



# **Generierung parametrischer Geometriemodelle aus Scandaten am Beispiel der menschlichen Orbita unter Einbeziehung anthropometrischer Betrachtungen**

Dissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades  
Doktor-Ingenieur (Dr.-Ing.)  
der Fakultät Maschinenbau und Schiffstechnik  
der Universität Rostock

vorgelegt von  
Hendrik Klein

Rostock, 25.08.2009

Gutachter: 1. Prof. Dr.-Ing. habil. Klaus Brökel  
(Lehrstuhl Konstruktionstechnik/CAD, Universität Rostock)

2. Prof. Dr. med. Burkhard Kramp  
(Klinik und Poliklinik für Hals- Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf  
und Halschirurgie "Otto Körner", Universität Rostock)

3. Univ.-Prof. Dr.-Ing. Karl-Heinrich Grote  
(Lehrstuhl Konstruktionstechnik  
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg)

*Man sollte alles so einfach wie möglich sehen, aber nicht einfacher.*

*Albert Einstein (\*1879, †1955), Physiker und Nobelpreisträger*

*In nichts zeigt sich der Mangel an mathematischer Bildung mehr als in einer übertrieben genauen Rechnung.*

*Carl Friedrich Gauß (\*1777, †1855), deutscher Mathematiker und Physiker*

*Der Gebildete treibt die Genauigkeit nicht weiter, als es der Natur der Sache entspricht.*

*Aristoteles (\*384, †322 v. Chr.), Philosoph der Antike*

*Genauigkeit ist noch lange nicht die Wahrheit.*

*Henri Matisse (\*1869, †1954), französischer Maler*

*Eine kleine Ungenauigkeit erspart einem manchmal einen Haufen Erklärungen.*

*Hector Hugh Munro (\*1870, †1960), englischer Schriftsteller*

---

## Kurzreferat

Geometriemodelle topologisch komplexer Strukturen sind die Basis vieler heutzutage durchgeführten Simulationen, wie *Finite Element Analysis* oder *Computational Fluid Dynamics*. Wie kann gerade bei Geometriemodellen, welche durch medizinische Digitalisierverfahren gewonnen werden, die Strahlenbelastung gesenkt bzw. vermieden und die Qualität der Modelle erhöht werden?

Bisher werden nur kleine Bereiche mit geringer Auflösung digitalisiert, um die Nebenwirkung für Patienten so gering wie möglich zu halten. Eine *echte* Lösung für dieses Problem steht momentan nicht zur Verfügung. Ziel sollte es daher sein, ein topologisch korrektes generisches Modell (Urmodell) von hoher Qualität zu erzeugen und dies mit einer Parametrik zu verknüpfen, um spezielle individuelle Geometriemodelle abzuleiten.

Diese Methoden sollten neben einer guten Anpassung der Geometrie auch eine einfache und intuitive Bedienung ermöglichen. Eine Vorhersagbarkeit des Verhaltens ist hierfür eine Grundvoraussetzung.

Inwieweit diese Geometriemodelle zusammen mit definierten Materialeigenschaften knöcherner Strukturen befriedigende Ergebnisse auf dem Gebiet der Festigkeitssimulation liefern, bleibt dem zukünftigen Erkenntnisgewinn auf diesem Gebiet überlassen.

---

# Inhaltsverzeichnis

|   |           |
|---|-----------|
| <b>KURZREFERAT</b>  | <b>I</b>  |
| <b>INHALTSVERZEICHNIS</b>   | <b>II</b> |
| <b>1 EINLEITUNG</b>   | <b>1</b>  |
| <b>2 ZIELE UND MOTIVATION</b>   | <b>3</b>  |
| <b>3 STAND DER TECHNIK</b>  | <b>5</b>  |
| <b>3.1 Bildgebende und digitalisierende Systeme in der Medizin</b>          | <b>5</b>  |
| 3.1.1 Computertomographie   | 6         |
| 3.1.2 Weitere Verfahren   | 10        |
| 3.1.2.1 Magnetresonanztomographie   | 10        |
| 3.1.2.2 3D-Sonographie  | 13        |
| 3.1.2.3 Nuklearmedizin  | 17        |
| <b>3.2 Verfahren der Bildverarbeitung in der Computergrafik</b>             | <b>21</b> |
| 3.2.1 Marching Cubes Algorithmus  | 22        |
| 3.2.2 Anwendungssoftware für die 3D-Rekonstruktion in der Medizintechnik    | 25        |
| <b>3.3 Ableitung von Flächen- und Volumenmodellen aus Punktwolken</b>       | <b>28</b> |
| 3.3.1 Polygonale Netze und Facetten-Modelle                                 | 29        |
| 3.3.1.1 STL-Format als ASCII-Datei  | 32        |
| 3.3.1.2 STL-Format als Binär-Datei  | 32        |
| 3.3.2 Non Uniform Rational Basis Spline Modelle                             | 33        |
| <b>3.4 Parametrisierung und Strukturierung von digitalen 3D-Punktwolken</b> | <b>37</b> |
| 3.4.1 Globale Deformation   | 37        |
| 3.4.2 Free-Form-Deformation   | 38        |

---

|          |   |           |
|----------|---|-----------|
| <b>4</b> | <b>ANGEPASSTE UND ERWEITERTE PARAMETRISIERUNG</b>                                 | <b>43</b> |
| 4.1      | Steuerungsparameter   | 43        |
| 4.2      | Steuerungsmodelle   | 44        |
| 4.2.1    | Lokale Steuerungsmodelle  | 45        |
| 4.2.1.1  | Federmodell im Tetraedernetz  | 45        |
| 4.2.1.2  | Schnittebenenverfahren mit linearer Ansatzfunktion                                | 48        |
| 4.2.2    | Globale Steuerungsmodelle   | 51        |
| 4.2.2.1  | Affine Transformationen   | 52        |
| 4.2.2.2  | Schnittebenenverfahren mit B-Spline Ansatzfunktion                                | 53        |
| 4.2.2.3  | Isotropes Abstandsverfahren   | 57        |
| 4.2.2.4  | Anisotropes Abstandsverfahren   | 60        |
| 4.3      | Implementierung in die Konstruktionsumgebung                                      | 63        |
| 4.3.1    | Parametrisches Steuern mit Hilfe von Beziehungen                                  | 64        |
| 4.3.2    | Parametrisches Importieren polygonaler Netze                                      | 65        |
| 4.3.3    | Datenaustausch mit einer STL-Datei  | 68        |
| <b>5</b> | <b>DIE MENSCHLICHE ORBITA ALS BEISPIEL</b>  | <b>69</b> |
| 5.1      | Motivation und Stand der Technik  | 69        |
| 5.2      | Anthropometrische Daten und experimentelle Untersuchungen an menschlichen Orbitae | 80        |
| 5.2.1    | Das Koordinatensystem des menschlichen Schädels                                   | 84        |
| 5.2.2    | Antropometrische Datenerfassung   | 86        |
| 5.2.2.1  | CT-basierte Untersuchungen  | 87        |
| 5.2.2.2  | Taktile Untersuchungen  | 87        |
| 5.2.3    | Statistische Auswertung der anthropometrischen Untersuchungen                     | 89        |
| 5.2.3.1  | Datentafeln von Lang und Oehmann  | 90        |
| 5.2.3.2  | Daten der Computertomographie   | 91        |
| 5.2.3.3  | Daten der taktilen Messungen  | 94        |

---

|                 |   |            |
|-----------------|---|------------|
| 5.2.3.4         | Abgleich der Daten                                    | 97         |
| <b>5.3</b>      | <b>Transformationsbeispiele und Fehlerbetrachtung</b> | <b>97</b>  |
| 5.3.1           | Affine Transformationen am NURB-Flächenmodell         | 97         |
| 5.3.2           | Schnittebenenverfahren                                | 100        |
| 5.3.3           | Anisotropes Abstandsverfahren                         | 105        |
| 5.3.4           | Fehlerbetrachtung                                     | 107        |
| <b>5.4</b>      | <b>Schnittstelle zur FEA</b>                          | <b>107</b> |
| <b>6</b>        | <b>ZUSAMMENFASSUNG</b>                                | <b>109</b> |
| <b>7</b>        | <b>AUSBLICK</b>                                       | <b>111</b> |
| <b>8</b>        | <b>LITERATURVERZEICHNIS</b>                           | <b>112</b> |
| <b>ANHANG A</b> |   | <b>118</b> |
| <b>ANHANG B</b> |   | <b>120</b> |
| <b>ANHANG C</b> |   | <b>124</b> |

---

## VERZEICHNIS DER ABBILDUNGEN

|   |    |
|---|----|
| ABBILDUNG 1: MODERNER COMPUTERTOMOGRAPH (16-ZEILEN-SPIRALE, SIEMENS SENSATION 16)   | 7  |
| ABBILDUNG 2: SCHNITTBILD IM BEREICH DER ORBITA EINES MENSCHLICHEN SCHÄDELS  | 9  |
| ABBILDUNG 3: MODERNER KLINISCHER MRT-SCANNER VON DER ROYAL PHILIPS ELECTRONICS N.V.   | 11 |
| ABBILDUNG 4: ABBILDUNG DES MENSCHLICHEN KNIES MIT HILFE DER MAGNET-RESONANZ-TOMOGRAPHIE   | 13 |
| ABBILDUNG 5: MODERNES 3D-ULTRASCHALLGERÄT   | 14 |
| ABBILDUNG 6: OBERFLÄCHENREKONSTRUKTION EINER 3D-ULTRASCHALLAUFNAHME   | 17 |
| ABBILDUNG 7: MODERNER POSITRONENEMISSIONSTOMOGRAPH  | 20 |
| ABBILDUNG 8: FACETTIERTE CUBES BEIM MARCHING CUBES ALGORITHMUS  | 23 |
| ABBILDUNG 9: NUMMERIERUNG EINES MARCHING CUBES  | 24 |
| ABBILDUNG 10: REKONSTRUKTION EINES 3D-MODELLS AUS EINER CT-AUFNAHME MIT MIMICS® VOM BELGISCHEN SOFTWAREHERSTELLER MATERIALISE NV  | 26 |
| ABBILDUNG 11: IMPLANTATDESIGN AM SCHÄDEL NACH EINER TUMORRESEKTION, QUELLE: UNIVERSITÄT ZÜRICH, 2008, <a href="http://www.ifl.unizh.ch/staff/zolli/cap/biomedical.htm">HTTP://WWW.IFI.UNIZH.CH/STAFF/ZOLLI/CAP/BIOMEDICAL.HTM</a> | 28 |
| ABBILDUNG 12: BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG EINER FACETTE UND DEREN ORIENTIERUNG  | 31 |
| ABBILDUNG 13: REGEL FÜR DIE FACETTENVERKNÜPFUNG, UM ANEINANDERGRENZENDE FACETTEN IN EINER EBENE ZU VERMEIDEN  | 31 |
| ABBILDUNG 14: FFD-KONTROLLGITTER VOR DER DEFORMATION [BEN 2006]   | 39 |
| ABBILDUNG 15: FFD-KONTROLLGITTER NACH DER DEFORMATION [BEN 2006]  | 40 |
| ABBILDUNG 16: DEFORMATION MIT HILFE DER EFFD, QUELLE: MACCRACKEN & KENNETH, 1996  | 41 |
| ABBILDUNG 17: QUADER MIT MÖGLICHEN EINDEUTIGEN STEUERPUNKTEN  | 44 |
| ABBILDUNG 18: FEDERMODELL EINES TETRAEDERS  | 46 |

---

|   |    |
|---|----|
| ABBILDUNG 19: BEISPIELHAFTE DARSTELLUNG DES SCHNITTEBENENVERFAHRENS<br>MIT 10 STEUERUNGSPARAMETERN  | 49 |
| ABBILDUNG 20: KURVE DER ANSATZFUNKTIONEN BEI 6 AUFEINANDER FOLGENDEN<br>SCHNITTEBENEN   | 51 |
| ABBILDUNG 21: BEISPIELHAFTE SKALIERUNG UND VERSCHIEBUNG DES<br>OBJEKTRAUMS  | 53 |
| ABBILDUNG 22: SCHEMA DES SCHNITTEBENENVERFAHRENS MIT B-SPLINE-<br>ANSATZFUNKTION  | 56 |
| ABBILDUNG 23: KURVE DER ANSATZFUNKTIONEN BEI 6 AUFEINANDER FOLGENDEN<br>SCHNITTEBENEN   | 57 |
| ABBILDUNG 24: SCHEMA DES ABSTANDSVERFAHRENS   | 58 |
| ABBILDUNG 25: SCHEMA DES ABSTANDSVERFAHRENS   | 61 |
| ABBILDUNG 26: AUSZUG DER HUMAN LIBRARY VON PRO/ENGINEER®  | 65 |
| ABBILDUNG 27: ABLAUF DES PARAMETRISCHEN IMPORTIEREN POLYGONALER NETZE,<br>QUELLE: PASCHKE, 2005   | 66 |
| ABBILDUNG 28: FUNKTIONSSTRUKTUR DES STL-IMPORTS, QUELLE: PASCHKE, 2005  | 67 |
| ABBILDUNG 29: AUFBAU DER ORBITA [SOBOTA – ANATOMIE DES MENSCHEN]  | 70 |
| ABBILDUNG 30: FRAKTURMECHANISMEN DER ORBITA (LINKS: INTAKTE ORBITA, MITTE:<br>ÜBERDRUCKTHEORIE, RECHTS: KNOCHENTRANSMISSIONSTHEORIE)  | 72 |
| ABBILDUNG 31: KÖRPERMAßE DES MENSCHEN NACH DIN 33 402 TEIL 2 UND DEM<br>"INTERNATIONALEN ANTHROPOMETRISCHEN DATENATLAS" JÜRGENS, AUNE, &<br>PIEPER, 1998, (A) KOPFLÄNGE, (B) KOPFHÖHE, (C) KOPFBREITE UND (D)<br>PUPILLENABSTAND  | 80 |
| ABBILDUNG 32: DER VITRUVIANISCHE MENSCH, PROPORTIONSSTUDIE NACH VITRUV<br>1492 [FOTOGRAFIE VON LUC VIATOUR]   | 82 |
| ABBILDUNG 33: HISTORISCHES KRANIOMETER [CICELY D. FAWCETT AND ALICE LEE,<br>"A SECOND STUDY OF THE VARIATION AND CORRELATION OF THE HUMAN SKULL,<br>WITH SPECIAL REFERENCE TO THE NAQADA CRANIA," BIOMETRIKA, VOL. 1, NO. 4.<br>(AUG., 1902), PP. 408-467: PLATE IV: "FIGURE 2. CRANIPHOR, GONIOPHOR, AND<br>SCRIBER."] | 83 |
| ABBILDUNG 34: DEFINITION DER DEUTSCHEN HORIZONTALLEN IN DER<br>ANTHROPOMETRIE   | 85 |



---

|   |     |
|---|-----|
| ABBILDUNG 35: MENSCHLICHER SCHÄDEL MIT DEN DREI HAUPTEBENEN (FRONTAL, MEDIAL UND HORIZONTAL)  | 86  |
| ABBILDUNG 36: MICROSCRIBE® G2 3D DIGITIZER VON IMMERSION CORPORATION (US)   | 88  |
| ABBILDUNG 37: AUSWAHL ANTHROPOMETRISCHER MESSPUNKTE FÜR DIE TAKTILEN MESSUNGEN  | 89  |
| ABBILDUNG 38: VERTEILUNG DER PROBANDEN ÜBER DIE FESTGELEGTE ALTERSGRUPPEN AUS DER COMPUTERTOMOGRAPHIE KÖSTER, 2008  | 92  |
| ABBILDUNG 39: ORBITABREITE MIT STANDARDABWEICHUNG DER MÄNNLICHEN UND WEIBLICHEN PROBANDEN AUS DER COMPUTERTOMOGRAPHIE   | 93  |
| ABBILDUNG 40: ORBITAHÖHE MIT STANDARDABWEICHUNG DER MÄNNLICHEN UND WEIBLICHEN PROBANDEN AUS DER COMPUTERTOMOGRAPHIE   | 94  |
| ABBILDUNG 41: VERTEILUNG DER PROBANDEN ÜBER DIE FESTGELEGTE ALTERSGRUPPEN BEI DEN TAKTILEN UNTERSUCHUNGEN   | 95  |
| ABBILDUNG 42: ORBITABREITE MIT STANDARDABWEICHUNG DER MÄNNLICHEN UND WEIBLICHEN PROBANDEN BEI DEN TAKTILEN UNTERSUCHUNGEN                                       | 96  |
| ABBILDUNG 43: ORBITAHÖHE MIT STANDARDABWEICHUNG DER MÄNNLICHEN UND WEIBLICHEN PROBANDEN BEI DEN TAKTILEN UNTERSUCHUNGEN   | 96  |
| ABBILDUNG 44: DEFINITION DER ANTHROPOMETRISCHE PARAMETER UND AUSDEHNUNGEN DER ORBITA FÜR EIN FESTES KURVENGITTER  | 98  |
| ABBILDUNG 45: MAXIMALE, DURCHSCHNITTLICHE UND MINIMALE ORBITA EINES 20-JÄHRIGEN   | 99  |
| ABBILDUNG 46: EXEMPLARISCHES SCHNITTEBENMODELL EINER MENSCHLICHEN SCHÄDELHÄLFTE MIT SECHS ANTHROPOMETRISCHEN PARAMETERN   | 101 |
| ABBILDUNG 47: EXEMPLARISCHE TRANSFORMATION DES SCHNITTEBENMODELLS MIT LINEARER ANSATZFUNKTION   | 102 |
| ABBILDUNG 48: EXEMPLARISCHE TRANSFORMATION DES SCHNITTEBENMODELLS MIT B-SPLINE ANSATZFUNKTION   | 103 |
| ABBILDUNG 49: EXEMPLARISCHE TRANSFORMATION (VERGRÖßERUNG) DES SCHNITTEBENMODELLS, GENERISCHES MODELL GRAU DARGESTELLT, ABGELEITETES INDIVIDUUM BLAU DARGESTELLT | 104 |

---

|   |     |
|---|-----|
| ABBILDUNG 50: EXEMPLARISCHE TRANSFORMATION (VERKLEINERUNG) DES SCHNITTEBENMODELLS, GENERISCHES MODELL GRAU DARGESTELLT, ABGELEITETES INDIVIDUUM BLAU DARGESTELLT                        | 105 |
| ABBILDUNG 51: VERGLEICH DES GENERISCHEN MODELLS (GRAU) MIT EINEM ABGELEITETEN INDIVIDUELLEN MODELL (GRÜN)   | 106 |
| ABBILDUNG 52: VERNETZTE KNOCHENWAND, (A) EIN ELEMENT ÜBER DIE WANDSTÄRKE, (B) MEHRERE ELEMENTE ÜBER DIE WANDSTÄRKE, UM ÄNDERUNGEN DES MATERIALVERHALTENS ÜBER DIE WANDSTÄRKE ABZUBILDEN | 108 |
| ABBILDUNG 53: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER FISSURA ORBITALIS  | 124 |
| ABBILDUNG 54: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER SUTUREN IN DER ORBITAEINGANGSEBENEN                                | 124 |
| ABBILDUNG 55: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER FORAMEN IN DER ORBITAEINGANGSEBENE                                 | 125 |
| ABBILDUNG 56: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DES CANALIS OPTICUS  | 125 |
| ABBILDUNG 57: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER ORBITAEINGANGSEBENE  | 126 |
| ABBILDUNG 58: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER CRISTA LACRIMALIS  | 126 |
| ABBILDUNG 59: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DER NASALIS, CARONALIS UND SAGITALIS                                   | 127 |
| ABBILDUNG 60: PLASTIKMODELL DES MENSCHLICHEN SCHÄDELS MIT KENNZEICHNUNG DER ANTHROPOMETRISCHEN PUNKTE IM BEREICH DES SULCUS INFRAORBITALIS  | 127 |

---

## VERZEICHNIS DER TABELLEN

|   |     |
|---|-----|
| TABELLE 1: FREQUENZABHÄNGIGKEIT DER SCHALLREICHWEITE UND DAZUGEHÖRIGE<br>UNTERSUCHUNGSGEBIETE   | 15  |
| TABELLE 2: DURCHSCHNITTLICHE MATERIALKENNWERTE VON LUFT, WASSER UND<br>KNOCHEN  | 16  |
| TABELLE 3: GEOMETRISCHE AUFLÖSUNG ( $\Delta R_{KROLL}$ ), RELATIVE EMPFINDLICHKEIT (E)<br>UND GESAMTAUFLÖSUNG ( $\Delta R$ ) TYPISCHER SPECT-KAMERASYSTEME, QUELLE:<br>MORNEBURG (1995) | 18  |
| TABELLE 4: REICHWEITE VON POSITRONENSTRAHLERN IN GEWEBE, QUELLE:<br>MORNEBURG (1995)  | 21  |
| TABELLE 5: EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN ZUR ÜBERDRUCKTHEORIE   | 73  |
| TABELLE 6: EXPERIMENTELLE UNTERSUCHUNGEN ZUR<br>KNOCHENTRANSMISSIONSTHEORIE   | 74  |
| TABELLE 7: PUPILLENABSTAND NACH DIN 33402, TEIL2, TABELLE 68  | 81  |
| TABELLE 8: POSTNATALE VERGRÖßERUNG GEZEIGT AN DER ORBITABREITE UND<br>ORBITAHÖHE (LANG & OEHMANN, 1976)   | 90  |
| TABELLE 9: VERGLEICH DER MITTELWERTE FÜR ORBITABREITE UND ORBITAHÖHE<br>FÜR DIE ALTERSGRUPPE I BEI DEN VERSCHIEDENEN MESSVERFAHREN  | 97  |
| TABELLE 10: AUSGEWÄHLTE ANTHROPOMETRISCHE PARAMETER FÜR DIE<br>BEISPIELTRANSFORMATIONEN   | 100 |
| TABELLE 11: KOPFLÄNGE NACH DIN 33402, TEIL2, TABELLE 65   | 118 |
| TABELLE 12: KOPFHÖHE NACH DIN 33402, TEIL2, TABELLE 66  | 119 |
| TABELLE 13: KOPFBREITE NACH DIN 33402, TEIL2, TABELLE 67  | 119 |
| TABELLE 14: MESSPUNKTE FÜR DIE KRANIOMETRISCHEN UNTERSUCHUNGEN DER<br>MENSCHLICHEN SCHÄDEL  | 123 |

# 1 Einleitung

Die Komplexität geometrischer Modelle hat in den vergangenen Jahren stark zugenommen. Dies ist nicht nur auf die Entwicklung von Hardware und Software in der Computerindustrie zurückzuführen. Auch neue Disziplinen in der Wissenschaft, wie die Medizintechnik oder Bionik verlangen nach komplexeren Geometriemodellen. Besonders die bei der Produktentwicklung eingesetzten computergestützten Verfahren zur Simulation physikalischer Eigenschaften, wie z.B. Strukturverhalten oder Umströmung von Objekten setzen detailgetreue Abbildungen voraus. Diese, teilweise an natürliche Formen angelehnten, komplexen Geometriemodelle lassen sich nicht durch bekannte mathematische Figuren der Ebene (Polygon, Ellipse, Zykloide, ...) oder des Raumes (Tetraeder, Würfel, Kugel, Kegel, Möbiusband, ...), beziehungsweise durch boolesche Operationen dieser darstellen. Die klassischen Verfahren des *Computer Aided Design (CAD)* kommen dadurch an die Grenzen ihrer Leistungsfähigkeit. Die Oberflächen solcher Geometriemodelle werden deshalb, entsprechend ihrer Herkunft und Verwendung, durch sogenannte Freiformkurven und -flächen oder durch finite polygonale Netze abgebildet.

Aus diesem Grund beschäftigt sich diese Arbeit mit der Erzeugung topologisch komplexer Geometriemodelle, wie sie häufig bei knöchernen Strukturen vorzufinden sind. Insbesondere der menschliche Schädel mit seiner feingliedrigen Form stellt hohe Anforderungen an eine exakte Abbildung durch ein 3D-Modell. Die für die Digitalisierung zur Verfügung stehenden Verfahren, wie Computertomographie, Magnetresonanztomographie oder Sonographie, sind in den vergangenen Jahren deutlich leistungsfähiger geworden. Jedoch sind nicht alle Verfahren gleichermaßen für die Digitalisierung von knöchernen Strukturen geeignet. Gerade bei der Computertomographie, welche hierfür besonders vielversprechende Ergebnisse liefert, stehen Auflösungsvermögen und Qualität in direktem Widerspruch zu der Strahlenbelastung für den Patienten. Aber auch ohne Rücksicht auf den Patienten ist das Auflösungsvermögen medizinischer Digitalisierverfahren für den menschlichen Schädel und insbesondere den Bereich der menschlichen Orbita nicht zufriedenstellend. Gerade die sehr dünnen Orbitawände mit Wandstärken von unter einem Millimeter machen ein charakterisieren dieser Strukturen nahezu unmöglich. Hauptursache hierfür sind die geringe Auflösung und die unscharfe Grenzschicht zwischen Knochen, Knorpel und Gewebe.

Im nachfolgenden Kapitel 2 werden die Ziele dieser Arbeit und die zugrundeliegende Motivation dargestellt. Das Kapitel 3 beschreibt den Stand der Technik.

Hier werden neben den zur Verfügung stehenden digitalisierenden Systemen in der Medizin, wie z.B. Computertomographie oder Magnetresonanztomographie, die Verfahren der Bildverarbeitung diskutiert. Weiterhin wird die Ableitung von Flächen- und Volumenmodellen, sowie die Parametrisierung und Strukturierung von 3D-Punktwolken gezeigt. In Kapitel 4 werden angepasste und erweiterte Verfahren zur Parametrisierung von 3D-Punktwolken vorgestellt. Nach der mathematischen Beschreibung der einzelnen Methoden werden verschiedene Verfahren zur Implementierung in die Konstruktionsumgebung (CAD-System) dargestellt. Im Kapitel 5 werden ausgewählte Methoden der Parametrisierung von 3D-Punktwolken am Beispiel der menschlichen Orbita vorgestellt. Hier werden weiterhin die als Grundlagen für die Parametrisierung notwendigen experimentellen Untersuchungen und statistischen Auswertungen menschlicher Orbitae erörtert. Anschließend werden die Ergebnisse der beispielhaften Transformationen diskutiert. Eine Zusammenfassung der Arbeit erfolgt in Kapitel 6. Ein Ausblick für weitere Forschungstätigkeit wird in Kapitel 7 gegeben.

## 2 Ziele und Motivation

Verletzungen im Gesichtsschädelbereich sind auf vielfältige Ursachen zurückzuführen. Um Verletzungsmechanismen im Gesichtsschädelbereich verstehen und Verletzungsmuster und ihre Ursachen richtig interpretieren zu können, sind weiterführende Analysen über den jetzigen Stand hinaus notwendig. Erst dies ermöglicht die Ursachenklärung von Verletzungen im Gesichtsschädelbereich mit größerer Sicherheit. Zu diesem Zweck sollen sowohl Finite-Element-Simulationen als auch experimentelle Untersuchungen über die Art und Größe der Kraftereinwirkung bei Frakturen im Gesichtsschädelbereich Aufschluss geben. Experimentelle Untersuchungen sind in der heutigen Zeit aus medicolegalen, aber auch aus ethischen Gründen nicht mehr zu vertreten. Die zukünftige Forschungsarbeit muss sich deshalb mit den bereits vorhandenen experimentellen Daten und weiterführenden computergestützten Simulationen, wie *Finiter Element Analysis* begnügen.

Grundlage für computergestützte Simulation ist die einfache und schnelle Generierung von 3D-Geometriemodellen menschlicher Schädel bzw. einzelner Knochenregionen. Die exakte geometrische Nachbildung menschlicher Schädel oder Schädelbereiche steht dabei im Vordergrund, um ein möglichst realitätsnahes Modell zur Verfügung zu stellen. Die schnelle Ermittlung der geometrischen Form von Schädeln bzw. Schädelbereichen wird durch ein generisches parametrisches Modell ermöglicht. Die Anzahl und Art der zu definierenden Parameter sowie ihre Ausprägung für einen speziellen Fall werden durch Analyse vermessener Schädel und die Auswertung anthropometrischer Untersuchungen ermittelt. Diese Arbeit wird als erste Etappe zur Untersuchungen von Verletzungen der Orbita betrachtet. Sie wird in einer zweiten Etappe ergänzt durch die Erforschung der Eigenschaften des Orbitamaterials und durch die Durchführung von numerischen Simulationen.

Die Verfahren zur Digitalisierung von Knochen und Gewebe, welche heutzutage eingesetzt werden, können durch die Komplexität und Feingliedrigkeit knöcherner Strukturen, insbesondere beim menschlichen Schädel, nicht eingesetzt werden. Scannverfahren mit einer ausreichenden Auflösung erzeugen eine große Datenmenge, die nicht einfach in Computerprogrammen zu handhaben ist. Weiterhin bereitet die Trennung von Knochen und Gewebe Schwierigkeiten. Dies macht eine exakte Modellierung kompliziert und zeitaufwendig. Die sich anschließende *Finite Element Analysis* erfordert nicht nur die topologische Richtigkeit, sondern auch eine hohe geometrische Genauigkeit. Die Digitalisierung der Orbita (knöcherner Teil der Augenhöhle), insbesondere der dünnen

Orbitawände, durch Verwendung der Computertomographie, ist nicht ohne erhebliche manuelle Nacharbeit möglich. Dies ist hauptsächlich durch die geringe Auflösung der Computertomographie zu begründen. Aus diesem Grund soll eine parametrische Modelliermethode entwickelt werden, bei der ein generisches Modell schnell und flexibel an das jeweilige Individuum angepasst werden kann.

## 3 Stand der Technik

In diesem Kapitel wird eine Auswahl medizinischer Scannverfahren und deren Wirkungsweise vorgestellt. Weiterhin wird der aktuelle Stand bei der Auswertung sowie die Visualisierung dieser Daten gezeigt. Anschließend werden heutzutage mögliche Verfahren zur Oberflächenrückführung und Parametrisierung digitalisierter Objekte beschrieben.

### 3.1 Bildgebende und digitalisierende Systeme in der Medizin

In der Medizin existieren zahlreiche bildgebende Verfahren. Zu den wichtigsten zählen die Computertomographie, die Magnetresonanztomographie, der 3D-Ultraschall und die Positronenemittertomographie. Diese werden in den folgenden Unterkapiteln näher beschrieben. Dabei werden neben der Beschreibung auch die Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren und ihre Anwendungsgebiete dargestellt.

Zusammenfassend wird an dieser Stelle folgende Schlussfolgerung gezogen. Prinzipiell hat jedes Verfahren seine spezifischen Vorteile und macht es damit für die jeweilige Diagnose in der Medizin unersetzlich. Die Computertomographie ist das beste Verfahren zur Charakterisierung knöcherner Strukturen. Ihre Anwendung geht jedoch mit einer sehr hohen Strahlenbelastung für den Patienten einher. Die Magnetresonanztomographie ist eine aussagekräftigere Alternative für die Weichteilanalyse. Sie ist ungefährlich für den Patienten, jedoch sehr kostspielig und aufwendig. Der 3-D Ultraschall ist das am häufigsten genutzte bildgebende Verfahren in der Medizin überhaupt. Die Unschädlichkeit der eingesetzten Schallwellen und die kostengünstige, schmerzfreie und einfache Anwendung machen dieses Verfahren in der Schwangerschaftsvorsorge unersetzbar. Die Positronenemittertomographie hat ihre Vorteile bei der Visualisierung biochemischer und physiologischer Vorgänge im Organismus. Sie findet daher häufige Anwendung bei stoffwechselbedingten Fragestellungen im Rahmen der Onkologie (z.B. Krebsdiagnostik), Neurologie (z.B. Parkinson, Alzheimer) sowie Kardiologie.

Für die Erhebung der medizinischen Daten (Geometrie und Topologie des menschlichen Schädels), die dieser Arbeit zugrunde liegen, wurde als bildgebendes Verfahren die Computertomographie angewandt. Hauptgründe hierfür



sind neben der guten Charakterisierung knöcherner Strukturen auch die weite Verbreitung und sehr häufige Anwendung im klinischen Alltag.

### 3.1.1 Computertomographie

Die Computertomographie ist ein auf Röntgentechnik basierendes Verfahren. Radon<sup>1</sup> entwickelte 1917 das nach seinem Namen bezeichnete mathematische Verfahren, welches die Rückführung der Röntgendaten zu ebenen Schnittbildern erst möglich machte. Nach Vorarbeiten in den 1960er Jahren von Cormack<sup>2</sup>, realisierte Hounsfield mehrere Prototypen. Im Jahr 1971 wurde die erste CT-Aufnahme von einem Menschen aufgenommen.

Heute haben die drei führenden Hersteller Toshiba, Phillips und Siemens Dual-Source-Computertomographen in ihrer Produktpalette, welche bei einer Schichtauflösung von 0.5mm bei einem Herzschlag das gesamte Herz aufnehmen können. Abbildung 1 zeigt einen modernen Computertomographen der Firma Siemens. Die Geschwindigkeit dieses Verfahrens ermöglicht damit das 4D-Volumenscannen, mit der Zeit als vierte Dimension.

---

<sup>1</sup> Johann Radon war ein vielseitiger österreichischer Wissenschaftler, der vor allem durch die Radon-Transformation, die Radonzahlen, das Radon-Theorem, sowie den in der Maßtheorie bedeutsamen Satz von Radon-Nikodym bekannt wurde.

<sup>2</sup> Der Physiker Allan M. Cormack und der Elektrotechniker Godfrey Hounsfield erhielten für ihre Leistungen bei der Entwicklung der ersten Computertomographen 1979 gemeinsam den Nobelpreis für Medizin.



**Abbildung 1: Moderner Computertomograph (16-Zeilen-Spirale, Siemens Sensation 16)**

Beim herkömmlichen Röntgenverfahren wird das durchstrahlte Volumen auf einen ebenen Röntgenfilm projiziert. Die Informationen über die Tiefen des Volumens gehen dabei verloren. Hauptgrund hierfür ist, dass dies im Nachhinein nicht unterschieden werden kann, ob die im Röntgenbild erkennbare Schwächung (helle Bereiche im Bild) durch Material höherer Dichte oder durch eine größere Schichtdicke verursacht wurde.

Die Computertomographie verwendet mehrere Röntgenbilder aus verschiedenen Blickwinkeln, welche beim spiralförmigen umkreisen des Patienten aufgenommen werden und berechnet auf der Basis der Radon-Transformation die fehlenden Tiefeninformationen. Dadurch können ebene Schichtbilder jeder beliebigen Richtung und 3D-Ansichten rekonstruiert werden. Klassischer Weise werden Schichtbilder senkrecht zur Rotationsachse des Computertomographen berechnet und in Form von DICOM-Daten gespeichert. In Abbildung 2 ist ein Schnittbild durch den Bereich der menschlichen Orbita dargestellt. Diese Schichtbilder (auch als Schnittbild bezeichnet) entsprechen einem Grauwertbild

mit Dickeninformation. Die Grauwertpixel mit Tiefeninformation werden in kleine voluminöse Quader überführt, welche als Voxel<sup>3</sup> bezeichnet werden.

Ähnlich der klassischen Röntgenaufnahme wird ein Intensitätsvergleich zwischen ausgesandter und gemessener Strahlung vorgenommen. Dieser gibt Aufschluss über die Abschwächung der Strahlung durch das untersuchte Material. Der Schwächungskoeffizient wird als Grauwert dargestellt und auf der so genannten Hounsfield-Skala angegeben. Luft hat auf dieser Skala einen Absorptionswert von -1000 Hounsfield-Einheiten (HU), Wasser von 0 HU und Metall (Implantate) von über 1000 HU. Spongiöses Knochengewebe liegt normalerweise bei 400 bis 800 HU, kompaktes Knochengewebe bei weit über 1000 HU. Die Hounsfield-Skala ist nach oben offen, ist jedoch in der praktischen Anwendung auf 12 Bit (-1024 bis +3071) begrenzt. In der Praxis wird jedem Voxel ein Grauwert zugeordnet. Da das menschliche Auge nicht 4000 Grauwerte differenzieren kann, wird der Bereich der Grauwert-Darstellung je nach untersuchtem Organsystem begrenzt. Der Grauwert eines Voxels korrespondiert mit der Dichte des durchstrahlten Materials und erlaubt demzufolge Rückschlüsse, ob es sich um Knochen, Knorpel oder Gewebe handelt.

---

<sup>3</sup> Der Begriff Voxel setzt sich aus den Wörtern volumetric und pixel zusammen. Mit Hilfe von Voxeln kann ein räumlicher Datensatz in diskretisierter Form in kartesischen Koordinaten abgebildet werden.



**Abbildung 2: Schnittbild im Bereich der Orbita eines menschlichen Schädels**

Moderne Geräte arbeiten im Spiralverfahren, bei dem auch mehrere Schichten (maximal 320, Stand 2007) gleichzeitig aufgenommen werden können. Dadurch ist das Verfahren schneller und es lassen sich Bewegungsartefakte (z. B. durch die Atmung) reduzieren. Auf dem Rekonstruktionsrechner werden aus dem Datensatz 2D-Schnittbilder errechnet.

Der größte Nachteil der Computertomographie ist die Strahlenexposition, die bis zu 1000-mal höher als bei einer herkömmlichen Röntgenaufnahme ist. Eine Arbeit im *New England Journal of Medicine* (Scully, 2007) warnt, dass jetzt durchgeführte CT's in einigen Jahrzehnten für 1,5% – 2,0% aller Krebserkrankungen verantwortlich sein könnten.

Die Computertomographie ist eines der wichtigsten radiologischen Verfahren. Sie findet z.B. Anwendung bei Gehirntumoren, Schädelbruch, Verlaufskontrolle

bei Tumoren und Veränderung innerer Organe, Bandscheibenvorfällen, Knochenbrüchen und Arterioskleroseuntersuchungen. Eine Untersuchung dauert ca. 5 bis 15 Minuten, in denen der Patient möglichst entspannt und ruhig liegen sollte.

### **3.1.2 Weitere Verfahren**

#### **3.1.2.1 Magnetresonanztomographie**

Die Magnetresonanztomographie (MRT), auch Kernspin-Tomographie genannt, ist eine auf Magnetfeldern und Radiowellen basierende diagnostische Technik. Sie dient vorrangig der Darstellung von Weichteilen, wie innerer Organe und Gewebe. Das technische Prinzip wurde von Bloch und Purcell<sup>4</sup> 1946 entwickelt. Die Weiterentwicklung zu einer medizinischen Technik wurde 1973 von Lauterbur und Mansfield<sup>5</sup> vorangetrieben. Diagnostische Anwendung findet dieses Verfahren seit 1984 in der Medizin. Ein moderner klinischer MRT-Scanner von der Royal Philips Electronics N.V. ist in Abbildung 3 dargestellt.

---

<sup>4</sup> Felix Bloch und Edward Mills Purcell entdeckten unabhängig voneinander die Absorptionerscheinung der kernmagnetischen Resonanz (NMR, Nuclear Magnetic Resonance), die zur Darstellung der Zusammensetzung und Struktur von Festkörpern und Flüssigkeiten angewandt wird. 1952 erhielten Bloch und Purcell für diese Entdeckung den Nobelpreis für Physik.

<sup>5</sup> Paul Christian Lauterbur und Peter Mansfield erhielten den Medizinnobelpreis von 2003 für ihre Entdeckungen im Zusammenhang mit der Magnetresonanztomographie.



**Abbildung 3: Moderner klinischer MRT-Scanner von der Royal Philips Electronics N.V.**

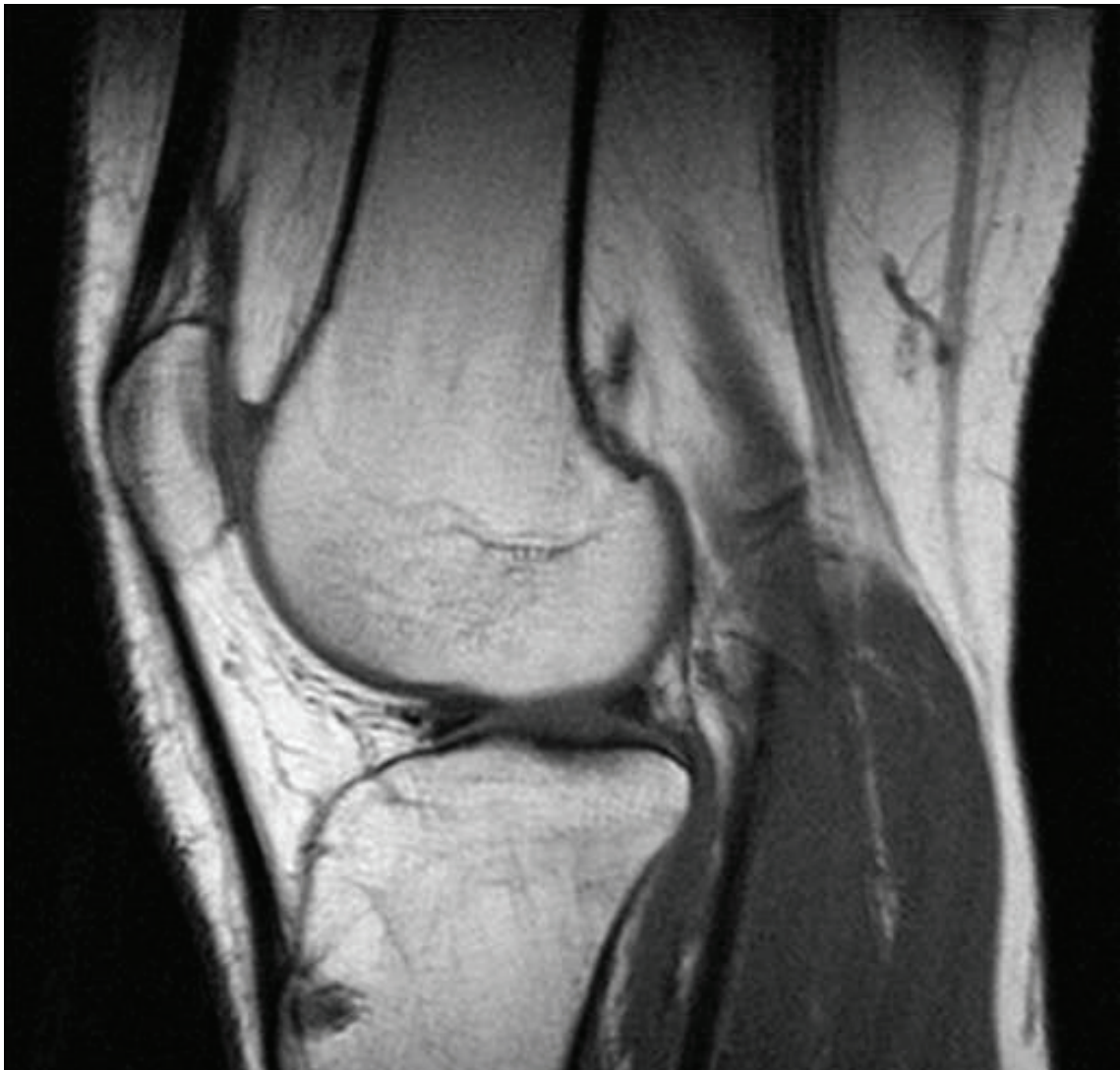
Die MRT arbeitet im Gegensatz zur CT nicht mit Röntgenstrahlen, sondern mit Magnetfeldern und Radiowellen. Das Messverfahren beruht auf einer synchronen Anregung von Kernteilchen mit einem sehr starken Magnetfeld und der anschließenden Messung der Abklingzeit, bis diese wieder in den Normalzustand übergehen. Die Kernteilchen mit Eigendrehimpuls (Spin) im zu untersuchenden Gewebe sind magnetisch und werden durch das von außen aufgeprägte Magnetfeld ausgerichtet. Das von außen aufgeprägte Magnetfeld dreht in der  $XY$ -Ebene und erzwingt ein ständiges Neuausrichten der Kernteilchen, eine sogenannte Präzessionsbewegung. Rotiert dieses äußere Magnetfeld mit der Larmorfrequenz<sup>6</sup>, werden die entsprechenden Kernteilchen in Resonanz versetzt.

