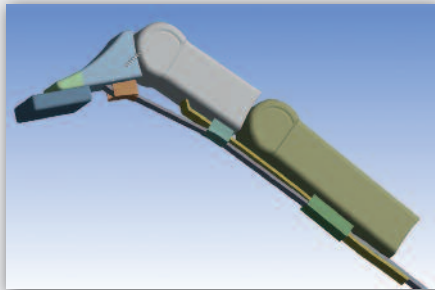


P. A. Varady, U. Glitsch, P. Augat

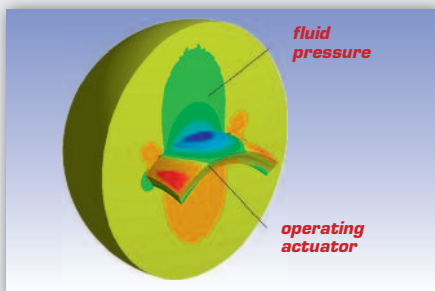
Belastungsanalyse des Hüftgelenks bei beruflichen Tätigkeiten

Leseprobe



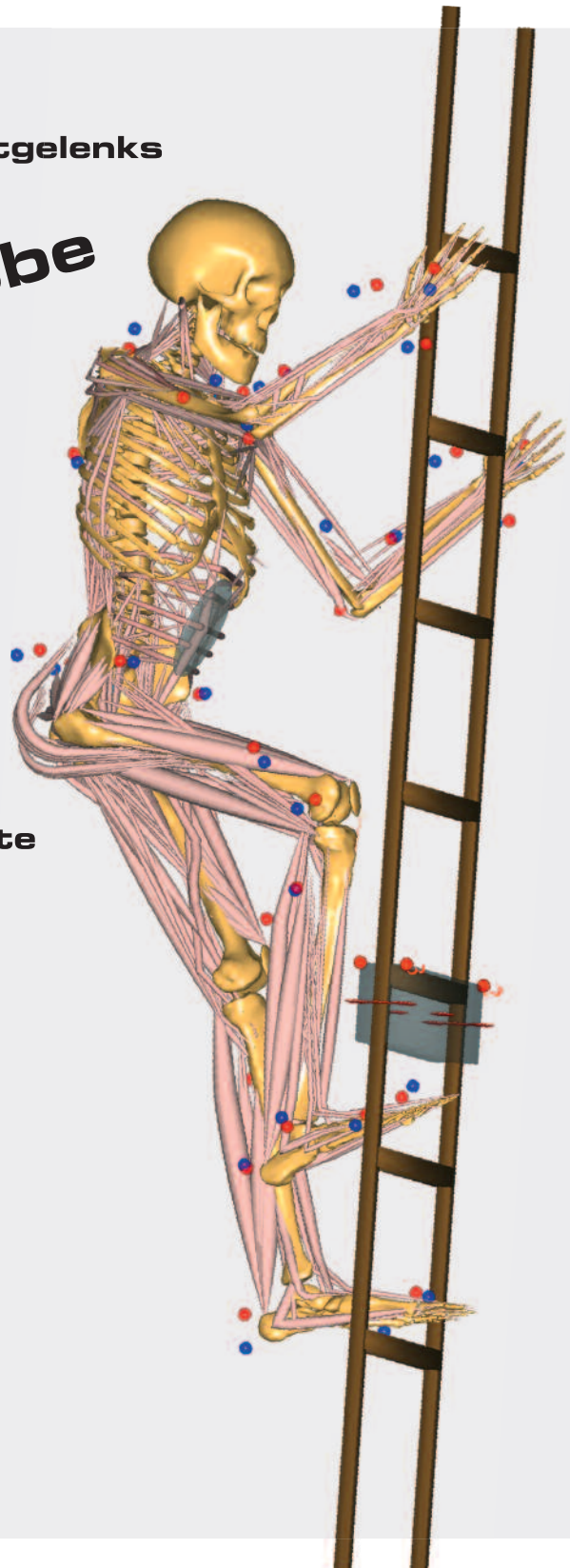
M. Kiem, T. Engleder

Entwicklung eines numerischen Fingermodells und Analyse der Fingerkräfte beim Klettern



*W.J. van Drunen, D. Schurzig,
M. Kiewning, S. Schwartendahl, J. Wallaschek,
T. S. Rau, T. Lenarz, O. Majdani*

Feasibility analysis of a piezoelectric cochlear implant



Editorial

CADFEM Medical GmbH - Die treibende Kraft der patientenspezifischen Simulation in der Medizin

Die CADFEM Medical GmbH ist die „kleine“ Schwester der „großen“ CADFEM GmbH. Gegründet wurde sie, um den zukunftssträchtigen Simulationsanwendungen in der Medizin ein eigenes Standbein zu geben und den besonderen Anforderungen in diesem Bereich gerecht zu werden. Wir haben uns bewusst für eine gemischte Gesellschafterstruktur aus Ärzten, Ingenieuren, Softwareentwicklern und Produktentwicklern entschieden, damit alle Facetten der multidisziplinären Fragestellungen in der Biomechanik im Gesellschafterkreis berücksichtigt werden.



Christoph Müller



Laszlo Kovacs



Lars Bonitz

Wir haben die CADFEM Medical am 14. Mai 2014 gegründet und sind seit Januar 2015 „richtig“ aktiv. Gemäß der Mission der „großen“ CADFEM Schwester – die für sich in Anspruch nimmt, die treibende Kraft bei der Anwendung der Simulation zu sein – leitet sich auch unsere Mission ab – die treibende Kraft der Anwendung der **patientenspezifischen** Simulation in der Medizin zu sein.

Unsere Firma haben wir auf drei Säulen ausgerichtet: Die Produktentwicklung (Produkte), die Dienstleistungen (Service) und die Wissenschaft.

Produkte: Die Entwicklung von Softwareapplikationen, die es Ärzten oder Ingenieuren aus der Medizintechnik ermöglicht, standardisierte und sich wiederholende Simulationen für die Planung von Operationen oder von patientenspezifischen Produkten durchzuführen.

Service: Die Berechnung im Kundenauftrag von patientenspezifischen Simulationen beziehungsweise von medizintechnischen Produkten, die mit dem Körper interagieren. Dazu zählen wir auch die gemeinsame Beantragung und Bearbeitung von Forschungsprojekten mit Firmen aus der Medizintechnik.

Wissenschaft: Der Austausch mit universitären Einrichtungen, die Ausbildung von Medizinern oder Ingenieuren im Bereich der „medizinischen“ Simulation und die Verbreitung der Thematik zum Beispiel über das vorliegende Magazin. Insbesondere bezüglich der Ausbildung sei auf die Seite 5 verwiesen. Dort stellen wir ein neues Studienangebot vor, das mit einem interdisziplinären Ansatz Ingenieuren aus der Medizintechnik medizinisches Hintergrundwissen vermittelt, das für Simulationsanwendungen relevant ist.

Wir wünschen Ihnen viel Spaß beim Lesen und freuen uns, wenn wir Sie vielleicht in näherer oder ferner Zukunft einmal mit unseren Lösungen unterstützen können.

