

Entwicklung von 3D-FE Modellen zur Simulation und Optimierung von Implantaten

Development of CT/MRT-based 3D models for implant simulation and optimization

Die vorliegende Studie beschreibt die Erstellung von triangulierten 3D-Finite Elemente (FE) Modellen aus CT/MRT basierenden Daten. Mit Hilfe dieser Modelle soll die Belastung des Knochens nach Einbringen von Implantaten berechnet werden.

Es wurde ein FE-Modell der Schulter entwickelt, in dem die Gelenkspfanne einer HAS-Schultergelenksprothese (Howmedica Osteonics, Ireland) in verschiedenen Winkeln (65° - 45°) zur ventralen Fläche der Scapula inseriert werden kann. Die unterschiedliche Stressverteilung und Scherspannung können an den Grenzflächen Prothese / Zement, Zement / Scapula und die Ausbreitung im Schulterblatt berechnet und analysiert werden.

Das virtuelle 3D-FE Oberflächenmodell wurde unter Verwendung des Softwareprogramms Mimics (Materialise, Belgien) erstellt. Mimics wird eingesetzt, weil es alle wichtigen Schritte zur Erstellung von 3D-Modellen auf der Basis von CT- und MRT-Bildern berücksichtigt. Mimics ermöglicht den Import verschiedenster Datenformate medizinischer Bildverarbeitung wie CT oder MRT. Es ermöglicht die genaue Segmentierung der unterschiedlichen Gewebearten wie z.B. der Kortikalis und der Spongiosa. Geometrien von Schulterprothesen können ebenfalls übertragen und implementiert werden. Die Positionierung der Implantate in der Scapula und im Humerus erfolgt mittels Simulation-Modul und MedCad-Modul. Die Erstellung der triangulierten 3D-Modelle zur Anwendung der FE-Methode erfolgt durch Remeshing im Remeshing-Modul von Mimics.

Autoren: Peter Schuller-Götzburg¹, Karl Entacher², Alexander Petutschnigg², Michael Eichriedler², Rosemarie Forstner³ und Herbert Resch⁴

Schlagworte: Finite Elemente FE, 3D-Modellherstellung, Schultergelenk

Keywords: Finite Elements FE Analysis, 3D-Modeling, Shoulder joint

Zitierweise dieses Beitrages: *BIOmaterialien* 2006; 7 (4): S.263-270

Einleitung

Mit der Finite-Element-Analyse zur Simulation und Optimierung von Schulterprothesen haben sich viele Arbeiten aus der jüngeren Vergangenheit beschäftigt [11, 12, 21, 25]. Diese Arbeiten befassen sich mit drei Hauptthemen: Erstellung von FE-Modellen [1, 3, 4, 5, 19, 22], Materialeigenschaften [1, 2, 6, 9, 10, 20, 22] und Muskelkräfte [3, 4, 8, 13, 15, 16, 17, 26, 27]. Des Weiteren gibt es Arbeiten zu bestimmten Zielsetzungen wie Variationen der Implantatneigung [23] oder der Parameterbe-

stimmung zur Schultermodellierung [14, 18, 28]. Eine sehr häufig zitierte klassische Studie über Muskelkräfte ist in der Publikation [7] enthalten.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung von 3D-FE-Modellen basierend auf Computertomographie- (CT) oder Magnetresonanztomographie- (MRT) Daten. Die individuellen anatomischen Gegebenheiten von Patienten können so berücksichtigt und analysiert werden. Die Erstellung von patientenspezifischen 3D-FE Modellen soll zu einem Routineprozess werden, um schnell spezifische Fragestellungen in der Operationsplanung, Einheilverhalten und Design der Implantate zu beantworten zu können.

Unter Anwendung der Software Mimics (Materialise, Belgien) wird anschließend ein trianguliertes 3D-FE-Modell erstellt.

¹ Prothetik-, Biomechanik- und Biomaterialforschung, Paracelsus Medizinische Privatuniversität, Strubergasse 21, 5020 Salzburg, Austria

² Fachhochschule Salzburg, Urstein Süd 1, 5412 Puch, Austria

³ Universitätsinstitut für Radiodiagnostik, St. Johanns Spital Salzburg, Austria

⁴ Universitätsklinik für Unfallchirurgie und Sporttraumatologie, St. Johanns Spital Salzburg, Austria

Schließlich werden die Modelle zur Beurteilung der strukturellen mechanischen Eigenschaften des Implantats, der Interaktion mit der Anatomie des Schulterblattes und der Belastung auf das Knochengewebe, für die FE-Analyse in das FE-Programm ANSYS (ANSYS Inc., USA) exportiert und können dann berechnet und analysiert werden.

Durch die FE-Analyse kann auch das Design von neuen Implantaten entwickelt und von bestehenden Implantaten optimiert werden. Es können patientenspezifische Implantate entwickelt werden und Operationen individuell geplant werden. Die günstigste Position des Implantates kann schon vor der Operation bestimmt werden.

Material und Methode

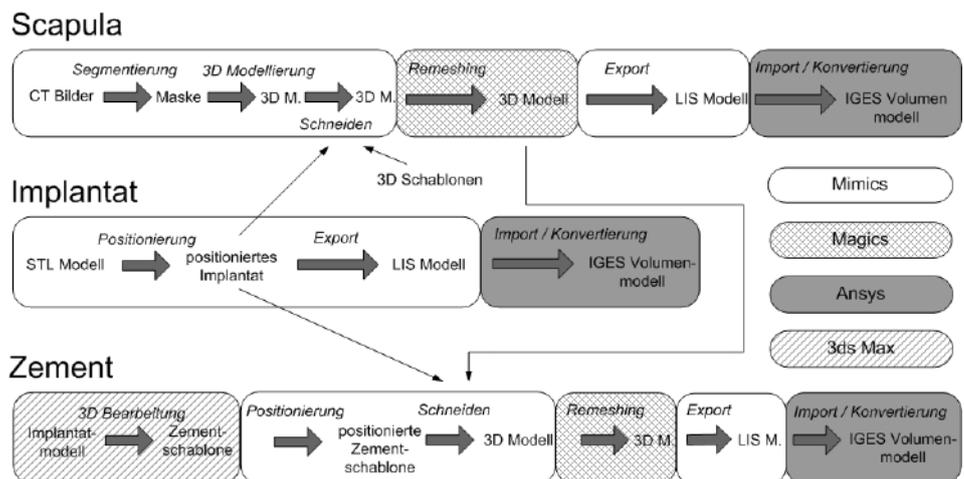
Mimics wird eingesetzt, weil es alle wichtigen Schritte zur Erstellung von 3D-Modellen auf der Basis von CT- und MRT-Bildern berücksichtigt. Das Importmodul bietet die notwendige Schnittstelle für die Eingabe von DICOM-Daten in die Software. Das Basismodul von Mimics bietet ausgezeichnete Werkzeuge für die genaue Segmentierung von anatomischen Strukturen von Hartgewebe wie der Kortikalis und der Spongiosa und Weichgewebe. Geometrien von bestehenden oder neu entwickelten Schulterprothesen können ebenfalls über-