---

<sup>6</sup> Die Larmorfrequenz ist die Frequenz der Drehung eines Teilchens in einem Magnetfeld. Sie hängt von der Stärke des eingepprägten Magnetfeldes und vom Aufbau des Kerns ab. Die in medizinischen Anwendung relevanten Wechselfelder liegen im Ultrakurzwellen-Bereich (Wasserstoff bei 1 Tesla 42,58 MHz).

Wird das äußere Magnetfeld abgeschaltet, rotieren die Kernteilchen weiter in der  $XY$ -Ebene. Die in die Spule induzierte Spannung ist dabei proportional zur Quermagnetisierung des magnetischen Moments der präzedierenden Kernteilchen. Die rotierende Quermagnetisierung, welche sich aus den einzelnen Kernteilchen zusammensetzt, ist sowohl vom Ort, als auch von dem Gewebetyp abhängig. Ziel der MRT ist die Erzeugung von Schichtbildern der Quermagnetisierung.

Die MRT ermöglicht eine sehr differenzierte Abbildung von nicht-knöchernen Strukturen, wie Gehirn, Organe, Gelenkknorpel und Meniskus. Strukturen mit geringem Wassergehalt, wie Knochen und Lunge werden dagegen nicht gut dargestellt.



**Abbildung 4: Abbildung des menschlichen Knies mit Hilfe der Magnetresonanztomographie**

Um die Aussagekraft der Bilder zu erhöhen wird häufig ein Kontrastmittel gespritzt. Die Untersuchungsdauer beträgt in der Regel 20 - 30 Minuten. Die Untersuchungsmethode ist für den Patient sehr sicher. Lediglich bei Metallteilen, wie Stents (endoluminale Gefäßprothese) oder Herzschrittmacher ist Vorsicht geboten.

### **3.1.2.2 3D-Sonographie**

Die 3D-Sonographie, auch als 3D-Ultraschall bezeichnet, wird die um eine Dimension erweiterte Ultraschalluntersuchung aus der Geburtshilfe und der Gy-



näkologie genannt. Mittlerweile findet die Sonographie auch Akzeptanz in der Orthopädie, der Chirurgie, der Neurologie und vielen anderen Gebieten. Diese vielseitigen Anwendungsmöglichkeiten, die Wirtschaftlichkeit, die Gefahrlosigkeit und die hohe diagnostische Aussagekraft führen die Sonographie zu einer besonderen Stellung innerhalb der medizinischen Diagnostik. Ein modernes Ultraschallgerät ist in Abbildung 5 dargestellt. Die heutzutage eingesetzten Technologien sind das B-Bildverfahren, das spektrale Dopplerverfahren und das Farbdopplerverfahren. Die Dopplerverfahren dienen vorrangig der Visualisierung von Strömungen und Geschwindigkeiten (Blutfluss), während das B-Bildverfahren Aufschluss über die Anatomie der Organe und die Gewebebeschaffenheit gibt. Im Folgenden wird deshalb nur das B-Bildverfahren näher beschrieben.



**Abbildung 5: Modernes 3D-Ultraschallgerät**

Die für die Sonographie eingesetzten Frequenzen sind abhängig von der klinischen Fragestellung. Der Frequenzbereich des Ultraschalls liegt zwischen 1MHz und 40MHz. Die für die unterschiedlichen Untersuchungsgebiete verwendeten Frequenzen sind in Abbildung 1 dargestellt.

| Frequenz<br>f [MHz] | Eindringtiefe<br>x [cm] | Untersuchungsgebiet             |
|---------------------|-------------------------|---------------------------------|
| 1                   | 50                      |                                 |
| 2-3,5               | 25-15                   | Fetus, Leber, Herz              |
| 3,5                 | 15                      | Niere                           |
| 5                   | 10                      | Gehirn                          |
| 7,5                 | 7                       | Schilddrüse, Brustdrüse, Gefäße |
| 8-9                 | 6                       | Prostata (endoskopisch)         |
| 10                  | 5                       |                                 |
| 11-12               | 4-3                     | Pankreas (intraoperativ)        |
| 7,5-15              | 7-2                     | Brustdiagnostik                 |
| 20                  | 1,2                     |                                 |
| 21-24               | 1,1-0,9                 | Auge, Haut                      |
| 40                  | 0,6                     | Haut, Gefäße                    |

**Tabelle 1: Frequenzabhängigkeit der Schallreichweite und dazugehörige Untersuchungsgebiete**

Prinzipiell gilt folgender Zusammenhang. Frequenz und Auflösung verhalten sich direkt proportional, Frequenz und Eindringtiefe hingegen indirekt proportional. Die Anwendung der Sonographie erfordert demzufolge immer einen Kompromiss. Die erreichbare Auflösung begrenzt dadurch physikalisch auch die Bildqualität. In Abhängigkeit von der Schallgeschwindigkeit ist die erreichbare Auflösung bei 3,5MHz  $\approx$  0,44mm. Tabelle 2 zeigt die durchschnittlichen Materialkennwerte von Luft, Fett, Wasser, Hirn und Knochen.

| Medium           | Schallgeschwindigkeit<br>c [m/s] | Schallimpedanz<br>Z [kg/m <sup>2</sup> s] | Dichte $\rho$<br>[kg/m <sup>3</sup> ] |
|------------------|----------------------------------|---|---------------------------------------|
| Luft             | 340                              | 410                                       | 1.2                                   |
| Fett/Wasser/Hirn | 1500                             | 1.5 10 <sup>6</sup>                       | 1000                                  |
| Knochen          | 3600                             | 6 10 <sup>6</sup>                         | 1700                                  |

**Tabelle 2: Durchschnittliche Materialkennwerte von Luft, Wasser und Knochen**

Die wichtigsten Verfahren zur Darstellung von Ultraschallinformationen sind der B-Mode und der M-Mode. Beim B-Mode (brightness) wird die Echoamplitude in eine Helligkeitsmodulation umgewandelt und entsprechend der Bewegung des Schallkopfes angeordnet. Im so genannten M-Mode (time motion) wird das Empfangssignal des ortsfesten Schallkopfes über die Zeit aufgezeichnet. Dadurch werden z.B. bewegte Herzklappen erkennbar. Für die Charakterisierung der Anatomie kommt daher nur der B-Mode zur Anwendung. Beim Einsatz elektronischer Scanner stehen lineare, konvexe und sektorielle Abtastverfahren zur Verfügung. Die für die Darstellung der empfangenen Echos zugrunde gelegten Annahmen, wie konstante Schallausbreitungsgeschwindigkeit und Schalldämpfung, sowie ein direkter Schallweg, können zu Bildfehlern führen. Ein wesentlicher Fehler entsteht ebenfalls durch Abschattung von Bereichen. Dieser kommt durch ein stark reflektierendes Objekt zustande. So können Grenzschichten zwischen Knochen und Gewebe nur gescannt werden, wenn die Grenzschicht senkrecht angestrahlt wird.

Für die dreidimensionale Sonographie werden mehrere dieser Einzelaufnahmen benötigt, die durch Verschiebung oder Schwenk des Wandlers erzeugt werden. Diese Aufnahmetechnik ist sehr zeitaufwendig. Die Qualität der aufgezeichneten Daten ist meist nicht für eine Oberflächenerkennung geeignet.

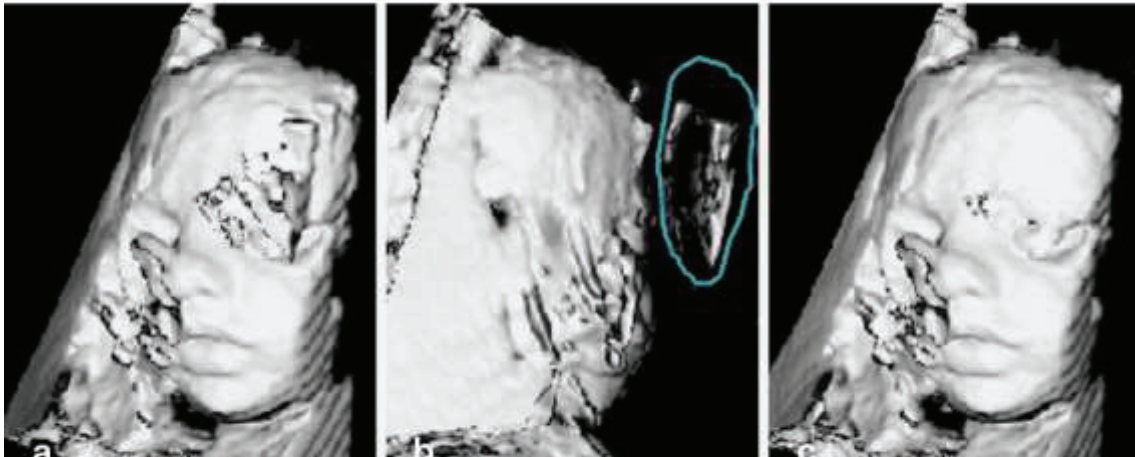


Abbildung 6: Oberflächenrekonstruktion einer 3D-Ultraschallaufnahme<sup>7</sup>

### 3.1.2.3 Nuklearmedizin

Im Folgenden werden die beiden wichtigsten Verfahren medizinischer Bildgebung mittels Nuklearmedizin kurz beschrieben. Detaillierter Informationen sind in Morneburg zu finden. Die strahlenphysikalischen Grundlagen und die Bild Darstellung der Nuklearmedizin sind eng verwandt mit denen der Röntgendiagnostik. Im Unterschied zur Röntgendiagnostik befindet sich die Strahlungsquelle jedoch im Inneren des Objekts, das Objekt ist also selbst strahlend. Prinzipiell wird bei der nuklearmedizinischen Diagnostik wie folgt vorgegangen. Nachdem dem Organismus ein mit instabilen Nukliden markiertes Stoffwechselpräparat injiziert wurde, wird dieses organspezifisch verteilt. Die Aufzeichnung der emittierten Zerfallsquanten lassen ein Bild des Organs bzw. der Verlauf dieses Prozesses lässt Rückschlüsse auf die entsprechenden Organfunktionen zu. Bedingt durch die Zerfallsart des Nuklids unterscheidet man in der Nuklearmedizin die Bildgebung mit Einzelphotonenemittern und mit Positronenemittern.

#### Bildgebung mit Einzelphotonenemittern

Dieses Verfahren beruht auf dem Zerfall von Radionukliden unter Emission einzelner Gammaquanten. Als bekanntestes Verfahren ist hier die *Single Photon*

---

<sup>7</sup> Quelle: Radiologe, 2000, 40:295–303 © Springer-Verlag 2000, Freihandakquisition, Rekonstruktion und Visualisierung von 3D- und 4D-Ultraschall, G.Sakas, S.Walter, M.Grimm, M.Richtscheid

*Emission Computed Tomography* (SPECT), dem Äquivalent zur Röntgen-Computertomographie, zu nennen. Die Messköpfe der SPECT sind aus Gammakameras aufgebaut. Grundsätzlich arbeitet die Gammakamera nach folgendem Prinzip. Die emittierten Gammaquanten passieren einen Parallellochkollimator und treffen danach auf einen Natriumjodid-Einkristall. Das Gammaquant wird im Einkristall in Lichtphotonen umgewandelt. Die dahinter liegenden Photomultiplier liefern in Abhängigkeit von der Anzahl der Lichtphotonen elektrische Ausgangssignale. Der Ort auf der quadratisch gerasterten Messfläche des Photomultipliers gibt Aufschluss über den Ort der Gammaquantabsorption im Einkristall.

Bei der SPECT werden die Messköpfe auf einer Kreisbahn um den Patienten bewegt. Die hierbei zu erreichende Auflösung hängt maßgeblich von dem Objektstand  $z$  sowie von der Empfindlichkeit der Kollimators ab. In Tabelle 3 sind die geometrischen Kenngrößen der SPECT-Kamerasysteme aufgeführt.

|   | LEAP | HRES | UHRES | HSNS |
|---|------|------|-------|------|
| L [mm]  | 24,0 | 24,0 | 36,0  | 24   |
| $D_{\text{eff}}$ [mm]                           | 1,4  | 1,1  | 1,1   | 2,0  |
| $\varepsilon$ (relativ)                         | 1,0  | 0,6  | 0,3   | 2,1  |
| $\Delta r_{\text{Kroll}}$<br>bei $z=0\text{mm}$ | 1,9  | 1,5  | 1,3   | 2,7  |
| bei<br>$z=100\text{mm}$                         | 8,2  | 6,4  | 4,4   | 11,6 |
| $\Delta r$<br>bei $z=0\text{mm}$                | 4,2  | 4,0  | 3,9   | 4,6  |
| bei<br>$z=100\text{mm}$                         | 8,9  | 7,4  | 5,8   | 12,2 |

**Tabelle 3: Geometrische Auflösung  $\Delta r_{\text{Kroll}}$ , relative Empfindlichkeit ( $\varepsilon$ ) und Gesamtauflösung  $\Delta r$  typischer SPECT-Kamerasysteme, Quelle: Morneburg, 1995**

### **Bildgebung mit Positronenemittern**

Sie wurde um 1975 u.a. von Ter-Pogossian und Phelps<sup>8</sup> entwickelt. Die hierzu eingesetzte Positronenemittertomographie (PET) nutzt den Zerfall von leichten Atomkernen unter Emission von Positronen. Bei diesem Prozess wird ein Proton umgewandelt in ein Positron, ein Neutron und ein Neutrino. Das Positron kann nicht direkt nachgewiesen werden. Es bildet jedoch mit Hüllelektronen benachbarter Atome ein sogenanntes Positronium, bevor es durch Annihilation in zwei Gammaquanten umgewandelt wird. Die Gammaquanten fliegen in entgegengesetzter Richtung auseinander. Durch zwei gegenüberstehende Detektoren kann die Richtung der Gammaquantenlinie bestimmt werden. Der Annihilationort liegt dann in der Mitte der zwei Detektoren. Da die Genauigkeit dieser Messung für die räumliche Auflösung nicht ausreicht, werden heutzutage viele Detektoren kreisförmig angeordnet und die Aktivitätsverteilung im Patienten rekonstruiert. Abbildung 7 zeigt eine moderne Ausführung eines Positronenemissionstomographen.

---

<sup>8</sup> Der amerikanische Mathematiker und Chemiker Michael E. Phelps stellte zusammen mit Michel Ter-Pogossian den ersten Positronen-Emissions-Tomograph im Januar 1974 fertig.



**Abbildung 7: Moderner Positronenemissionstomograph**

Die Größe der Detektoren bestimmt maßgeblich die Auflösung der Positronenemissionstomographen. Eine Verbesserung der Auflösung durch kleinere Detektoren wird physikalisch begrenzt durch Restimpulse von Elektron und Positron, wodurch die Gammaquanten nicht genau entgegengesetzt auseinander fliegen. Weiterhin wird bei der Messung nicht der Ort der Positronenemission, sondern der Ort der Positronenannihilation bestimmt. Die kinetische Energie der Positronen und deren Reichweite (Tabelle 4) beeinflusst den Abstand dieser beiden Orte.

| Positronenstrahler | Halbwertszeit [min] | Positronenenergie [MeV] | Max. Reichweite [mm] | Mittl. Reichweite [mm] |
|--------------------|---------------------|-------------------------|----------------------|------------------------|
| $^{11}\text{C}$    | 22,4                | 0,96                    | 5,0                  | 0,3                    |
| $^{13}\text{N}$    | 9,9                 | 1,19                    | 5,4                  | 0,4                    |
| $^{15}\text{O}$    | 2,9                 | 1,72                    | 8,2                  | 1,5                    |
| $^{18}\text{F}$    | 110,0               | 0,64                    | 2,4                  | 0,2                    |
| $^{68}\text{Ga}$   | 68,0                | 1,89                    | 9,1                  | 1,9                    |
| $^{82}\text{Rb}$   | 1,3                 | 3,35                    | 15,6                 | 2,6                    |

**Tabelle 4: Reichweite von Positronenstrahlern in Gewebe, Quelle: Morneburg, 1995**

Vorteil der PET gegenüber der SPECT ist die um den Faktor 1000 höhere Empfindlichkeit und eine Verbesserung der Auflösung um den Faktor 2 bis 4. Bei neueren Tomographen dieser Bauart werden bis zu 47 Schichten über  $16,7\text{cm}$  Messfeld aufgenommen.

Klinische Anwendung findet die PET in der Kardiologie, der Neurologie und der Onkologie. Hauptanwendung ist der Nachweis von aktivem und nicht aktivem Gewebe. Dies betrifft z.B. die Unterscheidung von nekrotischem und vitalem Gewebe nach einem Herzinfarkt, das Diagnostizieren von epileptischen Zentren und das Aufzeigen des Tumorstoffwechsels.

### **3.2 Verfahren der Bildverarbeitung in der Computergrafik**

Die im vorangegangenen Kapitel 3.1 beschriebenen bildgebenden und digitalisierenden Systeme in der Medizin sind ausnahmslos volumetrische Digitalisierverfahren. Dies bedeutet, dass als Ergebnis des Scanprozesses meist eine



Voxelgrafik im DICOM<sup>9</sup>-Datenformat (Digital Imaging and Communications in Medicine) zur Verfügung steht. Die Aufgabe der Visualisierung besteht in der Berechnung von Isoflächen. Hierzu wird die Voxelgrafik durch eine Polygongrafik angenähert. Der Anwender muss dazu den oberen und unteren Grenzwert für den Materialtyp des zu digitalisierenden Bereiches festlegen, um die Grenzschicht z.B. zwischen Knochen und Gewebe zu definieren und auf diese Weise eine Polygongrafik eines bestimmten Knochens zu generieren. Im folgenden Kapitel 3.2.1 wird der Marching-Cubes-Algorithmus als Standardverfahren für diesen Prozess beschrieben. Im Kapitel 3.2.2 werden anschließend die beiden am weitesten verbreiteten Programme zur Erzeugung von Schnittbildern und 3D-Modellen kurz vorgestellt.

### 3.2.1 Marching Cubes Algorithmus

Dieser Algorithmus wurde von William E. Lorensen und Harvey E. Cline als Forschungsarbeit des Unternehmens General Electric vorgestellt. Lorensen und Cline beschäftigten sich mit der Visualisierung bildgebender Systeme in der Medizin. Sie veröffentlichten den Marching Cubes Algorithmus 1987 in der Zeitschrift *Computer Graphics* (Lorensen & Cline, 1987).

Beim Marching Cubes Algorithmus werden Facettenmodelle von medizinischen Scandaten mit Hilfe von Flächen konstanter Dichte erzeugt. Der Algorithmus folgt dabei der Methode der Zielreduktion (*divide-and-conquer*). Zuerst legt der Nutzer den Grenzwert zur Lokalisierung der Grenzfläche fest. Bei der Computertomographie ist dies beispielsweise ein fester Wert der Hounsfield-Einheit, der die Dichte des durchstrahlten Materials charakterisiert. Anschließend wird das Scanvolumen in Würfel (engl. *Cubes*) unterteilt. Jeder Würfel ist durch seine acht Eckpunkte (engl. *Vertices*), jeweils 4 von zwei aufeinanderfolgenden Schichten, eindeutig beschrieben. Der Algorithmus detektiert die Grenzfläche, also die Fläche konstanter Dichte, und marschiert (engl. *march*) weiter zum nächsten Würfel. Eckpunkte deren Wert (z.B. Hounsfield-Einheit) gleich oder

---

<sup>9</sup> DICOM ist ein Standard zum Austausch von Informationen (beispielsweise digitale Bilder, Zusatzinformationen wie Segmentierungen, Oberflächendefinitionen oder Bildregistrierungen) in der Medizin. In fast allen Produkten bildgebender oder bildverarbeitender Systeme wie z.B. beim digitalen Röntgen, der Magnetresonanztomographie, der Computertomographie und der Sonografie ist der DICOM-Standard implementiert. DICOM ist dadurch die Grundlage für die elektronische Bildarchivierung in Praxen und Krankenhäusern.

größer als der Grenzwert sind, erhalten die *Eins*. Sie liegen innerhalb oder auf der Grenzfläche. Eckpunkte des Würfels, deren Wert unterhalb des Grenzwertes liegen, wird die *Null* zugewiesen. Sie liegen außerhalb der Grenzfläche. Die Grenzfläche befindet sich in Würfeln, wo Eckpunkte mit *Null* und *Eins* auftreten. Mit dieser Voraussetzung sucht der Algorithmus die Grenzflächen innerhalb eines Würfels.

Aufgrund der acht Eckpunkte und der beiden Zustände *Null* und *Eins* jedes Eckpunktes existieren  $2^8 = 256$  Möglichkeiten, um eine Grenzfläche aus Facetten (Dreiecken) festzulegen. Zwei Symmetrien innerhalb des Würfels reduzieren die Anzahl der möglichen Grenzflächen auf 14. Zusammen mit dem einfachsten Fall, alle Eckpunkte sind *Null*, bleiben 15 mögliche Grenzflächen übrig (Abbildung 8).

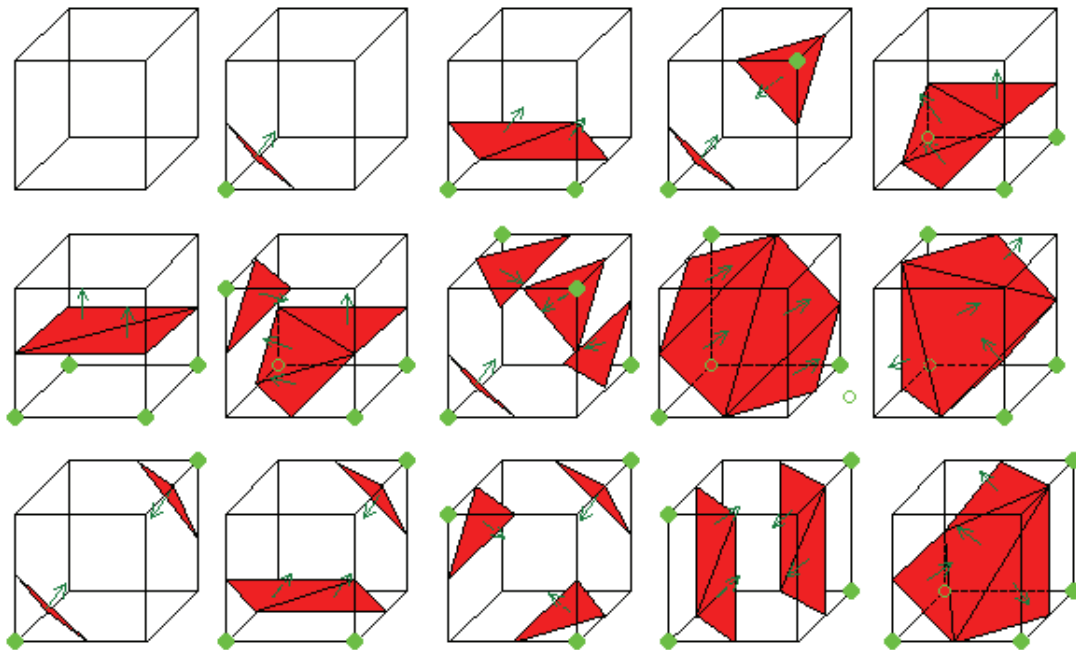
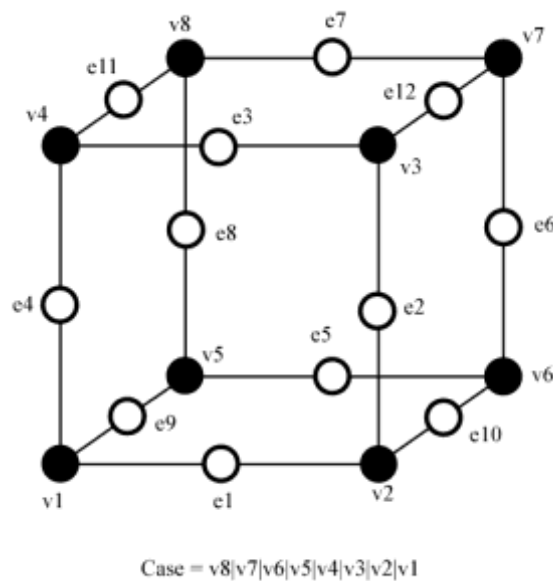


Abbildung 8: Facettierte Cubes beim Marching Cubes Algorithmus



**Abbildung 9: Nummerierung eines Marching Cubes**

Der Index aus Abbildung 9 beschreibt den Status jedes Eckpunktes des Würfels (*Cubes*). Der 8-Bit Index beinhaltet demzufolge 1 Bit für jeden Eckpunkt. Der Index arbeitet als Zeiger und gibt alle Grenzflächenpunkte (e1 bis e12 in Abbildung 9) für die jeweilige *Cube*-Konfiguration. Danach kann die Grenzfläche mit Hilfe der Grenzflächenpunkte interpoliert werden. Abschließend wird für jede Facette die Normale berechnet. Der Gradient einer Grenzfläche konstanter Dichte hat in tangentialer Richtung eine Null-Komponente. Demzufolge ist die Richtung des Gradientenvektors normal zur Grenzfläche.

Der Marching Cubes Algorithmus arbeitet bei der Berechnung einer Grenzfläche aus einem dreidimensionalen Datensatz folgende Punkte ab.

1. Einlesen von zwei direkt aufeinanderfolgenden Schichten aus dem Voxelmmodell.
2. Verarbeiten der Schichten und festlegen eines *Cubes*.
3. Den Index des *Cubes* berechnen, indem die Dichtewerte der Eckpunkte mit dem Grenzwert verglichen werden.
4. Mit Hilfe des Index die angegebenen Facetten erzeugen.
5. Bestimmen der Facetteneckpunkte durch Interpolation der Facetten auf die Kanten des *Cubes*.
6. Berechnen der Facettennormalen.

7. Ausgeben der Facetten und deren Normalen und weitermarschieren zum nächsten *Cube*.

### 3.2.2 Anwendungssoftware für die 3D-Rekonstruktion in der Medizintechnik

Neben den Rekonstruktionen der 2D-Schnittbilder ermöglichen moderne Software-Tools wie *Mimics*<sup>10</sup> und *Amira*<sup>11</sup> qualitativ hochwertige 3D-Rekonstruktionen auf der Basis des Marching Cubes Algorithmus. Diese Programme erlauben neben der interaktiven Visualisierung und Segmentierung von CT- und MRT-Daten das generieren (rendern) von 3D-Modellen. Dadurch sind diese Programme für die Diagnostik, die Operationsplanung und die Bereitstellung von 3D-Modellen sehr gut geeignet. Nach einer relativ kurzen Einarbeitungszeit ermöglichen diese Programme medizinischem Personal und anderen Anwendern die schnelle 3D-Rekonstruktion von Strukturen (Knochen, Gewebe, etc.). Dabei können auch Bild-Artefakte von Metall-Implantaten korrigiert werden.

Grundsätzlich können beliebig viele Grauwert-Bilder ausgewertet werden. Die unterschiedlichen Bildbereiche können auf Basis des Grauwerts maskiert werden. Ergänzend hierzu steht eine Rauschunterdrückung und ein automatisches separieren nicht verbundener Bereiche zur Verfügung. Dennoch auftretende Artefakte können durch manuelles eingreifen korrigiert werden. Neben den booleschen Operationen stehen hier verschiedenste Algorithmen wie z.B. das Füllen von Löchern, zur Verfügung.

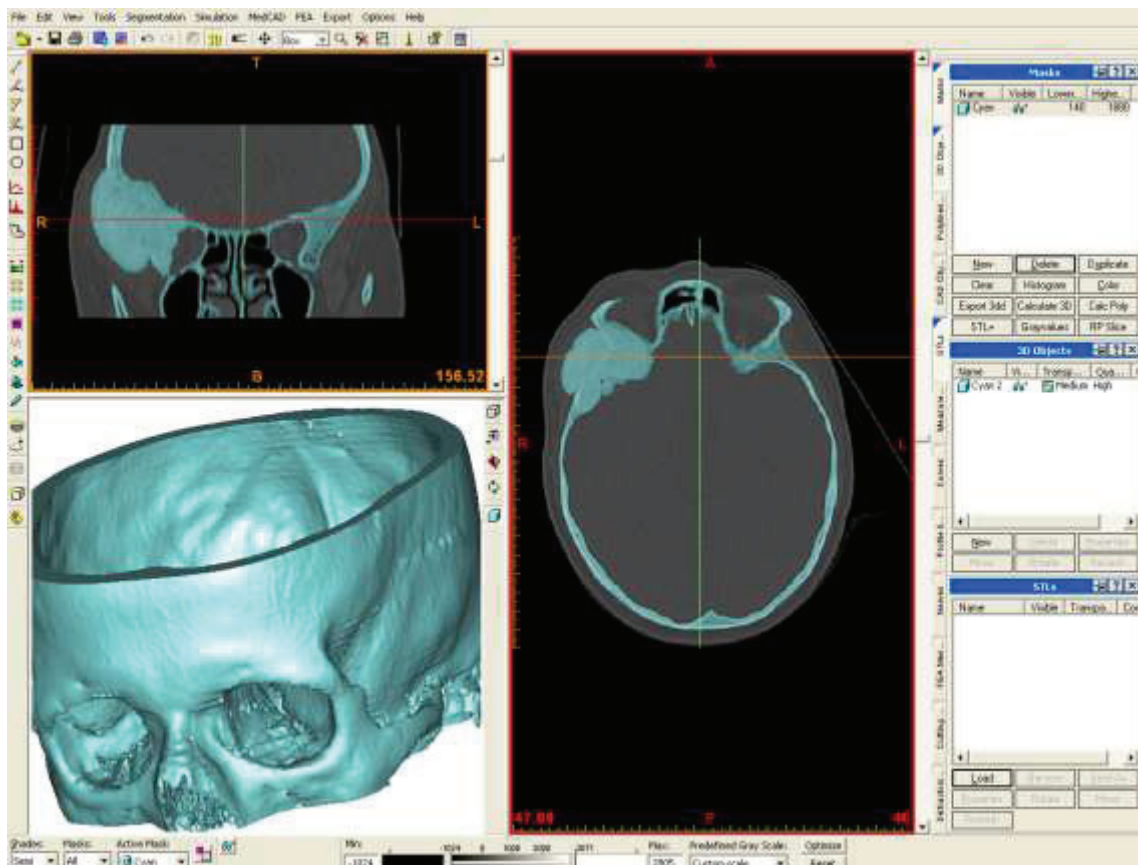
Die Darstellung der medizinischen Scandaten erfolgt standardmäßig schichtweise. In der Hauptansicht werden dabei die vom Tomographen errechneten axialen Schnittbilder gezeigt. Aus diesen werden zusätzlich die coronalen und sagitalen Schnittbilder berechnet und entsprechend ihrer Projektionsrichtung abgebildet. Neben den gängigen Bildbetrachtungsfunktionen stehen ebenfalls Funktionen zur Kontrastverbesserung und zum verschiedenfarbigen hervorheben unterschiedlicher Bereiche aufgrund ihres Grauwertes zur Verfügung. Auf diese Weise kann z.B. Gewebe und Knochen optisch getrennt durch die farbli-

---

<sup>10</sup> Mimics ist eine Software der Firma Materialise, um CT- oder MRT-Daten in komplette 3D-Modelle umzuwandeln.

<sup>11</sup> Amira ist eine Software der Firma Visage Imaging zum Visualisieren von Daten aus optischer oder Elektronenmikroskopie, CT, MRT, PET, SPECT und Ultraschall.

che Grauwertmaskierung sichtbar gemacht werden. Aus den maskierten Bereichen können 3D-Modelle berechnet werden. Mit der Steuerung der Auflösung und Filter- sowie Oberflächenglättungsalgorithmen kann die Qualität der Modelle beeinflusst werden. Die generierten Facettenmodelle<sup>12</sup> können auf dem Bildschirm in Echtzeit mittels Standardbetrachtungsfunktionen analysiert werden. In Abbildung 10 wird ein Bildschirmausdruck von *Mimics* bei einer Schädelrekonstruktion gezeigt.



**Abbildung 10: Rekonstruktion eines 3D-Modells aus einer CT-Aufnahme mit Mimics® vom belgischen Softwarehersteller Materialise NV**

Weiterhin können beliebige Schnittebenen abgeleitet werden. Sowohl in den 2D-Schnittbildern als auch in den 3D-Facettenmodellen können Punkt- und Abstandsmessungen durchgeführt werden.

---

<sup>12</sup> Als Facette wird rein mathematisch die  $(n - 1)$ -dimensionale Seitenflächen eines  $n$ -dimensionalen Polyeders, beispielsweise die zweidimensionalen Seitenflächen eines dreidimensionalen Tetraeders (also ein Dreieck) bezeichnet.

Die 3D-Facettenmodelle können ins STL oder VRML Dateiformat exportiert werden, um sie z.B. in *Rapid Prototyping* Systemen weiterzuverarbeiten. Ausserdem besteht die Möglichkeit Volumen- bzw. Oberflächennetze zu erzeugen und für die *Finite Element Analysis* (FEA) oder *Computational Fluid Dynamics* (CFD) zu exportieren. Bei Volumennetzen können die lokalen Materialeigenschaften, wie Dichte, Elastizitätsmodul und Querkontraktionszahl vom Abschwächungskoeffizienten des durchstrahlten Materials, also der Hounsfield-Einheit, abgeleitet werden.

Eine häufig verwendete Funktion dieser Programme ist die Schnittstelle zu CAD-Systemen. Um beispielsweise Prothesen an den Patienten anzupassen, werden die knöchernen Strukturen in das CAD-System übertragen. Hierfür steht der direkte Export über die STL-Schnittstelle<sup>13</sup> zur Verfügung. Alternativ können Schnittlinien der Oberfläche generiert und exportiert werden.

Neben diesen Exportfunktionen bieten diese Programme auch die Möglichkeit einer interaktiven oder auch parametrischen Modellierung der Scannobjekte oder Implantate. Hierzu stehen nicht nur Geometrielemente wie Kreise, Ebenen oder Zylinder zur Verfügung, sondern auch B-Spline-Kurven und -Flächen. Die erstellten Geometrielemente können im neutralen Austauschformat IGES<sup>14</sup> exportiert und dadurch in jeder Konstruktionsumgebung weiter verarbeitet werden.

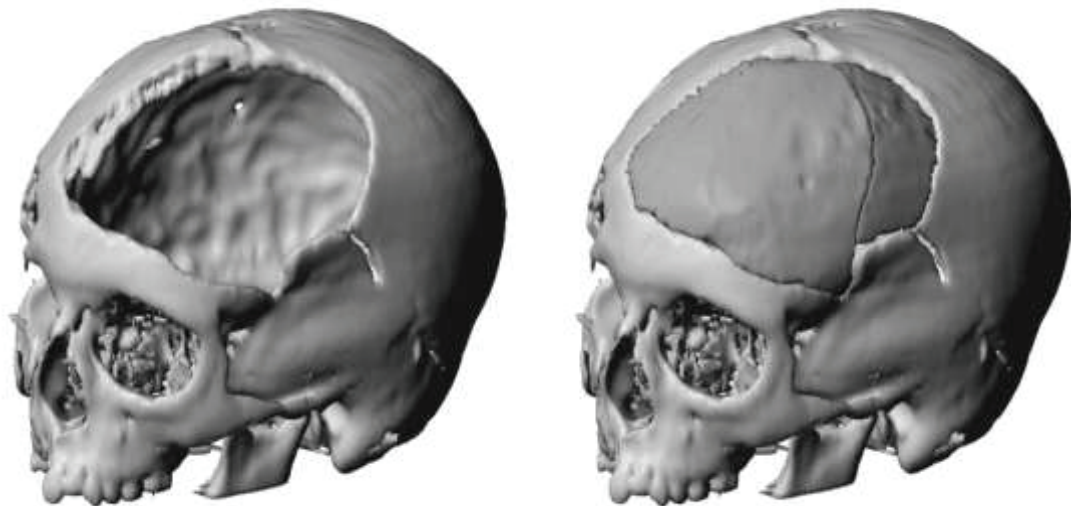
Funktionen zur anthropometrischen Analyse der Scandaten stehen ebenfalls zur Verfügung. Hierzu können anthropometrische Messpunkte als Landmarken definiert werden. Mit Hilfe von weiteren Ebenen sind zusätzliche Messungen möglich. Auf diese Weise können verschiedene Scannobjekte, wie z. B. der Schädel verschiedener Patienten, mit Blick auf die Lage ihrer anthropometrischen Punkte untersucht werden.

---

<sup>13</sup> In der STL-Schnittstelle (Standard Triangulation Language) werden Oberflächen durch Dreiecke beschrieben. Sie findet häufig Anwendung bei der Triangulierung von Oberflächen aus Scandaten und als Austausch-Datenformat für Rapid Prototyping Anlagen.

<sup>14</sup> Die Initial Graphics Exchange Specification (IGES) ist ein neutrales Datenformat zum Austausch von Daten zwischen Computer Aided Design-Programmen (CAD-Programme). Dabei werden Geometriemodelle in einzelnen Einheiten (z. B. Linien, Kurven, Flächen), so genannten Entities gespeichert.

Abgesehen von diesen Funktionen für das Implantatdesign und die statistische Analyse knöcherner Strukturen stellen diese Programme Funktionen zur aktiven Operationsplanung zur Verfügung. So können alle mechanischen Eingriffe des Chirurgen am Knochen im Vorfeld simuliert, optimiert und Implantate an den Patienten angepasst werden (Abbildung 11). Die genauen Positionen und Winkel der Schnitte am Kiefer können beispielsweise vor dem Eingriff im Hinblick auf Festigkeit oder Ästhetik variiert und verbessert werden. Hinzu kommt die Möglichkeit, die generierten 3D-Objekte in Navigationssysteme zu integrieren. Einzug haben diese Verfahren bereits in der Hüft- und Knie-Endoprothetik sowie der Kieferchirurgie gehalten.



**Abbildung 11: Implantatdesign am Schädel nach einer Tumorresektion, Quelle: Universität Zürich, 2008 (<http://www.ifi.unizh.ch/staff/zolli/CAP/biomedical.htm>)**

### **3.3 Ableitung von Flächen- und Volumenmodellen aus Punktwolken**

Wie bereits im vorangegangenen Kapitel beschrieben, erlauben die Bildrekonstruktionsprogramme den Export der triangulierten Oberflächen über die neutrale STL-Schnittstelle. Das Datenaufkommen ist hierbei sehr hoch. Klassischer Weise werden im CAD Freiformmodelle durch NURBS-Flächen beschrieben. Dies führt zu einer deutlichen Reduktion des Speicherbedarfs. Ein gutes Beispiel hierfür ist der menschliche Oberschenkelknochen. Im Vergleich zu anderen menschlichen Knochen ist seine Topologie relativ einfach. Es erscheint dadurch für einige Anwendungen sinnvoll, ihn durch NURBS-Freiformflächen zu

charakterisieren. Ein mögliches Verfahren wurde durch Baksi ( Baksi & Grothe, 2006) näher beschrieben.

Im Hinblick auf die Verwendung der CAD-Modelle für die physische Modellherstellung mittels *Rapid Prototyping* oder für die Finite Element Analysis (FEA) erscheint eine Rücktransformation vom STL-Modell zum NURBS-Modell nicht sinnvoll. Für das *Rapid Prototyping* ist das STL-Format das Standard-Austauschformat. Demzufolge besteht keine Notwendigkeit durch eine Rücktransformation zum NURBS-Modell einen Genauigkeitsverlust in Kauf zu nehmen. Bei der FEA werden Freiformflächenmodelle häufig über das IGES-Format oder über direkte proprietäre Schnittstellen zum jeweiligen CAD-System importiert. Anschließend erfolgt eine Diskretisierung der Oberfläche bzw. des gesamten Volumens. Im einfachsten Fall erfolgt dieser Vorgang automatisch mit Dreiecken für die Oberflächenvernetzung und Tetraedern für die Volumenvernetzung. Eine Überführung des bereits diskretisierten STL-Modells in ein NURBS-Flächen-Modell und der anschließende Import ins FEA-System, um dort wieder eine Diskretisierung vorzunehmen, erscheinen nicht sinnvoll. Diese Vorgehensweise resultiert lediglich in einem erhöhten Rechenaufwand, sowie einem schlecht kontrollierbaren Genauigkeitsverlust. Weiterführend werden für die Parametrisierung und Strukturierung von 3D-Punktwolken aus diesen Gründen Facetten-Modelle (Polygonale Netze) verwendet. Im Folgenden werden die Oberflächenabbildungen mittels Facetten-Modellen (Polygonale Netze) und mittels NURBS-Modellen näher beschrieben.