CADFEM
MEDICAL

Dr.-Ing. Christoph Müller
Geschäftsführer CADFEM Medical GmbH

Prof. Dr. med. Laszlo Kovacs
Facharzt für Chirurgie,
Plastische Chirurgie
Gesellschafter CADFEM Medical GmbH

Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz, M.Sc.
Facharzt für Mund-, Kiefer-
und Gesichtschirurgie
Gesellschafter CADFEM Medical GmbH

Computer Aided **Medical** Engineering

Heft 1, 7. Jahrgang 2016

Herausgeber und Redaktion

CADFEM Medical GmbH
Dr.-Ing. Christoph Müller
Geschäftsführer
Marktplatz 2
85567 Grafing b. München
www.cadfer-medical.de

Dipl.-Ing. Gerhard Friederici, M.A.
Redakteur, CADFEM GmbH

OA Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz
Leiter Biomechanisch-/ Biokybernetisches
Forschungslabor (BKFL) Klinik für Mund-,
Kiefer- und Gesichtschirurgie – Plastische
Operationen – Klinikum Dortmund gGmbH

Lehrstuhl für MKG-Chirurgie der
Universität Witten/Herdecke
Münsterstrasse 240, 44145 Dortmund

PD Dr. med. Laszlo Kovacs
Leiter der Forschungsgruppe CAPS,
Ltd. OA und stellv. Klinikdirektor,
Klinik und Poliklinik für Plastische
und Handchirurgie,
Klinikum rechts der Isar,
Technische Universität München
Ismaninger Straße 22
81675 München

Veröffentlichungen

bitte an Dr.-Ing. Christoph Müller
Marktplatz 2, 85567 Grafing b. München
Tel.: +49-(0)8092-7005-43
E-Mail: cmueller@cadfer-medical.de

Manuskriptvorgaben

erhalten Sie unter
E-Mail: cmueller@cadfer-medical.de

Copyright

Beiträge, die mit vollem Namen oder auch mit Kurzzeichen des Autors gezeichnet sind, stellen die Meinung des Autors, nicht unbedingt auch die der Redaktion dar. Unverlangte Zusendungen redaktioneller Beiträge auf eigene Gefahr und ohne Gewähr für die Rücksendung. Die Einholung des Abdruckrechtes für dem Verlag eingesandte Fotos obliegt dem Einsender. Die Rechte an Abbildungen ohne Quellenhinweis liegen beim Autor oder der Redaktion. Ansprüche Dritter gegenüber dem Verlag sind, wenn keine besonderen Vereinbarungen getroffen sind, ausgeschlossen. Überarbeitungen und Kürzungen liegen im Ermessen der Redaktion. Die Wiedergabe von Gebrauchsnamen, Warenzeichnungen und Handelsnamen in dieser Zeitschrift berechtigt nicht zu der Annahme, dass solche Namen ohne Weiteres von jedermann benutzt werden dürfen. Vielmehr handelt es sich häufig um geschützte, eingetragene Warenzeichen. Die Zeitschrift und alle in ihr enthaltenen Beiträge und Abbildungen sind urheberrechtlich geschützt. Mit Ausnahme der gesetzlich zugelassenen Fälle ist eine Verwertung ohne Einwilligung des Verlags strafbar. Dies gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und

die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Entwurf und Layout

Ludwig-Kirn Layout, Ludwigsburg

Verlag

expert verlag GmbH
Wankelstr. 13, 71272 Renningen
Postfach 2020, 71268 Renningen
Tel.: +49-(0)7159-9265-0
Fax: +49-(0)7159-9265-20
E-Mail: expert@expertverlag.de

Anzeigen

Sigrid Hackenberg, expert verlag
Tel.: +49-(0)7159-9265-13
Fax: +49-(0)7159-9265-20
E-Mail: anzeigen@expertverlag.de
Informationen auf Anfrage.

Bezug

Kostenlose Verteilung

Wenn Sie die Zeitschrift **came** erhalten wollen schicken Sie eine E-Mail an cmueller@cadfer-medical.de mit dem unten ausgefüllten Bestellschein als Scan. Mit einer Bestellung erklären Sie sich einverstanden, dass Ihre Daten gespeichert werden.

Erfüllungsort und Gerichtsstand:
Leonberg

ISSN 2190-0698

1/16

Redaktionsprogramm

Methoden: Strukturmechanische Simulation (FEM) in der Prothetik – Strömungssimulation (CFD) in Blutgefäßen und Organen wie Herz und Lunge – FEM-Modellierung komplexer anatomischer Strukturen – Patienten-spezifische FEM/CFD-Simulation – Bestimmung von Muskel- und Gelenkkraften – Materialgesetze und Materialparameter für hartes und weiches Gewebe, z.B. Knochen, Fett- oder Muskelgewebe – Design und Herstellung (Rapid Prototyping) von patientenspezifischen Implantaten – Der Entwicklungsprozess unter Einsatz von Simulationstools – Sicherheit und Zuverlässigkeit in der Medizintechnik – Datengewinnung und Messmethoden in der Medizintechnik

Anwendungen: Implantate für Hüfte, Schulter, Knie und Wirbelsäule – Osteosynthesen – Deformation von Fett- und Muskelgewebe – Stents, Herzklappen – Ergonomie – Belastungstests, Lebensdauerermittlung

Die Zeitschrift **came** – *Computer Aided Medical Engineering* wendet sich an Entscheider, Entwickler, Forscher und Ärzte in Unternehmen, Kliniken und Hochschulen sowie an Doktoranden und engagierte Studierende technischer und medizinischer Studiengänge.

Ja, ich bestelle die Zeitschrift **came**

Name, Vorname

Firma/Institut

Straße, Hausnummer

Telefon, E-Mail

PLZ, Ort

Datum, Unterschrift

Ich bin damit einverstanden, dass meine Daten gespeichert werden.

Impressum/Veröffentlichungen

2

News

4

M. Kiem, T. Engleder

**Entwicklung eines
numerischen Fingermodells
und Analyse der Fingerkräfte
beim Klettern**



6

*J. Jalali, A. Volf, E. Quadrat,
B. König, C. Ihle, S. Döbele, A. Nolte,
M. Schimmelpfennig, L. Kovacs*

**Finite-Elemente-Simulation
von LCP-Platten**



10

P. A. Varady, U. Glitsch, P. Augat

**Belastungsanalyse des Hüftgelenks
bei beruflichen Tätigkeiten**



17

*S. Hügl, S. Griebel, L. Zentner, T. Lenarz,
O. Majdani, T. S. Rau*

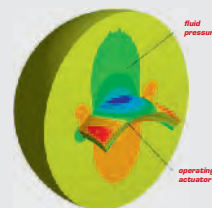
**Analysis of Fluid-Actuated Cochlear Implant
Electrode-Carrier**



23

*W.J. van Drunen, D. Schurzig,
M. Kiewning, S. Schwartendahl, J. Wallaschek,
T. S. Rau, T. Lenarz, O. Majdani*

**Feasibility analysis
of a piezoelectric cochlear implant**



27

Veranstaltungen

34

Medical-Engineering-Seminare

36

Titel

Entwurf und Gestaltung: Ludwig-Kirn Layout, Ludwigsburg
Bild: Patrick Varady

ANSYS SpaceClaim V17 Schnelle und robuste Überführung von STL-Daten in ein CAD-Modell

Um beispielsweise CT-Daten von Knochen zur Erzeugung von patientenspezifischen Simulationsmodellen nutzen zu können, ist eine Umwandlung von STL-Daten (Surface Tessellation Language), die aus 3D-Scans entstanden sind, in CAD-Modelle erforderlich.