größe: 0,977, Reduktion: 1, Orientierung: RAB, Anzahl der Schnitte: 57, Schnittstärke/Abstufung: 3 mm, Rekonstruktionsalgorithmus B70s) wird in Mimics übertragen.

Die Segmentierung des Knochengewebes als Ganzes und eine detaillierte Segmentierung mit Unterscheidung in Kompakta und Spongiosa erfolgt anhand der Toolbox für Thresholding und Profiling. Die „Region Growing“ Toolbox mit der Option „Multiple Layer“ ermöglicht die Anwendung des Segmentierungsverfahrens auf alle Schichten. Das Ergebnis des Algorithmus ist eine getrennte Maske für jeden Knochen – in diesem Fall für den Humerus und die Scapula. Bei der Mehrheit der Fälle müssen die Masken manuell angepasst werden, denn die Bildauflösung ist zu ungenau, um sehr feine Strukturen darzustellen. Dies erfolgt mit der Editiertoolbox von Mimics. Manche Strukturen in der Maske sind daher nicht ident mit der tatsächlichen Struktur des Knochengewebes.

Abb. 2 zeigt Ansichten der Mimics-3D-Modelle des Humerus und der Scapula. Es erfolgt die Segmentierung zur Unterscheidung zwischen Kompakta und Spongiosa. Daher wird eine allgemeine Maske erstellt und das Knochengewebe segmentiert. Basierend auf dieser allgemeinen Maske werden zwei Polylinien für die äußere und innere Fläche erstellt. Mit dem Befehl

Abb. 1 Struktogramm zeigt die Arbeitsschritte von den CT-Daten bis zum 3D-FE Modell und der dabei verwendeten Software.



tragen werden. Die Positionierung und Einbringen des Implantates nach den tatsächlichen anatomischen Verhältnissen erfolgt mittels virtueller chirurgischer Simulation mit dem MedCad-Modul. Um geeignete Modelle zur Anwendung der FE-Methode zu erstellen, erfolgt das Remeshing (Triangulation) im gleichnamigen Remesh-Modul. Schließlich werden alle Modelle für die FE-Analyse in das Softwareprogramm ANSYS exportiert.

Im nachfolgenden Abschnitt wird der Weg von CT- und Implantatdaten zu einem 3D-Modell beschrieben, welches in weiterer Folge für die FE-Analyse exportiert werden kann. Eine einfache FE-Anwendung mittels ANSYS wird berechnet (Abb. 1).

Segmentieren

Basierend auf CT-Daten werden die anatomischen Gegebenheiten beim jeweiligen Patienten analysiert und ein trianguliertes FE-Modell mit dem Softwareprogramm Mimics erstellt. Die Bildgebung erfolgt mit einem SIEMENS Volume Zoom Scanner, mit einer Spannung von 140 KV und einer Dosis von 138.0 mAs. Der ausgewählte CT-Bildsatz (DICOM-Daten eines 57-jährigen männlichen Patienten; Breite/Höhe: 512, Pixel-

“Cavity Fill from Polylines” wird für jede Polyline zwei Masken erstellt. Das Ergebnis der internen Polyline ist eine Maske für die Spongiosa. Die Berechnung der Kortikalis erfolgt durch das Subtrahieren der externen Maske von der internen.

Positionieren und Schneiden

Nach Übernahme der eingescannten Daten der HAS-Schulterprothese (Stryker Howmedica Osteonics, Irland) werden alle Komponenten, Knochenmodelle und Prothese mittels Mimics positioniert. Das Simulationsmodell erlaubt die Verschiebung und Rotation der geladenen Implantatgeometrien und auch der segmentierten Teile. Die Positionen der Elemente werden mit der „Winkelmessungs“-Toolbox definiert; diese erlaubt die Messung und das Aufzeigen der Winkel in der transversalen, frontalen und sagittalen Ebene. Dadurch wird die genaue Anpassung aller Komponenten ermöglicht (Abb. 3).

Es gibt verschiedene Möglichkeiten des Schneidens. Eine Möglichkeit besteht darin, jeden CT-Schnitt einzeln zu editieren. In jedem Schnitt wird jene Region gelöscht, die dem tatsächlichen Resektionsvolumen entspricht, welches der Operateur im Rahmen der Operation entfernt. Mit dieser Methode wird