### 3.3.1 Polygonale Netze und Facetten-Modelle

Das Modellieren von Objekten mit polygonalen Netzen ist in der Computergrafik weit verbreitet. Die Polygone und besonders deren einfachster Vertreter das Dreieck stellen die elementarste Geometrie dar, die wir projizieren können. Das Ziel ist es mit möglichst wenigen Polygonen ein detailliertes Objekt abzubilden. Im Maschinenbau und insbesondere im CAD ist beim Beschreiben von Oberflächen mit Polygonalen Netzen die Verwendung von Dreiecken am weitesten verbreitet. Vorzugsweise werden polygonale Netze bei der Triangulierung von Punktwolken beim Digitalisieren eines Objekts verwendet. Die Standardschnittstelle zum Austausch dieser Geometriedaten ist dabei das STL-Datenformat.

Die Kurzform STL leitet sich von Standard Triangulation Language ab. Es ist die Standardschnittstelle zum *Rapid Prototyping* Prozess. Der Vorteil dieses For-



mats ist der einfache Aufbau, sowie die Anpassung der Genauigkeit bei der Erzeugung der STL-Daten beim Export aus dem CAD-System ( Brökel, 2008).

Mit nahezu jedem CAD-System können dreidimensionale Flächen bzw. Oberflächen mit kleinen Dreiecken (Facetten) angenähert (tesselliert) werden. Hierzu werden die gekrümmten Flächen durch die ebenflächigen Facetten angenähert. Die Größe der Dreiecke wird an die Krümmung der Fläche angepasst. Für die Approximation der Modellfläche durch die Facetten stehen als Steuerungsgrößen die Sehnenhöhe und die Winkelsteuerung zur Verfügung. Ein weiteres wichtiges Anwendungsfeld liegt im Reverse Engineering. Hier werden die durch den Digitalisierungsprozess erzeugten Punktwolken trianguliert. Dies geschieht mit speziellen Softwaretools, die meist den bereits in Kapitel 3.2 beschriebenen Marching Cubes Algorithmus verwenden.

Sowohl bei den aus CAD-Modellen abgeleiteten, als auch bei den digitalisierten Facettenmodellen wird jede Facette durch ihren Normalenvektor und die drei Eckpunkte (*Vertices*) beschrieben. Aus den Facettendaten werden für den *Rapid Prototyping* Prozess Schnittbilder berechnet und anschließend für die schichtweise Herstellung des Modells verwendet. Die aus digitalisierten Punktwolken erzeugten Facettenmodelle können mit so genannten Restyle-Tools in NURBS-Flächenmodelle überführt werden.

Eine STL-Datei beinhaltet eine Liste aus Facetten-Informationen. Jede Facette wird durch ihren Normalenvektor mit der Länge ( $\bar{n} =$ ) und die drei Koordinaten jedes Eckpunktes beschrieben. Die Facettenorientierung wird für die Definition von *innen* und *außen* genutzt. Sie findet bei der Beschreibung des eingeschlossenen Volumens Verwendung. Der Normalenvektor zeigt immer nach *außen*. Zusätzlich werden zur Redundanz die Facettenpunkte gegen den Uhrzeigersinn beim Blick von *außen* nummeriert. Dieses Prinzip wird in Abbildung 12 verdeutlicht.

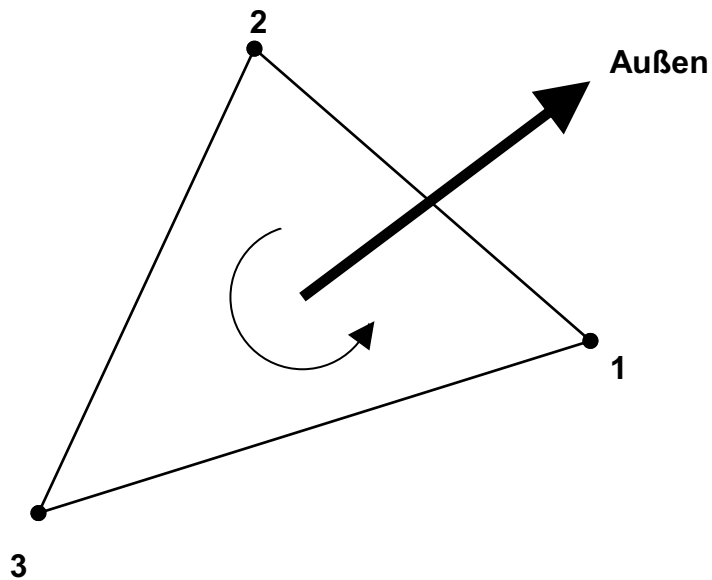


Abbildung 12: Beispielhafte Darstellung einer Facette und deren Orientierung

Zwei aneinandergrenzende Facetten müssen zwei identische Eckpunkte aufweisen. Der Eckpunkt einer Facette kann demzufolge nicht auf der Kante einer benachbarten Facette liegen. In diesem speziellen Fall würden zwei nebeneinander liegende Facetten, welche sich die Kante einer dritten Facette teilen, in einer Ebene liegen und könnten durch eine Facette ersetzt werden. Dieser Zusammenhang wird in Abbildung 13 gezeigt.

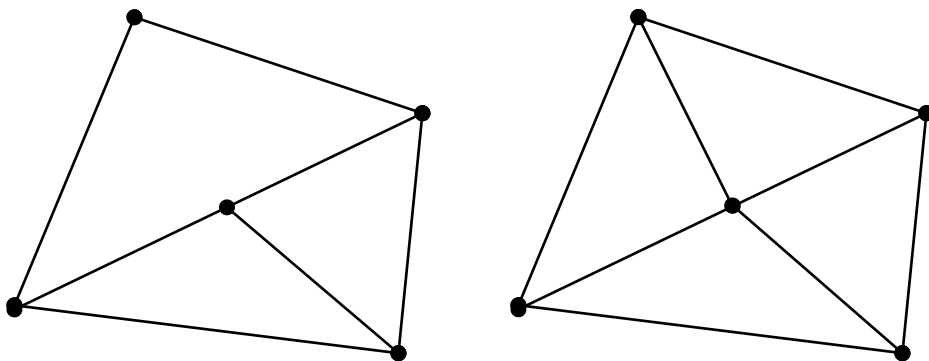
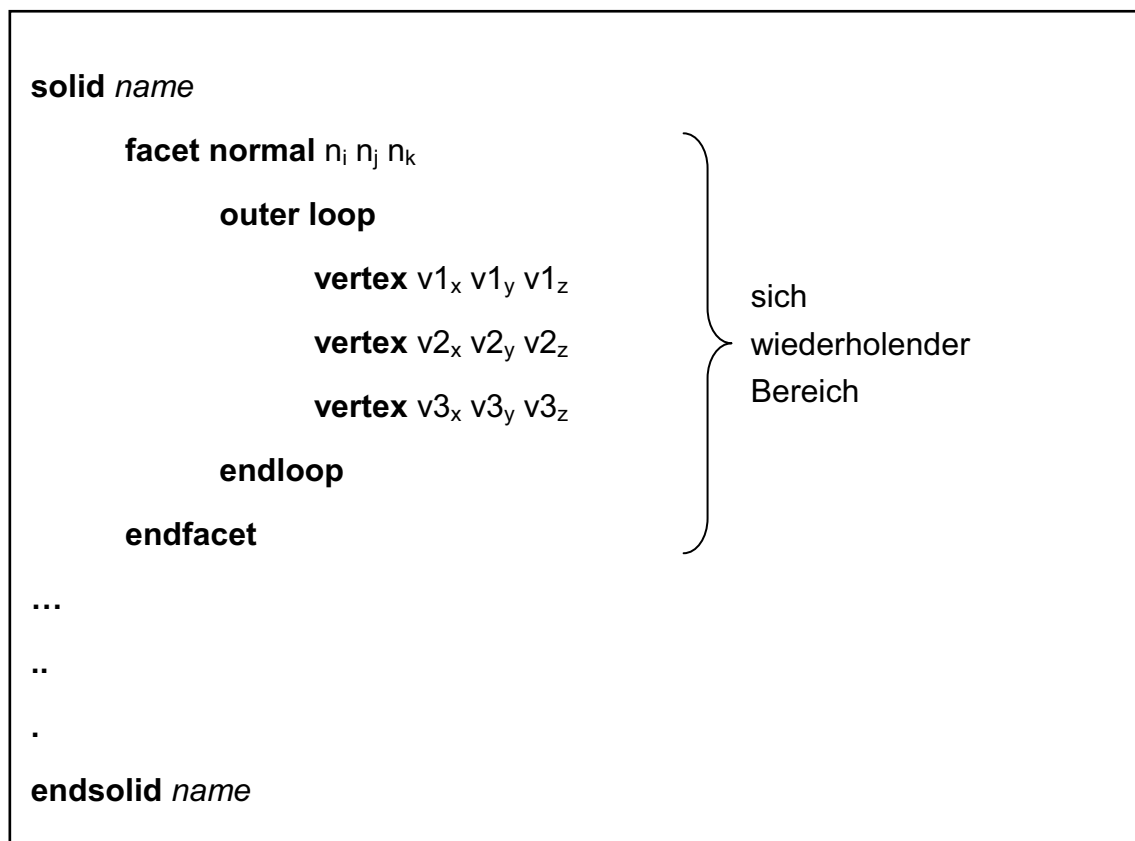


Abbildung 13: Regel für die Facettenverknüpfung, um aneinandergrenzende Facetten in einer Ebene zu vermeiden

Die STL-Spezifikation beinhaltet zwei Daten bzw. Dateiformate, ASCII und Binär. Diese werden im Folgenden separat beschrieben.

### 3.3.1.1 STL-Format als ASCII-Datei

Das ASCII-Format findet hauptsächlich beim Test von Import- und Export-Funktionen Anwendung. Die sehr großen Dateien machen es für eine generelle Nutzung nicht praktikabel. Die Syntax für ein ASCII-STL lautet folgendermaßen.



Die Schlüsselwörter sind fett gedruckt. Sie müssen klein geschrieben werden. Öffnende Schlüsselwörter sind mit Space getrennt. Der geklammerte Bereich kann wiederholt werden und bestimmt die Anzahl der Facetten. Der Objektname ist kursiv abgebildet. Die Variablen werden durch die entsprechenden Facettenwerte als einfache genaue Gleitkommazahl vom Datentyp *Float* ersetzt.

### 3.3.1.2 STL-Format als Binär-Datei

Das binäre-Format nutzt den ganzzahligen Datentyp „Integer“ und den Gleitkommatyp *Float*. Die Dateigröße beträgt ca. ein Fünftel der ASCII-Datei. Die Syntax für ein binäres-STL lautet folgendermaßen.

| Bytes Datentyp |                       | Beschreibung         |                                     |
|----------------|-----------------------|----------------------|-------------------------------------|
| 80             | ASCII                 | Dateikopf            |                                     |
| 4              | unsigned long integer | Anzahl der Facetten  |                                     |
| 4              | float                 | $n_i$                | } sich<br>wiederholender<br>Bereich |
| 4              | float                 | $n_j$                |                                     |
| 4              | float                 | $n_k$                |                                     |
| 4              | float                 | $v_{1x}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{1y}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{1z}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{2x}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{2y}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{2z}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{3x}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{3y}$             |                                     |
| 4              | float                 | $v_{3z}$             |                                     |
| 2              | unsigned integer      | Attribute byte count |                                     |

Der geklammerte Bereich kann wiederholt werden und bestimmt die Anzahl der Facetten, welche auch als „long integer“ übergeben werden. Das Attribute byte count sollte Null gesetzt werden.

### 3.3.2 Non Uniform Rational Basis Spline Modelle

NURBS-Modelle sind die klassische Variante, um Freiformflächen mit Hilfe von CAD-Systemen zu erzeugen. NURBS steht für Non-Uniform Rational B-Splines. Diese finden in der Computergrafik z.B. im *Computer Generated Imagery* (CGI) oder in den Ingenieurwissenschaften im CAD Anwendung. NURBS sind parametrisch definierte Kurven und Flächen. Sie dienen der Modellierung beliebiger Formen aus Technik und Natur.

Heute sind NURBS bei der computergestützten Konstruktion und Fertigung unentbehrlich. Sie sind Teil vieler Datenformate, wie IGES (Initial Graphics Ex-

change Specification) oder STEP (STandard for the Exchange of Product model data). Die interaktive Bearbeitung von NURBS-Kurven und -Flächen ist sehr intuitiv und vorhersagbar. Eine Manipulation der Geometrie kann direkt an den Kontrollpunkten bzw. mit Hilfe übergeordneter Werkzeuge durchgeführt werden. Zu den interessanten Eigenschaften von NURBS-Kurven und -Flächen zählen unter anderem:

- Sie sind invariant für projektive Transformationen.
- Sie bieten eine gemeinsame mathematische Darstellung von Flächen erster und zweiter Ordnung, sowohl für analytische Standardformen (z. B. Kegelschnitte) als auch Freiformflächen.
- Sie reduzieren den Speicheraufwand für geometrische Objekte.
- Sie können durch numerisch stabile und präzise Algorithmen verhältnismäßig schnell ausgewertet werden.
- Sie sind Verallgemeinerungen von nicht-rationalen B-Splines und nicht-rationalen und rationalen Bézier-Kurven und -Flächen.

Die Grundidee bei der Parameterdarstellung ist, eine Funktion zu verwenden, die aus einem Parameterraum in den Zielraum zeigt. Jedem Parameterwert wird ein Punkt auf der Kurve zugeordnet. Gleichung (1) zeigt das der Parameter  $t$  die Position auf der Kurve repräsentiert.

$$P(t) = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad t \in [0, 1] \quad (1)$$

Für  $t = 0$  ergibt sich der Anfangspunkt, für  $t = 1$  der Endpunkt der Kurve. Der Vorteil ist, dass der Parameter  $t$  nicht auf einer Achse des Zielraums erscheint. Die Darstellung der Kurve wird dadurch unabhängig von den Achsen des Zielraums.

Eine NURBS-Kurve  $C(u)$  ist definiert durch ihren Grad  $p$ , die gewichteten Kontrollpunkte  $P_i$  und einen Knotenvektor  $U$ . NURBS-Kurven und -Flächen sind Verallgemeinerungen von B-Splines und Bézier-Kurven und -Flächen. Der Unterschied zu diesen Splinearten ist die Gewichtung der Kontrollpunkte mit den Gewichten  $w_i$ . Durch die Wichtung werden NURBS-Kurven rational. Die nicht-rationalen B-Splines sind ein Spezialfall rationaler B-Splines.

Mathematisch betrachtet ist eine NURBS-Kurve die Summe über der mit rationalen B-Spline-Basisfunktionen  $R_{i,p}$  gewichteten Kontrollpunkte. Dieser Zusammenhang ist in Gleichung (2) dargestellt.

$$C(u) = \sum_{i=0}^n R_{i,p}(u) P_i \quad (2)$$

Die rationale B-Spline-Basisfunktion errechnet sich aus B-Spline-Basisfunktionen  $N_{i,p}$  der Ordnung des NURBS  $p$  und den zu den Kontrollpunkten zugehörigen Gewichten  $w_i$  entsprechend Gleichung (3).

$$R_{i,p}(u) = \frac{N_{i,p}(u) w_i}{\sum_{j=0}^n N_{j,p}(u) w_j} \quad (3)$$

Der Parameter  $u \in [a, b]$  schaltet im Bereich des Knotenvektors der Länge  $r$  die einzelnen Segmente der Spline-Kurve aktiv. Die Elemente des Knotenvektors sind monoton steigend.

Der Knotenvektor besteht aus Parameterwerten. Sie legen den Einfluss der Kontrollpunkte auf die NURBS-Kurve fest. Knoten sind gewöhnlich nicht hilfreich; sie werden nur für interne Berechnungen benötigt. Neuere NURBS-Software (z. B. *Alias Maya*) erlaubt eine interaktive Änderungen der Knotenpositionen, was allerdings weniger intuitiv ist, als Änderungen an den Kontrollpunkten.

Die Ordnung einer NURBS-Kurve ist festgelegt durch die Anzahl benachbarter Kontrollpunkte, die die Kurve beeinflussen. Die Kurve setzt sich mathematisch aus Polynomen zusammen, deren Grad eins kleiner ist als die Ordnung der Kurve. Demzufolge werden Kurven zweiten Grades (die durch lineare Polynome dargestellt werden) lineare Kurven, Kurven dritten Grades quadratische Kurven und Kurven vierten Grades kubische Kurven genannt. In der Praxis werden am häufigsten kubische Kurven gebraucht. Kurven fünften oder sechsten Grades sind manchmal nützlich, gerade für Ableitungen, Kurven höheren Grades werden in der Praxis aber nie benutzt, da sie zu internen numerischen Problemen führen und ihre Berechnung tendenziell unverhältnismäßig viel Berechnungszeit erfordert.

Während eine NURBS-Kurve durch die parametrische Richtung  $u$  aufgespannt ist, wird eine NURBS-Fläche durch die zwei Parameter, genannt  $u$  und  $v$ , aufgespannt. Die Fläche kann durch Auswertung an unterschiedlichen Parametern im kartesischen zwei- oder dreidimensionalen Raum abgebildet werden.

Die mathematische Beschreibung der NURBS-Flächen ist analog der Beschreibung der NURBS-Kurven und in Gleichung (4) und (5) dargestellt.

$$S(u, v) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m R_{i,j}(u, v) P_{i,j} \quad (4)$$

$$R_{i,j}(u, v) = \frac{N_{i,p}(u) N_{i,q}(v) w_{i,j}}{\sum_{k=0}^n \sum_{l=0}^m N_{k,p}(u) N_{l,q}(v) w_{k,l}} \quad (5)$$

Die NURBS-Flächen  $S(u, v)$  sind definiert durch das Kontrollgitter  $P_{i,j}$  und die rationale Basisfunktion  $R_{i,j}$  mit einer zweidimensionalen Wichtungsmatrix  $w_{i,j}$ . Die zweite Dimension der Fläche  $S(u, v)$  wird mit dem Parameter  $v$  geschaltet.

An den Übergängen zwischen Kurven und Flächen können mit NURBS unterschiedliche Stetigkeiten realisiert werden. Hierzu zählen neben der Positionsstetigkeit ( $C0$ ) und der Tangentenstetigkeit ( $C1$ ) auch die Krümmungsstetigkeit ( $C2$ ). So zeigt ein krümmungsstetiger Übergang zwischen zwei Flächen keine Veränderung und erscheint somit als eine einzige Fläche. Die Flächenübergänge werden als perfekt glatt wahrgenommen. Diese Stetigkeitsstufe ist sehr hilfreich, wenn die zu realisierende kontinuierliche Oberfläche aus vielen bikubischen Flächenstücken bestehen soll. NURBS-Flächen mit  $C2$ -Stetigen Übergängen eignen sich für perfekt glatt erscheinende Oberflächen. Durch Beleuchtung und Reflexionen können Fehler in der Oberfläche sichtbar gemacht werden.

Neben den weit verbreiteten CAD-Systemen, wie z.B. Pro/ENGINEER®, findet auch das NURBS basierte CAD-System Rhinoceros® Anwendung. Das Programm ist auch in der technischen Konstruktion einsetzbar, findet aber insbesondere im Design von Konsumgütern und anderen ästhetisch anspruchsvollen Dingen Verwendung. Es bietet neben den auf geometrischen Körpern basie-

renden Flächen umfangreiche Möglichkeiten zur Erstellung von Freiformflächen auf der Basis von Punkten und Linien im Raum.

### 3.4 Parametrisierung und Strukturierung von digitalen 3D-Punktwolken

Wie können aus Ausgangsmodellen gezielt neue Modelle abgeleitet werden? Dazu bieten sich aus der Computergrafik die Methoden der *Global Deformation* und der *Free-Form Deformation* (FFD) an. Ausgangspunkt für eine Parametrisierung und Strukturierung sind die aus dem vorangegangenen Kapitel 3.3 abgeleiteten Facetten- bzw. NURBS-Modelle. Die Beschreibungsform des geometrischen Objekts ist prinzipiell beliebig. Hier wird von einer Beschreibung durch Objektpunkte ausgegangen. Dies können im einfachsten Fall die Punkte Polygonaler Netze sein, jedoch auch Kontrollpunkte von Freiformkurven oder Freiformflächen. Im letzteren Fall muss jedoch auf die Erhaltung der Übergangsbedingungen zwischen den einzelnen Modellelementen (Kurven und Flächen) geachtet werden. Im Folgenden wird für die Beschreibung des Ausgangsobjekts nur noch der Begriff Objektpunkt verwendet, unabhängig von seine Herkunft (Polygonales Netz oder Kontrollpunkt einer Freiformkurve oder Freiformfläche).

#### 3.4.1 Globale Deformation

Die Globale Deformation als Modelliermethode wurde in Barr vorgestellt. Analog zu den affinen Transformationen<sup>15</sup> mit 4x4-Matrizen führt Barr Verformungsoperatoren ein, die ein gegebenes Objekt verändern. Allgemein betrachtet kann eine Deformation durch die Funktion  $F$  beschrieben werden. Sie bildet einen Punkt  $X = (x_1, x_2, x_3)$  auf den Punkt  $Y = (y_1, y_2, y_3)$  ab. Die Jacobi-Matrix  $J = (j_{ij})$  aus Gleichung (6) gibt an wie  $F$  die Tangenten- und Normalenvektoren transformiert. Die Normalenvektoren werden mit der Inversen von  $J^T$  transformiert. Die Determinante der Jacobimatrix aus Gleichung (6) beschreibt die lokale Volumenänderung.

---

<sup>15</sup> Eine affine Transformation, auch als affine Abbildung bezeichnet, ist eine Transformation zwischen zwei Vektorräumen (oder affinen Räumen), die Kollinearitäten und Abstandsverhältnisse paralleler Strecken bewahrt. Die affinen Transformationen umfassen alle linearen Abbildungen (z. B. Rotation, Skalierung, Scherung) und ergänzen diese um die Translation.



$$j_{ij} = \frac{\partial r_i}{\partial r_j} \quad (6)$$

$$n_y = \det(J)(J^{-1})^T n_x \quad (7)$$

Ein einfaches Beispiel für die globale Deformation  $F$  ist die Skalierung  $S(\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z)$ . Ist das Ausgangsvolumen eines Objekts gleich Eins, so berechnet sich das Volumen nach der Transformation aus der Determinante  $\lambda_x \cdot \lambda_y \cdot \lambda_z$ . Die Transformation der Normalen ist gegeben durch die Matrix in Gleichung (8).

$$\det(J)(J^{-1})^T = \begin{pmatrix} \lambda_x & \lambda_y & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_x & \lambda_y & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_x & \lambda_y \end{pmatrix} \quad (8)$$

Neben der Skalierung schlägt Barr weitere Transformationsfunktionen vor. So ist beispielsweise die *Taper*-Deformation eine koordinatenabhängige Skalierung. Die *Twist*-Deformation beschreibt die Verformung durch eine verallgemeinerte Rotation. Für die *Bend*-Deformation führt Barr den Biege-Operator ein.

Beim Anwenden dieser Deformationen auf ein Polygonales Netz (Facettenmodell) zeigt sich der Vorteil der getrennten Speicherung von Geometrie und Topologie. Es reicht aus alle Eckpunkte zu transformieren und das erhaltene Netz mit der ursprünglichen Topologie abzuspeichern. Bei größeren Deformationen muss gegebenenfalls die Anzahl der Facetten angepasst werden.

### 3.4.2 Free-Form-Deformation

Die von Sederberg und Parry entwickelte FFD-Methode (Sederberg & Parry, 1986) ist ein raumbasiertes Verfahren. Polygonal oder durch Kontrollpunkte beschreibbare geometrische 3D-Modelle bzw. deren Oberfläche können damit in Analogie zu Freiform-Flächen deformiert werden.

Die Grundidee der FFD besteht darin, alle Objektpunkte in einen geometrisch einfachen Hüllkörper einzubetten, so dass jeder Objektpunkt eine eindeutige parametrische Position in ihm besitzt. Nach der Deformation des Hüllkörpers werden durch Aufrechterhaltung der Parametrisierung die Objektpunkte eben-

falls deformiert. Es wird demzufolge ein einfacher geometrischer Hüllkörper zur inversen Beschreibung der bereits vorhandenen Geometrie genutzt.

In allgemeiner Form wird der Hüllkörper durch einen Spat (Parallelepiped) repräsentiert, zur Vereinfachung wird allerdings ein Quader verwendet. Der vom Quadervolumen gebildete Deformationsbereich wird auch als FFD-Block bezeichnet. Ein Eckpunkt des Quaders definiert den Ursprung des kartesischen Koordinatensystems und die anliegenden Quaderkanten die Parameterrichtungen  $u$ ,  $v$  und  $w$ . Ein FFD-Block kann beispielsweise durch ein trivariates Tensorprodukt-Bezier-Volumenelement  $V(u, v, w)$  vom Grad  $[m, l]$  für  $u, v, w \in [0, 1]$  durch Gleichung (9) dargestellt werden.

$$V(u, v, w) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m \sum_{k=0}^l b_{ijk} \cdot B_i^n(u) B_j^m(v) B_k^l(w) \quad (9)$$

Die Kontrollpunkte  $b_{ijk}$  erzeugen das regelmäßige Kontrollgitter des FFD-Blocks. Die Abbildung 14 zeigt das regelmäßige Kontrollgitter vom Grad  $[3, 3, 3]$ , bestehend aus Gitterknoten, -kanten, -flächen und -zellen.

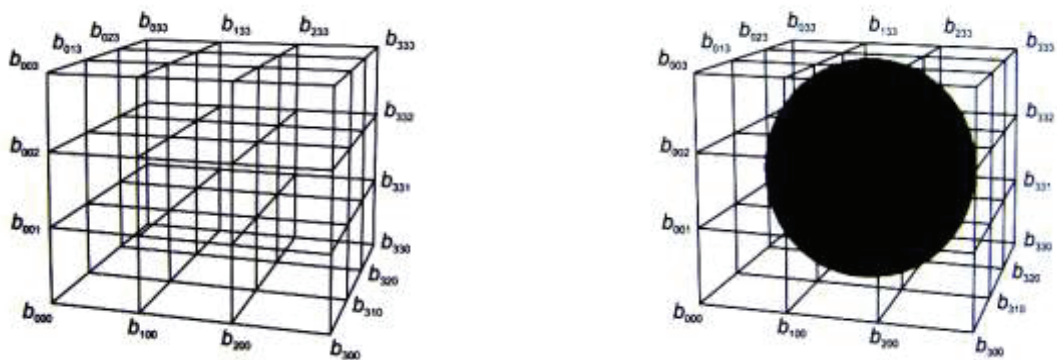
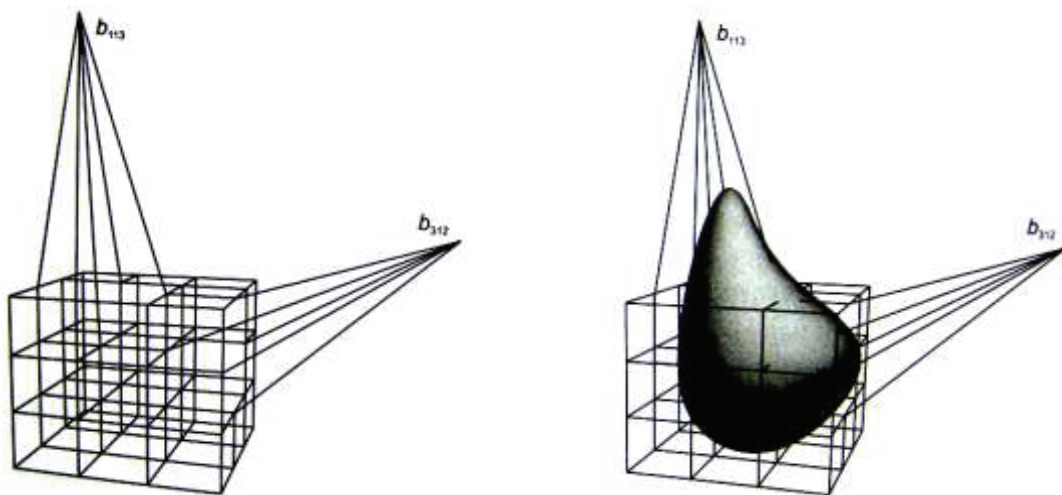


Abbildung 14: FFD-Kontrollgitter vor der Deformation ( Bender & Brill, 2006)

Die FFD kann in folgende Schritte gegliedert werden:

- Über ein bereits modelliertes geometrisches Objekt wird ein Hüllkörper (FFD-Volumen) gestülpt. Die Auflösung des regelmäßigen Kontrollgitters kann frei gewählt werden. Die einzelnen Gitterzellen werden auch als Hyperpatch bezeichnet. Die Abbildung 14 zeigt die Einbettung einer Kugel.

- Die Koordinaten des geometrischen Objekts werden in die Koordinaten des Hüllkörpers  $\bar{u}, \bar{v}, \bar{w}$  umgerechnet. Die Darstellung des Tensorprodukt-Volumensegments für den Parametertripel  $\bar{u}, \bar{v}, \bar{w}$  beschreibt damit genau diese Objektpunkte.
- Danach werden die Kontrollpunkte des Kontrollgitters  $b_{ijk}$  verschoben und man erhält die neuen Kontrollpunkte  $b'_{ijk}$ .
- Die Auswertung des Tensorprodukt-Volumensegments mit den neuen lokalen Koordinaten  $\bar{u}, \bar{v}, \bar{w}$  der Kontrollpunkte  $b'_{ijk}$  liefert die neuen Koordinaten des deformierten Objekts. Die Abbildung 15 zeigt die deformierte Kugel nach der Verschiebung der Kontrollpunkte  $b_{113}$  und  $b_{312}$ .

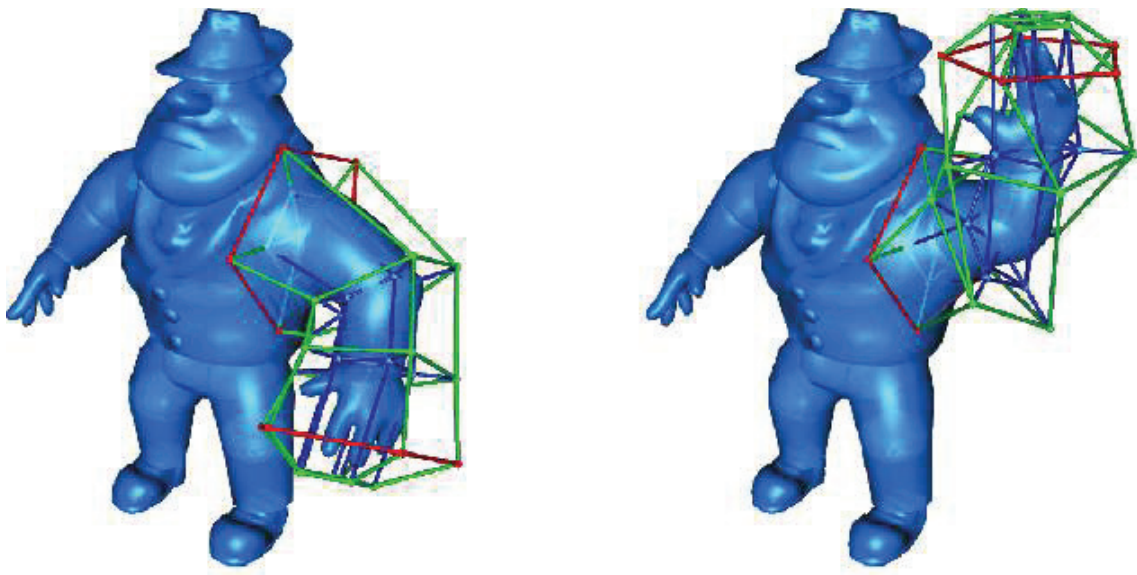


**Abbildung 15: FFD-Kontrollgitter nach der Deformation ( Bender & Brill, 2006)**

Grundsätzlich basiert die FFD auf der Beschreibung eines geometrischen Objekts in einem anderen Raum (FFD-Volumen). Die Verzerrung dieses Raumes wirkt sich ebenfalls auf die Objektpunkte aus. Das im FFD-Volumen eingebettete geometrische Objekt wird deformiert. Weiterhin kann ein geometrisches Objekt nur teilweise in einem FFD-Volumen liegen bzw. durch mehrere FFD-Volumen beschrieben werden. In letzterem Fall müssen gegebenenfalls Übergangsbedingungen zwischen den FFD-Volumen beachtet werden. Durch die Verwendung anderer Basisfunktionen können bei der Verformung Glattheitsvorgaben berücksichtigt werden.

Die quaderförmigen FFD-Volumen ermöglichen bereits vielfältige Manipulationen, sie sind hinsichtlich ihrer praktischen Anwendung jedoch eingeschränkt. In

Coquillart werden als Erweiterung für die FFD-Volumen-Topologie prismatische und zylindrische Kontrollgitter vorgestellt. Dieses erweiterte Verfahren wird *Extended Free-Form Deformation* (EFFD) genannt (Coquillart, 1990). Die EFFD verliert gegenüber der FFD an Flexibilität und Stabilität. Die EFFD arbeitet prinzipiell nach der gleichen Methode wie die FFD. Die Zuordnung von Kontrollpunkten zu den einzelnen Gitterzellen (Hyperpatches) erfordert ein numerisches Iterationsverfahren, welches zeitaufwendig ist und nicht zwangsläufig konvergiert. Sowohl mit FFD als auch mit EFFD gestaltet sich eine gezielte Deformation durch Veränderung der Kontrollpunkte von geometrischen Objekten schwierig. In Hoschek & Lasser wird als Erweiterung eine direkte Manipulation von Objekten beschrieben. Hierbei erhält jeder Kontrollpunkt aufgrund seines Abstandes zum jeweiligen Objektpunkt eine entsprechende Wichtung. Die Deformation lässt sich auf diese Weise besser steuern, jedoch steigt die Verarbeitungszeit stark mit der Anzahl der Kontrollpunkte. Eine weitere Verbesserung stellen die dynamischen Verfahren zur Verfeinerung von Gitterstrukturen dar. In MacCracken & Kenneth sind durch derartige Gitterstrukturen quasi beliebige Verformungen möglich. Die Anzahl der Gitterzellen beeinflusst die Verarbeitungsgeschwindigkeit und den Speicherbedarf enorm.



**Abbildung 16: Deformation mit Hilfe der EFFD, Quelle: MacCracken & Kenneth, 1996**

Zusammenfassend wird festgestellt, dass die FFD und EFFD umfangreiche Methoden zur Deformation geometrischer Objekte darstellen. Die Möglichkeiten

durch fast beliebige Gittertopologien und die Kombination unterschiedlicher Gitterstrukturen sind vielfältig. Kontinuitätsprobleme an den Übergängen und Konvergenzprobleme numerischer Iterationsverfahren bedürfen jedoch besonderer Aufmerksamkeit. Komplexe Gitterstrukturen mit vielen Kontrollpunkten sind schwer zu beherrschen ihr Verhalten schwierig vorhersagbar. Die Repräsentationsart des geometrischen Objekts spielt keine Rolle. Oberflächen und Volumenmodelle können gleichermaßen deformiert werden. Für interaktive Manipulation statt hoher Simulationsgenauigkeit eignen sich diese Verfahren sehr gut. Darüber hinaus erscheint aus Sicht der Anwender (Mediziner und Ingenieure) eine Anpassung durch Reduktion bzw. Erweiterung dieser Verfahren durchaus sinnvoll, um das Verständnis der Methode und die intuitive Bedienung zu verbessern. Dabei soll das Verhältnis von Aufwand (Rechenaufwand, Bedienung, Speicherplatz) und notwendige Ergebnisqualität mit berücksichtigt werden. Diese angepassten Verfahren werden im folgenden Kapitel beschrieben.

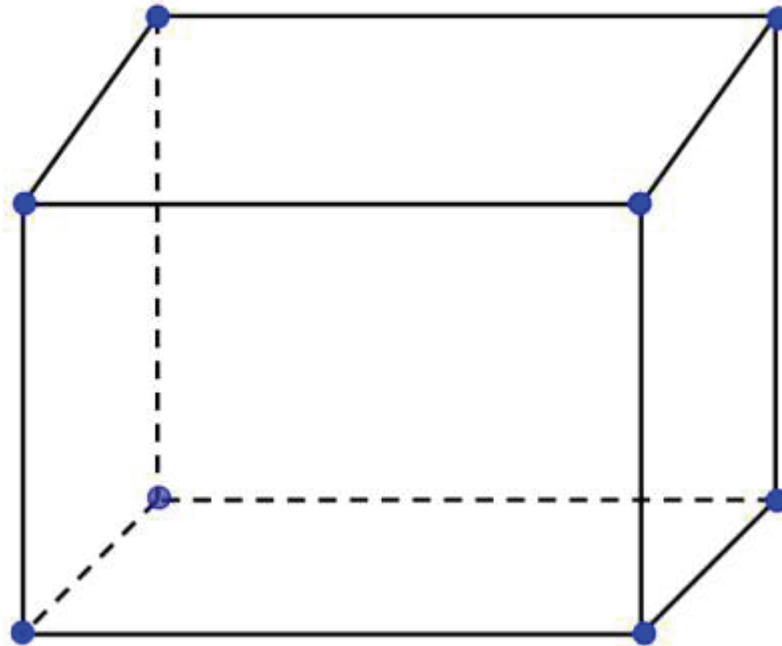
## 4 Angepasste und erweiterte Parametrisierung

Im vorangegangenen Kapitel 3.4 wurden bereits Verfahren zur Parametrisierung vorgestellt. Es wird an dieser Stelle ausdrücklich darauf hingewiesen, dass es sich bei den hier beschriebenen Deformationen, Verformungen und Verzerrungen, nur um die Ableitung geometrisch veränderte Objekte handelt. Es besteht kein Zusammenhang zu den mechanischen Verformungen, welche auf die Geometrie, das Material und die Randbedingungen zurückzuführen sind. Hier und im Folgenden wird nur die Geometrie gezielt mit Hilfe von Steuerungsparametern verändert.

Die Methode der globalen Deformation aus Kapitel 3.4.1 zeigte eine einfache Methode der geometrischen Deformation. Sie wird in diesem Kapitel im Feld der affinen Transformationen diskutiert. Die in Kapitel 3.4.2 beschriebene *Free-Form-Deformation* (FFD) bietet deutlich mehr Möglichkeiten. Die klassische FFD ist jedoch in der Wahl der Gittertopologien eingeschränkt. Die *Extended-Free-Form-Deformation* (EFFD) behebt diesen Nachteil. Ihre Kontinuitätsprobleme an den Übergängen und Konvergenzprobleme bei den numerischen Iterationsverfahren bedürfen aber besonderer Aufmerksamkeit. Komplexe Gitterstrukturen erscheinen schwierig vorhersagbar in ihrem Verhalten. Aus Sicht der Mediziner und Ingenieure ist eine Anpassung durch Reduktion bzw. Erweiterung dieses Verfahrens durchaus sinnvoll, um das Verständnis der Methode und die intuitive Bedienung zu verbessern. Dabei soll das Verhältnis von Aufwand (Rechenaufwand, Bedienung, Speicherplatz) und notwendige Ergebnisqualität mit berücksichtigt werden. Bevor einzelne Steuerung- bzw. Deformationsmethoden vorgestellt werden, wird die Definition und Auswahl der Steuerungsparameter diskutiert.

### 4.1 Steuerungsparameter

Die richtige Wahl der Steuerungsparameter zur gezielten Veränderung der Geometrie und Aufrechterhaltung der Topologie wird hauptsächlich durch das Objekt selbst begrenzt. Für einfache Objekte, wie z.B. einem Quader, können als Steuerungsparameter die 8 Eckpunkte ausgewählt werden. Abbildung 17 zeigt dies als Beispiel.



**Abbildung 17: Quader mit möglichen eindeutigen Steuerpunkten**

Entfernt man sich jedoch von einfachen geometrischen Objekten hin zu Freiformgeometrien, gestaltet sich die Auswahl schwieriger. Bei genauerer Betrachtung finden sich aber auch dort „meist“ aussagekräftige Steuerpunkte, die in ihrer Topologie begründet, sowohl am generischen, als auch am veränderten bzw. abgeleiteten Objekt wiederzufinden sind. Gerade im Bereich natürlicher Formen, wie z.B. menschlicher Knochen, existieren viele kleinere und größere Anhaltspunkte, die an jedem Individuum vorzufinden sind. Im Bereich des menschlichen Schädels können dies Knochennähte und deren Kreuzungspunkte oder andere markante Punkte sein. Diese Suturen, Fissuren oder anderen markante Punkte müssen jedoch so stark ausgeprägt sein, dass man sie mit der bevorzugten Digitalisierungsmethode und der damit verbundene Auflösung eindeutig charakterisieren kann. In Kapitel 5 werden Steuerpunkte am Beispiel der menschlichen Orbita diskutiert. Diese Steuerpunkte werden im Folgenden durch unterschiedliche Steuerungsmodelle mit den einzelnen Objektpunkten des generischen Modells verknüpft.

## **4.2 Steuerungsmodelle**

Wie können aus Ausgangsmodellen gezielt neue Modelle abgeleitet werden? Dazu bieten sich aus der Computergrafik die Methoden der Globalen Deforma-

tion und der *Free-Form-Deformation* (FFD) an. Aus Sicht der Mediziner und Ingenieure ist eine Anpassung durch Reduktion bzw. Erweiterung dieser Verfahren durchaus sinnvoll, um eine stabile und effiziente Methode zu entwickeln und um das Verständnis der Methode und die intuitive Bedienung zu verbessern. Im Folgenden wird zwischen den beiden grundlegenden Modelltypen, der lokalen und globalen Steuerung, unterschieden. Bei der Beschreibung der mathematischen Zusammenhänge gelten in den nachkommenden Kapiteln folgende Konventionen. Die Kartesischen Koordinaten der Objektpunkte sowohl beim generischen, als auch beim individuellen Geometriemodell werden immer durch  $x, y$  und  $z$  beschrieben. Die Koordinaten der Steuerpunkte erhalten den Index  $C$  (control) und die Koordinaten der Objektpunkte, welche von den Steuerpunkten abhängig sind, den Index  $A$  (adjective). Weiterhin erhalten die Punkte (sowohl Steuerpunkte, als auch Objektpunkte) des generischen Modells den Index  $g$  (generic), während die Koordinaten des individuellen (abgeleiteten) Geometriemodells den Index  $i$  (individual) erhalten.