Der ANSYS SpaceClaim Direct Modeler bietet zur Überführung von STL-Daten in CAD-Modelle zwei grundsätzliche Wege an. Beim ersten werden die facettierten Oberflächen des STL-Modells eigenständig innerhalb einer Toleranzgrenze zu Flächen zusammengefasst und im Anschluss in ein CAD-Format konvertiert. Das sogenannte „Shrinkwrap Tool“ macht dabei aufwändige Reparaturen durch den Benutzer, die sonst im Vorfeld notwendig sind, überflüssig. Dieser Weg führt sehr schnell zu weiterverwendbaren CAD-Modellen und verlangt keinen Eingriff durch den Benutzer.

Beim zweiten Weg kann der Anwender mit dem sogenannten „Skin Surface Tool“ Stützpunkte auf den facettierten Oberflächen des STL-Modells festlegen, aus denen optimal angepasste Freiformflächen erstellt werden. Dieses Vorgehen ist ebenfalls schnell und robust, bietet dem Anwender aber Flexibilität bei der Flächen-generierung.

Bei dem hier vorgestellten Demonstrator wurde eine Überführung der STL-Daten in SpaceClaim über den ersten Weg mit dem „Shrinkwrap Tool“ durchgeführt.

Unter Vorgabe einer sogenannten Lückengröße erfolgt dabei eine robuste und schnelle Reparatur sowie eine Regularisierung der STL-Oberflächen mit nur einem Funktionsaufruf. Das Ergebnis kann anschließend per Knopfdruck in eine CAD-Geometrie überführt werden, wobei einzelne Flächen teilweise zu einer Gesamfläche zusammengefasst werden.

Die in *Bild 1* dargestellte Überführung wurde in weniger als einer Minute erledigt. Dabei wurde für die Lückengröße ein relativ grober Wert gewählt, was für den ersten Schritt – der Bewertung der Steifigkeit – einen guten Kompromiss aus Zeit und Genauigkeit darstellt.

Nach der Übertragung der CAD-Geometrie in die Simulationsumgebung erfolgt die Vernetzung mit einer flächenunabhängigen Methode, die sich den Krümmungsbereichen adaptiv anpasst. Der Benutzer legt dabei durch die Definition einer minimalen und maximalen Elementgröße die Details der gewünschten Vernetzung fest.

Für das Aufbringen von Randbedingungen bieten sich anschließend regelbasierende Komponenten an. Mit diesen können Flächen oder Elemente durch Vorgabe von Koordinatenbereichen selektiert und anschließend für die Randbedingungen verwendet werden.

Von STL über CAD zu FEM

Mit gestoppte Zeiten

- Geometrieüberführung: 40 Sekunden
- Übertrag nach ANSYS Mechanical: 1 Minute
- Vernetzung: 1,5 Minuten
- Randbedingungen aufbringen: 30 Sekunden
- Simulation: 15 Sekunden
- Erstellung Submodell: 2 Minuten
- Übertrag nach Mechanical: 1 Minute
- Vernetzung: 2 Minuten
- Mappen der Verschiebungen: 20 Sekunden
- Simulation: 62 Sekunden
- Gesamtzeit: 10 Minuten

Nach der Auswahl von Materialdaten können an der Struktur bereits die Steifigkeiten und die daraus resultierenden Verformungen berechnet werden. Die Bereiche maximaler Spannungen lassen sich bereits ebenfalls identifiziert, dürfen jedoch aufgrund der noch groben Diskretisierung nicht ausgewertet werden. Hierzu kommt in einem zweiten Schritt die Submodeling-Technik ins Spiel. Mit ihr wird der interessante Bereich innerhalb von SpaceClaim separiert und mit einer feineren Auflösung ausgewertet.

In *Bild 2* wurde dem STL-Modell des Originalscans ein Regelkörper – hier ein Zylinder – durch Selektion von zwei Punkten hinzugefügt. Die resultierende Schnittmenge stellt das Submodell dar und wird wieder per Knopfdruck in eine CAD-Geometrie überführt. Die Ergebnisse (Verschiebungskremente) des ersten Gesamtmodells werden anschließend auf die Schnittländer des Submodells gemappt und erlauben bei einer sehr feinen Vernetzung nun auch die genaue Bewertung von lokalen Spannungsstellen.

Durch die einfache und intuitive Bedienung von ANSYS SpaceClaim Direct Modeler und ANSYS Mechanical lässt sich ein solcher Arbeitsablauf vom rohen STL-Modell bis zur kompletten Spannungsbewertung in etwa 10 bis 20 Minuten erledigen.

Kontakt:

Dipl.-Ing. Markus Kellermeier
CADFEM GmbH
Tel. +49 (0) 80 92-70 05-942
mkellermeier@cadfem.de



Bild 1: Die hier dargestellte Überführung von STL-Daten in ein CAD-Modell wurde in weniger als einer Minute erledigt.

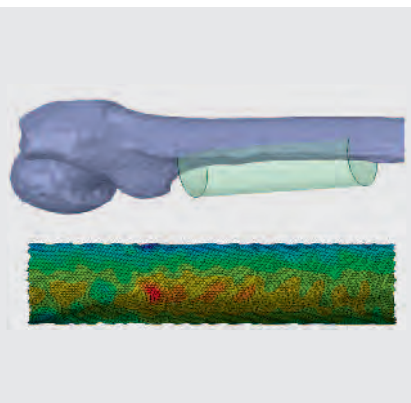


Bild 2: Innerhalb des Zylinders kann aufgrund der feinen Vernetzung die genaue Bewertung von lokalen Spannungsstellen erfolgen.

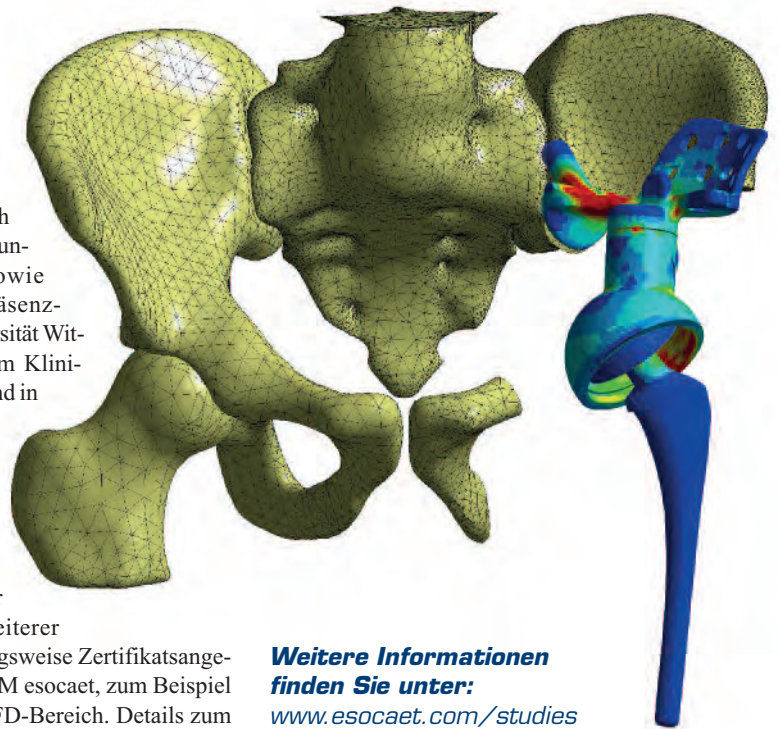
Neue Weiterbildungsmöglichkeit bei CADFEM esocaet: „Simulation in Humane Medicine“

CADFEM esocaet bietet berufsbegleitende Weiterbildung im Bereich „Simulation Based Engineering Sciences“ an. Dazu zählen unter anderem die Methoden zur Festigkeitsanalyse mit FEM (Finite-Elemente-Methode) oder zur Strömungssimulation mit CFD (Computational Fluid Dynamics).