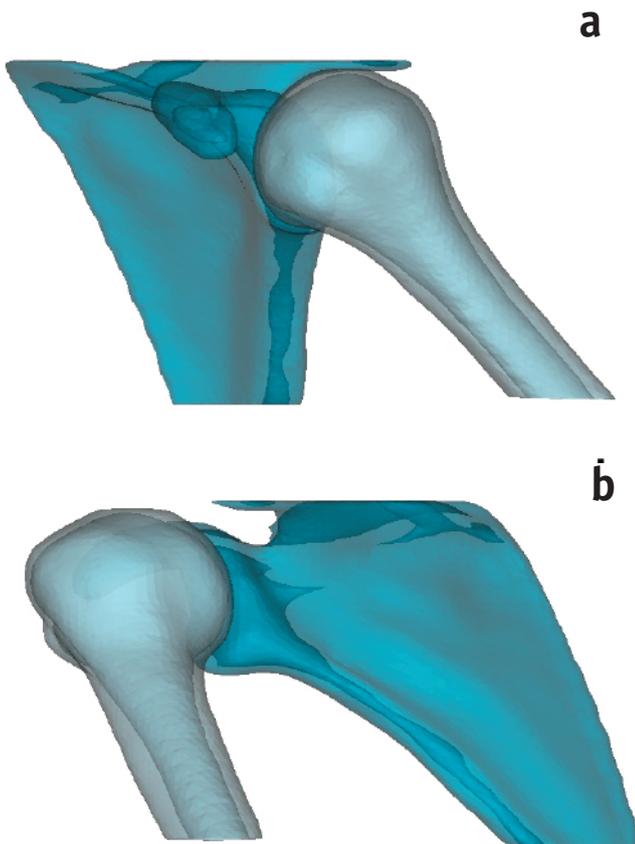


Abb. 2 a. ventro-laterale Ansicht, b. latero-dorsale Ansicht des 3D-Modells der menschlichen Scapula und des Humerus. In der Scapula erfolgt die Segmentierung zur Unterscheidung zwischen Kortikalis (hellblau) und Spongiosa (dunkelblau).

die Oberfläche sehr grob. Die Methode ist jedoch sehr realistisch, denn bei der Operation werden auch keine perfekten Formen herausgefräst.

Die zweite Möglichkeit ist der Einsatz einer Boolean-Toolbox des Simulationsmoduls. Mit dieser Toolbox wird eine praktikable Geometrie der HAS Glenoidpfanne im Knochenmodell direkt subtrahiert. Das Ergebnis sind ebene Flächen (Abb. 4).

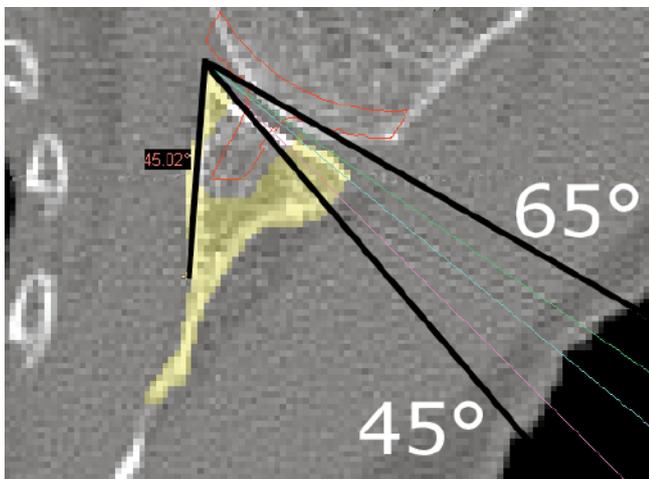


Abb. 3 Positionierung der HAS-Schulterprothese zur ventralen Fläche der Scapula. Die möglichen Positionen der Pfanne von 65°-Winkel (normales Gelenk) bis zum 45°-Winkel (arthritisches Gelenk) in 5° Schritten.

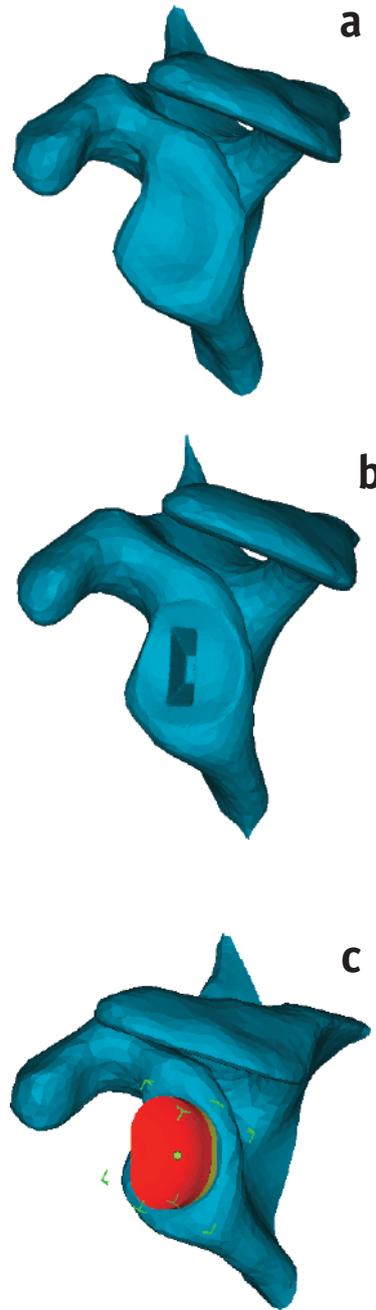


Abb. 4 Virtuelle Adaptation des Knochens im Glenoid zur Positionierung der Prothese mit einem skalierten Modell der Prothese und der Boolean-Toolbox von Mimics.

a. Sicht auf das Glenoid des 3D-Modells.

b. Die mit der Boolean-Toolbox direkt aus der Scapula subtrahierte Geometrie der HAS Glenoidpfanne mit dem Dorn. Die Subtraktion erfolgt etwas größer um Platz für den Zement zu schaffen.

c. In das 3D-Scapulamodell eingefügte HAS Glenoidpfanne mit Zement.

Die dritte Methode ist der Einsatz der Simulationstoolbox, welche einen virtuellen Schnitt in die 3D-Ansicht ermöglicht: entweder "orthogonal zum Bildschirm" oder mit einer Polyebene (polyplane) als Indikation. Die Teile können dann mit der Teilungsfunktion separiert werden. Diese Methode bietet eine sehr realistische Möglichkeit des Schneidens, ist jedoch nicht so genau wie die Methode mit der Boolean-Toolbox.