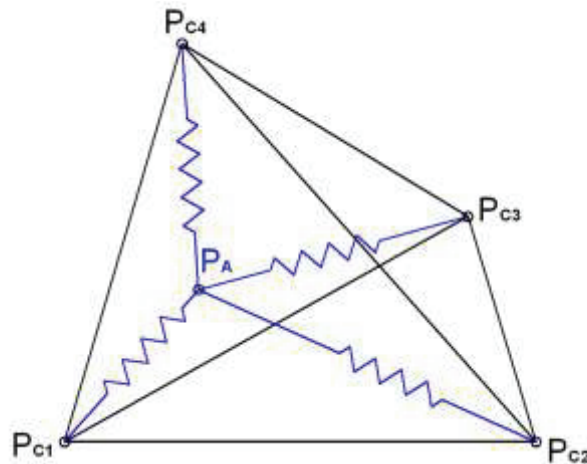
### 4.2.1 Lokale Steuerungsmodelle

Lokale Steuerungsmodelle werden durch die Eigenschaft charakterisiert, dass jeder Steuerungsparameter bzw. Steuerungsparameter nur die Verformung eines bestimmten Bereichs des Modells beeinflusst. Die verschiedenen Bereiche in denen die Steuerungsparameter wirken sind dabei scharf voneinander abgegrenzt. Hierzu zählt neben dem hier vorgestellten Steuerungsmodell auch die FFD-Deformation aus Kapitel 3.4.2. Auf den folgenden Seiten werden das Vorgehen und die mathematischen Hintergründe der Deformation auf Basis eines Federmodells mit Tetraederelementen und die Verzerrung bei Verwendung eines linearen Tetraederelementes und eines quadratischen Hexaederelementes, wie aus der Finiten Element Analyse bekannt, beschrieben.

#### 4.2.1.1 Federmodell im Tetraedernetz

Dieses lokale Steuerungsmodell beschreibt eine Abhängigkeit aller Objektpunkte von einem durch die Steuerungsparameter generierten Tetraedernetz. Nach der Definition der Steuerungsparameter, welche beliebige Objektpunkte oder frei definierte Punkte sein können, erfolgt der Aufbau eines Tetraedernetzes über das gesamte Modell. Als notwendige Bedingung für diese Transformation gilt, dass alle Objektpunkte innerhalb dieses Netzes liegen. Demzufolge müssen außerhalb des Modells freie Steuerungsparameter definiert werden. Das Vorgehen erinnert an die FFD-Deformation.





**Abbildung 18: Federmodell eines Tetraeders**

Innerhalb der Tetraeder ist jeder Objektpunkt durch eine Art Federsystem mit den vier Eckpunkten des Tetraeders gekoppelt in welchem er sich befindet. Beispielhaft ist dieser Zusammenhang für einen Objektpunkt (abhängiger Punkt, adjective point)  $P_A$  in einem beliebigen Tetraeder mit seinen Eckpunkten (Steuerungsparameter, control points)  $P_C$  in Abbildung 18 dargestellt. Formuliert man für dieses Problem das Gleichgewicht in den drei Koordinatenrichtungen erhält man die Gleichung (10). Der Wichtungsvektor  $c$  beschreibt die Federsteifigkeiten von  $P_A$  zu den jeweiligen Tetraedereckpunkten.

$$\begin{bmatrix} P_{AgX} - P_{C1X} & P_{AgX} - P_{C2X} & \dots & P_{AgX} - P_{C4X} \\ P_{AgY} - P_{C1Y} & P_{AgY} - P_{C2Y} & \dots & P_{AgY} - P_{C4Y} \\ P_{AgZ} - P_{C1Z} & P_{AgZ} - P_{C2Z} & \dots & P_{AgZ} - P_{C4Z} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} c_1 \\ c_2 \\ \vdots \\ c_4 \end{bmatrix} = 0 \quad (10)$$

Für die Berechnung des Vektors  $c$  werden für  $P_A$  die Ausgangswerte  $P_{Ag}$  des generischen Modells eingesetzt. Da das Gleichungssystem unterbestimmt ist, ist auch jedes Vielfache des Steifigkeitsvektors  $c$  eine Lösung. Es gibt für die vier unbekanntenen Steifigkeiten keine eindeutige Lösung. Die Höhe der Reaktionskräfte am abhängigen Punkt  $P_A$  sind für diese geometrischen Transformationbeziehungen jedoch uninteressant. Daher ist es ausreichend den Betrag des Steifigkeitsvektors  $c$  gleich Eins zu setzen. Dadurch erhalten wir ein bestimmtes Gleichungssystem, welches eindeutig lösbar ist.

Das Auflösen der Gleichung (10) nach  $P_A$  ergibt Gleichung (11), (12), und (13). Für jeden Objektpunkt  $P_A$  sind die Werte des jeweiligen Steifigkeitsvektors aus Gleichung (10) bekannt. Die Koordinatenwerte der Tetraedereckpunkte können nun frei gewählt werden. Der Tetraeder kann demzufolge frei transformiert werden, indem für die Tetraedereckpunkte  $P_{Cg}$  die Werte des individuellen Objekts  $P_{Ci}$  eingesetzt werden. Die Koordinaten jedes einzelnen Objektpunktes können dann nach Gleichung (11), (12), und (13) berechnet werden.

$$P_{Aix} = \frac{\sum_1^4 c_i \cdot P_{Cix}}{\sum_1^4 c_i} \quad (11)$$

$$P_{Aiy} = \frac{\sum_1^4 c_i \cdot P_{Ciy}}{\sum_1^4 c_i} \quad (12)$$

$$P_{Aiz} = \frac{\sum_1^4 c_i \cdot P_{Ciz}}{\sum_1^4 c_i} \quad (13)$$

Dieses Verfahren besitzt den Vorteil, dass der mathematische Zusammenhang einfach und schnell zu berechnen ist. Dadurch können auch große individuelle Modelle mit mehreren einhunderttausend Objektpunkten schnell abgeleitet werden. Weiterhin ist der Einfluss eines Steuerparameters auf die Objektpunkte auf den Inhalt der angrenzenden Tetraeder begrenzt. Dies scheint für eine gezielte Anpassung des generischen Modells an den individuellen Fall vorteilhaft. Nachteil der Methode ist der recht hohe Vernetzungsaufwand. Es gibt keine eindeutige Netzdefinition für eine gegebene Menge an Steuerparametern. Unterschiedliche Netze sind möglich. Jedes Netz erzeugt aber ein anderes Verhalten der abhängigen Objektpunkte. Des Weiteren müssen zusätzliche Steuerparameter außerhalb des Modells eingefügt werden.

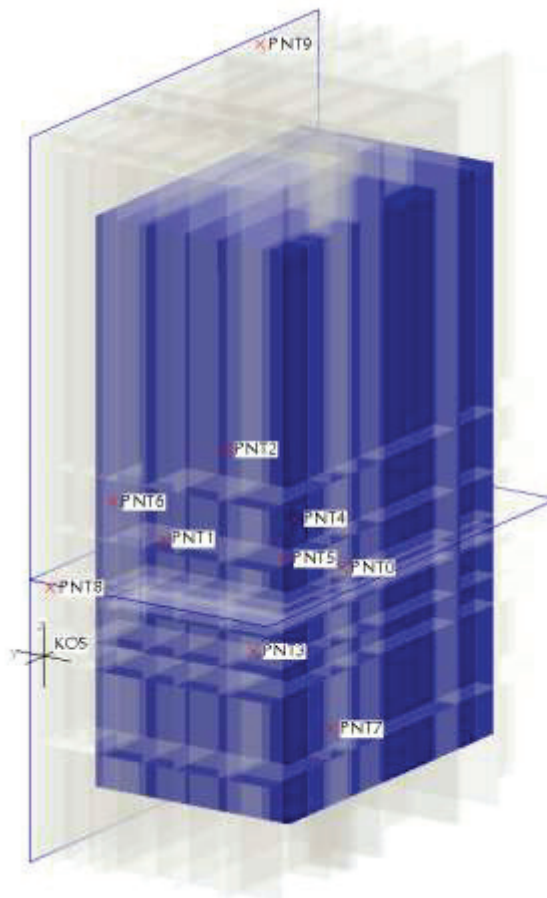
Das Konzept ist gegenüber der FFD-Deformation einfacher zu handhaben, fordert für seine Bereitstellung jedoch immer noch einen hohen zeitlichen Aufwand. Aus diesen Gründen wurden lokale Methoden als Steuerungsmodelle für die praktische Anwendung an einem Beispiel in Kapitel 5 nicht weiter verfolgt.

Einer wesentlich intensiveren Betrachtung wurden die nun folgenden globalen Steuerungsmethoden unterzogen.

#### **4.2.1.2 Schnittebenenverfahren mit linearer Ansatzfunktion**

Das Schnittebenenverfahren mit linearer Ansatzfunktion ist im Gegensatz zum später in Kapitel 4.2.2.2 beschriebenen Verfahren eine rein lokale Methode. Die Steuerparameter beeinflussen nur den Bereich bis zur benachbarten Schnittebene. Die Grundvoraussetzung dieses Verfahrens ist die Verwendung kartesischer Koordinaten. Eine Abwandlung dieser Methode unter Verwendung eines zylindrischen oder sphärischen Koordinatensystems ist ebenfalls möglich, jedoch hätte dies nicht den gewünschten Effekt. Das Vorgehen würde lediglich eine segmentierte Skalierung als Ergebnis liefern. Die Deformationen in den Hauptrichtungen wären nicht entkoppelt. Aus diesem Grund wird im Folgenden die Verwendung eines Kartesischen Koordinatensystems vorausgesetzt.

Das Grundprinzip des Schnittebenenverfahrens basiert auf Versatzebenen. Parallel zu den Hauptebenen (z.B. medizinisch Frontal, Medial und Horizontal) werden durch jeden Steuerungsparameter drei neue Ebenen definiert. Das generische Modell wird mit Hilfe dieser Schnittebenen in quaderförmige Bereiche unterteilt. Durch Verschieben der Steuerungsparameter werden ebenfalls die Lage und Größe der quaderförmigen Bereiche verschoben. Die einzelnen Objektpunkte des generischen Modells werden in Relation zu ihrer Position in diesem Gitter mit verändert. Die Lage der Objektpunkte hängt somit nur von der Lage der Schnittebenen und demzufolge von der Lage der Steuerungsparameter ab. Die Lage der Steuerungsparameter und damit der Schnittebenen ist beliebig. Notwendige Bedingungen für diese Methode sind die Aufrechterhaltung der Logik, also der Reihenfolge der Schnittebenen in den drei Koordinatenrichtungen und jeweils begrenzende Schnittebenen außerhalb des Objektraums, um einen stetigen Ansatzfunktionsverlauf über den gesamten Objektraum zu gewährleisten.



**Abbildung 19: Beispielhafte Darstellung des Schnittebenenverfahrens mit 10 Steuerungsparametern**

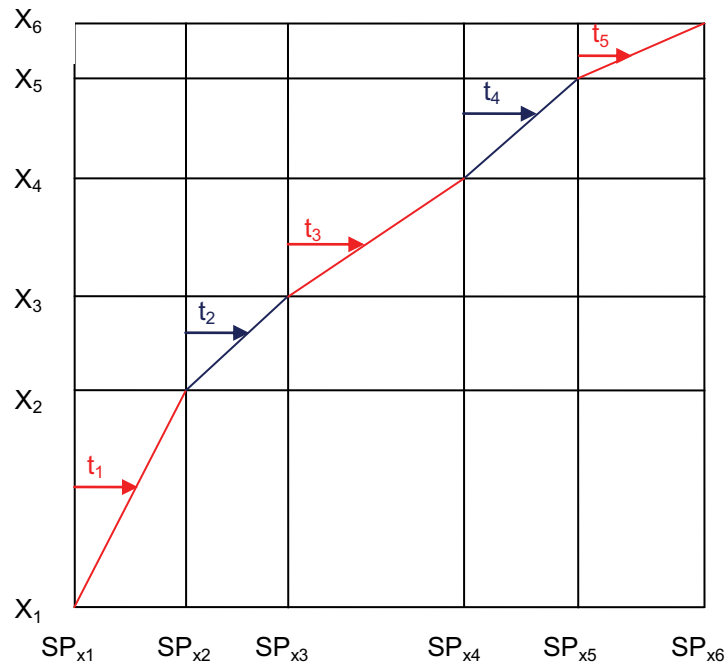
Die Definition von zehn Steuerungsparametern an einem quaderförmigen Objektraum ist in Abbildung 19 dargestellt. Hierin sind die Schnittebenen grau schattiert und halbtransparent gegenüber dem blauen Objektraum hervorgehoben. Die Abhängigkeit jedes einzelnen Objektpunktes von den Schnittebenen kann mit unterschiedlichen funktionalen Zusammenhängen (im Folgenden als Ansatzfunktionen bezeichnet) realisiert werden. Betrachtet man die drei kartesischen Raumkoordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$  eines Objektpunktes als linear unabhängig, können diese separat interpoliert werden. Das bedeutet, dass der  $x$ -Wert eines Objektpunktes nur von den  $x$ -Werten der Steuerungsparameter abhängt. Als funktionale Zusammenhänge lassen sich lineare, quadratische, kubische und polynomiale Ansatzfunktionen  $n$ -ten Grades realisieren, wobei  $n$  der Anzahl der Steuerungsparameter entspricht. Der für die Transformation benötigte Rechenaufwand steigt mit dem Polynomgrad der Ansatzfunktion. Die einfachste Ansatzfunktion ist linear und besitzt den Polynomgrad Eins.

Ausgehend von dem generischen Objekt werden die kartesischen Koordinatenwerte der Steuerungsparameter bestimmt. Von hier an werden alle weiteren Abläufe für die kartesischen Koordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$  getrennt ausgeführt. Im Folgenden wird der Durchlauf am Beispiel der  $x$ -Koordinate näher erläutert. Zu Beginn werden die  $x$ -Koordinaten der gewählten anthropometrischen Parameter aufsteigend sortiert  $\hat{x}_1 > \hat{x}_2 > \hat{x}_3 > \dots > \hat{x}_n$ . Anschließend kann für jeden Objektpunkt der entsprechende Parameter  $t_i$  bestimmt werden. Er ist definiert durch die Lage des jeweiligen Objektpunktes zu seinen begrenzenden Schnittebenen  $SP_n$  und  $SP_{n+}$ . Der Parameter  $t_i$  drückt hierbei die relative Lage zu diesen Schnittebenen aus. Die Gleichung (14) zeigt den mathematischen Zusammenhang für die Ermittlung des Parameters  $t_i$  für jeden Objektpunkt  $P_G$ .

$$t_{ix} = \frac{P_{Gx} - \mathcal{P}_{xi}}{SP_{x(i+1)} - \mathcal{P}_{xi}} \quad (14)$$

Der Verlauf der zusammengesetzten Ansatzfunktion ist in Abbildung 20 dargestellt. Hierbei fällt auf, dass die Ansatzfunktion in ihrer ersten Ableitung unstetig ist. Dies wird durch Knickpunkte an den Schnittebenen deutlich. Für die Berechnung des abgeleiteten individuellen Modells werden mit Hilfe der Schnittebenenpositionen und dem entsprechenden Parameter  $t_i$  die einzelnen Koordinaten der individuellen Objektpunkte  $P_I$  nach Gleichung (15) berechnet.

$$t_{ix} = \frac{P_{IGx} - \mathcal{P}_{xi}}{SP_{x(i+1)} - \mathcal{P}_{xi}} \quad (15)$$



**Abbildung 20: Kurve der Ansatzfunktionen bei 6 aufeinander folgenden Schnittebenen**

Diese Art der Vorgehensweise wird für alle Objektpunkte des generischen Modells durchgeführt. Es wird für jede Koordinatenrichtung und jeden Objektpunkt der Parameter  $t_i$  der Ansatzfunktion für den entsprechenden Bereich bestimmt. Dieser Parameter wird über den gesamten Transformationsvorgang hinweg für jeden Objektpunkt konstant gehalten.

#### 4.2.2 Globale Steuerungsmodelle

Globale Steuerungsmodelle werden durch die Eigenschaft charakterisiert, dass jeder Steuerungsparameter bzw. Steuerungspunkt die Verformung des gesamten Modells beeinflusst. Hierzu zählen die wohl einfachsten affinen Transformationen der Skalierung, Verschiebung und Rotation, das Schnittebenenverfahren mit kubischen Ansatzfunktionen und das Abstandsverfahren. In den nächsten Kapiteln werden die Vorgehensweise und die mathematischen Hintergründe dieser Verfahren näher beschrieben.

### 4.2.2.1 Affine Transformationen

Die affinen Transformationen Rotation, Skalierung und Verschiebung sind die denkbar einfachste Art um von einem generischen Modell ein individuelles Modell abzuleiten. Beispielhaft wird hier die Verschiebung und Skalierung des gesamten Objektraum gezeigt. Dabei wird durch die Parameter  $\Delta_x$ ,  $\Delta_y$  und  $\Delta_z$  der gesamte Objektraum erfasst und skaliert. Mit Hilfe der Referenzkoordinaten  $x_r$ ,  $y_r$  und  $z_r$  kann das Objekt im Raum verschoben werden. Gleichung (16) zeigt den mathematischen Zusammenhang dieser Parameter für die Ableitung eines individuellen Objekts.

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\Delta x_i}{\Delta x_g} & 0 & 0 & x_{r_i} - x_{r_g} \cdot \frac{\Delta x_i}{\Delta x_g} \\ 0 & \frac{\Delta y_i}{\Delta y_g} & 0 & y_{r_i} - y_{r_g} \cdot \frac{\Delta y_i}{\Delta y_g} \\ 0 & 0 & \frac{\Delta z_i}{\Delta z_g} & z_{r_i} - z_{r_g} \cdot \frac{\Delta z_i}{\Delta z_g} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_g \\ y_g \\ z_g \\ 1 \end{bmatrix} \quad (16)$$

Die Abbildung 21 veranschaulicht diesen Zusammenhang. Dort wird der äußere Objektraum des generischen Modells (Index  $g$ ) in den inneren Objektraum des individuellen Modells (Index  $i$ ) transformiert. Die  $\Delta$ -Werte beschreiben dabei die maximale Ausdehnung des Objektraums in der jeweiligen Koordinatenrichtung. Der Parameter  $\Delta_x$  wird z.B. mit  $\Delta_x = x_{gMax} - x_{gMin}$  berechnet. Die Berechnungsvorschrift für  $\Delta_y$  und  $\Delta_z$  sowie die Parameter für das individuelle Modell sind analog. Zusätzlich wurde der Ortsvektor  $\vec{r_r}$  eines Referenzpunktes verwendet.

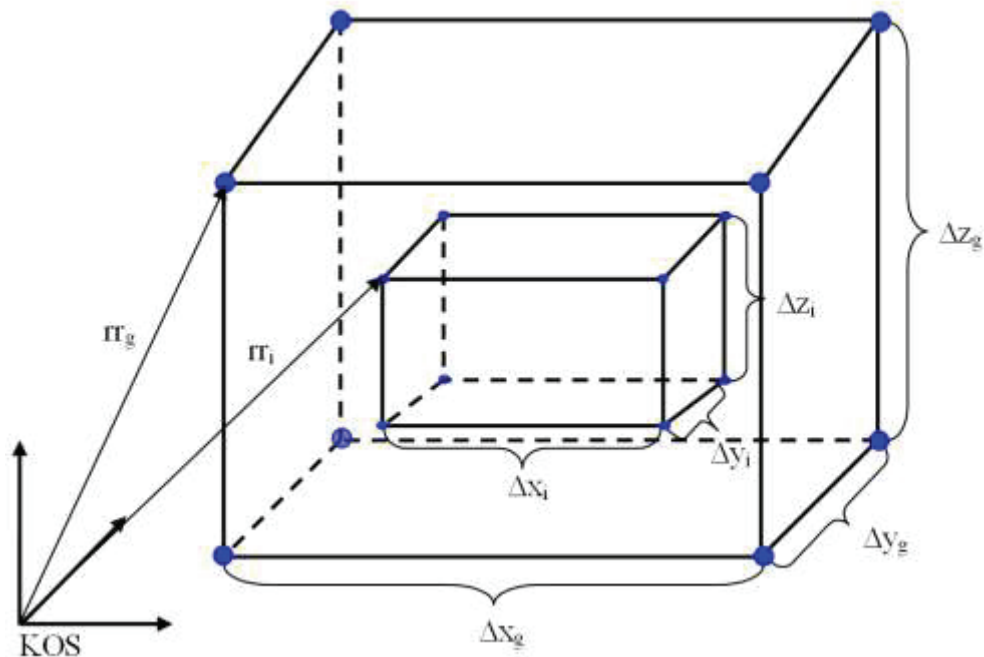


Abbildung 21: Beispielhafte Skalierung und Verschiebung des Objektraums

Aufgrund der einfachen Handhabung und schnellen Realisierung wird dieses Verfahren in Kapitel 5 an einem Beispiel vorgeführt. Die Erwartungen an die Ergebnisse sind jedoch nicht viel versprechend, was die Genauigkeit bei der Anpassung generischer an individuelle Modelle betrifft. Deshalb wird dieses Verfahren im Zusammenhang mit einer NURBS-Modellierung gezeigt, welche ebenfalls nicht zu der bevorzugten Geometriemodellierung zählt.

#### 4.2.2.2 Schnittebenenverfahren mit B-Spline Ansatzfunktion

Diese Steuerungsmethode ist keine reine globale Methode. Je nach Interpolationsalgorithmus beeinflussen die Steuerparameter einen mehr oder weniger großen Bereich. Lediglich bei Verwendung der B-Spline Ansatzfunktion beeinflusst jeder Steuerparameter einen Großteil des Objektraums. Die Grundvoraussetzung dieses Verfahrens ist die Verwendung kartesischer Koordinaten. Eine Abwandlung dieser Methode unter Verwendung eines zylindrischen oder sphärischen Koordinatensystems ist ebenfalls möglich, jedoch hätte dies nicht den gewünschten Effekt. Das Vorgehen würde lediglich eine segmentierte Skalierung als Ergebnis liefern. Die Deformationen in den Hauptrichtungen wären nicht entkoppelt. Aus diesem Grund wird im Folgenden die Verwendung eines Kartesischen Koordinatensystems vorausgesetzt.



Das Grundprinzip des Schnittebenenverfahrens funktioniert wie folgt. Parallel zu den Hauptebenen (z.B. medizinisch Frontal, Medial und Horizontal) werden durch jeden Steuerungsparameter drei neue Ebenen definiert. Das generische Modell wird mit Hilfe dieser Schnittebenen in quaderförmige Bereiche unterteilt. Durch Verschieben der Steuerungsparameter werden ebenfalls die Lage und die Größe der quaderförmigen Bereiche verschoben. Die einzelnen Objektpunkte des generischen Modells werden in Relation zu ihrer Position in diesem Gitter mit verändert. Die Lage der Objektpunkte hängt somit nur von der Lage der Schnittebenen und demzufolge von der Lage der Steuerungsparameter ab. Die Lage der Steuerungsparameter und damit der Schnittebenen ist beliebig. Notwendige Bedingungen für diese Methode sind die Aufrechterhaltung der Logik, also der Reihenfolge der Schnittebenen in den drei Koordinatenrichtungen und jeweils begrenzende Schnittebenen außerhalb des Objektraums, um einen stetigen Ansatzfunktionsverlauf über den gesamten Objektraum zu gewährleisten.

Die Abhängigkeit jedes einzelnen Objektpunktes von den Schnittebenen kann mit unterschiedlichen funktionalen Zusammenhängen (im Folgenden als Ansatzfunktionen bezeichnet) realisiert werden. Betrachtet man die drei kartesischen Raumkoordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$  eines Objektpunktes als linear unabhängig, können diese separat interpoliert werden. Das bedeutet, dass der  $x$ -Wert eines Objektpunktes nur von den  $x$ -Werten der Steuerungsparameter abhängt. Als funktionale Zusammenhänge lassen sich lineare, quadratische, kubische und polynomiale Ansatzfunktionen  $n$ -ten Grades realisieren, wobei  $n$  der Anzahl der Steuerungsparameter entspricht. Der für die Transformation benötigte Rechenaufwand steigt mit dem Polynomgrad der Ansatzfunktion. Gleichzeitig kann jedoch ab dem Polynomgrad zwei Tangentenstetigkeit und ab dem Polynomgrad drei Krümmungsstetigkeit innerhalb der Transformation erzielt werden. Ansatzfunktionen höheren Grades neigen zu unvorhersehbarem Schwingen zwischen den Steuerparametern. Die einfachste Ansatzfunktion ist linear. Bei der Verwendung linearer Ansatzfunktionen entstehen jedoch Kanten an den Schnittebenen im abgeleiteten Modell. Ein guter Kompromiss zwischen Quantität und Qualität erzielt die kubische Ansatzfunktion (Polynomgrad drei). Um ein Schwingen der Ansatzfunktion auszuschließen, scheint die Verwendung der parametrischen Kurvenbeschreibung sinnvoll. Die Ansatzfunktion strebt dann einen möglichst krümmungsarmen Verlauf an. Um mit einer parametrischen Ansatzfunktion eine Krümmungsstetigkeit über die einzelnen Interpolationsintervalle hinweg zu erzeugen, eignet sich besonders die B-Spline-Funktion

als Ansatzfunktion. Der Vorteil des uniformen nichtrationalen B-Splines besteht in seiner parametrischen Beschreibung und der damit verbundenen Invarianz für projektive Projektionen. Aus diesen Gründen wird im Folgenden das Schnittbenenverfahren mit B-Spline Ansatzfunktion beschrieben.

Die allgemeine Form der B-Spline Funktion in Matrixdarstellung wird in Gleichung (17) gezeigt. Hierin ist  $P$  ein beliebiger Punkt der B-Spline-Kurve und  $G$  die Geometriematrix (Gleichung (18)), welche die Kontrollpunkte enthält.  $M$  ist die Basismatrix des B-Splines (Gleichung (19)).  $T$  enthält den Kurvenparameter. Er kann Werte von Null bis Eins ( $0 \leq T \leq 1$ ) annehmen.

$$P(t) = \vec{r} \cdot M \cdot T(t) \quad (17)$$

$$G = [P_1, P_2, P_3, P_4] \quad (18)$$

$$M = \frac{1}{6} \cdot \begin{bmatrix} -1 & 3 & -3 & 1 \\ 3 & -6 & 0 & 4 \\ -3 & 3 & 3 & 1 \\ 1 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix} \quad (19)$$

Aufgrund der linearen Unabhängigkeit der drei kartesischen Koordinaten kann Gleichung (20) für jede kartesische Koordinate in eine kubische Gleichung überführt werden.

$$P_x(t_x) = \vec{r}_1 \cdot t_x^3 + \vec{r}_2 \cdot t_x^2 + \vec{r}_3 \cdot t_x + \vec{r}_4 \quad (20)$$

Reduziert man die Geometriematrix auf die  $x$ -Koordinate und löst Gleichung (17) auf erhält man Gleichung (20). Die Polynomkoeffizienten ergeben sich aus dem Produkt der Geometriematrix  $G$  und der B-Spline Basismatrix  $M$ . Diese Formulierung kann analog auf  $P_y(t_y)$  und  $P_z(t_z)$  übertragen werden.

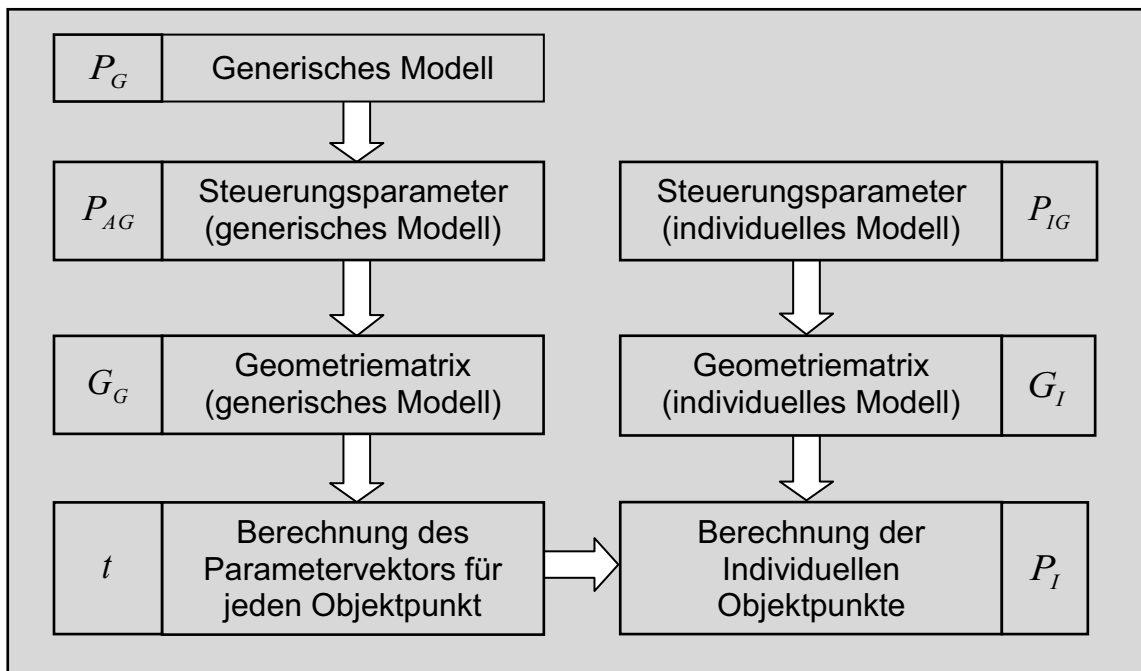
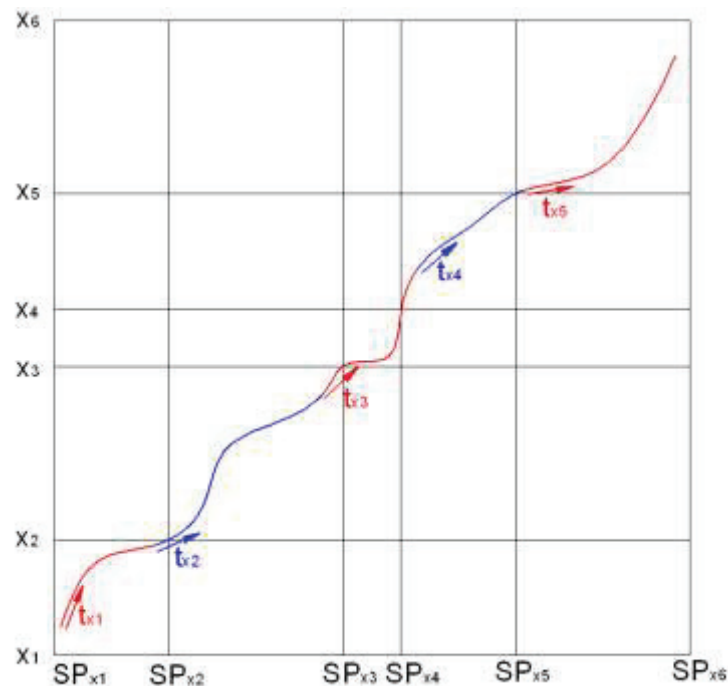


Abbildung 22: Schema des Schichtenverfahrens mit B-Spline-Ansatzfunktion

Das grundsätzliche Vorgehen bei der Ableitung individueller Modelle nach dem Schichtenverfahren ist in Abbildung 22 dargestellt. Ausgehend von dem generischen Objekt werden die kartesischen Koordinatenwerte der Steuerungsparameter bestimmt. Von hier an werden alle weiteren Abläufe für die kartesischen Koordinaten  $x$ ,  $y$  und  $z$  getrennt ausgeführt. Im Folgenden wird der Durchlauf am Beispiel der  $x$ -Koordinate näher erläutert. Zuerst werden die  $x$ -Koordinaten der gewählten anthropometrischen Parameter aufsteigend sortiert  $\hat{x}_1 > \hat{x}_2 > \hat{x}_3 > \dots > \hat{x}_n$ . Die Geometriematrix  $G$  wird nun sukzessive mit vier aufeinander folgenden  $x$ -Werten der anthropometrischen Parameter gefüllt. Man erhält somit mehrere Ansatzfunktionen, wobei die letzten drei und die ersten drei Werte zweier aufeinander folgenden Ansatzfunktionen identisch sind (ähnlich einer Kurve die aus B-Spline Kurvensegmenten besteht). Durch Einsetzen von  $t_x = 1$  und  $t_x =$  in Gleichung (20) können die Wertebereiche der einzelnen Ansatzfunktionen ermittelt werden.



**Abbildung 23: Kurve der Ansatzfunktionen bei 6 aufeinander folgenden Schnittebenen**

Bei korrekter Vorgehensweise bilden alle Ansatzfunktionen eine kontinuierliche krümmungsstetige ( $C^2$ -stetige) Kurve, wie in Abbildung 23 gezeigt. Nun wird für jeden Objektpunkt der Kurvenparameter  $t_x$  für die Ansatzfunktion bestimmt in dessen Wertebereich der Objektpunkt liegt. Danach kann mit den neuen Steuerparametern des individuellen Modells eine neue Geometriematrix gefüllt und damit eine neue Ansatzfunktion gebildet werden. Setzt man in diese neue Ansatzfunktion (Ansatzfunktion des individuellen Modells) den zuvor ermittelten Parameter  $t_x$  ein und wiederholt den Vorgang für die  $y$ - und die  $z$ -Koordinate, erhält man den neuen Objektpunkt des individuellen Modells. Diese Art der Vorgehensweise wird für alle Objektpunkte des generischen Modells wiederholt. Es wird für jede Koordinatenrichtung und jeden Objektpunkt der Parameter  $t$  der Ansatzfunktion bestimmt. Dieser Parameter wird über den gesamten Transformationsvorgang hinweg für jeden Objektpunkt konstant gehalten.

#### 4.2.2.3 Isotropes Abstandsverfahren

Eine weitere globale Methode ist das isotrope Abstandsverfahren. Jeder Objektpunkt ist hier mit jedem Steuerparameter gekoppelt. Der Einfluss eines Steuerparameters ist nicht örtlich begrenzt. Da die Anzahl und Lage der Steuerparameter beliebig ist, lässt sich ein Federmodell nicht verwenden.

Das entstehende Gleichungssystem wäre ab drei Steuerungsparametern unterbestimmt. Aus diesem Grund wurde für diese Methode ein Wichtungssystem definiert. Die Abbildung 24 zeigt das Vorgehen für das isotrope Abstandsverfahren.

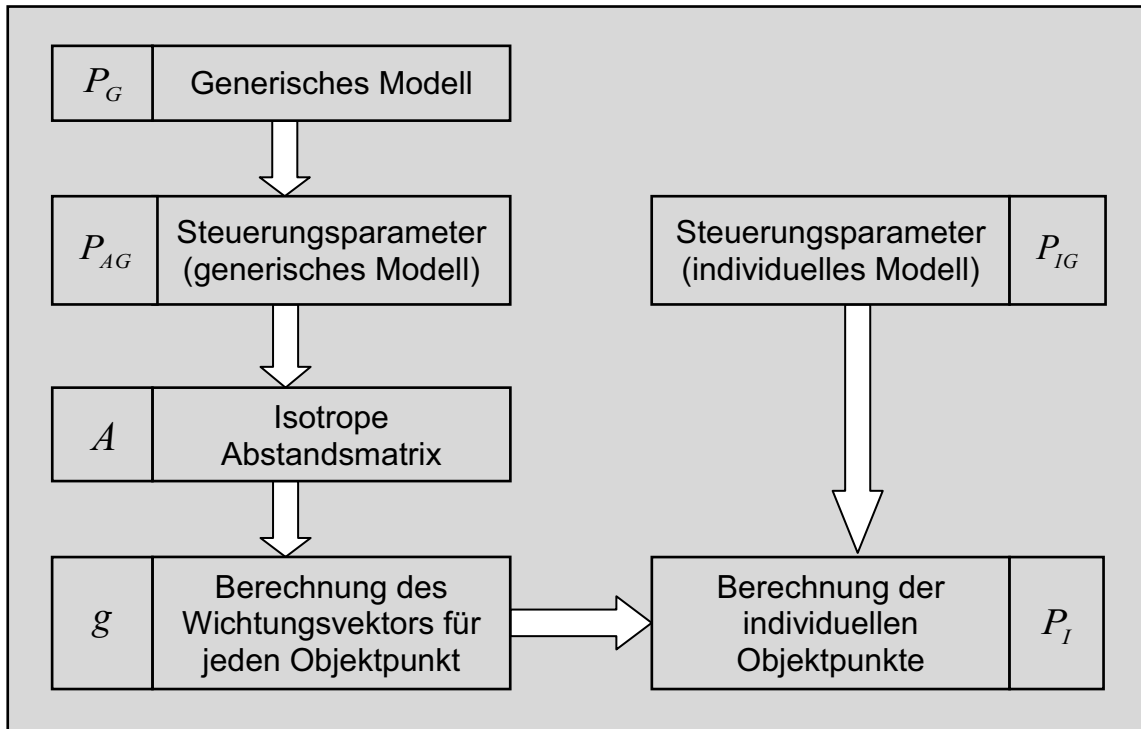


Abbildung 24: Schema des isotropen Abstandsverfahrens

Beim isotropen Abstandsverfahren ist jeder Objektpunkt über eine Abstandsmatrix  $A$ , welche den absoluten Abstand ( $s = |P_{AG} - P_G|$ ) aller Steuerungsparameter zum jeweiligen Objektpunkt des generischen Modells berücksichtigt, charakterisiert. Die Gleichung (21) zeigt die mathematische Definition. Hierin entspricht  $N$  der Anzahl der Steuerungsparameter.

$$A = \begin{bmatrix} s_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & s_2 & \cdots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & s_N \end{bmatrix} \quad (21)$$

$$A = \text{diag}(s_1, s_2, \dots, s_N) \quad (22)$$

Die Abstandsmatrix  $A$  ist eine Diagonalmatrix. Unter Eingabe der Koordinatenwerte des jeweiligen Objektpunktes  $P_G$  und der Koordinatenwerte der Steuerungsparameter  $P_{AG1} \dots P_{AGn}$  des generischen Modells, wird für jeden Objektpunkt die Matrix  $A$  mit den absoluten Abständen gefüllt. Generell gilt für alle Objektpunkte die Beziehung  $A \cdot A^T \cdot g = \text{const}$ . Dies kann durch die Formulierung

$$v = A \cdot A^T \cdot g \quad (23)$$

mit

$$v^T = [1, \dots, 1] \quad (24)$$

beschrieben werden. Durch umstellen von Gleichung (23) kann der Wichtungsvektor mit der Inversen von  $A \cdot A^T$  berechnet werden.

$$g = (A \cdot A^T)^{-1} \cdot v \quad (25)$$

Nachdem der Wichtungsvektor  $g$  für jeden Objektpunkt ermittelt wurde, können mit Hilfe der Koordinaten der anthropometrischen Punkte des individuellen Modells berechnet werden. Die Rücktransformation erfolgt als sogenanntes Initialsystem. Dies bedeutet, dass nur die Differenz zwischen den anthropometrischen Punkten des generischen Modells und des individuellen Modells multipliziert mit dem Wichtungsvektor  $g$  die Ursprungskoordinaten des jeweiligen Objektpunktes verändern. Die Objektpunkte des individuellen Modells werden nach Gleichung (26) berechnet.

$$P_I = \varrho_A + \frac{1}{|g|} \begin{bmatrix} \varrho_{AI1_x} - \varrho_{AG1_x} & P_{AI2_x} - \varrho_{AG2_x} & \cdots & P_{AIN_x} - \varrho_{AGN_x} \\ \varrho_{AI1_y} - \varrho_{AG1_y} & P_{AI2_y} - \varrho_{AG2_y} & \cdots & P_{AIN_y} - \varrho_{AGN_y} \\ \varrho_{AI1_z} - \varrho_{AG1_z} & P_{AI2_z} - \varrho_{AG2_z} & \cdots & P_{AIN_z} - \varrho_{AGN_z} \end{bmatrix} g \quad (26)$$

Der Berechnungsablauf muss für jeden Objektpunkt einzeln durchgeführt werden. Dies bedeutet, dass sowohl die Abstandsmatrix  $A$ , als auch der Wichtungsvektor  $g$  für jeden Objektpunkt ermittelt werden muss.

#### 4.2.2.4 Anisotropes Abstandsverfahren

Neben dem isotropen Abstandsverfahren wurde als weitere Methode das anisotrope Abstandsverfahren getestet. Im Gegensatz zum isotropen Abstandsverfahren werden hier nicht die absoluten Abstände, sondern die Abständen in den drei Koordinatenrichtungen  $x$ ,  $y$  und  $z$  getrennt ausgewertet. Deshalb wird diese richtungsabhängige Methode als anisotrop bezeichnet.

Beim anisotropen Abstandsverfahren ist ebenfalls jeder Objektpunkt mit jedem Steuerungsparameter gekoppelt. Der Einfluss eines Steuerungsparameters ist nicht örtlich begrenzt. Das Vorgehen dieser Methode ist angelehnt an das isotrope Abstandsverfahren und ebenfalls als Wichtungssystem definiert. Die Abbildung 25 zeigt das Vorgehen für das anisotrope Abstandsverfahren.