Gemeinsam mit dem Zentrum Fort- und Weiterbildung der Universität Witten/Herdecke wurde jetzt das neue Zertifikatsstudium „Simulation in Human Medicine“ entwickelt. Dieses vermittelt mit einem interdisziplinären Ansatz medizinisches Hintergrundwissen, das für Simulationsanwendungen relevant ist. Das Angebot richtet sich sowohl an Ingenieure und andere Berufstätige mit technischer Vorbildung, die im Bereich Medizin oder Medizintechnik arbeiten, als auch an interessierte Mediziner mit dem Arbeitsschwerpunkt patientenspezifische Therapie.

Das berufsbegleitende Zertifikat besteht aus drei Modulen mit einem Umfang von

je 5 ECTS-Punkten und dauert sechs Monate. Der Studienaufwand beläuft sich auf rund neun Stunden je Woche sowie insgesamt 15 Präsenztage an der Universität Witten/Herdecke, dem Klinikum Dortmund und in Räumlichkeiten von CADFEM in Dortmund. Zusätzlich ist eine fachliche Ergänzung möglich, und zwar durch Module weiterer Master- beziehungsweise Zertifikatsangebote von CADFEM esocaet, zum Beispiel im FEM- oder CFD-Bereich. Details zum Zertifikatsstudium „Simulation in Human Medicine“ sind in unten stehender Tabelle enthalten.



Weitere Informationen finden Sie unter:
www.esocaet.com/studies
 Dipl.-Ing. Anja Vogel
 Tel. +49 (0) 80 92-70 05-52
avogel@esocaet.com

Module name	Anatomy, Physiology, and Pathology	Radiologic Diagnostics and Medical Visualization	Medical Simulation Project
Lecturers	Univ.-Prof. Dr. Wolfgang Arnold Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz	Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Stefan Haßfeld Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz	Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz Engineers from CADFEM Medical
Learning aims	After successful completion of the module, you will know the structure of bones, muscles, and tendons in the human body. You will be able to describe composition and function of major joints as a basis for simulation models. Furthermore you will know the function of blood and can explain the function of heart and blood circulation.	In order to utilize simulation in human medicine you have to master the task of model creation. In this module you will learn the construction and function of common possibilities to visualize parts of the human body. You will be able to compare indications for different types of diagnostics and to appraise the radiation risk to the human body. With real examples you will practice to perform a radiologic image analysis to create simulation input data.	In this module we will give you an insight into the recent state-of-the-art simulation in human medicine. We will discuss different approaches to solving specific medical tasks. You will learn to define a valid simulation model, to solve it, present it and discuss the results. You may bring in your own simulation task from your firm or choose from a list of university topics.
Contents	<ul style="list-style-type: none"> • Organization of the human body • Cells and tissues • Skeletal system • Muscular system • Cardiovascular system • Respiratory system 	<ul style="list-style-type: none"> • Patient radiation safety and risk • Introduction to radiology concepts • Types of diagnostics • Selected methods for specific indications • 3D data visualization 	<ul style="list-style-type: none"> • State-of-the-art simulation software • Best-practice approaches for typical indications • Performing a simulation task • Writing a scientific paper • Presentation of results

Finite-Elemente-Simulation von LCP-Platten

J. Jalali, A. Volf, E. Quadrat, B. König, C. Ihle, S. Döbele, A. Nolte, M. Schimmelpfennig, L. Kovacs*

Kurzfassung

Bei der Planung von Osteosynthesen langer Röhrenknochen beruhen alle bisherigen Methoden auf dem zweidimensionalen Gebrauch herkömmlicher radiologischer Bildgebungsverfahren, welche in ihrer räumlichen Darstellung und Präzision limitiert sind. Patientenspezifische Parameter wie die Knochenqualität (z. B. Osteoporose) sowie externe Belastungssituationen (Physiotherapeutische Mobilisierung und Alltagsaktivitäten) können im Rahmen der präoperativen Planung nicht berücksichtigt werden. Aktuelle biomechanische Untersuchungen berücksichtigten bis dato überwiegend axiale Belastungen, jedoch nicht Dreh- und Biegebelastungen wie sie bei Alltagsbewegungen sowie komplexen Bewegungsabläufen auftreten können. Es ist anzunehmen, dass diese externen Belastungssituationen, die auf den Knochen und schlussendlich auf das Osteosynthesematerial wirken, zum postoperativen Implantatversagen führen können.

Die Einschätzung dieses individuellen Risikos gestaltet sich jedoch schwierig. Der Chirurg ist in seiner Entscheidung zur Wahl der optimalen Osteosynthese unter Berücksichtigung individueller Patienteneigenschaften bis dato auf sich allein gestellt. Im Rahmen dieses Verbundprojektes wurde ein Verfahren zur Optimierung der patientenspezifischen Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft entwickelt. Dieser Workflow hat das Potential, in verschiedenen anatomischen Regionen wie Femur, Humerus und Tibia Anwendung zu finden.

In der vorliegenden Studie wurde ein Implantatversagen (Schraubenbruch) unter zwei verschiedenen Belastungssituationen mit dem entwickelten Workflow validiert. Dabei zeigt sich, dass moderne computergestützte Ansätze einen essentiellen Mehrwert bei der Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft liefern können. Zukünftig könnten solche Ansätze Operati-

onszeiten verringern, die Operationsergebnisse verbessern und somit Kosten senken.

Schlüsselwörter

Finite-Elemente-Simulation, Osteosynthese, Frakturversorgung, 3D-Modell, Muskel-Skelett-Modell, Optimierung

*
 M. Sc. Jalil Jalali¹
 Dipl.-Ing. Alexander Volf^{1,2}
 M. Sc. Eric Quadrat^{1,2}
 Dr. med. Benjamin König³
 Dr. med. Christoph Ihle³
 Dr. med. Stefan Döbele³
 M. Eng. Alexander Nolte²
 Dipl.-Ing. Michael Schimmelpfennig⁴
 Prof. Dr. med. Laszlo Kovacs¹
¹ Plastische Chirurgie und Handchirurgie, Forschungsgruppe CAPS, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München
² CADFEM GmbH, Grafing bei München
³ Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Tübingen, Klinik für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie, Tübingen
⁴ DYNARDO GmbH, Weimar



1 Einleitung

Die Entscheidung zur Wahl einer geeigneten Osteosynthese nach einer Fraktur bei langen Röhrenknochen ist für den Chirurgen eine schwierige Aufgabe. Der Prozentsatz der Komplikationen nach der Behandlung distaler Femurfrakturen ist mit etwa 12% sehr hoch [1], was dem Optimierungsprozess umso mehr Bedeutung zukommen lässt. Im klinischen Alltag hat sich gezeigt, dass individuelle, patientenspezifische Parameter, wie die Knochenqualität und externe Belastungen, wie sie durch Alltagsbewegungen auf die Osteosynthese wirken können, mit dem Auftre-

Abstract

The locking compression plate system is one treatment option for the stabilization of long bones. Most former methods for preoperative surgical planning use two-dimensional radiologic imaging procedures, which are limited in their spatial visualization and precision. With these methods, the bones quality and loading conditions cannot be taken into account. Current biomechanical studies mainly consider axial loads, but not bending moments and torsions in complex motions. In the clinical routine, bending moments and torsions can lead to implant failure. The right estimation of the individual risk is quite difficult.