Aufbau des Zements

Medizinischer Zement Polymethacrylmethacrylat (Young Modul (GPa) 2.2, Poisson-Verhältnis 0,3) verbindet das Knochengewebe mit der Prothese und hält die Implantatpfanne in Position. Für die FE-Analyse ist es wichtig, ein Zementmodell zu erzeugen. Im Gegensatz zu anderen Bestandteilen wie Knochen und Implantaten gibt es kein wirkliches physisches Modell für den Zement. Er muss daher virtuell erzeugt werden. Dies erfolgt mit MedCAD und dem Simulationsmodul von

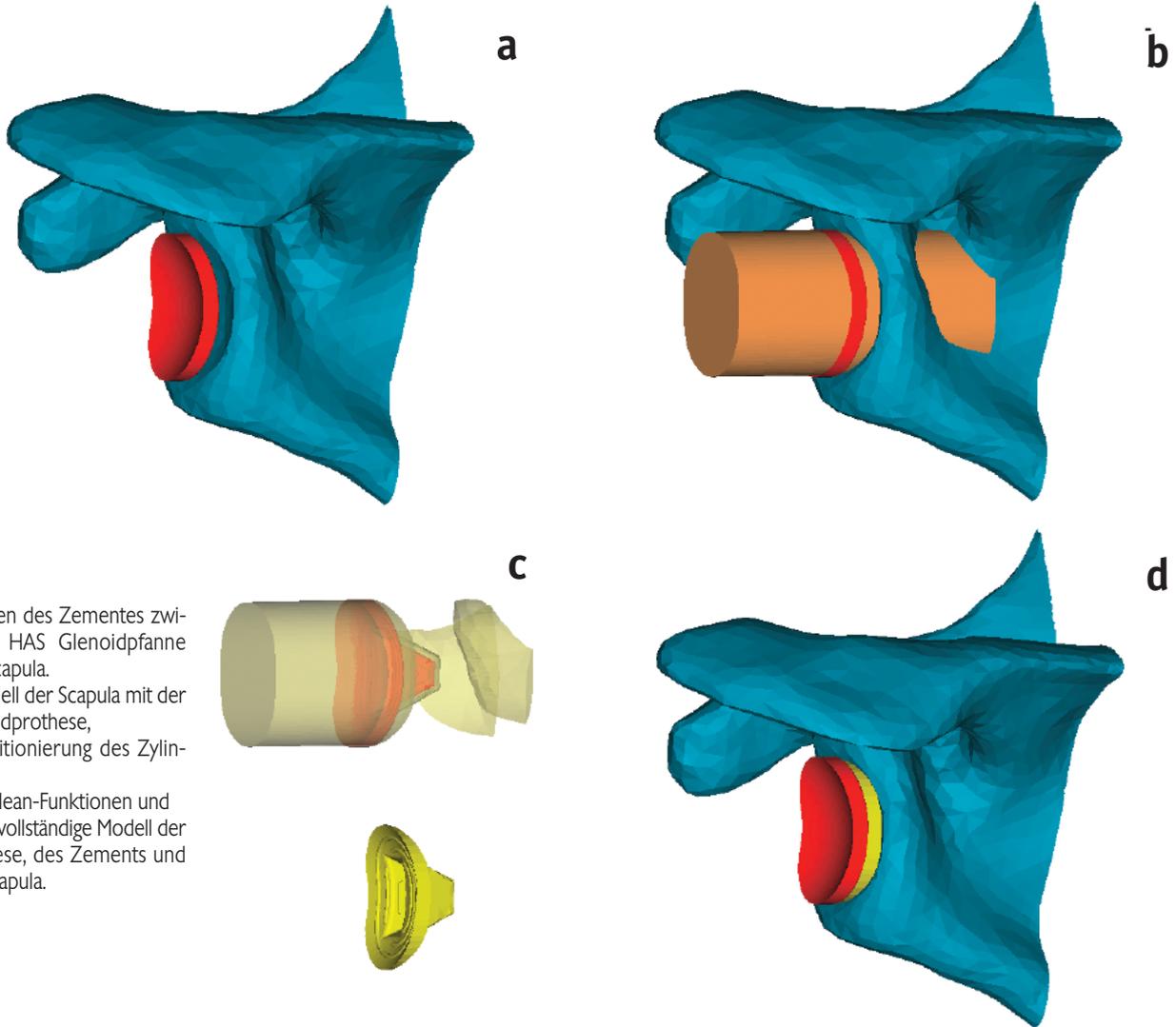


Abb. 5
Erstellen des Zementes zwischen HAS Glenoidpfanne und Scapula.
a. Modell der Scapula mit der Glenoidprothese,
b. Positionierung des Zylinders,
c. Boolean-Funktionen und
d. das vollständige Modell der Prothese, des Zements und der Scapula.

Mimics. Aus der Implantatgeometrie wird ein Zylinder gezeichnet, welcher das gesamte Zementvolumen umfasst. Anschließend erfolgten zwei Schritte: als erstes wird das medizinische Implantatmodell aus dem Zylinder subtrahiert, und im zweiten Schritt wird das Knochenmodell subtrahiert. Das Ergebnis entspricht dem Volumen des virtuellen Zements, Abb. 5.

Remeshing und die Erstellung von Volumenmodellen

Remeshing wird mittels Magics (Materialise, Belgien) durchgeführt – eine Software, die innerhalb von Mimics als Remeshing-Modul eingesetzt wird. Alle sich kreuzenden Dreiecke müssen eliminiert werden und die Dreiecke werden für die FE-Analyse optimiert. Bei diesem Remeshing-Abschnitt gibt es viele Anpassungsmöglichkeiten für 3D-Modelle. Die Herausforderung besteht darin, die richtigen Parameter zur Vereinfachung der Modelle für die FE-Analyse zu wählen, ohne wichtige Informationen zu löschen. Beispielsweise müssen in Regionen, in denen es Kontakt zwischen Knochengewebe und Implantat gibt, detaillierte Dreiecke gebildet werden, während andere Regionen vereinfachter dargestellt werden können. Für das Remeshen der Komponenten werden folgende Methoden eingesetzt:

Reduktion der Dreiecke mit dem STL Reducer im Punktereduktions-Modus (Point Reduce Mode);

Remeshen mit Auto-Remesh mit der Spaltbasierten-Methode (Split-Based Method).

Volumenmodelle werden mit dem FE-Programm ANSYS erstellt. Als erster Schritt werden alle Komponenten als LIS-Dateien aus Mimics exportiert und anschließend ins ANSYS eingelesen, wo das Vorverarbeitungsprogramm zur Konvertierung der Flächenmodelle in Volumenmodelle (welche für die FE-Analyse notwendig sind) ausgewählt wird. Es gibt häufig Probleme beim letzteren Schritt, denn ANSYS lässt keine sich kreuzenden Dreiecke bzw. "unpassend geformte Komponenten" zu, die auf ein unrichtiges Modell aus dem Remeshing-Vorgang hinweisen. Das Ergebnis dieses Vorgangs ist ein Volumenmodell für jeden Teil, welches nun für die FE-Analyse verwendet werden kann.