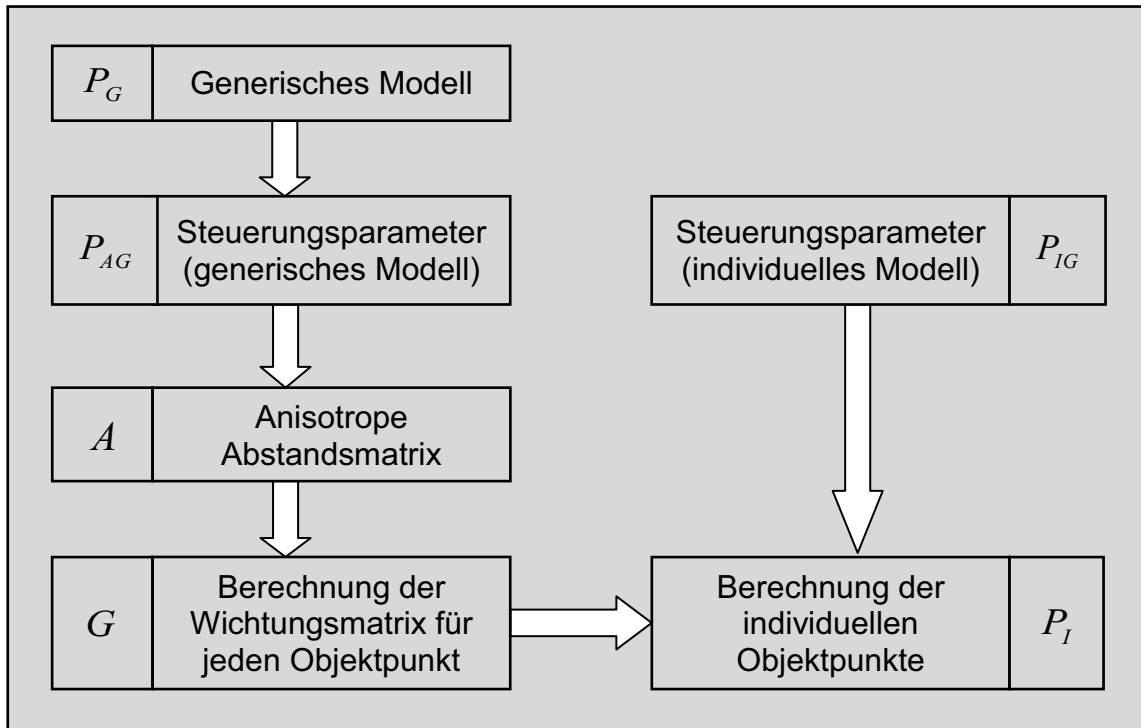


Abbildung 25: Schema des anisotropen Abstandsverfahrens

Beim anisotropen Abstandsverfahren ist jeder Objektpunkt über eine Wichtungsmatrix  $G$  definiert. Diese ist durch den richtungsabhängigen Abstand aller Steuerungsparameter zum jeweiligen Objektpunkt charakterisiert. Die Gleichungen (27) bis (30) zeigen die mathematische Definition. Der Index  $N$  entspricht der Anzahl der Steuerungsparameter. Die Wichtungsmatrix beinhaltet die Reziproke der richtungsabhängigen Abstandsquadrate.

$$s_X = \frac{1}{\rho_{AG_X}} - \frac{1}{\rho_{G_X}} \quad (27)$$

$$s_Y = \frac{1}{\rho_{AG_Y}} - \frac{1}{\rho_{G_Y}} \quad (28)$$



$$s_Z = \mathcal{D}_{AG_Z} - \mathcal{D}_{G_Z} \quad (29)$$

$$G = \begin{bmatrix} 1 & 1 & \cdots & 1 \\ \frac{1}{s_{X1}^2} & \frac{1}{s_{X2}^2} & \cdots & \frac{1}{s_{XN}^2} \\ \frac{1}{s_{Y1}^2} & \frac{1}{s_{Y2}^2} & \cdots & \frac{1}{s_{YN}^2} \\ \frac{1}{s_{Z1}^2} & \frac{1}{s_{Z2}^2} & \cdots & \frac{1}{s_{ZN}^2} \end{bmatrix}^T = \begin{bmatrix} g_{X1} & g_{Y1} & g_{Z1} \\ g_{X2} & g_{Y2} & g_{Z2} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ g_{XN} & g_{YN} & g_{ZN} \end{bmatrix} \quad (30)$$

Unter Eingabe der Koordinatenwerte des jeweiligen Objektpunktes  $P_G$  und der Koordinatenwerte der Steuerungsparameter  $P_{AG1} \dots P_{AGn}$  des generischen Modells, wird für jeden Objektpunkt die Wichtungsmatrix  $G$  gefüllt. Die Wichtungsmatrix  $G$  ist in Gleichung (30) dargestellt.

Für die Berechnung der Objektpunkte des individuellen Modells wird die Matrix  $D$  mit den Differenzen der Koordinaten von den anthropometrischen Parametern des individuellen und des generischen Modells benötigt. Die Definition von  $D$  ist in Gleichung (31) dargestellt.

$$D = \begin{bmatrix} P_{AI_{X1}} - P_{AG_{X1}} & P_{AI_{Y1}} - P_{AG_{Y1}} & P_{AI_{Z1}} - P_{AG_{Z1}} \\ P_{AI_{X2}} - P_{AG_{X2}} & P_{AI_{Y2}} - P_{AG_{Y2}} & P_{AI_{N2}} - P_{AG_{Z2}} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ P_{AI_{XN}} - P_{AG_{XN}} & P_{AI_{YN}} - P_{AG_{YN}} & P_{AI_{ZN}} - P_{AG_{ZN}} \end{bmatrix} \quad (31)$$

Die Berechnung der individuellen Objektpunkte ist gegenüber dem isotropen Abstandsverfahren deutlich komplexer. In Gleichung (32) ist die genaue Vorgehensweise beschrieben.

$$\begin{bmatrix} P_{I_x} & \dots & \dots \\ \dots & P_{I_y} & \dots \\ \dots & \dots & P_{I_z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_{G_x} & 0 & 0 \\ 0 & P_{G_y} & 0 \\ 0 & 0 & P_{G_z} \end{bmatrix} + D \cdot G \cdot \begin{bmatrix} |G^{(0)}| & 0 & 0 \\ 0 & |G^{(1)}| & 0 \\ 0 & 0 & |G^{(2)}| \end{bmatrix} \quad (32)$$

Es kommt ebenfalls eine initiale Methode zum Einsatz. Für die Addition mit den Koordinaten des generischen Modells, welcher als Startpunkt fungiert, muss dieser jedoch in eine Diagonalmatrix überführt werden. Weiterhin muss das Produkt aus der Differenz der anthropometrischen Punkte des generischen Modells und des individuellen Modells (Matrix  $D$ ) mit der Wichtungsmatrix  $G$  normiert werden. Hierzu wird mit eine Diagonalmatrix multipliziert, welche mit den Beträgen der einzelnen Spalten der Wichtungsmatrix  $G$  gefüllt ist.

Der Berechnungsablauf muss für jeden Objektpunkt einzeln durchgeführt werden. Dies bedeutet, dass sowohl die Differenzmatrix  $D$ , als auch die Wichtungsmatrix  $G$  für jeden Objektpunkt neu bestimmt werden muss.

### 4.3 Implementierung in die Konstruktionsumgebung

Ziel ist es die generischen Modelle direkt in der CAD-Umgebung zu manipulieren bzw. die manipulierten Daten der CAD-Umgebung zur Verfügung zu stellen. Dazu wurden unterschiedliche Ansätze verfolgt. Das verwendete CAD-System Pro/ENGINEER® beispielsweise stellt von Hause aus Methoden zur Verfügung, die eine funktionale Parameterisierung von Daten ermöglicht. Diese Vorgehensweise ist z.B. in der *Human Library* von Pro/ENGINEER® implementiert und wird in Kapitel 4.3.1 gezeigt. Darüber hinaus stehen dem Nutzer von Pro/ENGINEER® zwei Programmierschnittstellen zur Verfügung. Die Java basierte Schnittstelle J-Link eignet sich sehr gut für die Oberflächenprogrammierung, bietet jedoch keinen Zugriff auf den vollen Funktionsumfang der Software. Die C++-basierte Schnittstelle Pro/TOOLKIT ermöglicht den vollen Zugriff auf alle Funktionen von Pro/ENGINEER®. Die direkte Implementierung eines generischen Modells wird auf diese Weise in Kapitel 4.3.2 beschrieben. Aufgrund der nicht zufrieden stellenden Ergebnisse dieser Methoden wird in Kapitel 4.3.3 die externe Datenmanipulation und der Datenaustausch über ein neutrales Dateiformat dargestellt.

### 4.3.1 Parametrisches Steuern mit Hilfe von Beziehungen

Moderne CAD-Systeme verwenden veränderbare Parameter. Diese können die Modellgeometrie modifizieren und werden durch Zahlenwerte, Gleichungen, Vorschriften und Regeln charakterisiert. Sie werden verwendet, um von ihnen abhängige Geometrie und andere Modelleigenschaften zu steuern. Ist innerhalb eines CAD-Modells ein so genanntes Konstruktionselement<sup>16</sup> von einem Parameter abhängig, besteht eine hierarchische Beziehung. Dies bedeutet, dass der übergeordnete Parameter die Existenz und gewisse Eigenschaften des von ihm abhängigen Objekts bestimmt. In Pro/ENGINEER<sup>®</sup> spricht man dann von einer „Eltern-Kind-Beziehung“.

Das CAD-System Pro/ENGINEER<sup>®</sup> bietet Methoden zur funktionalen Steuerung von Konstruktionsvariablen<sup>17</sup>. Diese Methoden, in Pro/ENGINEER<sup>®</sup> als Beziehungen und Parameter bezeichnet, können aber nur Konstruktionsvariablen steuern. Das heißt, das Modell muss mit den in Pro/ENGINEER<sup>®</sup> zur Verfügung stehenden Konstruktionselementen erzeugt worden sein. Im CAD-System Pro/ENGINEER<sup>®</sup> wird beispielsweise das generische Baugruppenmodell *Human Library* bereitgestellt. Dieses sehr einfache generische Modell eines kompletten menschlichen Körpers lässt sich über Parameter und Beziehungen an individuelle Fälle bzw. das gewünschte Perzentil<sup>18</sup> anpassen. Die Abbildung 26 zeigt den wenig detaillierten menschlichen Schädel der *Human Library*. Im Vordergrund ist das Definitionsfenster für die Steuerung durch Beziehungen erkennbar.

---

<sup>16</sup> Konstruktionselemente sind die elementaren Grundelemente von CAD-Systemen, mit denen die entsprechende Modellgeometrie erzeugt wird. Konstruktionselemente sind z.B. Bezugselemente (Punkte, Kurven, Ebenen, ...), Extrudier-, Rotier- bzw. Zugelemente oder Rundungen und Fasen, um nur einige zu nennen.

<sup>17</sup> Konstruktionsvariablen sind die Bemessungswerte eines Konstruktionselements. Bei einem Quader wären dies z.B. Länge, Breite und Höhe.

<sup>18</sup> Durch Perzentile (lat. „Hundertstelwerte“), wird die Verteilung in 100 gleich große Teile zerlegt. Perzentile sind bspw. aus der Ergonomie bekannt. Man spricht z.B. vom 5. Perzentil bei der Körpergröße, wenn 5% aller Individuen einer Gruppe kleiner und 95% größer sind als dieser Wert.

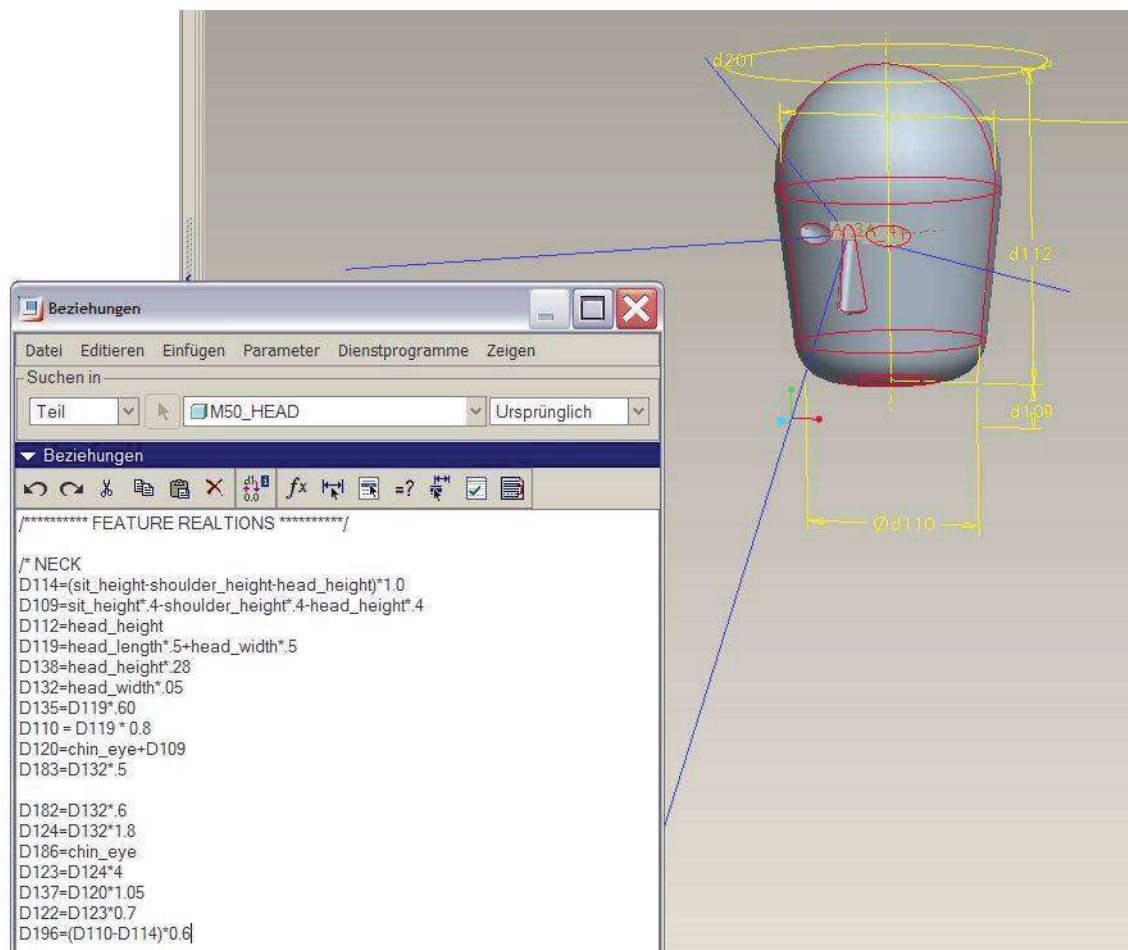


Abbildung 26: Auszug der *Human Library* von Pro/ENGINEER®

Die Konstruktionen eines detaillierten menschlichen Schädels mittels Freiformkurven und Freiformflächen stellt den Konstrukteur jedoch vor eine nahezu unlösbare Aufgabe. Ein einfaches Flächenmodell, wie bei den Finite Element Untersuchungen von Martin, Fritsche, Kramp, & Schmitz ist durchführbar. Ein deutlich komplexeres Volumenmodell überschreitet aber die Leistungsfähigkeit heutiger Konstruktionssysteme.

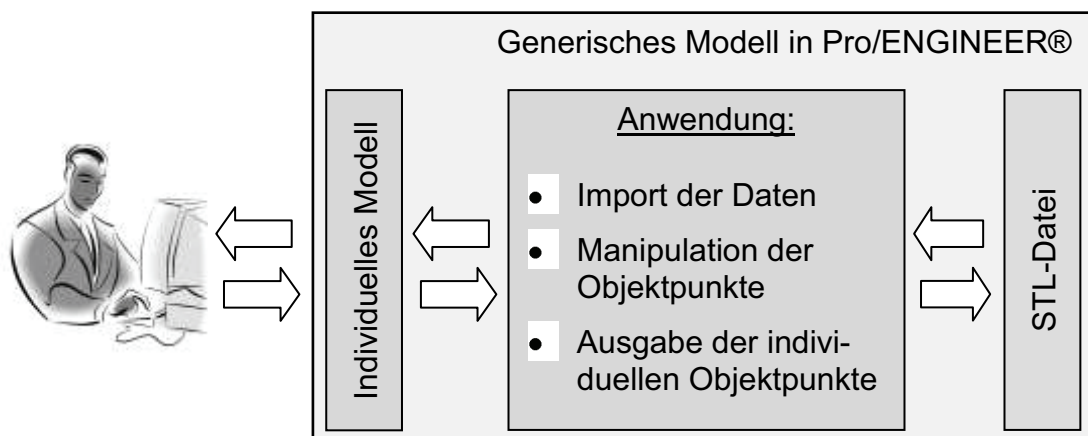
#### 4.3.2 Parametrisches Importieren polygonaler Netze

Die parametrischen Steuerungsmodelle aus Kapitel 4.2.1.2 und 4.2.2.1 wurden teilweise direkt in das CAD-System Pro/ENGINEER® integriert. Das Standardaustauschformat für polygonale Netze bzw. Facettenmodelle ist das in Kapitel 3.3.1 beschriebene STL-Datenformat. Dieses lässt sich problemlos in Pro/ENGINEER® importieren. Wenn diese Daten mithilfe eines CAD-Systems kontrolliert manipuliert werden sollen, stößt der Anwender jedoch schnell an

seine Grenzen. Facettenmodelle bestehen im Allgemeinen aus sehr vielen kleinen Dreiecken. Dadurch ist es unmöglich eine Geometrieänderung manuell vorzunehmen.

Um die Facetten in Pro/ENGINEER® gezielt funktional mit übergeordneten Parametern zu beeinflussen, müssen diese erst mit Hilfe der Konstruktionselemente aus Pro/ENGINEER® erzeugt werden. Erst dann stehen die entsprechenden Konstruktionsvariablen, in diesem Fall die drei Eckpunktkoordinaten einer jeden Facette, zur Verfügung.

Für den automatischen Import und die Erzeugung der Konstruktionselemente, sowie die Definition von Beziehungen zwischen den Facetteneckpunkten und den übergeordneten Steuerungsparametern, wird die C++-Schnittstelle Pro/TOOLKIT verwendet. Die Abbildung 27 zeigt das Schema dieses Vorgehens.



**Abbildung 27: Ablauf des parametrischen Importierens polygonaler Netze, Quelle: Paschke, 2005**

Die Funktionsstruktur des für die Erzeugung der Facetten und Definition der funktionalen Zusammenhänge verwendeten Programms ist in Abbildung 28 dargestellt.

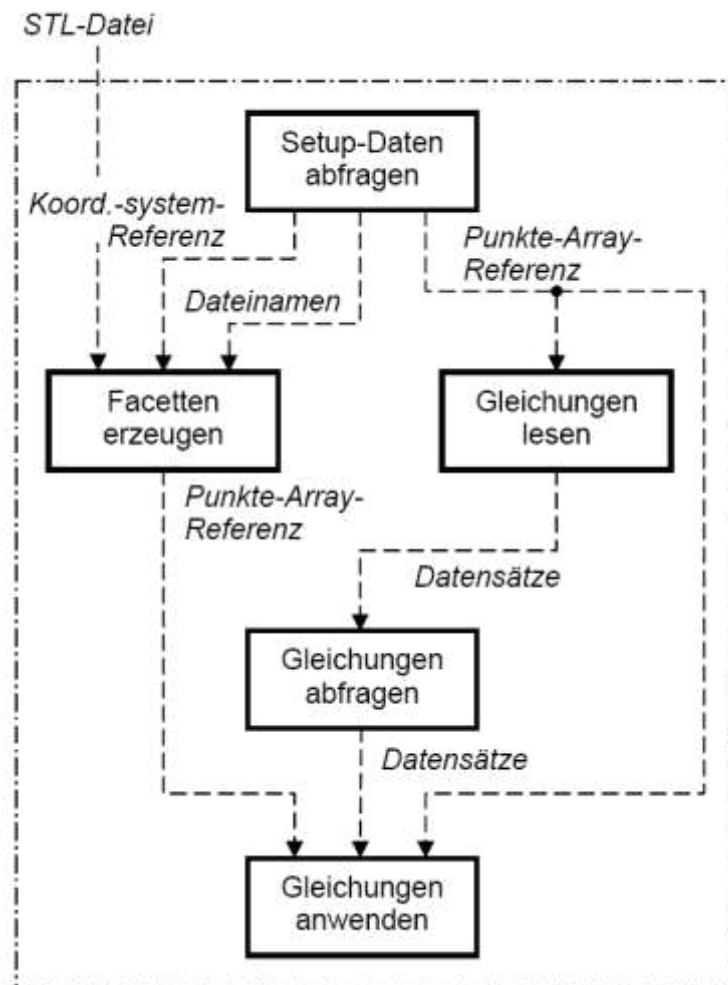


Abbildung 28: Funktionsstruktur des STL-Imports, Quelle: Paschke, 2005

Beim Erzeugen der recht hohen Anzahl von Konstruktionselementen ( $\geq 0^5$  bedingt durch die große Facettenanzahl solcher Modelle) wurde festgestellt, dass dies nur bedingt möglich ist. Begrenzend wirkt sich dabei die Anzahl der Konstruktionselemente aus. Um ein Facettenmodell parametrisch abzubilden, muss jede Facette als Konstruktionselement hinterlegt werden. Der zeitliche Aufwand, um mit der vorhandenen Programmierschnittstelle Pro/TOOLKIT ein Facettenmodell z.B. in Form einer STL-Datei parametrisch in Pro/ENGINEER® zu importieren ist erheblich. Diese Vorgehensweise scheint daher momentan noch nicht sinnvoll.

### **4.3.3 Datenaustausch mit einer STL-Datei**

Um die oben beschriebenen Steuerungsmodelle in herkömmliche CAD-Systeme, wie z.B. Pro/ENGINEER<sup>®</sup> unter Verwendung von generischen Facettenmodellen zu integrieren, wurde der Umweg über das neutrale STL-Dateiformat gewählt. In einem eigenständigen Computerprogramm wurde das generische Facettenmodell integriert. Die neuen Koordinatenwerte der Steuerungsparameter werden dem Programm zugeführt. Unter Verwendung der entsprechenden Steuerungsmethode wird das individuelle Facettenmodell abgeleitet.

Dieses wird wieder als STL-Datei exportiert. Das individuelle Facettenmodell kann nun von dem bevorzugten CAD- oder FEA-System eingelesen werden. Diese Art der Ableitung individueller Modelle wird als adaptive Steuerungsmethode für Scandaten bezeichnet.

## 5 Die menschliche Orbita als Beispiel

Nachdem in Kapitel 3 und 4 die Techniken der bildgebenden und digitalisierenden Systeme der Medizin, sowie die Möglichkeiten der Parametrisierung der Objekte vorgestellt wurden, sind im Folgenden die favorisierten Methoden an einem konkreten Beispiel aufgezeigt. Das eingangs als Motivation dieser Arbeit dargestellte Problem der parametrischen Modellierung menschlicher Orbitae wird hierzu verwendet. Angefangen bei der Erstellung der generischen Geometriemodelle (Urmodelle), der Festlegungen des lokalen Koordinatensystems, der Auswahl der Steuerungsparameter und die damit verbundene Datenerfassung der anthropometrischen Messwerte, werden in dem folgenden Kapitel auch statistische Auswertungen und konkrete Transformationsbeispiele vorgestellt.

### 5.1 Motivation und Stand der Technik

Das Ziel dieser Arbeit ist die Bereitstellung eines parametrischen 3D-Modells zur schnellen Erstellung individueller Geometriemodelle der menschlichen Orbita. Die Geometriemodelle sind die Grundlage für computergestützte Fraktursimulationen des menschlichen Schädels. Diese Arbeit liefert demzufolge einen Beitrag zur Ursachenklärung von Verletzungen im Gesichtsschädelbereich. Zu diesem Zweck sollen sowohl Finite-Element-Simulationen als auch experimentelle Untersuchungen über die Art und Größe der Krafteinwirkung bei Frakturen im Gesichtsschädelbereich Aufschluss geben.

Grundlage hierfür ist die einfache und schnelle Generierung von 3D-Geometriemodellen menschlicher Schädel bzw. einzelner Knochenregionen. Die exakte geometrische Nachbildung menschlicher Schädel oder Schädelbereiche steht dabei im Vordergrund, um ein möglichst realitätsnahes Modell zur Verfügung zu stellen. Die schnelle Ermittlung der geometrischen Form von Schädeln bzw. Schädelbereichen soll durch ein generisches parametrisches Modell ermöglicht werden. Die Anzahl und Art der zu definierenden Parameter sowie ihre Ausprägung für einen speziellen Fall werden durch Analyse vermessener Schädel und die Auswertung anthropometrischer Untersuchungen ermittelt. Die vorgesehenen Arbeiten werden als erste Etappe zu Untersuchungen von Verletzungen der Orbita betrachtet. Sie werden im Erfolgsfall in einer zweiten Etappe ergänzt durch die Erforschung der Eigenschaften des Orbitamaterials und die Durchführung von numerischen Simulationen.



Mittelgesichtsfrakturen werden unterteilt in Frakturen des knöchernen Nasenbeins, des Oberkiefers und des Jochbeinmassivs bzw. des Jochbogens. Diese Frakturen werden nach Schwenzer in zentrale und zentrolaterale Mittelgesichtsfrakturen eingeteilt. Weiterhin treten isolierte und kombinierte Frakturen der Orbitawände und des Orbitabodens auf, welche unter dem Terminus *blow out fracture* bekannt sind. Abbildung 29 zeigt die Hauptbestandteile der menschlichen Orbita.

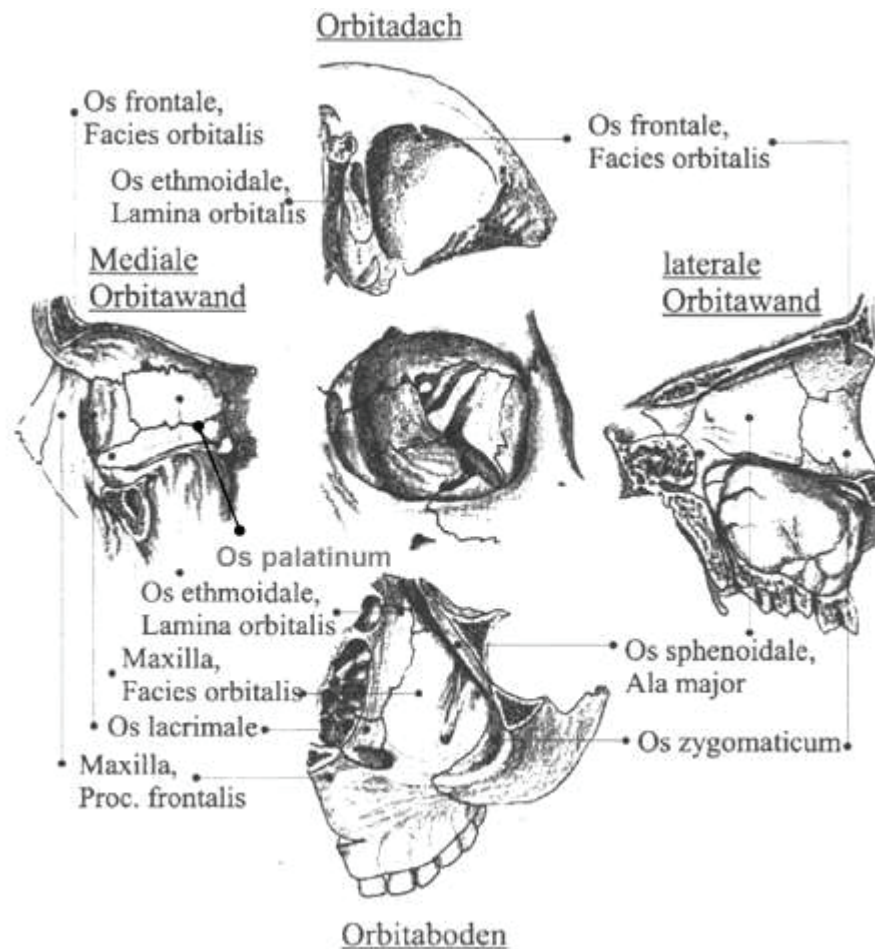


Abbildung 29: Aufbau der Orbita (Quelle: Sobotta, 2007)

Über die Ursachen von Verletzungen im Gesichtsschädelbereich liegen zahlreiche deutsche und anglo-amerikanische Statistiken vor. Schröder, Glanz, & Kleinsasser stellen in einer Übersichtsarbeit die Ursachen von Gesichtsschädelverletzungen aus den Jahren 1956 – 1989 vor und findet zu 44 % als Hauptursache Verkehrsunfälle, gefolgt von Freizeitunfällen, Sportunfällen sowie häuslichen Unfällen. Nach Weerda scheint es aber, dass in der Bundesrepublik Deutschland die Sport- und Freizeitunfälle, besonders aber Gesichtsverletzun-

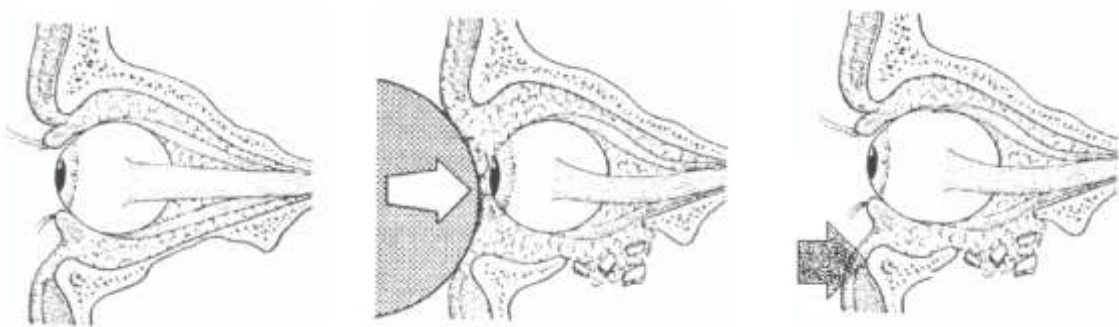
gen durch Gewalteinwirkungen zugenommen haben, während schwere Schädelhirntraumen durch Autounfälle eine fallende Tendenz aufweisen (Schuchardt, Schwenzer, & Rothe, 1966). Diese Beobachtung wird durch eine Reihe von Autoren bestätigt. Sonnenburg & Härtel werteten 1985 Patienten mit Gesichtsschädelfrakturen im Einzugsbereich von Rostock aus und erkannten eine Verlagerung des Häufigkeitsgipfels von den 22 – 28-jährigen ins jüngere Alter zu den 18 – 22-jährigen.

Von der mehrheitlich geschlossenen Versorgung hat sich in den letzten Jahren ein Wandel zur überwiegend operativen Therapie mit der Miniplattenosteosynthese vollzogen (Bergler, Hoffmann, & Hörmann, 1997). Ziel der Versorgung aller Gesichtsschädelverletzungen ist heute die möglichst vollständige ästhetische und funktionelle Rehabilitation der Patienten mit Wiederherstellung des äußeren Erscheinungsbildes, der Mimik, der Sensibilität, sowie der Kau-, Schluck-, Atemwegs- und Sehfunktion. Durch diese Veränderungen im Therapiekonzept ist die Reposition der Frakturen über kleine lokale Inzisionen einer exakten Darstellung, Reposition und Stabilisierung aller Fragmente gewichen (Dempf & Hausamen, Gesichtsschädelfrakturen, 2000). Durch die Stabilisierung komplexer Gesichtsschädelfrakturen werden die lasttragenden Strukturen rekonstruiert und die sagittalen, transversalen und vertikalen Dimensionen des Gesichtsschädels wiederhergestellt.

Unter den lateralen Mittelgesichtsfrakturen stellen die isolierten Orbitawandfrakturen eine Besonderheit dar. Bei diesen Frakturen ist der äußere Knochenring der Orbitaländer intakt geblieben. Die Fraktur kann sowohl die inferiore, mediale oder seltener die superiore Augenhöhlenbegrenzung isoliert betreffen als auch mehrere dieser Orbitawände kombiniert. Genaue Untersuchungen wurden in Dempf & Hausamen, Edwards & Ridley, Dodick, Gallin, Littleton, & Sod, Curtin, Wolfe, & Schramm, Raflo, Kulwin & Leadbetter und Koltai, Amjad, Meyer, & Feustel beschrieben. Converse und Smith prägten 1957 für die isolierten Frakturen des Orbitabodens den Terminus *blow-out fracture* (Converse & Smith, 1957).

Für die Pathogenese werden sowohl die *hydraulic pressure* als auch die *buckling-force theory* postuliert (Abbildung 30). Die *hydraulic pressure theory* geht davon aus, dass die Frakturen indirekt, durch eine hydraulische Kraftübertragung über den inkompressiblen Orbitainhalt zustande kommen. Der durch ein stumpfes Trauma auf das Auge gesteigerte, sich allseitig ausbreitende intraorbitale Druck führt demnach zur „Entladung“ am *locus minoris resistentiae*,

vor allem dem dünnen Orbitaboden. Durch die Frakturierung kann es zu einer Verlagerung von orbitalem Gewebe und Knochenfragmenten in die Nasennebenhöhlen, eventuell mit Einklemmung von Weichteilen kommen. Kritiker dieser Theorie bemängeln das typische Fehlen schwerwiegender Augenverletzungen bei Vorliegen dieses Mechanismus und stellten die *buckling-force theory* auf (King, 1944). Hierdurch kommt es durch eine direkte Kraftweiterleitung von den bei einem stumpfen Trauma exponierten Orbitaländern auf die Orbitawände an typischen Stellen zu erhöhten Spannungen mit der Gefahr des Auftretens von Biegebrüchen.



**Abbildung 30: Frakturmechanismen der Orbita, links: intakte Orbita, mitte: Überdrucktheorie, rechts: Knochentransmissionstheorie**

In neueren Experimenten wurden Vergleiche beider Pathomechanismen an frischen Leichenschädeln (1-7 Tage post mortem) durchgeführt (Ahmad, Kirkpatrick, Lyne, Urdang, Garey, & Waterhouse, 2003). Dabei stellt sich heraus, dass beide Mechanismen zu Orbitabodenfrakturen führen können. Dazu wurden die Theorien mit Hilfe eines Modells an jeweils einer Orbita mit definierten Kräften nachgestellt. Es stellte sich heraus, dass die Krafteinwirkung an der unteren Orbitawulst (*buckling-force-theory*), durch die es zu einer Fraktur des Orbitabodens kommt, höher sein musste, als bei der Krafteinwirkung direkt auf die Orbita (*hydraulic-pressure-theory*). Beide Mechanismen führten in den Versuchen mit den Leichenschädeln zu unterschiedlichen Verletzungsmustern. Während es durch Krafteinwirkung an der unteren Orbitalwulst zu Frakturen in vorderen Teilen des Orbitabodens kam, wurden durch Krafteinwirkung auf die gesamte Orbita hintere Orbitabodenanteile frakturiert. Auch die Herniation von Orbitainhalt in die Kieferhöhle wurde in diesem Falle häufiger beobachtet. Die unlängst durchgeführten Versuche an frischen humanen Kadavern von Ahmad (Ahmad, Kirkpatrick, Lyne, Urdang, Garey, & Waterhouse, 2003) dürften in der

heutigen Zeit aus medicolegalen, aber auch aus ethischen Gründen nicht mehr zu vertreten sein.

Auf den folgenden Seiten werden in Tabelle 5 und Tabelle 6 experimentelle Untersuchungen zu den Orbitaverletzungen aufgelistet. Dazu sind die Autoren, das Veröffentlichungsjahr, sowie der Experimenttyp zusammengetragen.

| <b>Autor</b> | <b>Jahr</b> | <b>Experiment</b>   |
|--------------|-------------|---|
| Menning      | 1956        | Leichenorbitae  |
| Smith, Regan | 1957        | Leichenorbitae  |
| Lange        | 1965        | Trockenschädel  |
| Jones, Evans | 1967        | Leichenorbitae  |
| Schneider    | 1987        | Kunststoff-Orbitamodell,<br>Hochgeschwindigkeitsfotographie |
| Jo           | 1989        | Leichenorbitae, Dehnungsmeß-<br>streifen, Modelle           |
| Green        | 1990        | Primatenmodell  |
| Waterhouse   | 1999        | Leichenorbitae  |
| Bullock      | 1999        | Leichenorbitaböden  |
| Rhee         | 2002        | Leichenorbitae  |
| Ahmad        | 2003        | Leichenorbitae  |

**Tabelle 5: Experimentelle Untersuchungen zur Überdrucktheorie**

| <b>Autor</b>   | <b>Jahr</b> | <b>Experiment</b>                    |
|----------------|-------------|--------------------------------------|
| Le Fort        | 1901        | Leichenschädel                       |
| Fujino         | 1974        | Trockenschädel                       |
| Tajima, Fujino | 1974        | Stress-Coat-Test an Trockenschädeln  |
| Tetsch         | 1977        | Dehnungsmessstreifen                 |
| Fujino, Sato   | 1977        | 2D- und 3D-Orbitamodell              |
| Austermann     | 1979        | Leichenschädel                       |
| Fujino, Makino | 1980        | Hochgeschwindigkeitsfotographie      |
| Stoll, Kroll   | 1982        | Modellversuche                       |
| Austermann     | 1983        | Dehnungsmessstreifen                 |
| Fujino, Sato   | 1987        | 3D-Orbitamodell, 3D-Modellrechnungen |
| Phalen         | 1990        | Trockenschädel, Leichenschädel       |
| Behrendt       | 1993        | Interferenzholographie               |
| Waterhouse     | 1999        | Leichenorbitae                       |
| Bullock        | 1999        | Leichenorbitaböden                   |
| Ahmad          | 2003        | Leichenorbitae                       |

**Tabelle 6: Experimentelle Untersuchungen zur Knochentransmissionstheorie**

Die Ursachen und Mechanismen, welche zu Frakturen der Orbita führen können, sind gut untersucht und dokumentiert. Anhand der vorliegenden Ergebnisse und Fallbeispiele scheint es möglich, Vergleiche zwischen virtuellen

Frakturgeschehnissen und der Wirklichkeit zu unternehmen. Hierzu ist ein naturgetreues parametergestütztes virtuelles Orbitamodell, welches ein erster Ansatz für die Entwicklung eines kompletten virtuellen Schädelmodells sein soll, die Grundlage. Später können daran komplexe, den gesamten Schädel miteinbeziehende Frakturgeschehnisse und deren Mechanismen simuliert werden.

Der Großteil bisheriger Forschungsarbeiten beschäftigte sich überwiegend mit der Knochenrekonstruktion und Festigkeitsberechnungen im Bein-, Arm- und Rückenbereich, wie z.B. des *Femurs* (Oberschenkelknochen). Diese wurden und werden mit den zunehmenden Möglichkeiten in der Prothetik benötigt und weiterentwickelt. Auf diesem Gebiet laufen zahlreiche Forschungsarbeiten zu 3D-Knochenrekonstruktionen. Beispielhaft seien hier Baksi & Grothe, 2005 Baksi & Grothe, 2006, Baksi & Grothe, 2007 Lengsfeld, Kaminsky, Merz, & Franke, 1994 und Keyak, Meagher, Skinner, & Mote, 1990 erwähnt.

Grundlage dieser Rekonstruktionen bilden 3D-CAD-Modelle, welche auf unterschiedliche Art und Weise generiert werden. Am weitesten verbreitet ist die Verarbeitung von CT-Datensätzen, aber auch die manuelle Modellierung sowie das Verarbeiten von Röntgenbildern, Magnetresonanztomographie-Daten oder Abtast- bzw. Lasermessdaten finden Anwendung. Hier wird auf die Arbeiten und Forschungstätigkeiten von Zeilhofer & Sader, 2000, Kullmer, Weiser, & Richard, 1998, und Guldberg, Hollister, & Charras, 1998 verwiesen. Mit der Erstellung von CAD-Modellen menschlicher Schädel befasst sich beispielweise Klesper, Schmelze, Selltmann, & Rottke, 1993. Die heute verfügbaren und verwendeten Methoden zur Generierung von 3D-CAD-Daten kommen bei der Modellierung menschlicher Schädel unter besonderer Berücksichtigung des Gesichtsschädelbereiches 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. Infolgedessen treten Schwierigkeiten bei der eindeutigen Ableitung der Geometrie aus schichtweise ermittelten Daten, wie z.B. bei CT oder MRT auf.

Die 3D-CAD-Modelle bilden jedoch die optimale Grundlage für die automatische Generierung von Finite-Element-Modellen und für die Konstruktion von Implantaten. Mit Hilfe der Finite-Element-Modelle können Steifigkeit und Festigkeit von Knochen, Gelenken und Implantaten abgeschätzt werden. Zahlreiche Studien zu Finite-Element-Berechnungen des Schädel- und Orbitabereiches wurden

von Klesper, Schmelze, Selltmann, & Rottke, 1993, Bandak, Vander Vorst, Stuhmiller, Mlakar, Chilton, & Stuhmiller, 1995, Takizawa, et al., 1988, Voo, Kumaresan, Pintar, Yoganandan, & Sances, 1996 und Hartmann, 1999 durchgeführt. Für die Ursachenanalyse von Blow-Out-Frakturen sind die Ergebnisse jedoch nicht ausreichend.

Um die Anpassung von Implantaten bei der Operation zu minimieren, werden für die Herstellung 3D-CAD-Modelle eingesetzt. Diese Technik kommt auch der Kopfchirurgie zugute. Mit Hilfe von CAD-Technik vorgefertigte Titan- und Kunststoffimplantate nehmen dort mittlerweile eine bedeutende Position ein. In einfacheren geometrischen Bereichen, wie z.B. der Schädeldecke, werden bereits mit Erfolg Titanimplantate mit Hilfe von CAD-Modellen, welche aus CT-Daten erstellt wurden, konstruiert und auf CNC-Fräsmaschinen hergestellt. Diese Art der Implantatherstellung wird beispielsweise in Eufinger & Machtens dokumentiert.

Methoden der Computergrafik zur Visualisierung wurden und werden stetig weiterentwickelt. Dieser Fortschritt ist bei der Darstellung menschlicher Schädelformen sichtbar. Das vorgestellte Multimedia-Programm Voxel-Man-3D erlaubt eine interaktive Exploration eines dreidimensionalen Anatomiemodells. Die Qualität ist für Finite-Element-Analysen nicht ausreichend, denn diese und ähnliche Modelle dienen der Visualisierung allgemeiner Merkmale des menschlichen Körpers und nicht der mechanischen Simulation. Die Detailtreue und Anpassungsfähigkeit solcher Modelle an spezielle menschliche Schädel ist unbefriedigend. Ferner ist die Generierung mit hohem zeitlichem Aufwand verbunden. Mit der stetig wachsenden Leistung der Computer wurden auch zahlreiche Modelle für die Visualisierung von Gesichtsausdrücken entwickelt. Die Basis sind aber in der Regel lediglich Oberflächenmodelle, welche allerdings für die Film- und Computerindustrie sowie zahlreichen medizinischen Simulationen ausreichend sind. Eine Zusammenfassung der Möglichkeiten auf diesem Gebiet wird in Kähler gegeben. Zum Erreichen des Ziels der Fraktursimulation können diese Modelle jedoch keinen Beitrag leisten.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass keine wissenschaftlichen Arbeiten existieren, die sich mit der Simulation von Verletzungen im Gesichtschädelbereich und deren im Einzelfall sehr unterschiedlichen Ursachen befassen. Insbesondere Untersuchungen zur Blow-Out-Fraktur sind auf experimenteller Basis entstanden. Dies ist der anspruchsvollen Aufgabe der geometrischen und stofflichen Nachbildung des menschlichen Schädels zuzu-

schreiben. Des Weiteren spielt der Zeitaufwand eine wichtige Rolle. Die Generierung des CAD-Modells eines speziellen Schädels sollte ohne nennenswerte Nachbearbeitung von Hand vollzogen werden können. Unter diesem Aspekt sind die zurzeit verwendeten Methoden unzureichend.