A patient specific workflow for preoperative surgical planning of locking compression plate system was developed. In this study, the developed workflow is successfully applied retrospectively to a patient who experienced an implant failure (screws break) under two different boundary conditions.

The presented study shows that modern computational approaches may provide essential additional information to the surgeons at the stage of preoperative surgical planning. This should lead to a rapid initial recovery with minimal postsurgical complications for the patient. This workflow has the potential to be used in different anatomical regions for example Femur, Humerus and Tibia.

Keywords

Finite-Element-Simulation, Osteosynthese, Fracture Treatment, 3D Model, musculoskeletal model, Optimization

ten von postoperativem Implantatversagen in Zusammenhang stehen. Bis dato können diese individuellen Risikofaktoren eines Implantatversagens allein durch die klinische Erfahrung des Chirurgen bewertet werden. Im Rahmen eines BMWi geförderten Gemeinschaftsprojektes wurde ein Verfahren zur Optimierung der patientenspezifischen Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft entwickelt [2,3].

Bei einem Osteosyntheseimplantat hat der Operateur für jedes Schraubenloch die Möglichkeit zwischen einer monokortikalen und einer bikortikalen Schraube zu wählen oder keine Schraube anzubringen. Bei einem Implantat mit 20 Schraubenlöchern ergeben sich auf diese Weise mehrere Millionen Schraubenkonfigurationen. Das entwickelte Verfahren ermöglicht eine Simulation von etwa 150 verschiedenen Varianten, mit denen die Osteosynthese modelliert werden kann, und gibt dem Chirurgen einen Vorschlag für die optimale Schraubenbesetzung. So sollen bei externen Belastungen möglichst geringe Spannungen am Knochen und der Osteosynthese auftreten, damit ein Implantatversagen verhindert werden kann.

In der aktuellen Studie werden zwei verschiedene Belastungssituationen, welche die physiologischen Belastungen nach einer Operation abbilden, und deren unterschiedliche Auswirkung auf die FE-Analyse verglichen. Die Finite-Elemente-Simulation ist eine etablierte Methode zur Vorhersage von biomechanischen Effekten, die anhand axialer biomechanischer Versuche nicht überprüft werden können.

Mit dem entwickelten Workflow konnten monokortikale und bikortikale Schraubenfixationen in verschiedenen Positionen verglichen werden, um so unterschiedliche biomechanische Effekte darzustellen.

2 Aufbau eines Workflows zur Optimierung der Osteosynthesplanung

Im Rahmen dieses Verbundprojektes wurde ein Verfahren zur patientenspezifischen Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft entwickelt (Bild 1). Der entwickelte Arbeitsablauf besteht aus den folgenden drei Schritten:

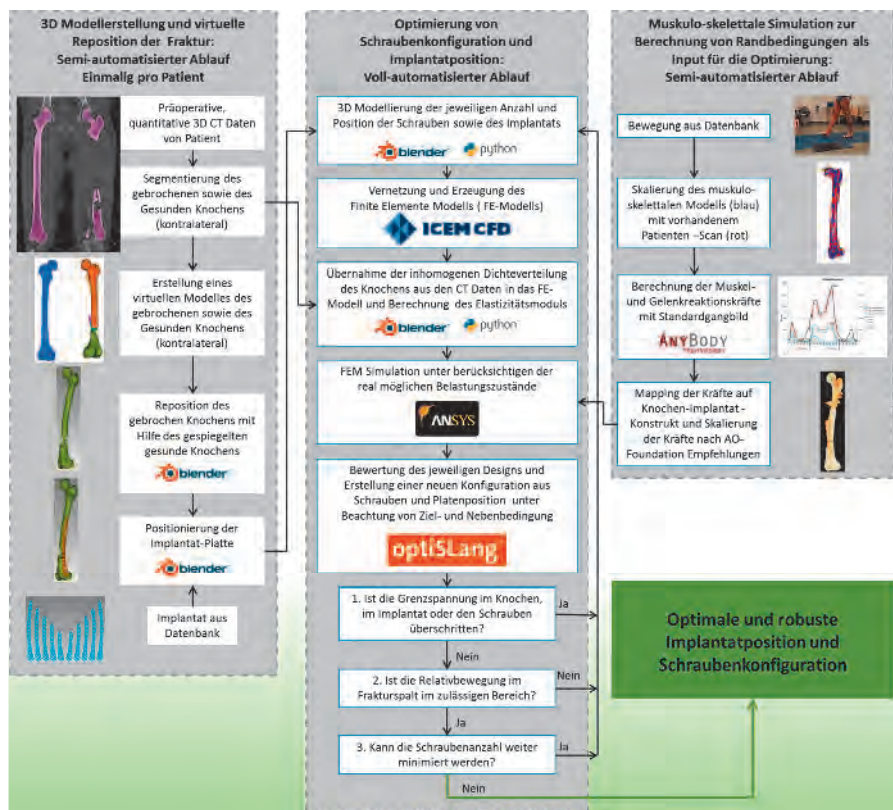


Bild 1: Das entwickelte Verfahren zur patientenspezifischen Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft

1. der 3D-Modellerstellung und der virtuellen Reposition der Fraktur,
2. der muskuloskeletale Simulation zur Berechnung von Randbedingungen als Input für die Optimierung und
3. der Optimierung von Schraubenkonfiguration und Implantatposition mit der FE-Simulation.

Auf diese wird in den folgenden Teilabschnitten nun näher eingegangen.

2.1 3D-Modellerstellung und virtuelle Reposition der Fraktur

Um Finite-Elemente-Simulationen durchführen zu können, muss ein Geometriemodell des gebrochenen Knochens aus standardisierten Computertomographie-Datensätzen (CT) mit normaler Auflösung (etwa 1 mm isotrop) erstellt werden. In diesem Modell soll die inhomogene Dichteverteilung des Knochens berücksichtigt werden.

Damit eine möglichst exakte Reposition der Fraktur erreicht wird und die Bruchfragmente an ihre richtige Position transformiert werden können, wurde der gesunde Knochen (Kontralateral) gespiegelt und als Referenzmodell für den frakturierten Knochen benutzt. Im Anschluss konnte aus der Implantatdatenbank das passende Implantat ausgewählt und virtuell auf dem Knochen positioniert werden (Bild 2). Zur Vereinfachung der Komplexität des Workflows wurden kleine Frakturfragmente, wie sie im Rahmen von Trümmerfrakturen vorliegen, zum Teil entfernt und aus der weiteren Berechnung ausgeschlossen. Aus mechanischer Sicht haben diese Fragmente nur einen geringen Einfluss auf die postoperative Stabilität und können somit zunächst vernachlässigt werden.

Die 3D-Modellerstellung des Knochens aus CT-Daten, die virtuelle Reposition der Fraktur sowie die Positionierung des Implantats wurden in einem semi-automatisierten Ablauf mit der Software Mimics® 14.0 (Materialise Inc., Leuven, Belgium) und Blender (Blender 2,63, Blender Foundation, Amsterdam, Niederland) durchgeführt.