FE-Analyse

Basierend auf dem geometrischen anatomischen Modell des Patienten kann eine FE-Analyse für verschiedene Implantatsituationen erstellt werden. Beispielsweise werden in der folgenden Analyse zwei verschiedene Winkelungen des Implantates verglichen. Der normale Winkel zwischen der ventralen und artikulären Fläche der Scapula beträgt 65°; bei athrotischen Schultergelenken kann jedoch der Winkel auf 45° reduziert sein (siehe Abb. 6).

Um die verschiedenen Belastungen innerhalb des Implantates,

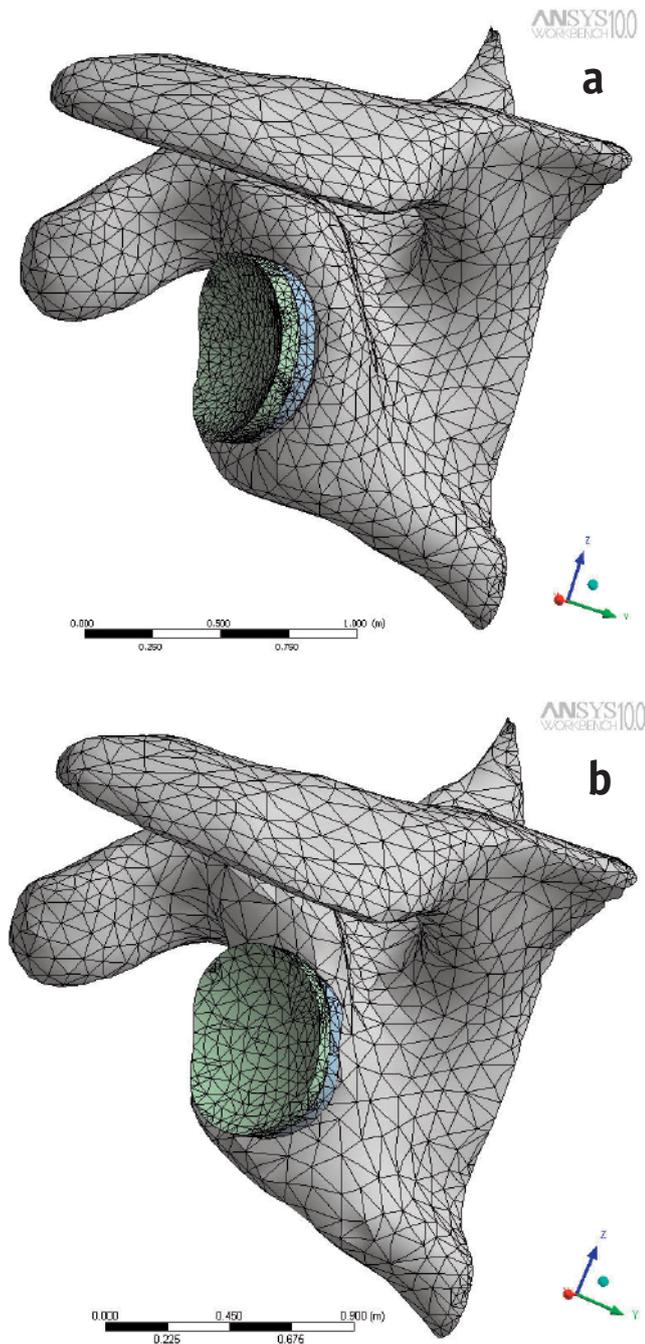


Abb. 6 3D-FE Modelle der Scapula mit HAS Glenoidprothese und Zement für den 65°-Winkel (a) und den 45°-Winkel (b).

des Zements und der Scapula zu messen, wird eine FE-Analyse für diese beiden Situationen durchgeführt. Die wichtigsten Grenzbedingungen des kinematischen und dynamischen Verhaltens des Schultermechanismus werden aus der Studie von van der Helm [27] entnommen. Die besonderen Umstände der Flexionsbelastung bei 90° werden nach den Daten von Murphy et al. [22] berechnet.

Um einen Eindruck der Eigenschaften des gesamten Modells zu vermitteln, werden die Ergebnisse der FE-Analyse für eine hypothetisch zentrierte Belastung und die Belastung innerhalb der drei Komponenten (Scapula, Zement und Prothese) in Abb. 7 dargestellt.

Diskussion

Totale Schulter Arthroplastic (TSA) ist eine häufige Methode bei rheumatoiden- und arthritischen Schultergelenkerkrankungen. Langzeitstudien zeigen eine Erfolgsquote von 84% nach 15 Jahren [24], wobei die Schmerzfreiheit als eines der Haupterfolge angesehen wird. Die Zahl der Komplikationen nach TSA ist groß und liegt bei 14% in 12 Jahren. Die meisten Komplikationen sind Schultersubluxationen und Dislokationen, Implantatabnutzungen und Lockerung und Verlust der Glenoid-Pfanne [29].

Die Notwendigkeit geeigneter Modelle zu erstellen, die die Belastung von Schulterimplantaten simulieren ist daher groß. Dies erfordert im Idealfall individuelle patientenspezifische 3D-FE Modelle um die verschiedensten Anwendungen und Implantattypen zu untersuchen.

Verschiedene Modelle wurden von einzelnen Teams erstellt, meist wurden CT-Daten mit einer Schichtdicke von 1mm verwendet. Dabei fanden CT-Daten Verwendung vom „Visible Human Project“ [12, 11], intakten Schultern von Leichen [25] und von CT-Daten bereits implantierter Schultern [21]. Im letzten Fall wurden Implantat und Zement gescannt und nicht virtuell modelliert.