Die Einsatzgebiete detaillierter 3D-Geometriemodelle sind neben den zuvor genannten jedoch vielfältig. Sie finden z.B. Einsatz in der Produktentwicklung und der Operationssimulation. So können beispielsweise an das Geschlecht oder spezielle Altersgruppen angepasste Schädelmodelle bereits in der Produktentwicklung zur Verringerung schwerwiegender Verletzungen im Gesichtsschädelbereich beitragen. Die Planung und computergestützte Navigation bei Operationen benötigt ebenfalls detaillierte individuell anpassbare Geometriemodelle, welchen schnell und einfach handhabbar sind.

Auf der Basis weitreichender Untersuchungen zu der Epidemiologie, den Symptomen und Therapie von Frakturen des Mittelgesichts und der Rhinobasis von Bacsukulin, Kramp, Hingst, & Guthoff, Fischer, Herzog, Kramp, & Gundlach, Härtel & Kramp, 1996, Kleinfeld & Kramp, Kramp, Fischer, Werner, & Schmitz, Kramp, Hingst, Töwe, Härtel, & Pau, Kramp & Sonnenburg, Sonnenburg, Härtel, & Kramp, Kramp & Graumüller können weiterführende computergestützte Untersuchungen durchgeführt werden. Schmalbruch untersuchte 1995 die Therapie von Mittelgesichtsfrakturen mittels der Plattenosteosynthese und wertete das Krankengut der Hals-Nasen-Ohren-Klinik von 1984–1993 aus. Hinsichtlich der Häufigkeitsverteilung des Patientengutes war ein rapider Anstieg seit 1990 zu erkennen. Es überwog das männliche Geschlecht mit 84,3% gegenüber dem weiblichen. Besonders häufig waren Patienten jüngeren Alters zwischen dem 21. und dem 25. Lebensjahr betroffen. Dazu kam eine noch jüngere Gruppe von 16 – 20 Jahren. 30% dieser Patienten erlitten die Verletzung unter Alkohol. Bei diesen Untersuchungen war die häufigste Unfallursache das Rohheitsdelikt mit 42,9% gefolgt vom Verkehrsunfall mit 34,3%. Beim Vergleich des Ätiologiemusters vor und nach 1989 waren Unterschiede festzustellen. Vor 1989 der Verkehrsunfall mit 50% Hauptursache aller Unfälle, wurde nach 1989 das Rohheitsdelikt an erster Stelle gefunden. Es überwogen naturgemäß aus der Ätiologie erklärbar laterale Mittelgesichtsfrakturen zu 52,9% von zentrolateralen 30% und zentralen Mittelgesichtsfrakturen mit 17,1%. Zusammenfassend kann ausgesagt werden, dass bei der Versorgung der Mittelgesichtsfrakturen mittels der Plattenosteosynthese ein guter Therapieerfolg mit



geringen funktionellen und kosmetischen Beschwerden und einer Wiederherstellung des ursprünglichen Zustandes erzielt werden kann.

Fischer A.-L. untersuchte die isolierten Frakturen der Orbitawände unter besonderer Berücksichtigung der Orbitabodenfrakturen an der Rostocker Klinik von 1964 – 1996. 23% der Mittelgesichtsfrakturen fanden mit einer Orbitabeteiligung statt. Unter diesen waren 27% isolierte Orbitawandfrakturen: Bei 67% war der Orbitaboden betroffen gefolgt von Siebbein- (22%) und kombinierten Orbitaboden- und Siebbeinfrakturen (9%). Reine Orbitadachfrakturen wurden sehr selten (1%) gefunden. Typische Unfallopfer waren in nahezu 25% der Fälle alkoholisierte Männer um das 30. Lebensjahr, die sich durch Rohheitsdelikte (meist Faustschläge) Orbitabodenfrakturen zuzogen. Insgesamt überwogen mit 56% die Rohheitsdelikte als Ursache dieser Frakturen, es folgten Stürze (13%), Sport- und Freizeitunfälle (11%), Verkehrsunfälle (10%), perforierende Verletzungen (5%), Arbeitsunfälle (4%). Motilitätsstörungen, Diplopie, Sensibilitätsstörungen und Enophthalmus traten insbesondere bei Orbitakarzerationen auf. Die kritische Analyse zum Pathomechanismus der isolierten Orbitawandfraktur nach dem Ort der einwirkenden Kraft ergab keinen eindeutigen Hinweis nur auf die *hydraulic pressure* bzw. *buckling force theory*, so dass zur weitergehenden Klärung der Wirksamkeit der Pathomechanismen andere Modelle, wie das Finite-Element-Modell, notwendig sind. Hierbei ist auf möglichst realitätsnahe Versuchsbedingungen, wie Orbitaanatomie, Materialkennwerte des Knochens und angrenzender Bereiche, Größe und Form der frakturverursachenden Kraft und die Rolle des Orbitainhaltes zu achten.

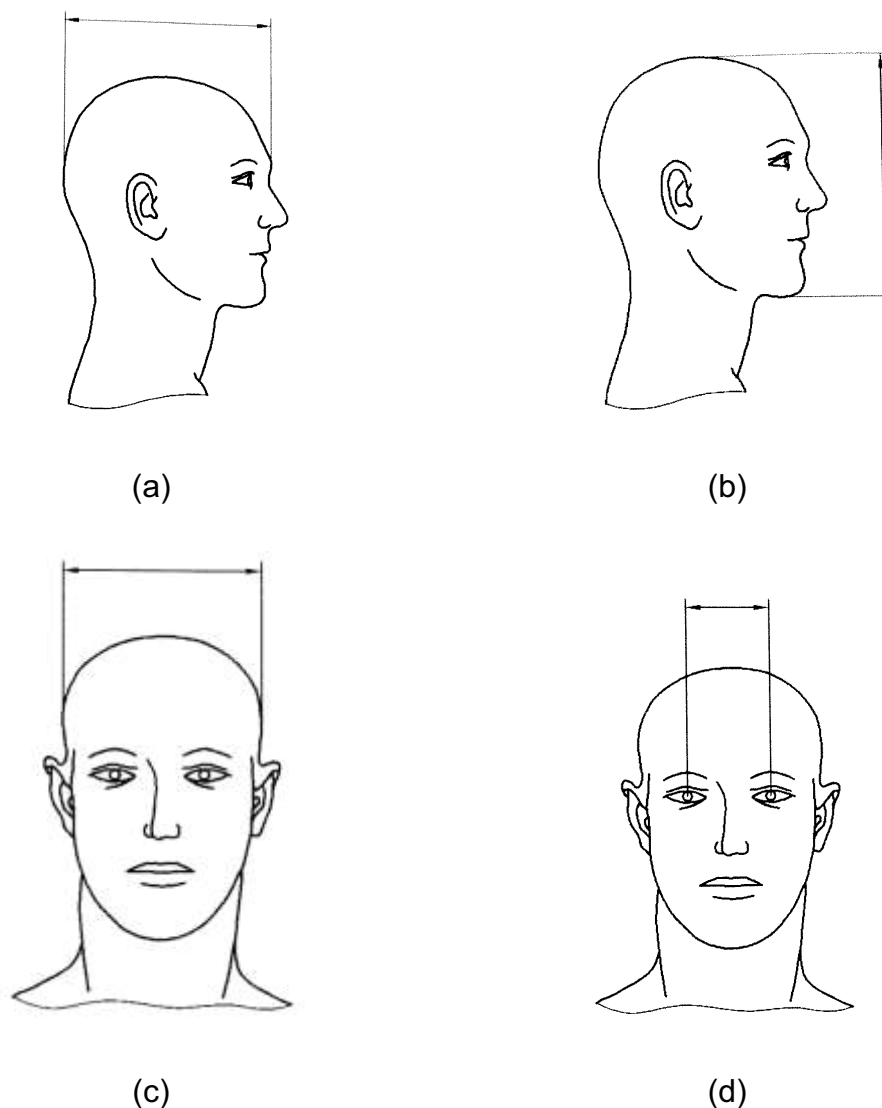
Das nicht patientenspezifische Finite-Elemente-Schädelmodell aus Schalenelementen nach mazerierten Schädelpräparaten von Punke, Fritsche, Martin, Schmitz, Pau, & Kramp und Martin, Fritsche, Kramp, & Schmitz stellt einen ersten Anfang für detaillierte Fraktursimulationen dar. Das Schädelmodell entstand nach Vermessung einzelner Komponenten des Schädels mit Hilfe eines Koordinatenmesstisches. Für die Bestimmung der Dicken der Schalenelemente wurden CT-Daten ausgewertet. Die Dicke für die einzelnen Bestandteile des Schädels wurde stückweise konstant gesetzt. Es wurden statisch mehrere Lastfälle untersucht, die verschiedene Varianten der Lastaufbringung (*buckling force* und *hydraulic pressure*) darstellen. Der Schädel wurde im Bereich des *Foramen magnum* eingespannt betrachtet. Die berechneten Spannungsverteilungen erlaubten es qualitative Rückschlüsse auf die Gültigkeit der verschiedenen Theorien (*hydraulic pressure theory*, *buckling force theory*) zu ziehen. Die

Lastaufbringung auf den Orbitalrand erzeugte Spannungsspitzen in einem Bereich der Orbita in dem Frakturen zu erwarten sind. Für einen quantitativen Vergleich sind weiterführende Untersuchungen erforderlich. So muss das Auge und das zugehörige Gewebe, wie Muskeln und Fett mit modelliert werden, um Aussagen über die Druckverteilung im Orbitabereich zu erhalten.

Verschiedene Möglichkeiten zur Generierung eines Finite-Element-Modells des Gesichtsschädels unter besonderer Berücksichtigung der Orbita wurden in Klein & Brökel, 2004 beschrieben. Es wurden verschiedene Methoden untersucht und getestet. Ziel war es, aus Computertomographie-Datensätzen ein FE-Modell zu erzeugen. Zur Lösung wurden direkte und indirekte Verfahren angewandt. Ausgangspunkt war die Punktwolke eines CT-Datensatzes. Die Auflösung betrug 1.2mm. Bei der Anwendung der direkten Verfahren wurde versucht, aus Punktwolken ein FE-Netz zu generieren. Die erforderliche Nachbearbeitung (Glättung der Oberflächen) ist sehr zeitintensiv bzw. auf Grund der Komplexität der Geometrie unmöglich. Die Ergebnisse erwiesen sich für sinnvolle Berechnungen als weitgehend unbrauchbar. Bei den indirekten Verfahren wurde mit Hilfe von verschiedenen mathematischen Algorithmen aus der Voxelwolke ein 3D-CAD-Modell generiert, um dieses als Grundlage für FE-Analysen zu verwenden. Auch die indirekten Verfahren lieferten keine zufrieden stellenden Ergebnisse. Gründe hierfür sind die sehr komplexe Geometrie des Schädels (kleine Knochen, Hohlräume, dünne Knochen), sowie die unzureichende Auflösung der Computertomographie. Schlussfolgernd aus diesen Ergebnissen wurde im nächsten Schritt ein parametrisiertes Orbitamodell entwickelt ( Klein & Brökel, 2005 und Klein & Brökel, 2006). Als beschreibende Parameter wurden Höhe, Breite und Tiefe des Orbitaraumes gewählt. Als Basis wurde ein generisches Modell, welches die Topologie der Orbita beschreibt, erstellt. Durch Kontrollpunkte gesteuerte Kurven kontrollieren dabei die Gestalt der Freiformflächen. Die detaillierte Geometrie wird durch Beziehungen zwischen den Kontrollpunkten und den beschreibenden Parametern abgebildet. In diesem ersten parametrisierten Modell kann die Orbita in der Größe und die Verhältnisse der Abmessung zueinander verändert werden.

## 5.2 Anthropometrische Daten und experimentelle Untersuchungen an menschlichen Orbitae

Die Anthropometrie ist die Lehre von der Ermittlung und Anwendung der Maße des menschlichen Körpers. Sie wird vor allem in der Ergonomie zur Gestaltung von Arbeitsplätzen und Werkzeugen gebraucht. Neben den Hauptabmessungen des menschlichen Körpers sind in der DIN 33 402 auch Daten über die Abmessungen des menschlichen Schädels zusammengetragen. Die Abbildung 31 zeigt einige Kopfabmessungen des Menschen nach DIN 33 402 ( Jürgens, Aune, & Pieper, 1998).



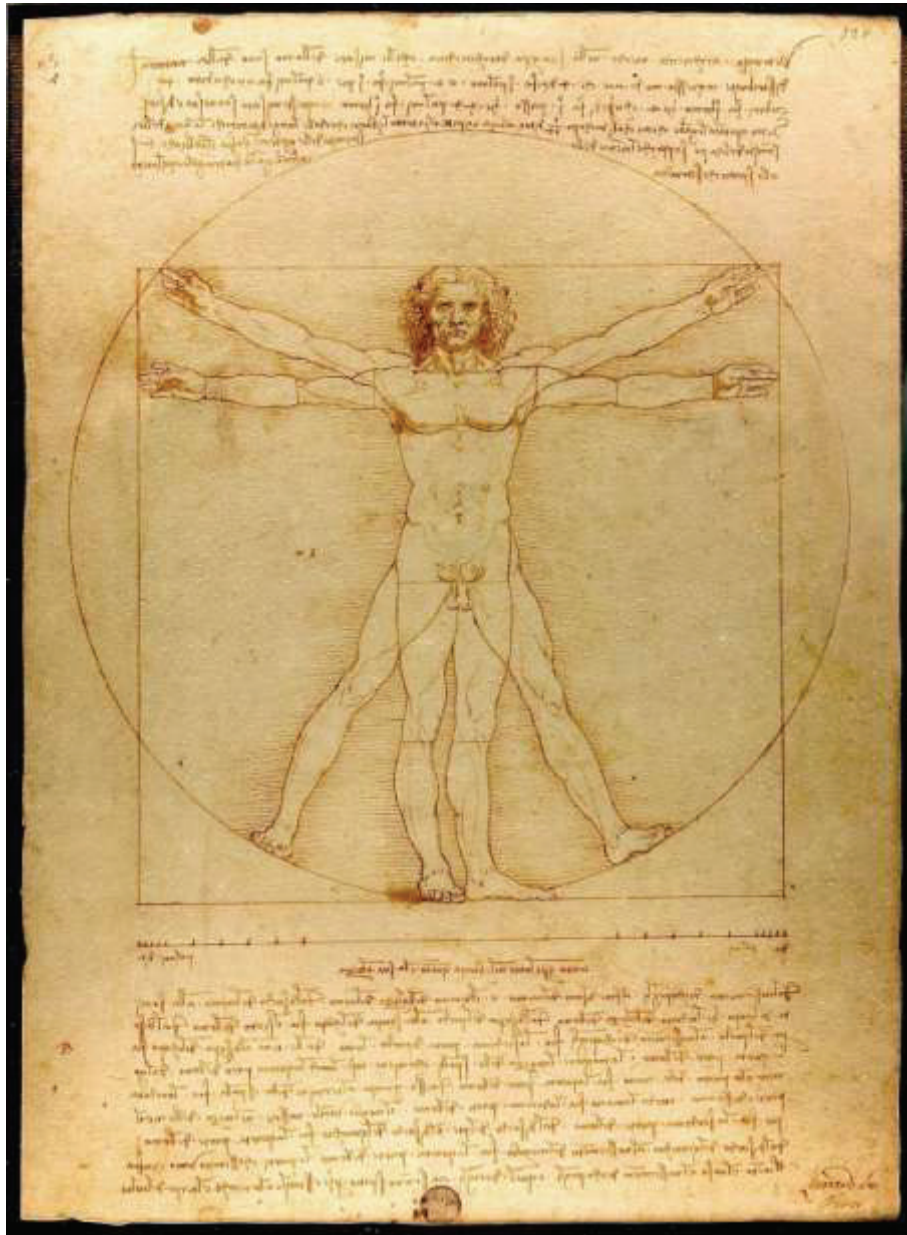
**Abbildung 31: Körpermaße des Menschen nach DIN 33 402 Teil 2 und dem "Internationalen anthropometrischen Datenatlas" Jürgens, Aune, & Pieper, 1998, (a) Kopflänge, (b) Kopfhöhe, (c) Kopfbreite und (d) Pupillenabstand**

Die Abmessungen, welche auszugsweise in Abbildung 31 dargestellt wurden, sind in der DIN 33 402 dargestellt. Dort erfolgt eine Einteilung in vier Altersgruppen und in die Geschlechter. Für jede Gruppe sind die Werte für das 5., 50. und 95. Perzentil dargestellt. Die Werte für den Pupillenabstand sind in Tabelle 7 dargestellt. Weitere Informationen sind im Anhang A zu finden.

| Altersgruppen<br>[Jahren] | Pupillenabstand [mm] |           |           |           |           |           |
|---------------------------|----------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
|                           | Männer               |           |           | Frauen    |           |           |
|                           | Perzentil            |           |           |           |           |           |
|                           | 5                    | 50        | 95        | 5         | 50        | 95        |
| <b>18-65</b>              | <b>56</b>            | <b>61</b> | <b>69</b> | <b>55</b> | <b>60</b> | <b>65</b> |
| <b>18-25</b>              | 57                   | 62        | 68        | 54        | 60        | 65        |
| <b>26-40</b>              | 57                   | 62        | 69        | 56        | 61        | 66        |
| <b>41-60</b>              | 56                   | 61        | 69        | 55        | 59        | 64        |
| <b>61-65</b>              | 54                   | 60        | 68        | 54        | 57        | 64        |

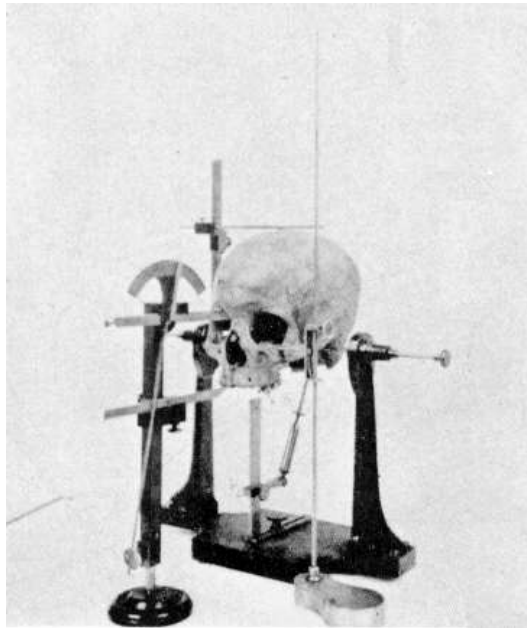
**Tabelle 7: Pupillenabstand nach DIN 33402, Teil2, Tabelle 68**

Aber auch zu früheren Zeiten haben sich Wissenschaftler mit der Anthropometrie menschlicher Körper beschäftigt. Das bekannteste Beispiel ist Leonardo da Vinci mit seiner Studie über Körperproportionen nach Vitruv im Jahre 1492. Abbildung 32 zeigt den vitruvianischen Mensch als Federzeichnung.



**Abbildung 32: Der vitruvianische Mensch, Proportionsstudie nach Vitruv 1492 (Fotografie von Luc Viatour)**

In dem Gebiet der Anthropometrie angesiedelt beschäftigt sich die Krianiometrie (Schädelmessung) mit dem Schädel und seinen Abmessungen. Die Krianiometrie beschreibt die "direkte" Messmethode. Alle Maße werden "in situ", also am lebenden oder toten Körperteil mechanisch erfasst (Abbildung 33).



**Abbildung 33: Historisches Kraniometer (Quelle: Cicely D. Fawcett and Alice Lee, "A Second Study of the Variation and Correlation of the Human Skull, With Special Reference to the Naqada Crania," *Biometrika*, Vol. 1, No. 4. (Aug., 1902), pp. 408-467: Plate IV: "Figure 2. Craniphor, Goniophor, and Scriber.")**

Das Pendant zu Kranimetrie in der Röntgenologie ist die Cephalometrie. Hier werden die Maße indirekt am Röntgenbild also an der Projektion einer knöchernen Struktur abgenommen. Hierzu zählen demnach auch die Daten aus der Computertomographie, der Magnetresonanztomographie und der Sonographie.

Dieser Arbeit liegen sowohl kranimetrische, als auch cephalometrische Daten zugrunde. Neben Messungen aus der Computertomographie wurden auch mazerierte Schädel (trockene Leichenschädel) mit einem taktilen Messgerät analysiert. Um die verschiedenartigen Messungen in der Computertomographie und am mazerierten Schädel miteinander vergleichen zu können, wird zunächst ein patientenabhängiges Koordinatensystem definiert. Anschließend werden das kranimetrische und das cephalometrische Messverfahren genauer vorgestellt und deren Ergebnisse unter statistischen Gesichtspunkten betrachtet und mit den bereits in der Literatur durch Lang & Oehmann publizierten Ergebnissen verglichen.

### 5.2.1 Das Koordinatensystem des menschlichen Schädels

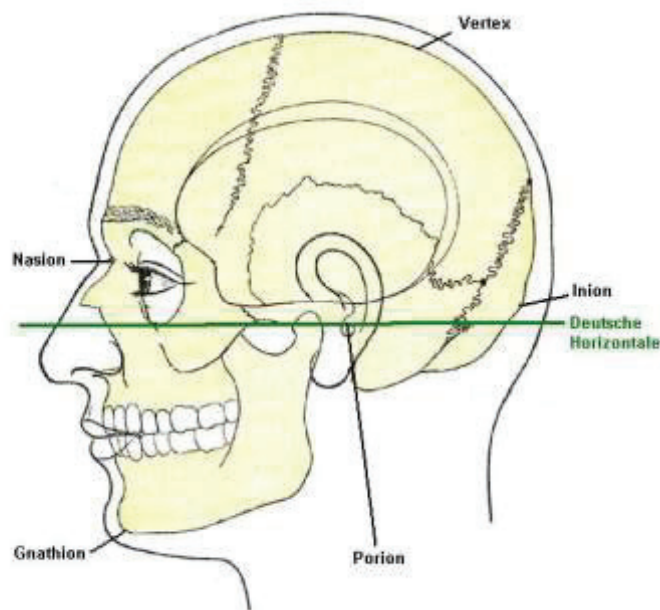
In der Anthropometrie existiert kein unabhängiges Koordinatensystem. Vielmehr führt jedes Individuum sein eigenes Koordinatensystem (Patientenkoordinatensystem) mit sich. Für die Aufnahme absoluter Messwerte und den Vergleich verschiedener Messverfahren ist ein einheitliches Koordinatensystem jedoch zwingend notwendig. Dafür müssen zusätzlich zu den anthropometrischen Punkten weitere Referenzpunkte vermessen werden. Auf deren Basis kann ein ortsfestes jedoch an das Individuum gebundene Koordinatensystem definiert werden. Diese Referenzpunkte, oft auch als Landmarken bezeichnet, müssen anatomisch eindeutig definierte Punkte sein, die an jedem Individuum wieder gefunden werden können. Bewährt haben sich hier markante Fissuren und so genannte Knochennähte und ihre Kreuzungen.

Am menschlichen Schädel hat sich in der Anthropometrie und Anatomie eine Definition für das Koordinatensystem durchgesetzt. Die Festlegung erfolgt durch die Bestimmung der drei Hauptebenen Medial, Horizontal und Frontal. Rein geometrisch betrachtet erfolgt die Definition beginnend mit der Medialebene. Diese stellt die Symmetrieebene dar, welche den menschlichen Schädel in die linke und die rechte Hälfte aufteilt. Basierend auf der Medialebene liegt die Horizontalebene senkrecht zu ihr und verläuft beim aufrecht stehenden Körper (Menschen) waagrecht. Die Frontalebene liegt senkrecht zur Medial- und Horizontalebene direkt vor dem menschlichen Schädel. Für die exakte Definition der drei Hauptebenen wurden folgende anthropometrischen Punkte (Landmarken) bzw. Platzierungsbedingungen verwendet:

- *Medialebene*
  1. Schnittpunkt: Sutura coronalis & Sutura sagitalis
  2. Schnittpunkt: Sutura frontonasalis & Incisura internasalis
  3. Spina nasalis anterior
- *Horizontalebene*
  1. Mitte obere Begrenzung Meatus acusticus externus
  2. Orbitaeingang inferior (weiteste Ausdehnung)
  3. senkrecht zur Medialebene
- *Frontalebene*
  1. Mittelwert von Os nasale anteriore Bergrenzung dexter und sinister

2. senkrecht zur Medialebene
3. senkrecht zur Horizontalebene

Besonders hervorzuheben ist die Horizontalebene in ihrer Definition. Ebenfalls als Deutsche Horizontale, Frankfurter Horizontale, Tragus-Orbita-Linie oder Reid's line bekannt, ist sie in der Anatomie bedeutend. Sie wird beschrieben durch die gedachte horizontale Linie durch den tiefst gelegenen Punkt des Unterrandes der Orbita und durch den höchsten Punkt des äußeren knöchernen Gehörgangs (Porus acusticus externus, Porion). Sie wurde 1882 von Anthropologen auf einem Kongress in Frankfurt am Main für die Krianiometrie definiert. Heutzutage dient sie als Einstellungsebene für Röntgenaufnahmen und Computertomographien des Schädels, sowie als Bezugsebene in der Zahnmedizin. Die Abbildung 34 zeigt ihre Definition grafisch.



**Abbildung 34: Definition der deutschen Horizontalen in der Anthropometrie**

Der Schnittpunkt der drei Hauptebenen Medial, Horizontal und Frontal und somit der Koordinatenursprung befindet sich unter der Nase direkt vor dem Schädel. Die Abbildung 35 verdeutlicht noch einmal die drei Hauptebenen und deren Lage anhand einer dreidimensionalen Projektion des menschlichen Schädels.





**Abbildung 35: Menschlicher Schädel mit den drei Hauptebenen (Frontal, Medial und Horizontal)**

### **5.2.2 Antropometrische Datenerfassung**

Grundlage für die anthropometrische Datenerfassung bilden kranio-metrische und cephalometrische Messdaten. Mit Hilfe eines taktilen Messgerätes wurden Untersuchungen an mazerierten Schädeln aus den anatomischen Instituten der Universitäten Kiel und Greifswald vorgenommen. Weiterhin wurde das Patientengut (CT-Datensätze) der Klinik für Radiologische Diagnostik der Universität Rostock ausgewertet.

*An dieser Stelle wird ausdrücklich darauf hingewiesen, dass die hier verwendeten Daten aus der Computertomographie ein Abfallprodukt medizinisch notwendiger Untersuchungen sind. Es wurden keine Patienten einer zusätzlichen Strahlenbelastung aus rein wissenschaftlichen Beweggründen ausgesetzt.*

### 5.2.2.1 CT-basierte Untersuchungen

Die Grundlage für die Computertomographie-Untersuchungen bildeten Datensätze zweier verschiedener CT-Geräte am Institut für diagnostische und interventionelle Radiologie der Universität Rostock. Im Beobachtungszeitraum von 01/1998 bis zum Frühjahr 2005 erfolgte die CT-gestützte radiologische Diagnostik mit dem Thomoscan AVE der Firma Philips. Die verwendeten Bilddaten im Bereich der Orbita wurden in 1-Zeilen Spiraltechnik mit einer Schichtdicke von  $2\text{mm}$  (axial), einer coronaren Sekundärrekonstruktion von  $0,5\text{mm}$  und einer hoch auflösenden Matrix von  $520 \times 520$  gewonnen. Voraussetzung einer exakten orbitalen Diagnostik ist das Bevorzugen minimaler Einzelschichten mit Schichtdicken von höchstens  $2\text{mm}$ . Neuere Bilddaten stammten aus computertomographischen Untersuchungen mit dem Toshiba Multi-Slice Detektor in 32-Zeilen Spiraltechnik. Die hieraus verwendeten Datensätze wurden in  $1\text{mm}$  (axial), einer coronaren Sekundärrekonstruktion von  $0,5\text{mm}$  und einer Matrix von  $520 \times 520$  ausgewertet.

Es handelt sich bei diesen Datensätzen um Ergebnisse von Computertomographien, die zur Diagnostik im Bereich des Kopfes (Nasennebenhöhlen, Orbitae) bei Patienten unterschiedlichen Alters durchgeführt wurden. Die genaue Vorgehensweise und die vollständigen Ergebnisse sind der Dissertation von Köster (Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie "Otto Körner", Universitätsklinikum Rostock) zu entnehmen.

### 5.2.2.2 Taktile Untersuchungen

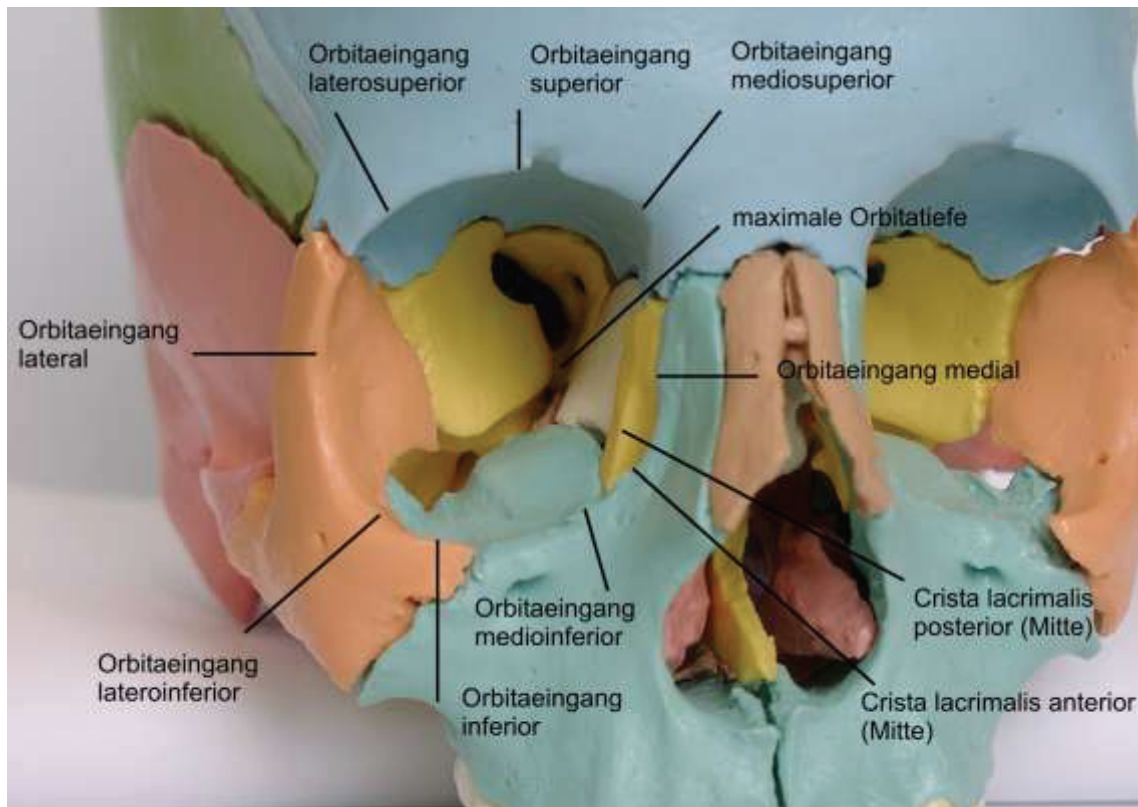
Die kraniometrischen Vermessungen von mazerierten menschlichen Schädeln erfolgten mit einem taktilen Meßsystem. Hierzu wurde das Knickarmsystem MicroScribe<sup>®</sup> G2 3D Digitizer der Firma Immersion Corporation (US) verwendet (Abbildung 36). Das System ist in seiner Kinematik an einen Knickarmroboter angelehnt. Der MicroScribe<sup>®</sup> G2 3D Digitizer besitzt die Immersion's mechanical tracking Technologie gepaart mit einer kompakten und einfach zu verwendenden Hardware. Der ausbalancierte Arm ist in den Gelenken mit digitalen optischen Sensoren ausgerüstet. Sein Arbeitsraum besitzt einen Durchmesser von ca.  $1,27\text{m}$  bei einer absoluten Genauigkeit von  $0,38\text{mm}$ .



**Abbildung 36: MicroScribe® G2 3D Digitizer von Immersion Corporation (US)**

Mit Hilfe von diesem Meßsystem wurden an ca. 90 Orbitae 65 anthropometrische Punkte vermessen. Die anthropometrischen Punkte wurden in Anlehnung an die bereits bestehenden Datentafeln von Lang & Oehmann, sowie unter Berücksichtigung der Messungen in der Computertomographie festgelegt. Durch die teilweise Überlappung entstand eine statistisch sichere Datenbasis.

Durch die Aufnahme der kartesischen Koordinaten ( $x$ ,  $y$ , und  $z$ ) jedes einzelnen anthropometrischen Punktes und der Punkte zur Definition des individuellen Schädelkoordinatensystems konnten die Messwerte hinterher in das jeweilige Schädelkoordinatensystem transformiert werden. Die Messwerte von Lang & Oehmann und aus dem CT konnten ebenfalls berechnet werden. Desweiteren dienen die kartesischen Koordinaten als Grundlage für die parametrischen Transformationen der generischen Modelle. Die Abbildung 37 zeigt exemplarisch 11 der 65 anthropometrischen Punkte im Orbiateneingangsbereich. Die Grafische Beschreibung und Auflistung aller Punkte sind im Anhang A zu finden.



**Abbildung 37: Auswahl anthropometrischer Messpunkte für die taktilen Messungen**

Die durchgeführten Messreihen an mazerierten Schädelpräparaten aus den anatomischen Instituten der Universitäten Kiel und Greifswald wurden in Zusammenarbeit mit der Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie „Otto Körner“ der Universität Rostock erstellt. Von den untersuchten Schädeln waren Alter und Geschlecht bekannt, so dass die Ergebnisse katalogisiert werden konnten.

### **5.2.3 Statistische Auswertung der anthropometrischen Untersuchungen**

Der menschliche Schädel wurde bereits in der Vergangenheit anthropometrisch untersucht. Die wohl umfangreichste Datenbasis, gerade in Bezug auf die Orbita, stellen die Untersuchungen von Lang & Oehmann dar. Sie haben in ihren Untersuchungen die aussagekräftigsten anthropometrischen Abmessungen, wie Breite und Höhe des Orbitaeingangs, des menschlichen Schädels statistisch analysiert. Auf den folgenden Seiten werden die Ergebnisse der Datentafeln von Lang und Oehmann, sowie die Ergebnisse der kranio-metrischen und cephalometrischen Untersuchungen beschrieben und diskutiert.

### 5.2.3.1 Datentafeln von Lang und Oehmann

Die bis heute wichtigsten Untersuchungen über die Veränderungen am knöchernen Apparat der menschlichen Augenhöhle in den Entwicklungsjahren veröffentlichten Lang und Oehmann 1976. Ihre Untersuchungen sind jedoch auf den Entwicklungszeitraum von der Geburt bis zum 20. Lebensjahr beschränkt. Sie haben in 10 Altersstufen aussagekräftige Parameter der Orbita ermittelt und statistisch analysiert. Auszugsweise ist in Tabelle 8 die Änderung der Orbitabreite und der Orbitahöhe bis zum 20. Lebensjahr dargestellt. Abgebildet sind der Mittelwert der Breite und der Höhe, der prozentuale Zuwachs, sowie die entsprechenden Minima und Maxima der analysierten Probanden. Es ist sehr gut zu erkennen, in welchen Entwicklungsjahren der menschlichen Orbita die größten Veränderungen am knöchernen Apparat der Augenhöhle eintreten.

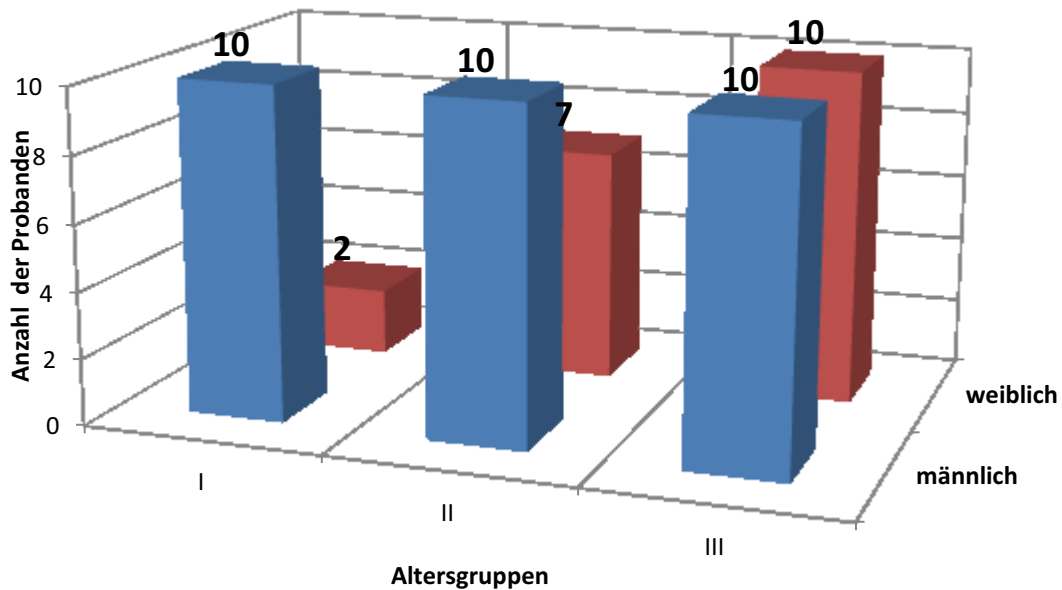
| Alter<br>[Jahre] | Breite       |                |             |             | Höhe         |                |             |             |
|------------------|--------------|----------------|-------------|-------------|--------------|----------------|-------------|-------------|
|                  | Wert<br>[mm] | Zuwachs<br>[%] | Min<br>[mm] | Max<br>[mm] | Wert<br>[mm] | Zuwachs<br>[%] | Min<br>[mm] | Max<br>[mm] |
| 0                | 27,2         | -              | 25,0        | 29,3        | 19,5         | -              | 18,0        | 21,0        |
| 0,25             | 27,9         | 2              | 25,6        | 30,2        | 24,0         | 23             | 21,3        | 27,0        |
| 1                | 31,8         | 14             | 28,0        | 33,4        | 26,4         | 10             | 23,5        | 28,0        |
| 2                | 33,2         | 4              | 31,0        | 35,0        | 27,5         | 4              | 26,0        | 29,0        |
| 4                | 35,3         | 6              | 32,0        | 39,5        | 28,7         | 4              | 26,5        | 32,0        |
| 6                | 35,5         | 0              | 31,5        | 37,3        | 29,1         | 0              | 27,0        | 31,7        |
| 8                | 37,4         | 5              | 35,6        | 39,0        | 32,4         | 11             | 31,0        | 33,6        |
| 9                | 37,5         | 0              | 33,8        | 39,7        | 32,5         | 0              | 30,0        | 34,2        |
| 11               | 41,0         | 9              | 34,0        | 43,0        | 34           | 5              | 30,5        | 37,5        |
| 20               | 41,3         | 1              | 35,0        | 45,0        | 34,4         | 1              | 31,8        | 38,0        |

Tabelle 8: Postnatale Vergrößerung der Orbita Lang & Oehmann, 1976

Die Datentabellen von Lang und Oehmann beinhalten aber nur Abmessungen in Form von Abständen. Die Transformationen auf der Basis anthropometrischer Parameter benötigen jedoch die kartesischen Koordinaten fest definierter Punkte. Aus diesem Grund wurden weitere anthropometrische Untersuchungen durchgeführt. Diese beinhalteten sowohl Messungen an Computertomographie-Aufnahmen, als auch taktile Messungen an mazerierten Leichenschädeln. Es wurden dabei versucht die Datenbasis von Lang und Oehmann zu erweitern. Das Hauptaugenmerk dieser Untersuchungen wurde auf Personen im Alter von 20 bis 85 gelegt. Eine statistische Auswertung dieser Daten ist in den folgenden Kapiteln zusammengefasst.

### **5.2.3.2 Daten der Computertomographie**

Die zur Vermessung verwendeten Daten der Computertomographie (CT-Bilder) des Kopfbereiches wurden in Abhängigkeit vom Alter und Geschlecht ausgewählt. Ausschlaggebend war hierbei die komplette Darstellung der knöchernen Orbita unter Einbeziehung des oberen und unteren Augenhöhlenrandes. Die individuellen Orbitae wurden nach Geschlecht und Alter in Gruppen aufgeteilt. Ziel waren Gruppen mit je 10 Probanden. Insgesamt wurden 49 CT-Bilder linksseitig, orbital vermessen und in drei Altersgruppen eingeteilt (Abbildung 16).



**Abbildung 38: Verteilung der Probanden über die festgelegten Altersgruppen aus der Computertomographie ( Köster, 2009)**

Eine Grundlage der vorgenommenen Aufteilung ist die in wissenschaftlichen Studien beschriebene Geschlechtsdifferenz im Bereich der knöchernen Augenhöhle. In Anlehnung an die Studie von Joel E. Pessa ( Pessa & Chen, 2002) erfolgte die Alterseinteilung sowohl bei den männlichen als auch bei den weiblichen Probanden von 15 bis 30 Jahren für die Gruppe I, von 31 bis 50 Jahren für die Gruppe II und von 51 bis 89 Jahren für die Gruppe III.

Die Vermessung der knöchernen Orbita erfolgte nach einem festen Schema. Hauptparameter waren die Orbitabreite, -höhe, -tiefe und –diagonalen. Diese Messungen wurden in mehreren parallel zur Frontalebene verlaufenden Schnittebenen durchgeführt.

Gemessen wurden ebenfalls die Abstände spezifischer Punkte zu den Hauptebenen (medial, horizontal und frontal). Dadurch könnte eine Überlappung der Ergebnisse sowohl mit den Datentafeln von Lang und Oehmann, als auch mit den taktilen Messungen an mazerierten Leichenschädeln erzeugt werden. In Anlehnung an die Datentafeln von Lang und Oehmann sind in der Abbildung 39 und Abbildung 40 die Orbitabreite und die Orbitahöhe in den drei Altersgruppen geschlechtsspezifisch dargestellt. Neben den Mittelwerten für die jeweilige Al-

tersgruppe wurde ebenfalls die Standardabweichung als Maß für die Bandbreite der untersuchten Parameter geschlechts- und altersspezifisch aufgetragen.