2.2 Muskuloskeletale Simulation zur Berechnung von Randbedingungen als Input für die Optimierung

Für realitätsnahe Ergebnisse der Frakturversorgung ist es wichtig, die virtuelle Osteosynthese unterschiedlichen Belastungs-

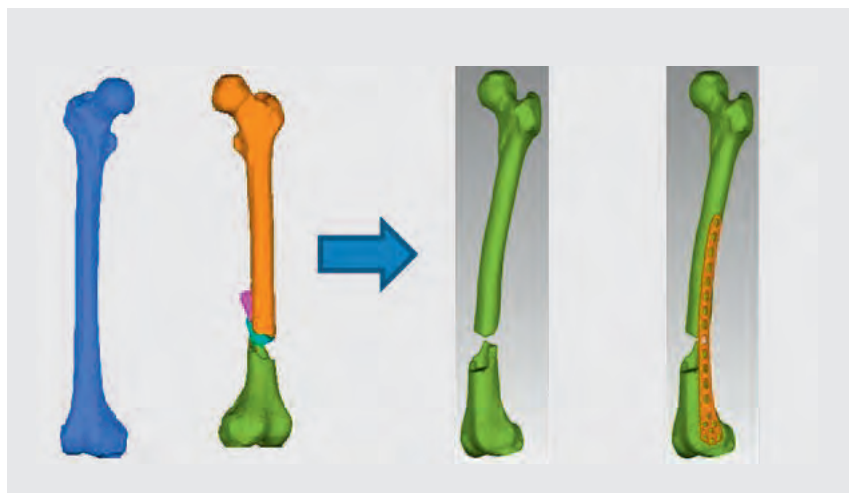


Bild 2: Erstellung eines 3D-Knochen-Implantat-Modells.

- Links: 3D-Modell des gebrochenen Knochens sowie des gesunden Knochens (kontralateral).
- Mitte: Reposition des gebrochenen Knochens mit Hilfe des gespiegelten gesunden Knochens als Referenzmodell. Die kleinen Fragmente wurden bei Trümmerfrakturen vernachlässigt.
- Rechts: Positionierung des Osteosyntheseimplantats.

zuständen auszusetzen, wie sie auch im Alltag an der realen Fraktur auftreten würden. Dazu wurden Bewegungen definiert, die eine maximale Belastung auf die einzelnen anatomischen Abschnitte des menschlichen Körpers generieren.

In der Studie wurde vorerst die anatomische Region des Femurs beispielhaft bearbeitet. Aus der klinischen Erfahrung und den Versuchen des Julius Wolff Instituts für Biomechanik und muskuloskeletale Regeneration [4,5] konnten „Gehen“, „Treppensteigen“ und „Stolpern“ als die Bewegungen ermittelt werden, die Maximalbelastungen im Bereich des Femurshaftes erzeugen.

In Zusammenarbeit mit dem Ganglabor des Behandlungszentrums Aschau wurden Versuche durchgeführt, in denen verschiedene Bewegungsmuster an gesunden Probanden aufgezeichnet und analysiert wurden. Dabei wurden neben der dreidimensionalen Erfassung der Bewegungsdaten auch die mechanischen Belastungen über eine Kraftmessplatte aufgezeichnet (Bild 3).

Mit der Software AnyBody (AnyBody Technologies A/S, Aalborg, DK) war es möglich, das muskuloskeletale Modell des Femurs so zu skalieren und zu registrieren, dass es mit der Geometrie des Femurs des Patienten übereinstimmt (Bild 4). Darüber

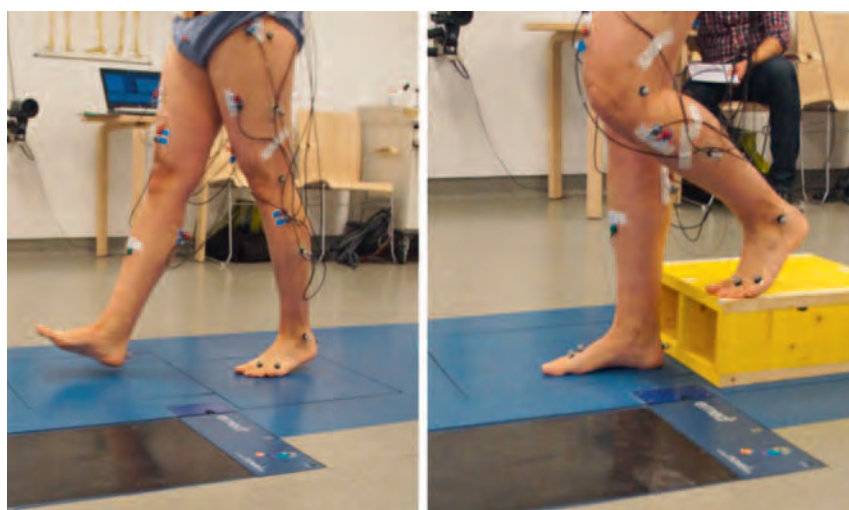


Bild 3: Mit dem Versuchsaufbau des Ganglabors können unterschiedliche typische Bewegungsabläufe aufgezeichnet werden.

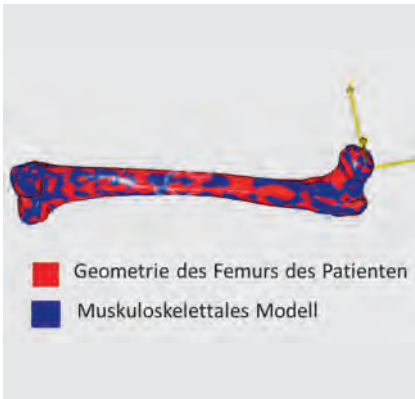


Bild 4: Skalierung des muskuloskelettales Modells mit dem vorhandenen Patient-Scan in der Software AnyBody.

hinaus wurden die Muskel- und Gelenksreaktionskräfte mit dem Standardgangbild berechnet (Bild 5) und die zuvor kalkulierten Kräfte aus der Ganganalyse auf das Knochen-Implantat-Modell übertragen (Mapping, Bild 6) [6]. Um die gängige klinische Routine einer postoperativen Teilbelastung von 15 bis 50 kg Körpergewicht einzuhalten, wurden die Kräfte entsprechend der Empfehlung der AO-Foundation skaliert [7].

2.3 Optimierung von Schraubenkonfiguration und Implantatposition mit der FE-Simulation

Schließlich erfolgt in einem dritten, voll automatisierten Schritt eine Optimierung von Schraubenkonfiguration und Implantatposition mit einer FE-Simulation.

Hierfür wurde ein parametrisierbares Skript für die Software Blender (Blender 2.63, Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande) programmiert. Mit diesem Skript lassen sich parametrisiert unterschiedliche Konfigurationen von Schrauben und Osteosyntheseplatten automatisiert aufbauen. Für die Überführung der erstellten Volumenmodelle in FE-Modelle wurde ein Skript für die Software ICEM CFD (Ansys Inc., Canonsburg, PA, USA) implementiert. Im ersten Schritt erfolgte eine unstrukturierte Vernetzung des Knochenmodells mit Tetraeder-Elementen. Zur Glättung des vernetzten Modells wurde ein Laplace-Algorithmus (Laplace-Smoothing) verwendet, der das Netz homogenisiert (Bild 7). Um die optimale Netzgröße zu finden, die hinreichend genaue Ergebnisse in möglichst geringer Berechnungszeit liefert, wurde die FE-Simulation mit unterschiedlichen Netzgrößen durchgeführt. Als optimale Netzgröße wurde 3 mm mit ca. 500.000 Knoten