In den meisten Fällen ist der Segmentierungsvorgang nicht exakt beschrieben. In den Studien [4] und [3] wurde die Kompakta und Spongiosa nicht extra definiert. Die einzelnen Modelle differieren in der Komplexität der FE-Gitter [19] zu heutigen Modellen [25] bei denen aber größere Simplifizierungen wie bei unserem Modell vorgenommen wurden. In manchen Studien wurden nur die Glenoid-Region modelliert [22] was die Rechenzeit verkürzt, aber weniger vergleichbare Ergebnisse ergibt. Die Hauptunterschiede dieses Modells zu den zuvor erwähnten liegt im: 1. Modellieren des Zementes, der einen massiven Einfluss auf die FE-Berechnungen ausübt und so realistisch wie möglich sein sollte. 2. In der Genauigkeit des 3D-FE Gitters.

Bei der vorliegenden Studie verwendeten wir Mimics zur Erstellung von 3D-Modellen für Schulterrekonstruktionen, wobei die Modelle für die weitere FE-Analyse verwendet werden. Die Modelle basieren auf den segmentierten CT-Daten der Kompakta und der Spongiosa des Humerus und der Scapula sowie verschiedenen Implantatgeometrien.

Die virtuelle Operation, oder das Einbringen des Implantates kann auf drei verschiedene Arten erfolgen: 1. Editieren jedes einzelnen CT-Schnittes: Die Oberfläche wird sehr grob was sich auf die Triangulierung und die FE-Analyse nachteilig auswirkt. Die Methode ist jedoch sehr realistisch, denn bei der Operation werden auch keine perfekten Formen herausgefräst. 2. Mit Hilfe einer Boolean-Toolbox des Simulationsmoduls. Es entstehen ebene Flächen, die für die Triangulation und Umwandlung in das FE-Modell ideal sind und sich verständlicherweise auf die Berechnungskosten der FE-Analyse positiv auswirken. 3. Durch den Einsatz der Simulationstoolbox, welche einen virtuellen Schnitt in die 3D-Ansicht ermöglicht. Das Tool bietet eine sehr realistische Möglichkeit des Schneidens, ist jedoch nicht so genau wie die Methode mit der Boolean-Toolbox.

Uns erscheint die Methode der Boolean-Toolbox als Methode der Wahl, da sie reproduzierbare Ergebnisse ermöglicht. Durch die ebenen Flächen kommt es zu einem übersichtlichen und vereinfachten triangulierten 3D-FE Modell. Die Boolean-Schablone kann repliziert und einfach auf andere Schultermodelle übertragen werden.

Die Genauigkeit der Modelle mit den anatomischen Gegebenheiten des Patienten hängen einerseits von der Schichtdicke des CT ab. Schichtdicken von 0,75 mm sind heute kein Problem, aber auf die erhöhte Strahlenbelastung sei hier verwiesen. Durch exaktes Segmentieren der einzelnen anatomischen

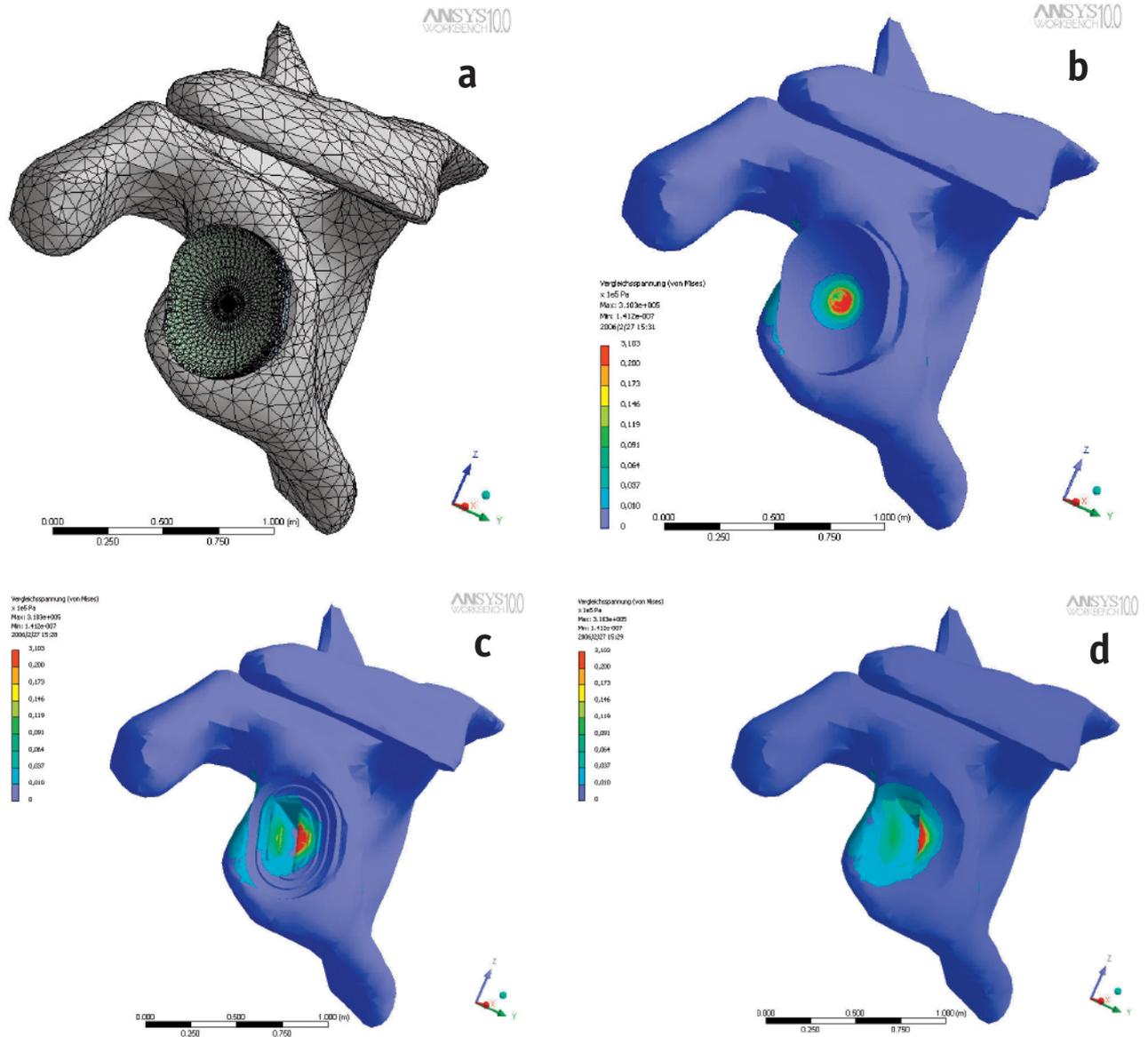


Abb. 7 Belastung auf die Scapula und den Zement bei einer in der Mitte belasteten Prothese. a. das FE-Modell, b. die Belastung für alle Komponenten, c. Belastung im Zement und d. Belastung auf der Scapula.