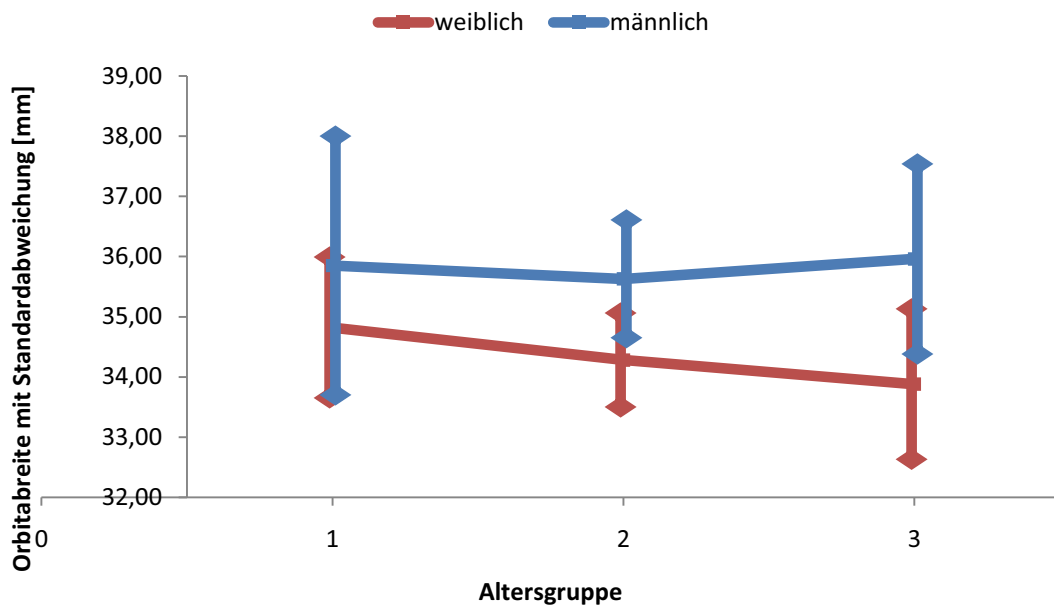
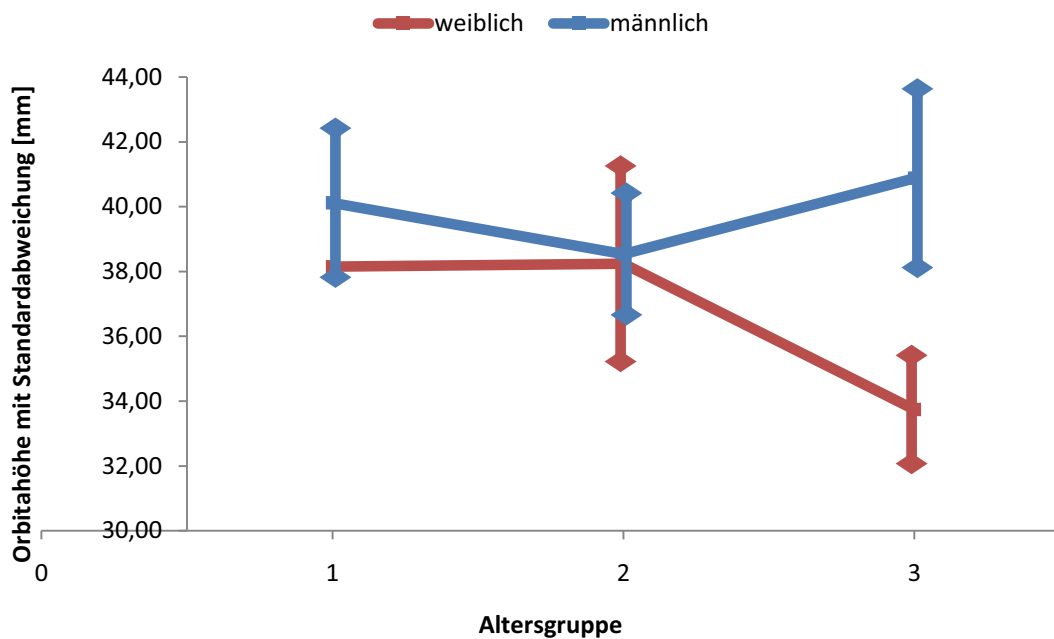


Abbildung 39: Orbitabreite mit Standardabweichung der männlichen und weiblichen Probanden aus der Computertomographie





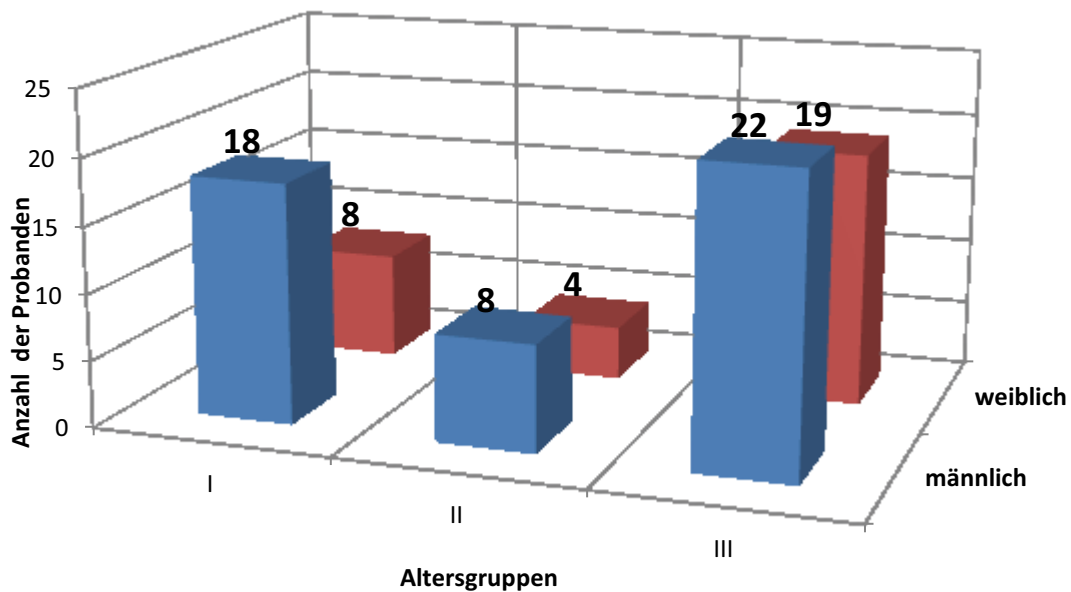
**Abbildung 40: Orbitahöhe mit Standardabweichung der männlichen und weiblichen Probanden aus der Computertomographie**

Aufgrund der geringen Anzahl der Probanden kann keine fundierte Aussage über die Richtungstendenz (Verkleinerung oder Vergrößerung) der gemessenen Parameter gemacht werden. Daher werden die Aussagen zu einer etwaigen Veränderung der Orbita nur zusammen mit den Erkenntnissen von Lang und Oehmann sowie den taktilen Untersuchungen getätigt.

### 5.2.3.3 Daten der taktilen Messungen

Die Auswahl der entsprechenden Messpunkte im Bereich der Orbita erfolgte nach anthropometrischen Gesichtspunkten. In Anlehnung an die Datentafeln von Lang und Oehmann und die Messungen aus der Computertomographie wurden die Messpunkte teilweise so definiert, dass auch die entsprechenden Vergleichswerte berechnet werden konnten.

Im Gegensatz zu den Untersuchungen an CT-Bildern stand für die taktilen Messungen eine höhere Anzahl an Probanden zur Verfügung. Die geschlechts- und altersspezifische Verteilung der Probanden ist in der Abbildung 41 dargestellt.



**Abbildung 41: Verteilung der Probanden über die festgelegten Altersgruppen bei den taktilen Untersuchungen**

Exemplarisch werden auch hier wieder die Ergebnisse für die Orbitabreite und die Orbitahöhe näher beschrieben. Wie in Abbildung 42 gezeigt ist zu erkennen, dass die männlichen Orbitae breiter als die weiblichen ausgebildet sind. Weiterhin ist eine Erhöhung der Orbitabreite sowohl bei den männlichen, als auch bei den weiblichen Probanden mit zunehmendem Alter feststellbar. Nicht ganz so stark ausgeprägt ist dieser Trend bei der Orbitahöhe. Ein geschlechtsspezifischer Unterschied ist hier nicht erkennbar. Die Orbitahöhe erfährt jedoch mit zunehmendem Alter einen Zuwachs. Die wird in der Abbildung 43 gezeigt.

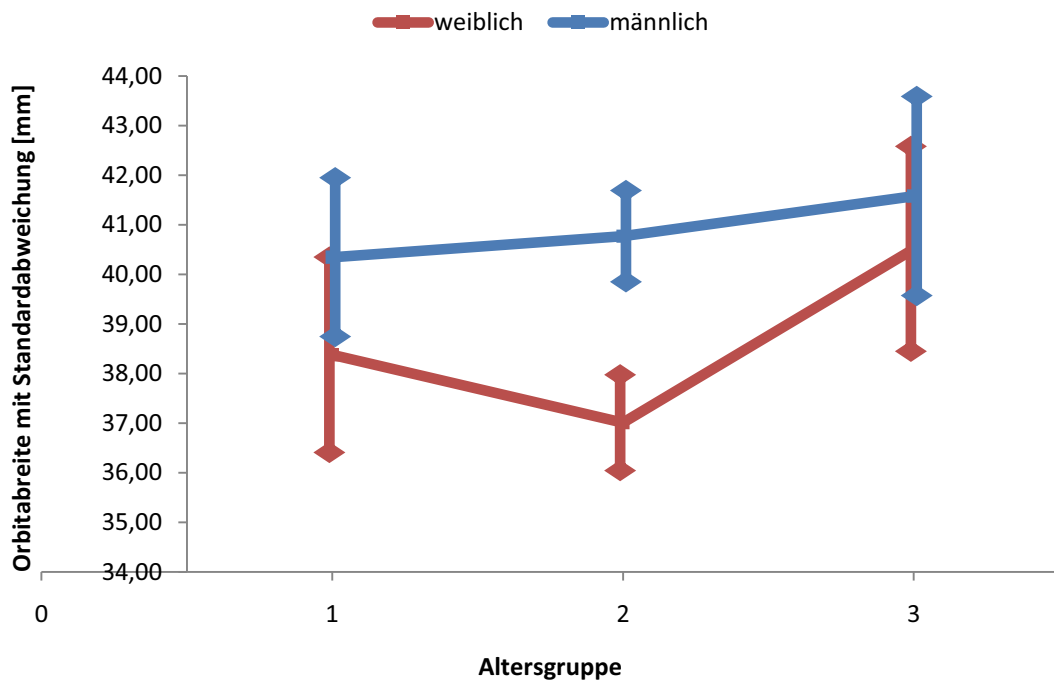


Abbildung 42: Orbitabreite mit Standardabweichung der männlichen und weiblichen Probanden bei den taktilen Untersuchungen

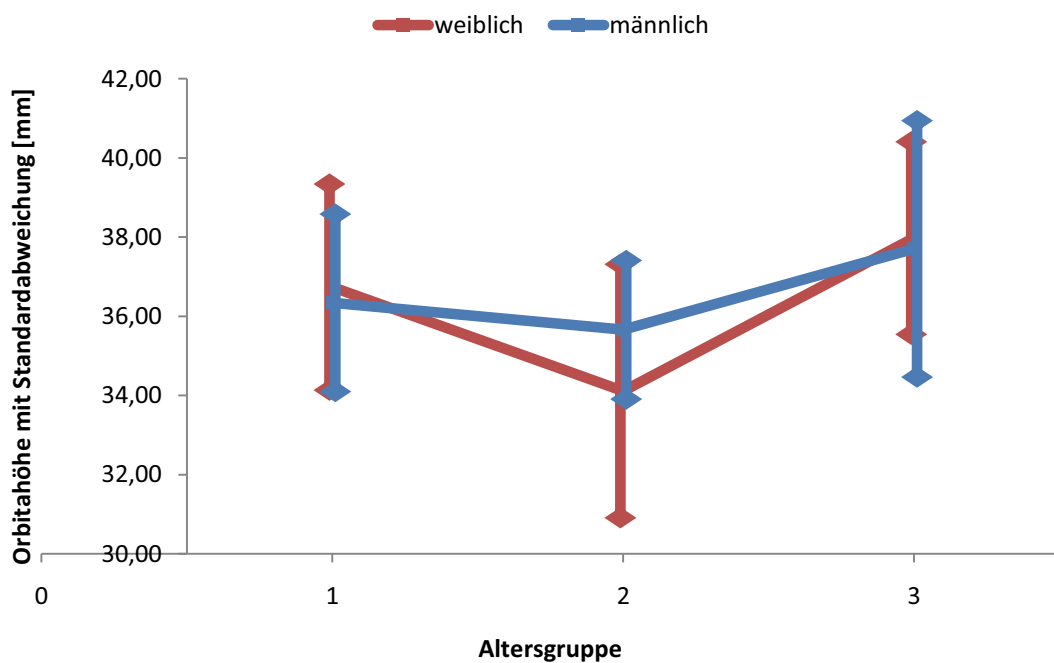


Abbildung 43: Orbitahöhe mit Standardabweichung der männlichen und weiblichen Probanden bei den taktilen Untersuchungen

#### 5.2.3.4 Abgleich der Daten

Beim Vergleich der Ergebnisse aus den kranio-metrischen und cephalometrischen Untersuchungen mit den Datentafeln von Lang und Oehmann ist eine Korrelation der Werte unabhängig vom Geschlecht nicht erkennbar. Dies lässt sich teilweise auf die Unsicherheit beim Vergleichswert von Lang und Oehmann zurückführen, bei dem sich die Altersgruppe von 15 bis 30 Jahre erstreckt. Die Vergleichswerte sind in Tabelle 9 gegenübergestellt.

|                     | Orbitabreite [mm] | Orbitahöhe [mm] |
|---------------------|-------------------|-----------------|
| Lang & Oehmann      | 42.3              | 34.4            |
| Computertomographie | 35.7              | 39.8            |
| Taktile Messungen   | 39.7              | 36.5            |

Tabelle 9: Vergleich der Mittelwerte für Orbitabreite und Orbitahöhe für die Altersgruppe I bei den verschiedenen Messverfahren

### 5.3 Transformationsbeispiele und Fehlerbetrachtung

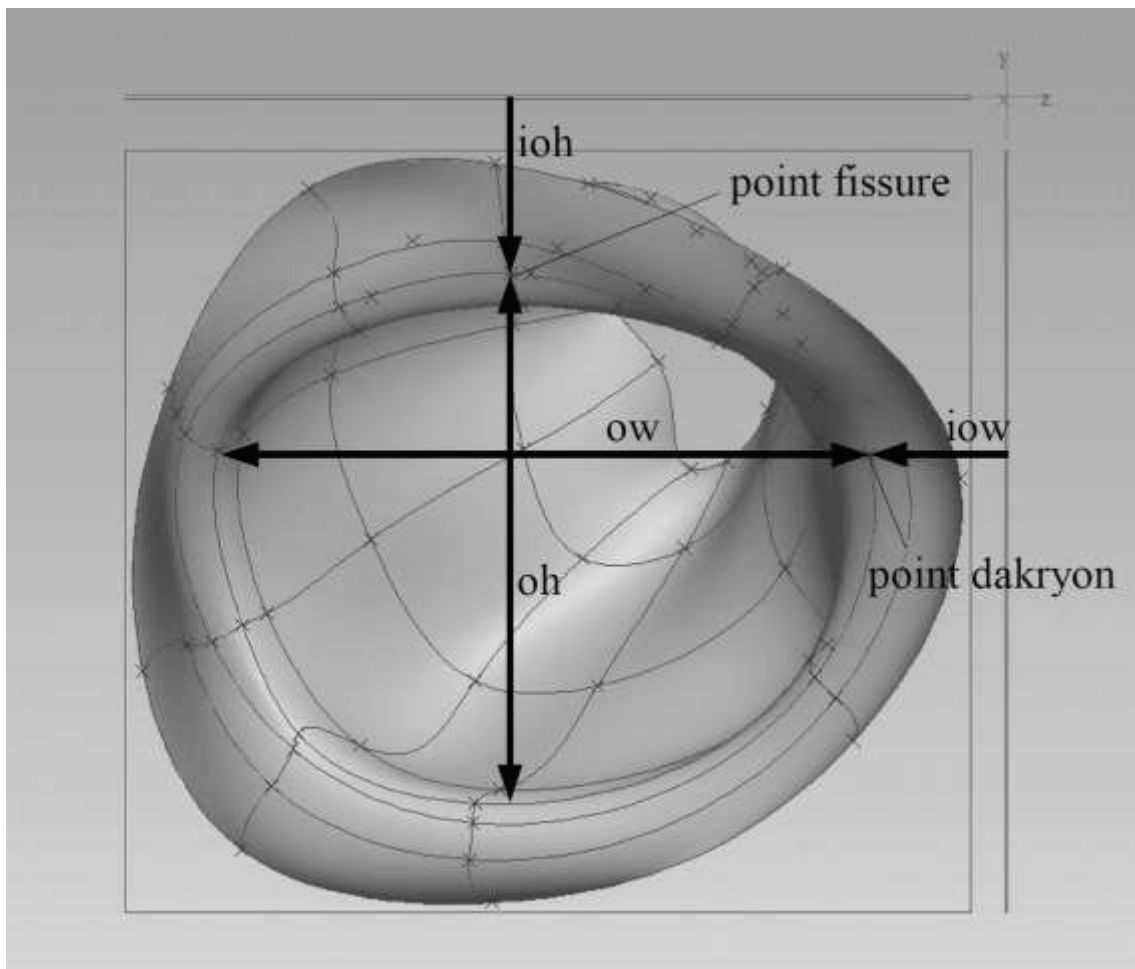
Für die Abschätzung der Fähigkeiten der verschiedenen Steuerungsmodelle werden in den folgenden Unterkapiteln drei ausgewählte Methoden am Beispiel der menschlichen Orbita vorgeführt. Hierzu werden die affinen Transformationen am Beispiel eines NURBS-Flächenmodells gezeigt. Weiterhin kommen das Schnittebenenverfahren und das initiale Abstandsverfahren am Beispiel eines Facettenmodells zu Einsatz. Den Beispielen folgt eine Fehlerbetrachtung.

#### 5.3.1 Affine Transformationen am NURB-Flächenmodell

Die affinen Transformationen Skalieren und Verschieben auf Basis einer  $4 \times 4$ -Transformationsmatrix wurden an einem NURBS-Flächenmodell getestet. Die Projektion eines Kurvengitters, bei welchem die Kurven in Tiefen- und Umfangsrichtung auf ein Orbitamodell verliefen, erzeugte ein Punktegitter. Die Gitterpunkte wurden mit einem taktilen Verfahren digitalisiert. Die Gitterpunkte konnte im CAD als Punktwolke zurückgeführt werden. Dort wurde dann wiederum ein Gitternetz als NURBS-Kurven generiert und das entsprechende Flächenmodell erzeugt. Die Orbitakontur wurde nur an den 72 Gitterpunkten exakt

abgebildet. Zwischen den Gitterpunkten wurde sie auf der Basis von NURBS interpoliert (Abbildung 44).

Für die anthropometrische Parametrisierung dieses Modells in der Orbitaeingangsfläche und in Tiefenrichtung wurden Landmarken definiert, die auf die Datentafeln von Lang und Oehmann bezug nahmen. Die Abbildung 44 zeigt die anthropometrischen Punkte *Dakryon* und die Fissur *foramen supraorbitale* und die dazugehörigen Ausdehnungen der Orbitabreite und Orbitahöhe.



**Abbildung 44: Definition der Anthropometrischen Parameter und Ausdehnungen der Orbita für ein festes Kurvengitter**

Der Punkt *Dakryon* und die Fissur *foramen supraorbitale* am oberen Orbitarand sind an jedem menschlichen Schädel wieder zu finden. Die Lage dieser medizinischen Punkte zu den Hauptebenen wird durch die intraorbitale Breite und Höhe der Orbita beschrieben. Die Orbitabreite und die Orbitahöhe entsprechen der maximalen Höhe bzw. Breite der Orbitaöffnung. Von Lang und Oehmann

Lang & Oehmann, 1976 wurden die anthropometrischen Daten der intraorbitalen Breite, der Orbitabreite und der Orbitahöhe vermessen.

Für definierte Altersgruppen im postnatalen Bereich von 0-20 Jahren wurden jeweils die minimalen, durchschnittlichen und maximalen Werte der einzelnen Parameter ermittelt. Als Beispiel wurden hier von dem generischen Ausgangsmodell die minimale, die durchschnittliche und die maximale Orbitae 20-jähriger Individuen abgeleitet. Für diese Ableitung wurden alle 72 Stützstellen (Gitterpunkte) des Modells mathematisch eindeutig mit den anthropometrischen Messdaten verknüpft. Dies geschah in Anlehnung an die in Kapitel 4.2.2.1 beschriebenen Beziehungen. Für das hier dargestellt Problem ergibt sich der mathematische Zusammenhang aus Gleichung (33).

$$\begin{bmatrix} x_i \\ y_i \\ z_i \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{ow_i}{ow_g} & 0 & 0 & iow_i - iow_g \cdot \frac{ow_i}{ow_g} \\ 0 & \frac{oh_i}{oh_g} & 0 & ioh_i - ioh_g \cdot \frac{oh_i}{oh_g} \\ 0 & 0 & \frac{od_i}{od_g} & iod_i - iod_g \cdot \frac{od_i}{od_g} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} x_g \\ y_g \\ z_g \\ 1 \end{bmatrix} \quad (33)$$

In Abbildung 45 sind beispielhaft die transformierten Orbitamodelle eines durchschnittlichen 20-jährigen Individuums dargestellt. Die Bilder entsprechen der maximalen, der durchschnittlichen und der minimalen Orbita (von links nach rechts). Der Vorteil dieser Methode ist, dass ein speziell definiertes Netz über das entsprechende Objekt gespannt werden kann. So kann in Bereichen mit größerer Steigung eine größere Anzahl mit Stützstellen eingefügt werden.

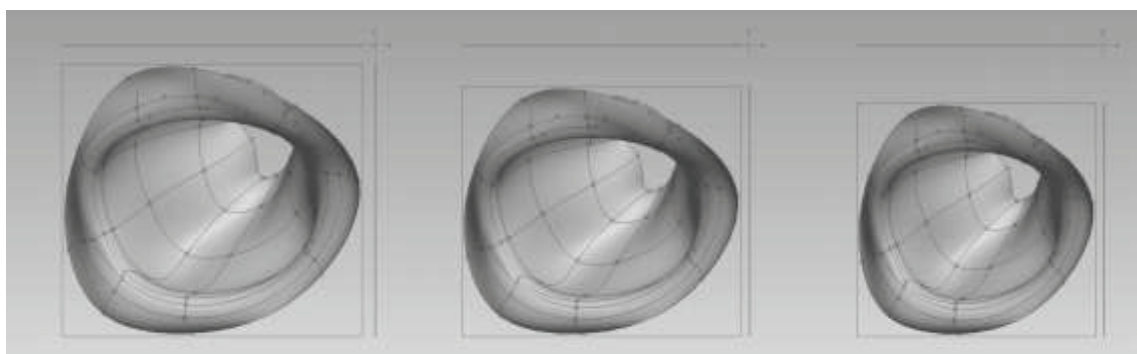


Abbildung 45: Maximale, durchschnittliche und minimale Orbita eines 20-jährigen

### 5.3.2 Schnittebenenverfahren

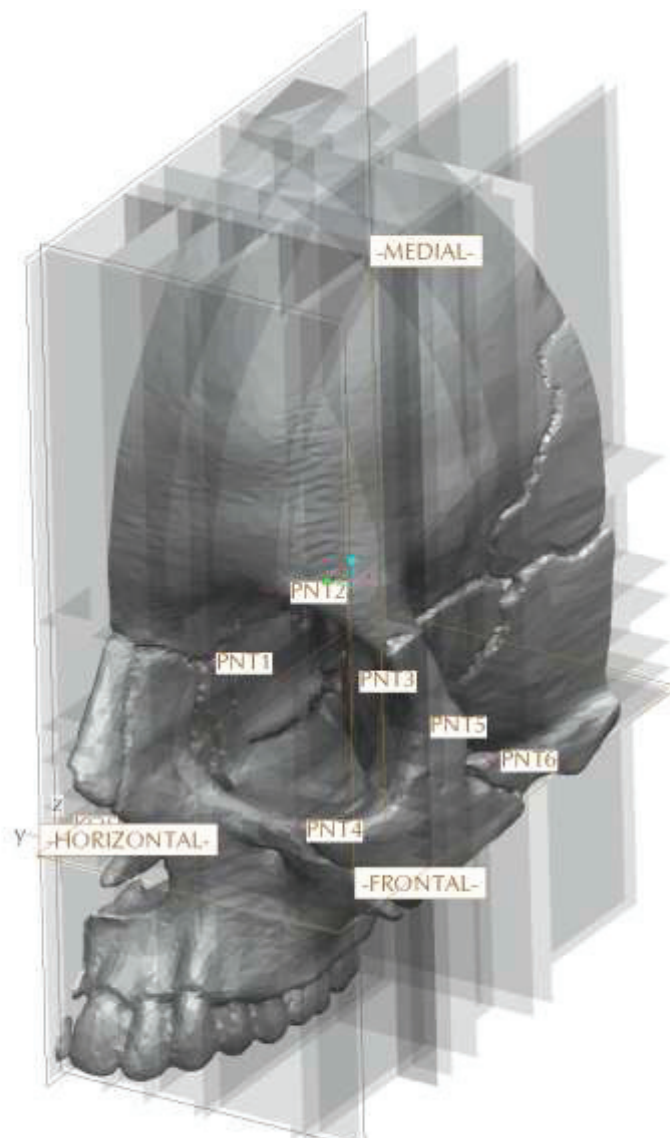
Grundlage für das generische Modell für die Anwendung des Schnittebenenverfahrens bildet ein Facettenmodell des menschlichen Schädels. Dieses wurde mit den in Kapitel 3.2.2 beschriebenen Verfahren der Bildverarbeitung erzeugt. Um gerade im Bereich der Augenhöhle ein qualitativ hochwertiges Modell zu erzeugen, wurden die CT-Bilder von einem Schädelmodell aus Kunststoff erzeugt. Dadurch entfiel die Trennung von Knochen und Gewebe. Die scharfe Grenzschicht ermöglichte eine detailgetreue Nachbildung der Orbita mit all ihren Einzelheiten. Sogar die sehr dünnen Orbitawände konnten rekonstruiert werden.

Für die Ableitung eines individuellen Geometriemodells fand der in Kapitel 4.2.2.2 beschriebene Algorithmus Anwendung. Sechs anthropometrische Parameter (Tabelle 10) wurden für die Beispieltransformation ausgewählt.

| Parameter | Bezeichnung  |
|-----------|--|
| PNT1      | Sut. lacrimomaxillaris & Sut. Frontomaxillaris superior  |
| PNT2      | Foramen supraorbitale                                    |
| PNT3      | Canalis opticus  |
| PNT4      | Sutura zygomaticomaxillaris                              |
| PNT5      | Orbitaeingang lateral                                    |
| PNT6      | Porion, Mitte obere Begrenzung Meatus acusticus externus |

**Tabelle 10: Ausgewählte anthropometrische Parameter für die Beispieltransformationen**

Auf Basis des in Kapitel 5.2.1 definierten Schädelkoordinatensystems wurden jedem der sechs anthropometrischen Parameter drei parallel zu den Hauptebenen stehende Ebenen zugeordnet. Dieses Vorgehen ist in Abbildung 46 dargestellt.



**Abbildung 46: Exemplarisches Schnittebenenmodell einer menschlichen Schädelhälfte mit sechs anthropometrischen Parametern**

Durch Verschieben der sechs anthropometrischen Punkte wird ebenfalls die Lage jedes einzelnen Facetteneckpunktes (Vertex) verändert. Die Lage der Facetteneckpunkte hängt somit nur von der Lage der Schnittebenen und demzufolge von der Lage der anthropometrischen Parameter ab.

Die Abhängigkeit der Facetteneckpunkte von den Schnittebenen kann mit unterschiedlichen funktionalen Zusammenhängen realisiert werden. Betrachtet man die drei kartesischen Raumkoordinaten eines Facetteneckpunktes als linear unabhängig, können alle Raumkoordinaten separat interpoliert werden. Als funktionale Zusammenhänge lassen sich lineare, quadratische, kubische und



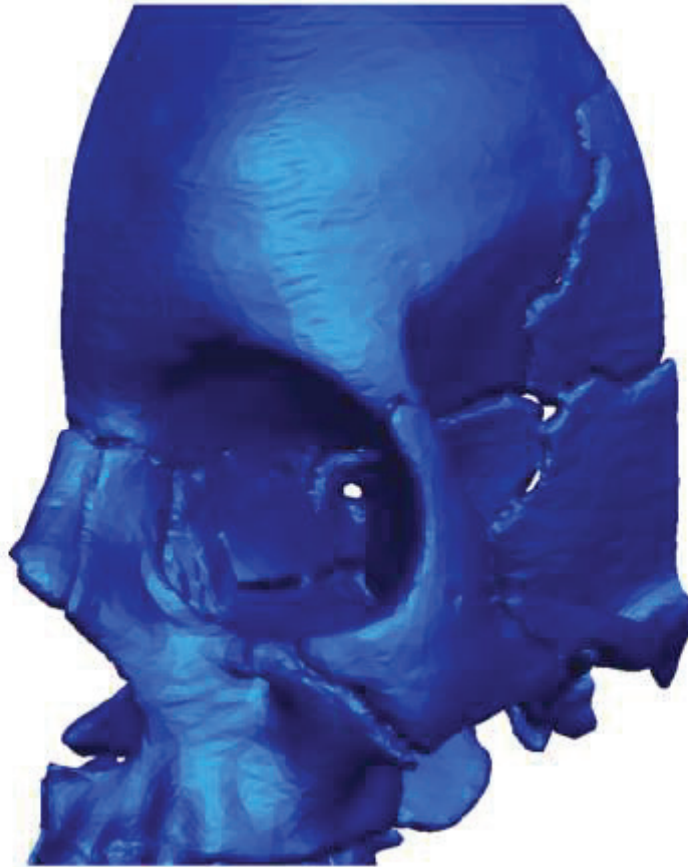
polynomische Ansatzfunktionen  $n$ -ten Grades realisieren, wobei  $n$  der Anzahl der anthropometrischen Parametern entspricht. Aus quantitativer Sicht erscheint die lineare Ansatzfunktion (Kapitel 4.2.1.2) als praktikabelste. An den Schnittebenen selbst entstehen durch den unterschiedlichen Anstieg der linearen Ansatzfunktionen sichtbare Kanten, die am generischen Modell nicht erkennbar waren. Abbildung 47 zeigt die Entstehung solcher Kanten an den Parallelen der Medialebenen der Punkte *PNT1* und *PNT2*.



**Abbildung 47: Exemplarische Transformation des Schnittebenenmodells mit linearer Ansatzfunktion**

Ab dem Polynomgrad 3 kann an den Übergängen der Ansatzfunktionen ein krümmungsstetiger Verlauf erlangt werden. Ein guter Kompromiss zwischen Quantität und Qualität erzielt deshalb die kubische Ansatzfunktion (Polynomgrad 3). Um mit ihr eine Krümmungsstetigkeit über die einzelnen Interpolationsintervalle hinweg zu erzeugen, eignet sich die B-Spline-Funktion als Ansatzfunktion besonders. Der Vorteil des uniformen nichtrationalen B-Splines besteht in seiner parametrischen Beschreibung. Aus diesen Gründen wird der

aus dem Kapitel 4.2.2.2 bekannte Algorithmus der linearen Ansatzfunktion vorgezogen. Die Abbildung 48 zeigt ein mittels B-Spline Ansatzfunktion abgeleitetes individuelles Modell.



**Abbildung 48: Exemplarische Transformation des Schnittebenenmodells mit B-Spline Ansatzfunktion**

Für eine Verdeutlichung der Veränderungen durch die Transformation mit dem Schnittebenenverfahren unter Verwendung der B-Spline Ansatzfunktion wurden das generische Geometriemodell und das abgeleitete individuelle Geometriemodell übereinandergelegt. Hierzu wurden die Schädelkoordinatensysteme beider Modelle aufeinander ausgerichtet.

Die Transformationsbeispiele werden in Abbildung 49 und Abbildung 50 gezeigt. In Abbildung 49 ist nur ein geringer Unterschied zwischen generischem Modell und dem leicht größeren individuellen Modell festzustellen. In der Abbildung 50 hebt sich das kleinere individuelle Modell deutlich von dem generischen Ausgangsmodell ab. Man erkennt hier eine geometrisch größere Abwandlung des

generischen Modells ohne jedoch die Topologie in ihrer Ausprägung signifikant zu verändern.



**Abbildung 49: Exemplarische Transformation (Vergrößerung) des Schnittebenenmodells, generisches Modell grau dargestellt, abgeleitetes Individuum blau dargestellt**



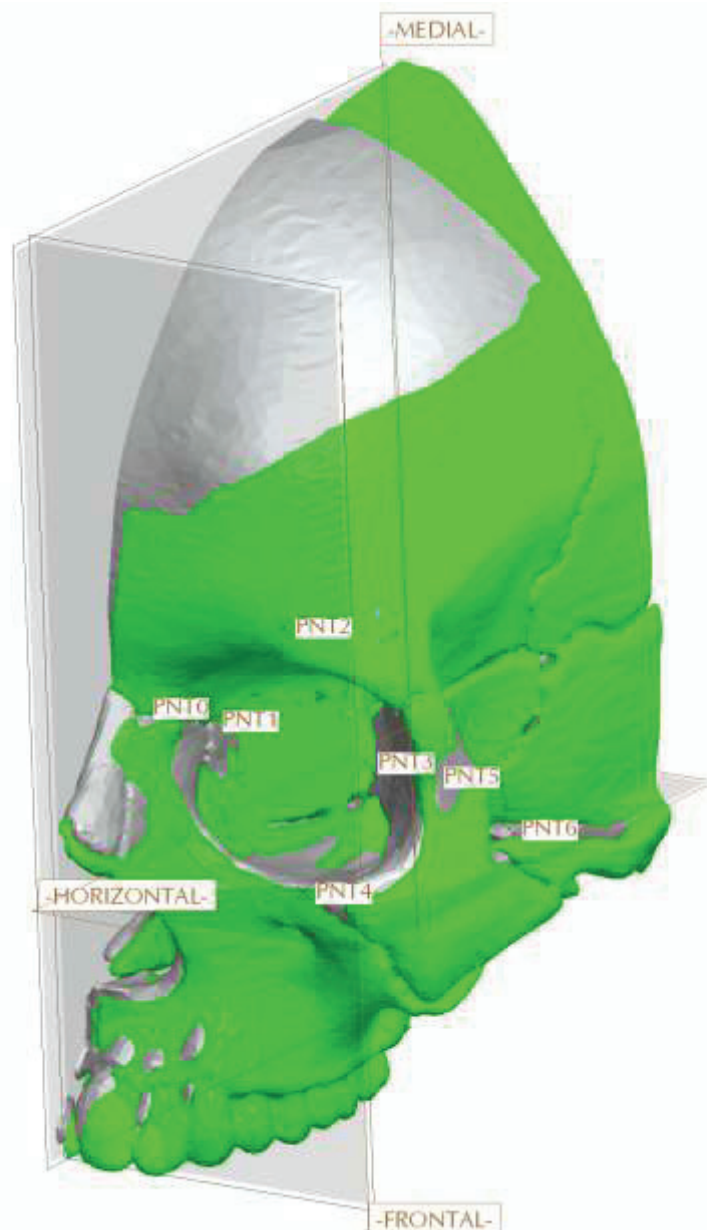
**Abbildung 50: Exemplarische Transformation (Verkleinerung) des Schnittebenenmodells, generisches Modell grau dargestellt, abgeleitetes Individuum blau dargestellt**

Das Schnittebenenverfahren unter Verwendung der B-Spline Ansatzfunktion hat sich als sehr gut funktionierende Methode zu Manipulation von polygonalen Geometriemodellen (Facettenmodellen) herausgestellt. Es lassen sich auf diese Weise schnell und einfach beliebig parametrisierte generischer Ausgangsmodelle erzeugen. Nachteil dieser Methode ist die Aufrechterhaltung der Reihenfolge bei den Schnittebenen. Dies bedeutet, dass die Koordinaten der anthropometrischen Punkte in gleicher Weise aufsteigend sortiert sein müssen wie beim generischen Modell. Eine Schnittebene darf bei der Transformation eine andere nicht *überholen*.

### **5.3.3 Anisotropes Abstandsverfahren**

Bei der Anwendung eines Wichtungsverfahrens wurde das anisotrope Abstandsverfahren favorisiert. Durch die Koppelung jedes Objektpunktes mit jedem Steuerungsparameter ist dies ein reines globales Verfahren. Der Einfluss eines Steuerungsparameters ist nicht örtlich begrenzt. Für die Transformation wurde aufgrund der 6 Steuerungsparameter eine  $6 \times 6$  Abstandsmatrix

aufge- stellt. Die Abbildung 51 zeigt beispielhaft eine Transformation. Beim abgeleiteten individuellen Modell ist ein stetiger Verlauf der Oberfläche erkennbar.



**Abbildung 51: Vergleich des generischen Modells (grau) mit einem abgeleiteten individuellen Modell (grün)**

Die Anwendung des anisotropen Abstandsverfahrens hat sich als sehr benutzerfreundlich erwiesen. Ohne Rücksicht auf irgendwelche Einschränkungen können beliebig anthropometrische Punkte festgelegt und variiert werden. Wären beim isotropen Abstandsverfahren zeitweise lokale Beul-Erscheinungen auftraten, wies die anisotrope Methode keine Fehler auf.

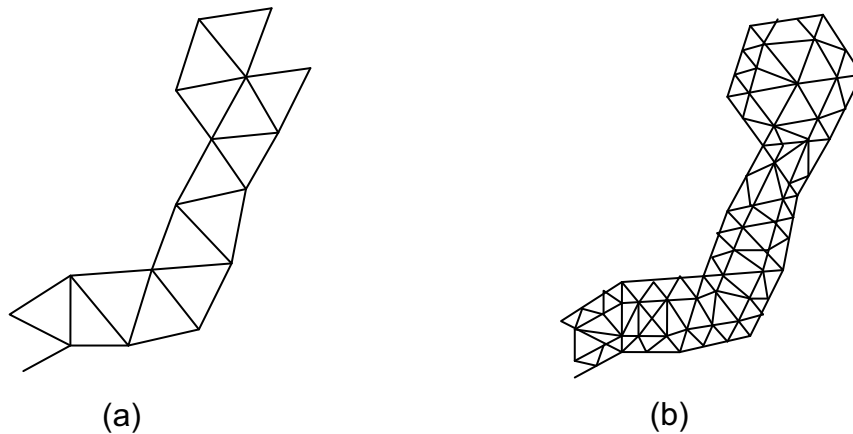
### 5.3.4 Fehlerbetrachtung

Die Ableitung spezieller Orbitamodelle von einem generischen Ausgangsmodell wurde mit verschiedenen Verfahren durchgeführt. Als besonders vielversprechend kristallisierten sich das Schnittebenenverfahren mit B-Spline Ansatzfunktion und das anisotrope Abstandsverfahren heraus.

Die Genauigkeit, die Vorhersagbarkeit der Geometrischen Vorformung und der Aufwand beider Verfahren ist zufriedenstellend. Eine Bewertung der Genauigkeit nach technischen Gesichtspunkten ist bei diesen Verfahren nicht möglich. Eine automatische Berechnung etwaiger Fehlerwerte ist faktisch unmöglich. Lediglich der Vergleich der Modelle in speziellen Bereichen durch Abstandsmessungen erscheint sinnvoll. Diese Art der Fehlerbewertung sagt jedoch wenig über die Qualität bzw. Tauglichkeit des Transformationsverfahrens aus. Vielmehr macht es deutlich, dass die Topologie von generischem Ausgangsmodell und abgeleitetem Modell unterschiedlich war. Das abgeleitete Modell wird immer nur an den anthropometrischen Punkten genau abgebildet. Dazwischen hängt die Genauigkeit der Interpolation von der Übereinstimmung der Topologie von generischem Modell und gewünschtem Modell ab. Deshalb werden für diese Verfahren die Begriffe Annäherung bzw. Anpassungen verwendet.

## 5.4 Schnittstelle zur FEA

Grundlage für die *Finite Element Analysis* ist die materielle Abbildung eines Objekts durch ein Netz aus Elementen. Klassischer Weise wird dieses meist aus Tetraedern oder Hexaedern bestehende Volumennetz von einem Geometriemodell abgeleitet. Das über neutrale Datenformate wie IGES, STEP oder direkte proprietäre Schnittstellen importierte Geometriemodell wird mittels geeigneter Präprozessoren durch eine endliche (finite) Anzahl von Elementen angenähert. Es erfolgt eine Diskretisierung des Objekts. Wie bereits im Kapitel 3.3 beschrieben, handelt es sich bei den hier verwendeten generischen Geometriemodellen bereits um Volumenmodelle mit diskretisierten Oberflächen. Der Datenaustausch kann aus diesem Grund über das STL-Datenformat durchgeführt werden. Im FEA-System erfolgt anschließend die automatische Diskretisierung des Volumens. In besonders dünnwandigen Bereichen kann es vorkommen, dass Knochenstrukturen nur durch ein Element über die Dicke abgebildet werden (Abbildung 52). Dadurch ist es nicht möglich, unterschiedliche Materialeigenschaften über die Knochendicke abzubilden. Eine automatische Netzverfeinerung schafft diesem Problem Abhilfe.



**Abbildung 52: Vernetzte Knochenwand, (a) ein Element über die Wandstärke, (b) mehrere Elemente über die Wandstärke, um Änderungen des Materialverhaltens über die Wandstärke abzubilden**

Für die komplexen Verhältnisse bei der Materialzuweisung der einzelnen Elemente bestehen bereits erste Lösungsansätze. Von Klüß wurde ein automatischer Ansatz zur Materialzuweisung gezeigt (Klüß, Bader, Fritsche, Schmitz, Mittelmeier, & Klinkenberg, 2006). Hierbei wurden anhand von CT-Daten vom Grauwert eines Voxels die Knochendichte und die dazugehörigen Materialeigenschaften abgeleitet. Inwieweit diese Vorgehensweise Erfolg verspricht, werden zukünftige Untersuchungen auf diesem Gebiet zeigen.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Verfahren der Geometrieangepassung mittels parametrischer Konzepte basiert auf der Manipulation der Punkte einer diskretisierten Oberfläche eines polygonalen Netzes. Das Verfahren ist gleichermaßen auf die Knoten des diskretisierten Volumens anwendbar. Vorstellbar ist hier die Erzeugung eines FEA-Modells in beliebiger Auflösung. Die Materialeigenschaften und Randbedingungen können bereits definiert sein. Es erfolgt lediglich eine parametrische Variation der Knoten und damit eine gezielte Anpassung der Geometrie. Auf diese Weise müssen nur die Randbedingungen verändert werden, um verschiedene Szenarien numerisch zu simulieren. Eine aufwendige Generierung neuer FEA-Netze kann so größtenteils vermieden werden.