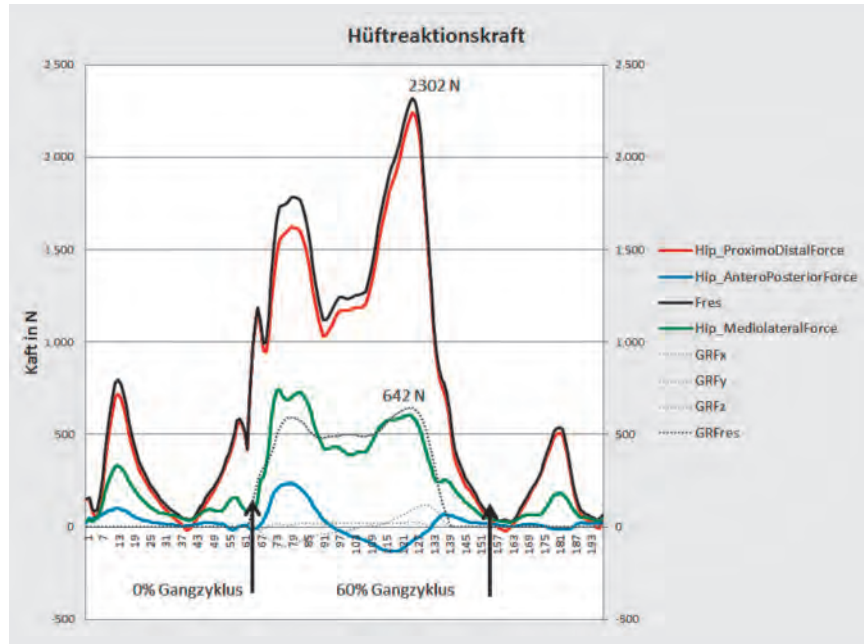


Bild 5: Berechnung der Muskel- und Gelenksreaktionskräfte anhand des Standardgangbildes in der AnyBody Software.



Bild 6: Mapping der Kräfte auf Knochen und Implantat.

und 21 Minuten Berechnungszeit gewählt. Die Berechnungen erfolgten mit einer HP Z400 Workstation (3,33 GHz 6 Kerne). Der Volumenverlust nach der Vernetzung (Unterschied zwischen Volumen von Knochen vor und nach der Vernetzung) war dabei gering (weniger als 1 %).

Die eigentliche Berechnung lief in ANSYS Classic 15 (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) automatisiert über Skripte in der Programmiersprache APDL ab. Nach erfolgter Simulation wurden die für den Optimierungsprozess relevanten Ausgabewerte in Textdateien gespeichert. Für den Knochen und das Implantat wurden jeweils ein linear-elastisches Materialmodell verwendet. Inhomogene Dichteverteilungen innerhalb des Knochens wurden aus den CT-Daten in das FE-Modell übernommen und berücksichtigt [8].

Bei distalen Femurfrakturen ist die Anwendung der LISS-Plattenosteosynthese weit verbreitet. Diese ist in unterschiedlichen Längen und Ausführungen erhältlich. In unserem Studienaufbau wurde eine 20-Loch-Platte verwendet. Für jedes Loch be-

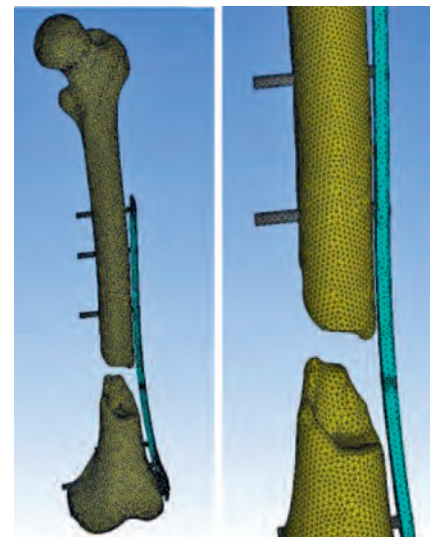


Bild 7: Das FEM-Netz wurde automatisiert mit der Software ANSYS ICEM CFD erzeugt. Links das gesamte FE-Modell. Rechts das Detail des Netzes um den Frakturspalt.

stehen drei mögliche Besetzungen, nämlich eine monokortikale Schraube, eine bikortikale Schraube oder keine Schraube. Daraus ergeben sich mehrere Millionen unterschiedliche Schraubenkonfigurationen. Der Workflow wurde so entwickelt, dass ein biomechanisch optimierter Osteosynthesevorschlag nach der Untersuchung von rund 150 Schraubenkonfigurationen gefunden wird [9,10].

Die Bewertung des jeweiligen Designs sowie die Erstellung einer neuen Schraubenkonfiguration aus Schrauben und Platten-

position unter Beachtung von Ziel- und Nebenbedingung wurde mit der Software optiSLang (Dynardo GmbH, Weimar, Germany) durchgeführt.

Drei Nebenbedingungen sollten für jede Randbedingung kontrolliert werden:

1. Die Grenzspannung im Knochen (100 MPa) darf nicht überschritten werden.
2. Die Grenzspannung im Implantat (800 MPa für Titan) darf nicht überschritten werden.
3. Die Relativbewegung im Frakturspalt darf nicht mehr als 1,6 mm betragen.

Die Spannungen innerhalb der einzelnen Schrauben wurden aufgrund der Benutzung einer stark vereinfachten Schraubengeometrie (Zylinder) nicht kontrolliert. Der Chirurg behält weiterhin eine entscheidende Rolle bei der Durchführung der Arbeitsschritte eins und zwei.

3 Retrospektive Validierung des Workflow unter zwei verschiedene Randbedingungen

Anhand eines beispielhaften Implantatversagens aus dem klinischen Alltag erfolgte eine retrospektive Validierung des Workflows. Der ausgewählte Fall betraf einen 46-jährigen Mann mit einer suprakondylären Femurfraktur auf der linken Seite (AO 32-C3 nach AO-Klassifikation). Der Patient hat eine LISS-Plattenosteosynthese (Type 422_259) mit insgesamt neun winkelstabilen bikortikalen Schrauben erhalten. Zwei Monate nach der operativen Versorgung war ein Implantatversagen (Schraubenbruch) im proximalen Bereich ersichtlich. Eine Revisionsoperation mit Re-Osteosynthese und Austausch der proximalen Schrauben war notwendig (Bild 8).

Dieser Fall wurde mit dem entwickelten Workflow unter zwei verschiedenen Randbedingungen (RB) simuliert. Bild 9 zeigt die unterschiedlichen Randbedingungen dieser FE-Simulationen.