Strukturen und gezieltes Glätten der Oberfläche kann ein entsprechend genaues Modell erstellt werden. Stellen, die unter der Schichtdicke des CT liegen, an denen ein Loch als Artefakt aufscheint, müssen nachbearbeitet werden und händisch Pixel für Pixel aufgefüllt werden.

Einen weiteren Diskussionspunkt stellt die Annahme und Verwendung der simulierten interartikulären Kräfte bei der Abduktion und Flexion dar. Auch hier werden verschiedene Methoden und Modelle in der Literatur beschrieben, diese beruhen teils auf Ergebnissen von anatomischen Modellen [8] radiographischer Auswertungen der Schultermuskulatur an Leichen [13, 16] und Probanden [14], Mathematischen Modellen [17] oder FE-Modellen [3, 4, 26, 27]

In der Zukunft werden weitere detaillierte Analysen durchgeführt werden, um verschiedene Patienten und verschiedene Winkel zwischen der ventralen und artikulären Fläche zu vergleichen. Für zukünftige FE-Berechnungen werden wir unse-

re 3D-Schultermodelle erweitern und auch Humeruskopfprothesen untersuchen (siehe Abb. 8).

Summary

The present study describes the creation of triangulated 3-D finite element (FE) models from CT/MRI-based data. The model is used to calculate the stress on bone after the insertion of implants.

We created an FE model of the shoulder in which the joint cavity of an HAS shoulder joint prosthesis (Howmedica Osteonics, Ireland) can be inserted at various angles (65° - 45°) to the ventral surface of the scapula. The different load distributions and shear stresses at the interfaces prosthesis/cement-cement/scapula and their spread into the shoulder blade can be calculated and analyzed.

The virtual 3-D FE surface model was created using the software program Mimics (Materialise, Belgium). Mimics was se-

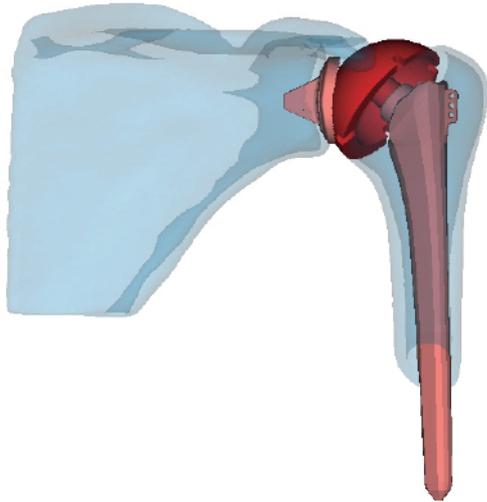


Abb. 8 Das Mimics Modell, bestehend aus der Scapula, des Humerus, der Prothese der HAS Glenoid- und der Humeruskopfprothese.

lected because it takes into account all the important steps involved in creating 3-D models on the basis of CT and MRI images. Mimics also allows various data formats of medical images such as CT or MRI to be imported. It allows exact segmentation of the different types of tissue e.g., cortical bone and spongy bone. Geometries of shoulder prostheses can also be transferred and implemented. The implants are positioned in the scapula and the humerus using the simulation module and the MedCad module. Triangulated 3-D models to apply the FE method are created by remeshing in the remeshing module of Mimics.

Finally the models are exported for FE analysis into the FE program ANSYS (ANSYS Inc., USA). Calculation and analysis is performed here. Structural and mechanical properties of the implant, its interaction with the anatomy of the shoulder blade, and the stress on bone tissue are assessed.

FE analysis allows new implants to be designed and the designs of existing implants to be optimized. Implants for specific patients can also be developed and operations can be planned individually. The most favourable implant position can be determined prior to surgery.

Danksagung:

Die Autoren danken der Firma ATOMIC Austria GmbH für die Möglichkeit der Kalibrierung der Implantate, Christoph Jancik für seine Hilfe bei der 3D-CAD-Bearbeitung.

Für die finanzielle Unterstützung danken wir der Schoellerbank Österreich und der Österreichischen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (ÖGZMK), Zweigverein Salzburg und der FFG (Programm FHplus).

Literatur

- [1] A. Andreykiv, P. J. Prendergast, F. van Keulen, W. Swieszkowski, and P. M. Rozing. Bone ingrowth simulation for a concept glenoid component design. *J Biomech*, 38(5):1023–1033, May 2005.
- [2] C. Anglin, P. Tolhurst, U. P. Wyss, and D. R. Pichora. Glenoid cancellous bone strength and modulus. *J Biomech*, 32(10):1091–1097, Oct 1999.
- [3] P. Büchler and A. Farron. Benefits of an anatomical reconstruction of the humeral head during shoulder arthroplasty: a finite element analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(1):16–23, Jan 2004.
- [4] P. Büchler, N. A. Ramaniraka, L. R. Rakotomanana, J. P. Iannotti, and A. Farron. A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 17(9-10):630–639, 2002.



