Kramp, B., Schmitz, K.-P., Finite-Elemente-Modell des menschlichen Schädels zur Entstehung von Blow-out-Frakturen. *Biomed. Technik* 49, (2004) Erg. 2, 520-521
- [8] <http://www.materialise.com/mimics>, 2005
- [9] Klein, H., Brökel, K., Digital parametric models and global anthropometric informations of human orbitae, VRAP 2005 Leiria

### Autorenangaben:

Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus Brökel  
Dipl.-Ing. Hendrik Klein  
Universität Rostock, Albert-Einstein-Straße 2  
18059, Rostock  
Tel.: +49 381 498 3142  
Fax: +49 381 498 3156  
E-mail: [klaus.broekel@uni-rostock.de](mailto:klaus.broekel@uni-rostock.de), [hendrik.klein@uni-rostock.de](mailto:hendrik.klein@uni-rostock.de)