## 6 Zusammenfassung

Die Ergebnisse der anthropometrischen Untersuchungen sowohl auf Basis der Computertomographie, als auch unter Zuhilfenahme eines taktilen Scannverfahrens bestätigen und erweitern die Datentafeln von Lang und Oehmann. Für den hier analysierten mitteleuropäischen Schädeltyp scheint aufgrund der geringen Standardabweichungen und keiner stark ausgeprägten Signifikanz auf das Alter die Ableitung einer speziellen (individuell oder gemittelten) Orbita von einem mittleren Urmodell, dem so genannten generischen Modell, durchaus sinnvoll. Lediglich eine geschlechtsspezifische Aufteilung in die Gruppe männlich und weiblich ist zweckmäßig. Für die Verwendung der anthropometrischen Messwerte wird aus diesem Grund die Ableitung individueller oder auch gemittelter Orbitamodelle von dem jeweiligen geschlechtsspezifischen generischen Modell vorgeschlagen. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen haben gezeigt, dass eine Anzahl von 6–5 anthropometrischen Parameter für die parametrische Beschreibung der menschlichen Orbita durch ein generisches Modell ausreicht. Auf Basis der gewonnenen Daten können nun beliebige Geometriemodelle der menschlichen Orbita abgeleitet werden.

Besonders die durch Triangulierung generierten Facettenmodelle eines Schädelmodells aus Kunststoff lieferten ein sehr gutes generisches Ausgangsmodell. Rohdaten als Abfallprodukt aus medizinischen Untersuchungen sind qualitativ nicht befriedigend. Dies kommt durch die unscharfe (verwaschene) Grenzschicht zwischen Knochen und Gewebe sowie der geringen Auflösung und die damit verbundene möglichst geringe Strahlungsbelastung für den Patienten zustande. Allein dieser Grund macht eine direkte Generierung individueller Orbitamodelle aus CT-Daten heutzutage unmöglich.

Bei den Methoden zur Ableitung spezieller Modelle vom generischen Ausgangsmodell haben sich das Schnittebenenverfahren mit B-Spline Ansatzfunktion und das anisotrope Abstandsverfahren als besonders wirkungsvoll erwiesen. Eine Anpassung des generischen Ausgangsmodells an einen mittleren Alters- oder Geschlechtstyp ist hiermit relativ einfach zu erzielen. Auch eine Anpassung an ein spezielles Individuum ist möglich. Bei diesen Transformationen wird bewusst von Annäherung bzw. Anpassungen geschrieben, weil das abgeleitete Modell immer nur an den anthropometrischen Punkten genau abgebildet wird. Dazwischen hängt die Genauigkeit der Interpolation von der Über-



einstimmung der Topologie von generischem Modell und dem gewünschten Modell ab.

## 7 Ausblick

Das zu Verfügung stehende CAD-Modell ermöglicht eine Vielzahl von Anwendungen. Die wohl wichtigsten sind die Anpassung des Implantatdesign bereits vor der Operation, die Simulation des Festigkeitsverhaltens der menschlichen Augenhöhle, sowie die geschlechts- und altersspezifische Anpassungen von Produkten im frühen Produktentwicklungsprozess.

Chirurgische Eingriffe am Schädel stellen immer ein großes Risiko für den Patienten dar. Um dieses jedoch so gering wie möglich zu halten sollte die Operation so kurz wie möglich sein. Beim beheben von Frakturen oder anderen Knochendefekten wird häufig auf Implantate zurückgegriffen. Deren Einwachszeit hängt maßgeblich von der Passform ab. Je besser ein Implantat vorgefertigt ist, desto kürzer ist die Anpassungszeit während der Operation. Eine präoperative Implantatanpassung vereinfacht und beschleunigt den Operationsverlauf.

Simulationen des Festigkeitsverhaltens des menschlichen Schädels sind für das Design von Objekten, welchen mit dem Kopf in Interaktion treten sinnvoll. Auf diese Weise können solche Objekte konstruktiv optimiert werden, um bei Unfällen möglichst geringe Verletzungen hervorzurufen. Weiterhin verbessern Festigkeitssimulationen die Ursachenklärung von Verletzungen im Gesichtsschädelbereich. Sie können über die Art und Größe der Krafteinwirkung bei Frakturen im Gesichtsschädelbereich Aufschluss geben. So sind weiterführende computergestützte Untersuchungen zu den Ursachen und Mechanismen sogenannter *Blow-Out-Fracture* möglich.

Neben den festigkeitsoptimierten Anpassungen von Objekten ist auch eine geometrische Anpassungen denkbar. Hier kann bereits in einem sehr frühen Stadium der Produktentwicklung eine detaillierte konstruktive Optimierung mit Hilfe anthropometrisch gestützter parametrischer Referenzmodelle vorgenommen werden.

## 8 Literaturverzeichnis

Ahmad, K.-H., 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.

Bacsukulin, A., Kramp, B., Hingst, V., & Guthoff, R. (1996). Diagnostische und therapeutische Optionen bei direkten traumatischen Optikusläsionen. *Klin. Mbl. Augenheilk.* 209, Suppl. 37 .

Baksi, S., & Grothe, K.-H. (2006). A Template to Match the Lower Extremity of the Femur.

Baksi, S., & Grothe, K.-H. (2007). Bone slice Recognition using two layer logsigmoid Artificial Neural Networks. 5. *Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik*, (pp. 133-142). Dresden.

Baksi, S., & Grothe, K.-H. (2005). Der parametrische Femur. 3. *Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik* (S. 217-224). Magdeburg: Shaker Verlag.

Bandak, F., Vander Vorst, J., Stuhmiller, L., Mlakar, P., Chilton, W., & Stuhmiller, J. (1995). An Imaging-Based Computational and Experimental Study of Skull Fracture: Finite Element Model Development. *Journal of Neurotrauma*, Vol. 12 , 679-688.

Barr, A. (1984). Global and Local Deformations of Solid Primitives. *SIGGRAPH* , S. 21-30.

Bender, M., & Brill, M. (2006). *Computergrafik*. München: Carl Hanser Verlag.

Bergler, W., Hoffmann, A., & Hörmann, K. (1997). Die Spätfolgen lateraler und zentraler Mittelgesichtsfrakturen nach osteosynthetischer Versorgung mit Miniplatten. *HNO* 45 , 128-132.

Brökel, K. (2008). *Pro/ENGINEER - Effektive Produktentwicklung*. München: Pearson Studium.

Converse, J. M., & Smith, B. (1957). Enophthalmos and Diplopia in Fractures of the Orbital Floor. *Britisch Journal of Plastic Surgery* 9 , 265-274.

Coquillart, S. (1990). Extended free-form deformation: a sculpturing tool for 3D geometric modeling. S. 187-196.

Curtin, H., Wolfe, P., & Schramm, V. (1982). Orbital roof blow-out fractures. *Am J Roentgenol* , S. 969-972.

- Dempf, R., & Hausamen, J. E. (2000). Gesichtsschädelfrakturen. *Unfallchirurg* 103 , 301-313.
- Dempf, R., & Hausamen, J. (2000). Gesichtsschädelfrakturen. *Unfallchirurg* , S. 301-313.
- Dodick, J., Gallin, M., Littleton, J., & Sod, L. (1971). Concomitant medial wall fracture and blow-out fracture of the orbit. *Arch Ophthalmol* , S. 273-276.
- Edwards, W., & Ridley, R. (1968). Blow-out fracture of the medial orbital wall. *Am J Ophthalmol* , S. 248-249.
- Eufinger, H., & Machtens, E. (2000). Individual CAD/CAM-prefabricated titanium implants for reconreconstruction. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 257 , 104.
- Fischer, A. L., Herzog, U., Kramp, B., & Gundlach, K. K. (1997). Behandlungsprinzipien und Therapieerfolge bei Blow-out-Frakturen. In H. Rudolph, *Plastische und Wiederherstellungschirurgie; Qualitätssicherung, Komplikation, Innovation* (S. 445-446). Reinbek: Einhorn-Verlag Reinbek.
- Fischer, A.-L. (2002). *Isolierte Frakturen der Orbitawände unter besonderer Berücksichtigung der Orbitafrakturen – Eine retrospektive Studie der Hals-Nasen-Ohrenklinik der Universität Rostock 1964-1996*. Rostock.
- Guldberg, R. E., Hollister, S. J., & Charras, G. T. (1998). The Accuracy of Digital Image-based Finite Element Models. *Journal of Biomechanical Engineering* 120 , pp. 289-295.
- Härtel, J., & Kramp, B. (1996). Gesichtsschädelfrakturen und zerebrale Begleitverletzungen. In J.-E. Hausmann, & R. Schmelzeisen, *Traumatologie der Schädelbasis* (S. 53). Einhorn-Press-Verlag.
- Hartmann, U. (1999). Ein mechanisches Finite-Element-Modell des menschlichen Kopfes. *Dissertation* .
- Hoschek, J., & Lasser, D. (2002). *Grundlagen der geometrischen Datenverarbeitung*. Stuttgart: Teubner.
- Jürgens, H. W., Aune, I., & Pieper, U. (1998). *Internationaler anthropometrischer Datenatlas*. Dortmund.
- Kähler, K. (2003). A Head Model with Anatomical Structure for Facial Modeling and Animation. *Dissertation* . Saarbrücken.

- Keyak, K. H., Meagher, J. M., Skinner, H. B., & Mote, C. D. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: A new Method. *Journal of Biomedical Engineering* 12 , 389-397.
- King, E. F. (1944). VI. Diseases of the Orbit and Sphenoidal Sinus, 1. Fractures of the Orbit, Transactions of the Ophthalmic. *Society of the United Kingdom* 64 , 134-139.
- Klein, H., & Brökel, K. (2005). Digital parametric models and anthropometric informations of human orbitae.
- Klein, H., & Brökel, K. (2004). Experimentelle und virtuelle Produktentwicklung in der Medizin. 2. *Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik* (S. 159-166). Dresden: Saxoprint.
- Klein, H., & Brökel, K. (2006). Probleme der parametrische Modellierung von Scandaten in CAD-Systemen und adaptive Lösungsverfahren. 4. *Gemeinsames Kolloquium Konstruktionstechnik*. Kühlungsborn: Shaker Verlag.
- Kleinfeld, D., & Kramp, B. (1986). Erfahrungen mit der Anwendung von Stützmaterialien bei der Versorgung von Nasentraumen. *Praxisrelevante Beiträge zur HNO-Heilkunde* .
- Klesper, B., Schmelze, R., Selltmann, S., & Rottke, B. (1993). Computergestützte, dreidimensionale Rekonstruktion bei Frakturen des Kopfskeletts. *Wehrmed Monatsschr.* 8 , 267-271.
- Klüß, D., Bader, R., Fritsche, A., Schmitz, H.-P., Mittelmeier, W., & Klinkenberg, E.-D. (2006). Experimentelle und numerische Untersuchungen zu einem neuartigen Pfannensystem für die Hüftendoprothesen-Revision. 4. *Gemeinsamen Kolloquium Konstruktionstechnik*. Kühlungsborn: Shaker Verlag.
- Koltai, P., Amjad, I., Meyer, D., & Feustel, P. (1995). Orbital fractures in children. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* , S. 1375-1379.
- Köster, F. (2009). Antropometrische Untersuchungen. *Dissertation* . Rostock.
- Kramp, B., & Graumüller, S. (2001). Vorgehen und Behandlungsergebnisse bei rhinobasalen Frakturen – eine Analyse des Rostocker Krankengutes. *Rostocker Medizinische Beiträge der Universität Rostock, Heft 10* .
- Kramp, B., & Sonnenburg, M. (1986). Zum Einsatz der Miniplattenosteosynthese bei der Versorgung von Mittelgesichtstraumen. In H. Baumann, K.-D. Kuhl, H. Baumann, & K.-D. Kuhl (Hrsg.), *Praxisrelevante*

*Beiträge zur HNO-Heilkunde*. Greifswald: Wiss. Beiträge der Ernst-Moritz-Arndt-Universität Greifswald.

Kramp, B., Fischer, A. L., Werner, J., & Schmitz, K.-P. (1996). Klinische und erste numerische Untersuchungen zum Entstehungsmechanismus von Blow-out-Frakturen. *Klin. Monatsblätter für Augenheilkunde* 10, Suppl. 2 .

Kramp, B., Hingst, V., Töwe, R., Härtel, J., & Pau, H. W. (1996). Klinische Erfahrungen zum Stellenwert der konventionellen Röntgendiagnostik und der modernen bildgebenden Verfahren bei rhinobasalen Frakturen. In J.-E. Hausamen, & R. Schmelzeisen, *Traumatologie der Schädelbasis*. Einhorn-Pressen-Verlag.

Kullmer, G., Weiser, J., & Richard, H. A. (1998). Construction of finite element models on the basis of computed tomography data. *Computer Methods in Biomechanics & Biomedical Engineering-2* , pp. 231-238.

Kulwin, D., & Leadbetter, M. (1984). Orbital rim trauma causing a blow-out fracture. *Plast Reconstr Surg* , S. 969-971.

Lang, J., & Oehmann, G. (1976). Formentwicklung des Canalis opticus, seine Maße und Einstellung zu den Schädelebenen. *Verh. Anat. Ges.* 70 , S. 567-574.

Lengsfeld, M., Kaminsky, J., Merz, B., & Franke, R. P. (1994). Automatisierte Generierung von 3-D Finite Element Cades des menschlichen Femurs. *Biomedizinische Technik* 39 , 117-122.

Lorensen, W., & Cline, H. (1987). Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm. *International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques* (S. 163-169). New York: ACM.

MacCracken, R., & Kenneth, I. (1996). Free-form deformations with lattices of arbitrary topology. *International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques* (S. 181-188). New York: ACM.

Martin, H., Fritsche, A., Kramp, B., & Schmitz, K. P. (2004). Finite-Element-Modell des menschlichen Schädels zur Entstehung von Blow-out-Frakturen. *Biomed. Technik* 49, Erg. 2 , S. 520-521.

Morneburg, H. (1995). *Bildgebende Verfahren für die Medizinische Diagnostik*. Erlangen: Publicis-MCD-Verlag.

Paschke, R. (2005). Parametrisches Einlesen einer STL-Datei in Pro/ENGINEER Wildfire 2.0. *Projektarbeit* . Rostock.

- Pessa, J. E., & Chen, Y. (2002). Curve Analysis of the Aging Orbital Aperture. *Plastic & Reconstructive Surgery* 109(2) , S. 751- 755.
- Punke, C., Fritsche, A., Martin, H., Schmitz, K. P., Pau, H. W., & Kramp, B. (12 2007). Untersuchungen zum Entstehungsmechanismus der isolierten Orbitabodenfraktur. *HNO* , S. 938–944.
- Raflo, G. (1984). Blow-in and blow-out fractures of the orbit: clinical correlation and proposed mechanisms. *Ophthalmic Surg.* , S. 114-119.
- Schmalbruch, C. (1995). Die Therapie von Mittelgesichtsfrakturen mittels Plattenosteosynthese – Eine Auswertung des Patientengutes der Hals-Nasen-Ohrenklinik und Poliklinik „Otto von Körner“ der Universität Rostock von 1984-93. *Dissertation* . Rostock.
- Schröder, H.-G., Glanz, H., & Kleinsasser, O. (1982). Klassifikation und Grading von Gesichtsschädelfrakturen. *HNO* 30 , 174-179.
- Schuchardt, K., Schwenger, N., & Rothe, B. (1966). Ursachen, Häufigkeit und Lokalisation der Frakturen des Gesichtsschädels. *Fortschr. Kiefer-Gesichts-Chir.*, 11 , 1-6.
- Schwenger, N. (1967). Zur Röntgendiagnostik als Voraussetzung für die operative Behandlung von Mittelgesichtsfrakturen. *Dtsch. Zahnärztin* 22 , 221.
- Scully, P. C. (2007). Influence of patient size on dose to female breast tissue during routine computed tomography scans. *N Engl J Med* , 2277-84.
- Sederberg, T., & Parry, S. (Aug. 1986). Free-form deformation of solid geometric models. *ACM SIGGRAPH Computer Graphics* , S. 151-160.
- Sobotta, J. (2007). *Anatomie des Menschen*. München: Elsevier.
- Sonnenburg, M., & Härtel, J. (1985). Zur Epidemiologie von Gesichtsschädelfrakturen im Zeitraum von 1945 bis 1980. *Zahn- Mund-Kieferheilkd.* 73 , 350-357.
- Sonnenburg, M., Härtel, J., & Kramp, B. (1987). Miniplattenosteosynthese im Mittelgesicht. *Med.-aktuell-13* , 101.
- Takizawa, H., Sugiura, K., Baba, M., Tachisawa, T., Kadoyama, S., Kabayama, T., et al. (1988). Struktural Macheinics of the Blowout Fracture: Numerical Computer Simulation of Orbital Deformation by the Finite Element Method. *Neurosurgery Vol.22, No.6, Part 1* .

Universität Zürich. (02. 02 2008). *Biomedical applications*. Von <http://www.ifi.unizh.ch/staff/zolli/CAP/biomedical.htm> abgerufen

Voo, L., Kumaresan, S., Pintar, F., Yoganandan, N., & Sances, A. (1996). Finite-element models of the human head. *Medical & Biological Engineering & Computing, Vol.34* , 375-381.

Weerda, H. R. (1992). Verletzungen der Nase, der Nasennebenhöhle und des Gesichtsschädels. *Oto-Rhino-Laryngologie in Klinik und Praxis Band 2* .

Zeilhofer, F., & Sader, R. (Feb. 2000). Netze im Virtuellen OP. *DFN Mitteilungen Heft 52* , S. 7-8.



## Anhang A

In den folgenden Tabellen sind die ergänzenden Werte aus DIN 33 402 zu den Abmessungen des menschlichen Schädels dargestellt.

| Altersgruppen<br>[Jahren] | Kopflänge [mm] |            |            |            |            |            |
|---------------------------|----------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|                           | Männer         |            |            | Frauen     |            |            |
|                           | Perzentil      |            |            |            |            |            |
|                           | 5              | 50         | 95         | 5          | 50         | 95         |
| <b>18-65</b>              | <b>185</b>     | <b>195</b> | <b>205</b> | <b>170</b> | <b>185</b> | <b>195</b> |
| <b>18-25</b>              | 185            | 195        | 210        | 175        | 185        | 195        |
| <b>26-40</b>              | 185            | 195        | 205        | 170        | 185        | 195        |
| <b>41-60</b>              | 185            | 195        | 205        | 170        | 185        | 195        |
| <b>61-65</b>              | 180            | 190        | 205        | 170        | 180        | 190        |

Tabelle 11: Kopflänge nach DIN 33402, Teil 2, Tabelle 65

| Altersgruppen<br>[Jahren] | Kopfhöhe [mm] |            |            |            |            |            |
|---------------------------|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|                           | Männer        |            |            | Frauen     |            |            |
|                           | Perzentil     |            |            |            |            |            |
|                           | 5             | 50         | 95         | 5          | 50         | 95         |
| <b>18-65</b>              | <b>210</b>    | <b>220</b> | <b>235</b> | <b>190</b> | <b>210</b> | <b>235</b> |
| <b>18-25</b>              | 215           | 225        | 240        | 195        | 215        | 240        |

|              |     |     |     |     |     |     |
|--------------|-----|-----|-----|-----|-----|-----|
| <b>26-40</b> | 215 | 220 | 240 | 190 | 210 | 240 |
| <b>41-60</b> | 210 | 220 | 235 | 185 | 210 | 235 |
| <b>61-65</b> | 210 | 220 | 235 | 185 | 205 | 235 |

Tabelle 12: Kopfhöhe nach DIN 33402, Teil 2, Tabelle 66

| Altersgruppen<br>[Jahren] | Kopfhöhe [mm] |            |            |            |            |            |
|---------------------------|---------------|------------|------------|------------|------------|------------|
|                           | Männer        |            |            | Frauen     |            |            |
|                           | Perzentil     |            |            |            |            |            |
|                           | 5             | 50         | 95         | 5          | 50         | 95         |
| <b>18-65</b>              | <b>145</b>    | <b>155</b> | <b>165</b> | <b>140</b> | <b>150</b> | <b>160</b> |
| <b>18-25</b>              | 140           | 150        | 160        | 135        | 145        | 155        |
| <b>26-40</b>              | 145           | 155        | 165        | 140        | 145        | 155        |
| <b>41-60</b>              | 145           | 155        | 165        | 140        | 150        | 160        |
| <b>61-65</b>              | 145           | 155        | 165        | 140        | 150        | 160        |

Tabelle 13: Kopfbreite nach DIN 33402, Teil 2, Tabelle 67

## Anhang B

In der folgenden Tabelle 14 sind die Zeilen der sechs anthropometrischen Punkte (Landmarken), welche zur Definition des Koordinatensystems verwendet werden grau hinterlegt.

| Nummer | KZ      | Beschreibung                                    |
|--------|---------|---|
| 1      | FI i    | Foramen infraorbitale (inferiorer Rand)         |
| 2      | FI s    | Foramen infraorbitale (superiorer Rand)         |
| 3      | FI m    | Foramen infraorbitale (medialer Rand)           |
| 4      | FI l    | Foramen infraorbitale (lateraler Rand)          |
| 5      | FS i    | Foramen supraorbitale (inferiorer Rand)         |
| 6      | FS s    | Foramen supraorbitale (superiorer Rand)         |
| 7      | FS m    | Foramen supraorbitale (medialer Rand)           |
| 8      | FS l    | Foramen supraorbitale (lateraler Rand)          |
| 9      | IF      | Incisura frontalis                              |
| 10     | SC & SS | Sutura coronalis & Sutura sagittalis (SM)       |
| 11     | SFZ m   | Sutura frontozygomatica (medial)                |
| 12     | SFZ l   | Sutura frontozygomatica (lateral)               |
| 13     | FZF l   | Foramen zygomaticofaciale lateral               |
| 14     | SZM a,s | Sutura zygomaticomaxillaris (anterior,superior) |
| 15     | SZM a,i | Sut. zygomaticomaxillaris (anterior inferior)   |
| 16     | SZM p   | Sutura zygomaticomaxillaris (posterior)         |

|    |                |   |
|----|----------------|---|
| 17 | SLM & SFM      | Sut. lacrimomaxillaris & Sut. Frontomaxillaris superior                                     |
| 18 | SNM & SFM      | Sut. nasomaxillaris & Sut. frontomaxillaris   |
| 19 | SFN & IF       | Sutura frontonasalis & Incisura internasalis (SM)   |
| 20 | SpNA           | Spina nasalis anterior (SM)   |
| 21 | Os n. ant. D   | Os nasale anteriore Bergrenzung dexter (SF)   |
| 22 | Os n. ant. S   | Os nasale anteriore Bergrenzung sinister (SF)   |
| 23 | CL p & Maxilla | Crista lacrimalis post. & Maxilla   |
| 24 | CL a & OB inf. | Crista lacrimalis ant. & Orbitaboden = anterolaterale Ausziehung des Canalis nasolacrimalis |
| 25 | SLM inf.       | Sut. lacrimomaxillaris inferior = mediale Ausziehung des Canalis nasolacrimalis             |
| 26 | SFL & SLE      | Sut. frontolacrimalis & Sut. lacrimoethmoidalis   |
| 27 | SML & SLE      | Sut. maxillolacrimalis & Sut. lacrimoethmoidalis  |
| 28 | SFE & SSE      | Sut. frontoethmoidale & Sut. sphenoethmoidale   |
| 29 | SSE & SPE      | Sut. sphenoethmoidale & Sut. palatinoethmoidale   |
| 30 | SPE & SME      | Sut. palatinoethmoidale & Sut. maxilloethmoidale  |
| 31 | SPM I          | Sutura palatinomaxillare lateral  |
| 32 | FE a           | Foramen ethmoidale anterius   |

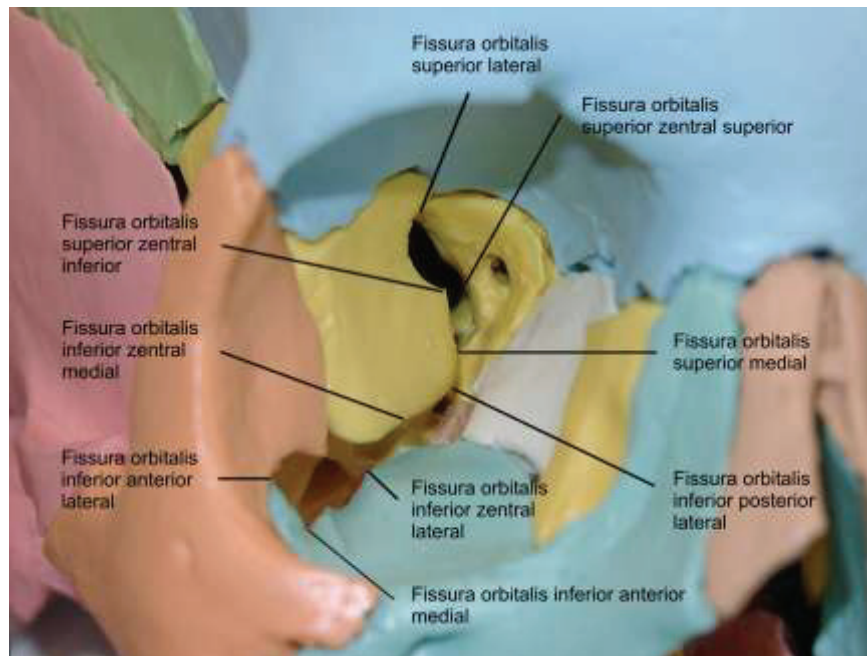
|    |           |  |
|----|-----------|--|
| 33 | FE p      | Foramen ethmoidale posterius                                       |
| 34 | SI a,m    | Sulcus infraorbitalis anterior medial                              |
| 35 | SI a,l    | Sulcus infraorbitalis anterior lateral                             |
| 36 | SI p,m    | Sulcus infraorbitalis posterior medial                             |
| 37 | SI p,l    | Sulcus infraorbitalis posterior lateral                            |
| 38 | FOI a,m   | Fissura orbitalis inferior anterior medial                         |
| 39 | FOI a,l   | Fissura orbitalis inferior anterior lateral                        |
| 40 | FOI z,l   | Fissura orbitalis inferior zentral (gegenüber SSZ i) medial        |
| 41 | FOI z,m   | Fissura orbitalis inferior zentral (gegenüber SPM l) lateral       |
| 42 | FOI p,l   | Fissura orbitalis inferior posterior (gegenüber SP:SSE & SPE) lat. |
| 43 | SFS & SSZ | Schnittpunkt: Sut. frontosphenoidale & Sut. sphenozygomatica       |
| 44 | SSZ i     | Sutura sphenozygomatica inferior                                   |
| 45 | FZF m     | Foramen zygomaticofaciale medial                                   |
| 46 | Porion    | Mitte obere Begrenzung Meatus acusticus externus (SH)              |
| 47 | FOS l     | Fissura orbitalis superior lateral                                 |
| 48 | FOS m     | Fissura orbitalis superior medial                                  |
| 49 | FOS z, i  | Fissura orbitalis superior zentral inferior                        |

|    |          |  |
|----|----------|--|
| 50 | FOS z, s | Fissura orbitalis superior zentral superior          |
| 51 | CO i     | Canalis opticus (inferiorer Rand)                    |
| 52 | CO s     | Canalis opticus (superiorer Rand)                    |
| 53 | CO m     | Canalis opticus (medialer Rand)                      |
| 54 | CO l     | Canalis opticus (lateral Rand)                       |
| 55 | OE m     | Orbitaeingang medial (weiteste Ausdehnung)           |
| 56 | OE l     | Orbitaeingang lateral (weiteste Ausdehnung)          |
| 57 | OE s     | Orbitaeingang superior (weiteste Ausdehnung)         |
| 58 | OE i     | Orbitaeingang inferior (weiteste Ausdehnung)<br>(SH) |
| 59 | OE ls    | Orbitaeingang laterosuperior (weiteste Ausdehnung)   |
| 60 | OE li    | Orbitaeingang lateroinferior (weiteste Ausdehnung)   |
| 61 | OE ms    | Orbitaeingang mediosuperior (weiteste Ausdehnung)    |
| 62 | OE mi    | Orbitaeingang medioinferior (weiteste Ausdehnung)    |
| 63 | OT       | Maximale Orbitatiefe                                 |
| 64 | CL a     | Crista lacrimalis anterior (Mitte)                   |
| 65 | CL p     | Crista lacrimalis posterior (Mitte)                  |

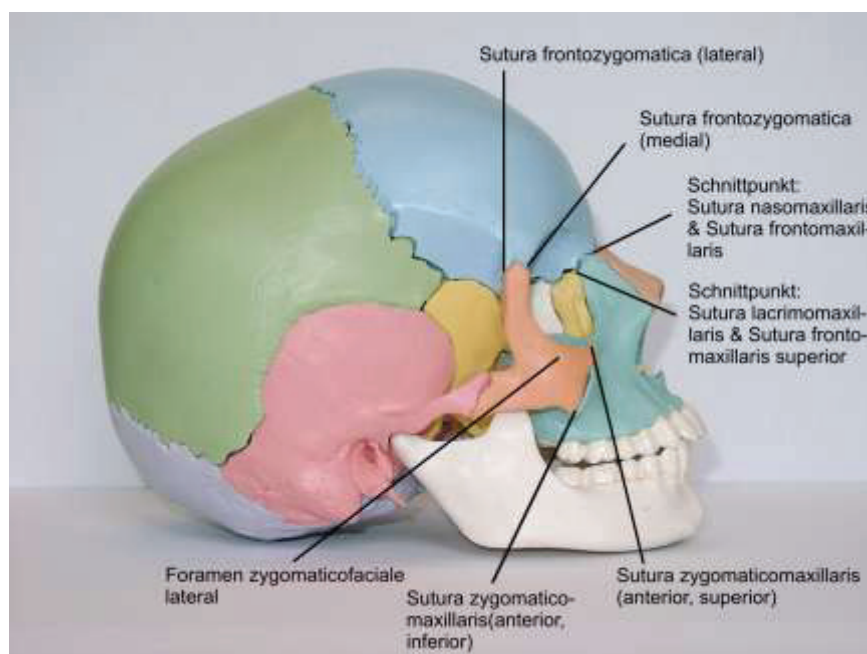
**Tabelle 14: Messpunkte für die kranio-metrischen Untersuchungen der menschlichen Orbita**

## Anhang C

Die nachfolgenden Abbildungen zeigen alle durch taktile Untersuchungen betrachteten anthropometrische Punkte.



**Abbildung 53: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Fissura Orbitalis**



**Abbildung 54: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Suturen in der Orbitaeingangsebenen**

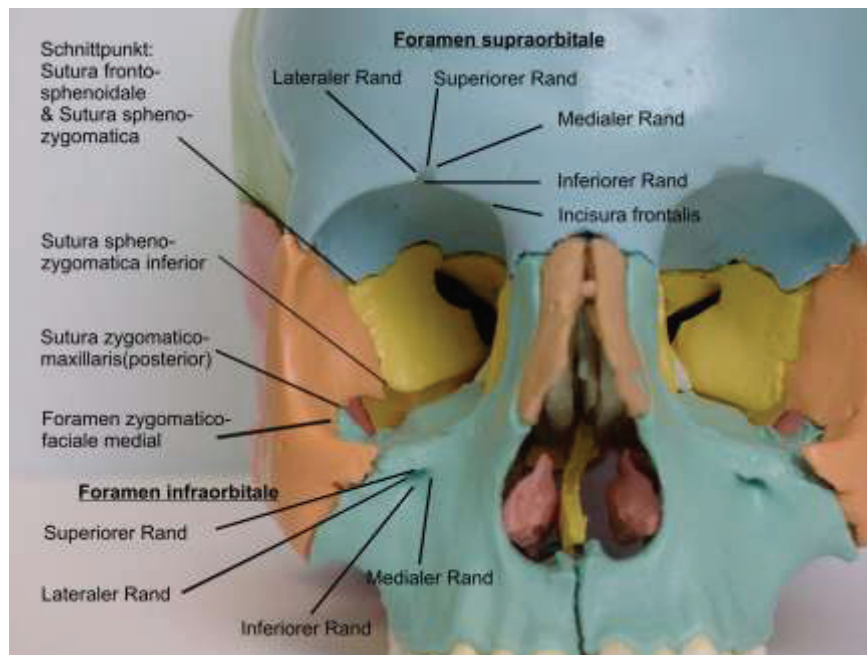


Abbildung 55: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Foramen in der Orbitaeingangsebene

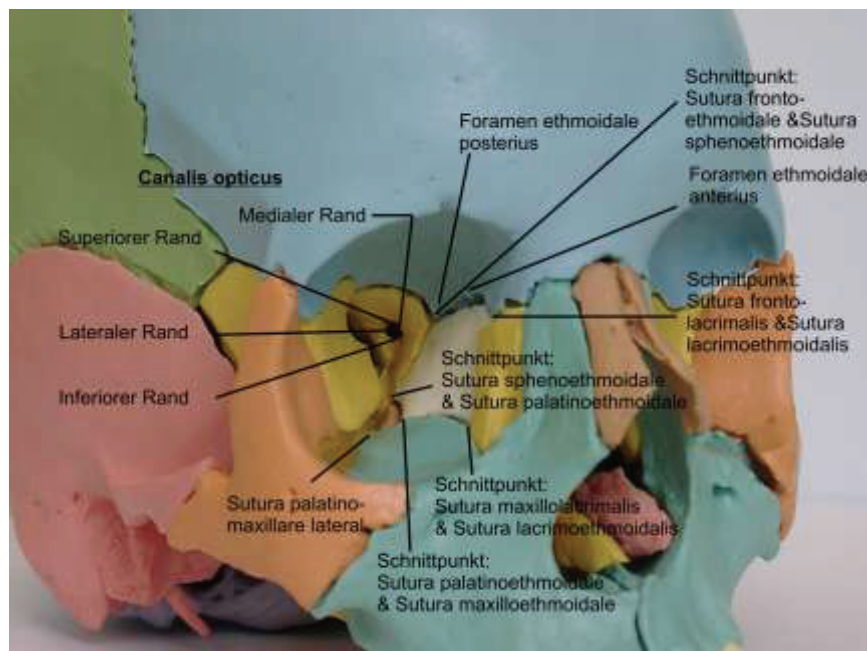
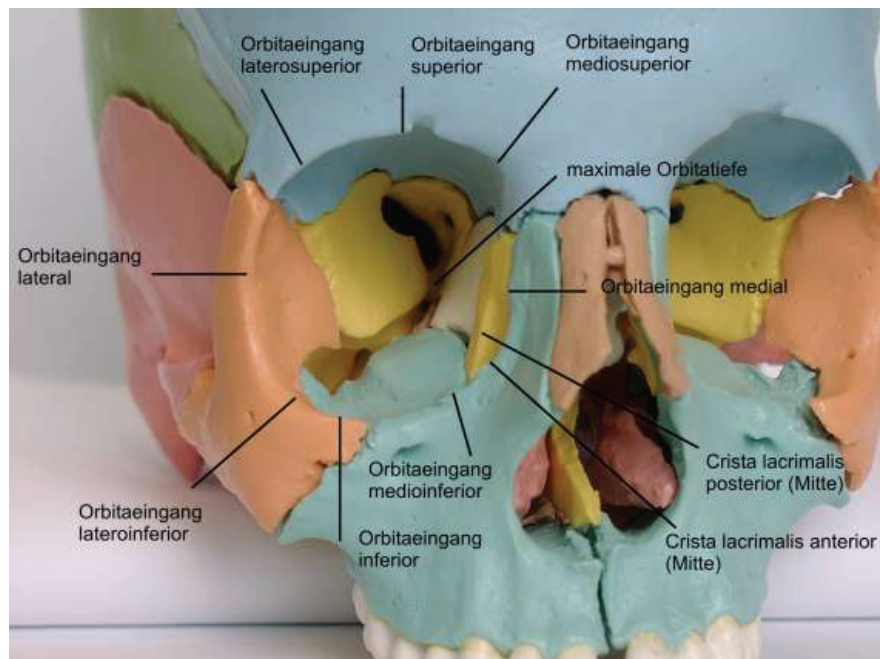
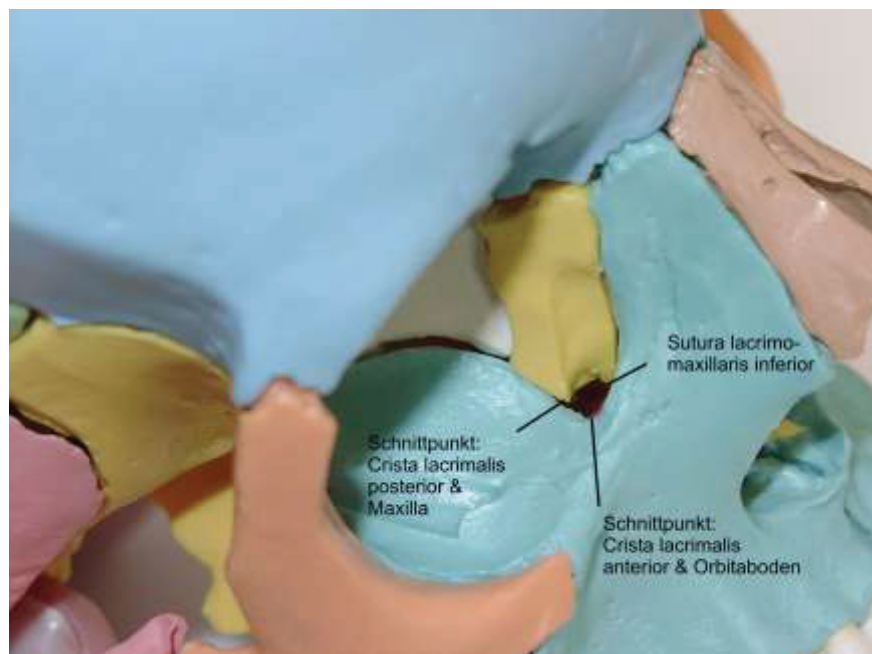


Abbildung 56: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich des Canalis Opticus

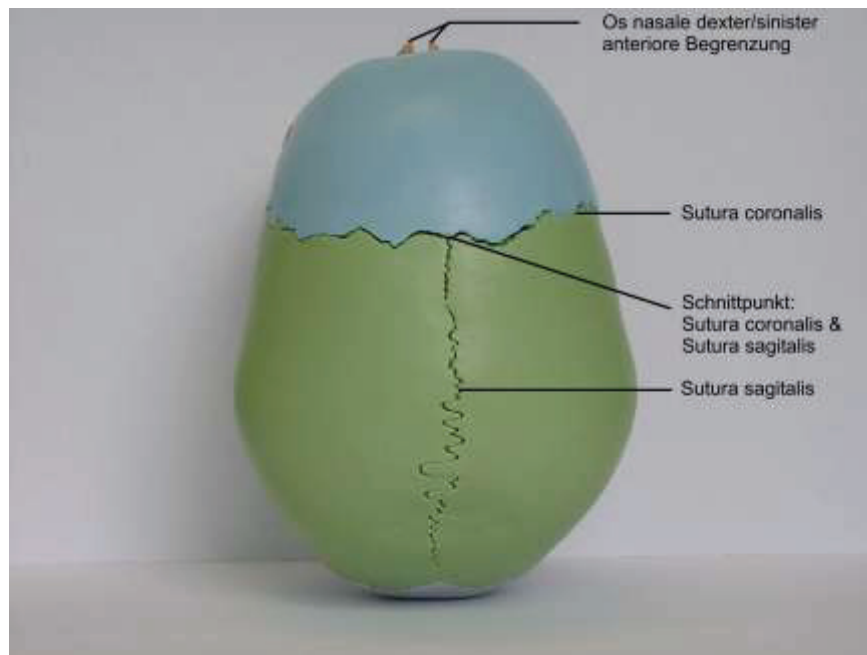




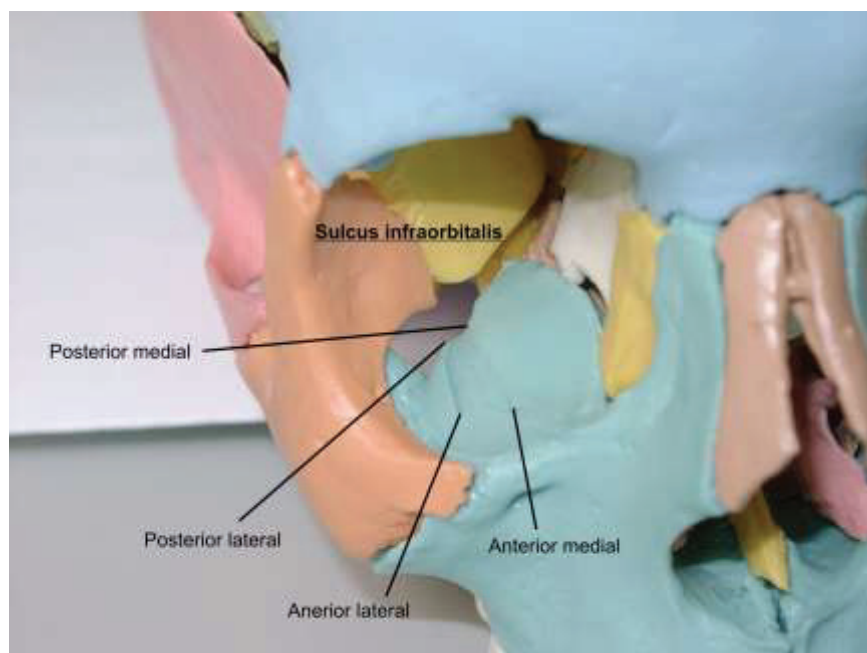
**Abbildung 57: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Orbitaeingangsebene**



**Abbildung 58: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Crista Lacrimalis**



**Abbildung 59: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich der Nasalis, Caronalis und Sagitalis**



**Abbildung 60: Plastikmodell des menschlichen Schädels mit Kennzeichnung der anthropometrischen Punkte im Bereich des Sulcus Infraorbital**