DDr. Peter Schuller-Götzburg

Korrespondenzadresse:

Leiter des Forschungsprogramms für Prothetik-, Biomechanik- und Biomaterialforschung an der Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg
Strubergasse 21
A-5020 Salzburg, Austria
peter.schuller-goetzburg@pmu.ac.at

Akademischer Lebenslauf

1977 - 1981	Zahntechnikerlehre, Salzburg
1982	Gesellenprüfung für Zahntechniker
1981 - 1985	Zahntechniker
1982 - 1987	Bundesgymnasium für Berufstätige, Salzburg
1987 - 1995	Medizinstudium an der Universität Wien
1995	Dissertation: Die funktionsdynamische Unterkieferrekonstruktion. Biomechanische- und histologische Untersuchungen. Universität Wien
1995	Promotion zum Doktor der gesamten Heilkunde (Dr. med. univ.)
1990-2002	Freiwilliger Mitarbeiter am Bone- und Biomaterials Res. Lab. (Leiter Univ. Prof. Dr. H. Plenck em.), Histologisches-Embryologisches Institut, Universität Wien
1995 - 1997	Ausbildung zum Facharzt für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Universitätszahnklinik Wien
1997	Staatsprüfung Facharzt für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde mit Auszeichnung abgelegt
1998	März - Sept. Assistenzarzt an der Universitäts-Klinik für Mund-, Kiefer- u. Gesichtschirurgie (Prof. Ewers), AKH Wien
2000	Promotion zum Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)
2004	Leiter des Forschungsprogramms für Prothetik-, Biomechanik- und Biomaterialforschung an der Paracelsus Medizinische Privatuniversität Salzburg
2005	Mitglied des Österreichischen DVI-Teams (Disaster Victim Identification) des BM.I und 6 wöchiger Einsatz zur Identifizierung der Tsunamiopfer in Phuket, Thailand
2006	Postgradueller Universitätslehrgang für Medizinische Führungskräfte, Medizinische Universität Wien

- [5] R.E. Debski, J.A. Weiss, W.J. Newman, S.M. Moore, and P.J. McMahon. Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination. *J Shoulder Elbow Surg*, 14(1 Suppl S):24S–31S, 2005.
- [6] A. M. Doetsch, J. Faber, N. Lynnerup, I. Wtjen, H. Bliddal, and B. Danneskiold-Samse. Bone mineral density measurement over the shoulder region. *Calcif Tissue Int*, 71(4):308–314, Oct 2002.
- [7] C. J. De Duca and W. J. Forrest. Force analysis of individual muscles acting simultaneously on the shoulder joint during isometric abduction. *J Biomech*, 6(4):385–393, Jul 1973.
- [8] P. Favre, R. Sheikh, S.F. Fucentese, and H.A.C. Jacob. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(8):822–833, Oct 2005.
- [9] L.H. Frich, N.C. Jensen, A. Odgaard, C.M. Pedersen, J. O. Sjøbjerg, and M. Dalstra. Bone strength and material properties of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(2):97–104, 1997.
- [10] L. H. Frich, A. Odgaard, and M. Dalstra. Glenoid bone architecture. *J Shoulder Elbow Surg*, 7(4):356–361, 1998.
- [11] A.R. Hopkins, U.N. Hansen, and A.A. Amis. Finite element models of total shoulder replacement: application of boundary conditions. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 8(1):39–44, Feb 2005.
- [12] A.R. Hopkins, U.N. Hansen, A.A. Amis, and R. Emery. The effects of glenoid component alignment variations on cement mantle stresses in total shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg*, 13(6):668–675, 2004.
- [13] C. Högfors, G. Sigholm and P. Herberts. Biomechanical model of the human shoulder – I. Elements. *J Biomech*, 20(2):157–166, 1987.
- [14] C. Högfors, B. Peterson, G. Sigholm and P. Herberts. Biomechanical model of the human shoulder – II. The shoulder rhythm. *J Biomech*, 24(8):699–709, 1991.
- [15] C. Högfors, D. Karlsson, and B. Peterson. Structure and internal consistency of a shoulder model. *J Biomech*, 28(7):767–777, 1995.
- [16] G. R. Johnson, D. Spalding, A. Nowitzke, and N. Bogduk. Modelling the muscles of the scapula morphometric and coordinate data and functional implications. *J Biomech*, 29(8):1039–1051, Aug 1996.
- [17] D. Karlsson, and B. Peterson. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *J Biomech*, 25(2):189–199, 1992.
- [18] M.D. Klein Breteler, C.W. Spoor, and F.C.T. Van der Helm. Measuring muscle and joint geometry parameters of a shoulder for modeling purposes. *J Biomech*, 32:1191–1197, 1999.
- [19] D. Lacroix, L.A. Murphy and P.J. Prendergast. Three-Dimensional Finite Element Analysis of Glenoid Replacement Prosthesis: A Comparison of Keeled and Pegged Anchorage Systems. *Transactions of the ASME*, 122:430–436, 2000.
- [20] J.T. Lehtinen, M.J. Tingart, M. Apreleva, and J.J. PWarner. Total, trabecular, and cortical bone mineral density in different regions of the glenoid. *J Shoulder Elbow Surg*, 13(3):344–348, 2004.
- [21] N. Maurel, A. Diop, and J. Grimberg. A 3D finite element model of an implanted scapula: importance of a multiparametric validation using experimental data. *J Biomech*, 38(9):1865–1872, Sep 2005.
- [22] L. A. Murphy, P. J. Prendergast, and H. Resch. Structural analysis of an offset-keel design glenoid component compared with a center-keel design. *J Shoulder Elbow Surg*, 10(6):568–579, 2001.
- [23] R. Oosterom, P.M. Rozing, and H.E.N. Bersee. Effect of glenoid component inclination on its fixation and humeral head subluxation in total shoulder arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19(10):1000–1008, Dec 2004.
- [24] J.W. Sperling, R.H. Rowland. Neer hemiarthroplasty and Neer total shoulder arthroplasty in patients fifty years old or less. Long-term results. *J Bone Joint Surg Am*, 80, 464–473, 1998.
- [25] A. Terrier, P. Büchler, and A. Farron. Bone-cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20(7):710–717, Aug 2005.
- [26] F. C. van der Helm. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J Biomech*, 27(5):551–569, May 1994.
- [27] F. C. van der Helm. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J Biomech*, 27(5):527–550, May 1994.
- [28] H.E.J. Veeger, F.C.T. Van der Helm, L.H.V. Van der Woude, G.M. Pronk, and R.H. Rozendal. Inertia and muscle contraction parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder mechanism. *J Biomech*, 24(7):615–629, May 1991.
- [29] M. Wirth, C. Rockwood. Complications of shoulder arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*, 8, 603–616, 1996.
- [30] M. Eichriedler. Generation of 3D models based on CT images for Finite Element Analysis. Diploma Thesis, Salzburg University of Applied Sciences, 2006.