Bei RB 1 handelt es sich um eine distale Belastung. An beiden Kondylen des Femurs wurden Kräfte angesetzt, die zusammen einer Kraft von 80 N entsprachen. Nach den Empfehlungen der AO-Foundation sollte eine maximale Kraft von 150 N auf den operierten Femur nicht überschritten werden [7]. Nach Reduzierung des Ge-

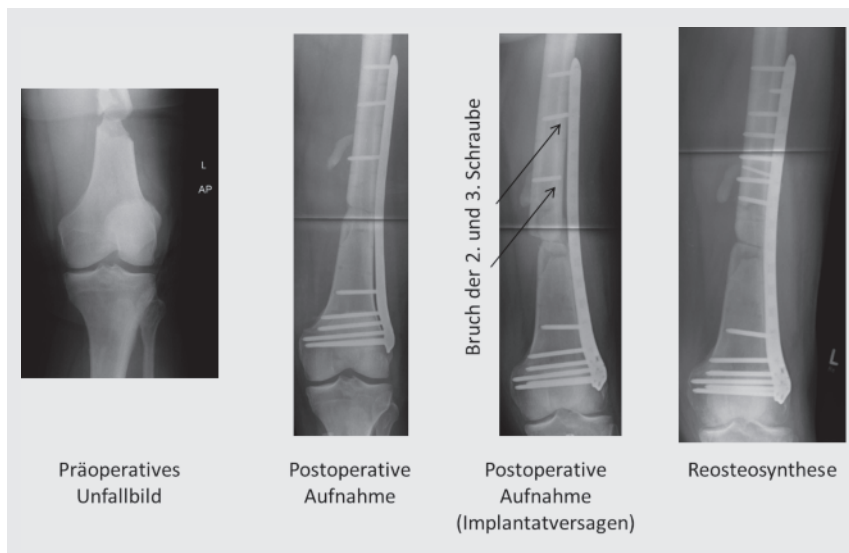


Bild 8: Ein beispielhafter Patientenfall mit Implantatversagen durch Schraubenbruch.



Bild 9: Die zwei verschiedenen Randbedingung für die FE-Simulation.

wichtes des Unterschenkels (52 N) und Fuß (18 N) [11], beträgt die maximale Kraft auf das distale Ende des Femurs 80 N. Die beiden Kräfte wurden als Vektoren an vordefinierte Kraftangriffspunkte gesetzt und der Femurkopf wurde fixiert.

Bei RB 2 wurden die Belastungen implementiert, die aus der Bewegungsanalyse gewonnen werden konnten. Eine Inertia Relief Berechnung wurde durchgeführt, um Starrkörperbewegungen zu verhindern.

4 Ergebnisse und Diskussion

Die Spannungsverteilung im Knochen wurde berechnet (Bild 10). Die Ergebnisse zeigten eine gute Übereinstimmung der Position

der maximalen Spannung im Knochen mit der Position der beschädigten Schrauben. Die maximale Spannung bei RB 1 beträgt 5 MPa im Vergleich zu 19,2 MPa bei RB 2. Die maximale Spannung bei RB 2 zeigt sich rund viermal höher als bei RB 1, wobei beide Werte unterhalb der Grenzspannung des Knochens liegen (100 MPa).

Bild 11 demonstriert simultan hierzu die Spannungsverteilung im Implantat. Die maximale Spannung unter RB 1 beträgt 102 MPa sowie 322 MPa unter RB 2. Die maximale Spannung unter RB 2 ist etwa dreimal höher als unter RB 1. Beide Werte liegen unterhalb der Grenzspannung im Implantat aus Titan (800 MPa).

Die Relativbewegung im Frakturspalt wurde mit 1,4 mm für RB 1 und mit 4,75 mm

für RB 2 berechnet (Bild 12). Die Relativbewegung unter RB 2 ist ungefähr dreimal größer als unter RB 1 sowie dem anzustrebenden Wert von zirka 1,6 mm.

In dem konkreten Fallbeispiel konnte mittels des entwickelten Workflows gezeigt werden, dass eine der geforderten Nebenbedingungen nicht erfüllt worden ist. Tatsächlich kam es zu einem Implantatversagen.

Demgegenüber erfüllt die Schraubenanordnung mit der distalen Belastung die geforderten Nebenbedingungen. Das zeigt, dass ein Verfahren ohne die Berücksichtigung von Dreh- und Biegebelastungen die Beanspruchungen nur unzureichend darstellt, die zum Implantatversagen führen können.

Die vorgestellte Studie verdeutlicht den essentiellen Mehrwert, der durch moderne computergestützte Ansätze bei der Frakturversorgung in der alternden Gesellschaft erzielt werden kann. Die Resultate belegen, dass sich die Operationsergebnisse anhand des vorgestellten Workflows verbessern lassen. Hierfür sind noch prospektive Vergleichsstudien notwendig. Eine Verkürzung der Operationszeit mit gleichzeitiger Reduktion möglicher Komplikationen und somit verringerter Kosten für die Krankenkassen und letztlich für den Patienten ist zu erwarten.

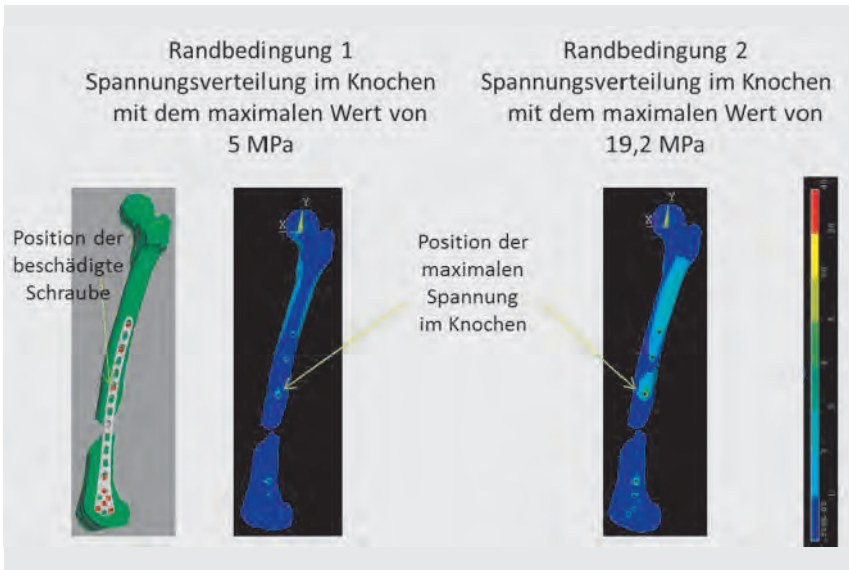


Bild 10: FE-Simulation der Spannungsverteilung im Knochen. Die erste Nebenbedingung wurde erfüllt.

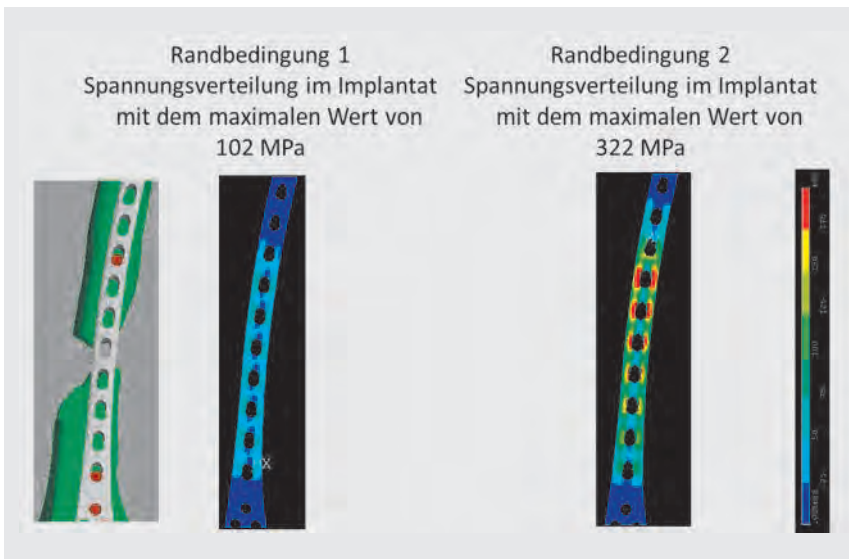


Bild 11: FE-Simulation der Spannungsverteilung im Implantat. Die zweite Nebenbedingung wurde erfüllt.

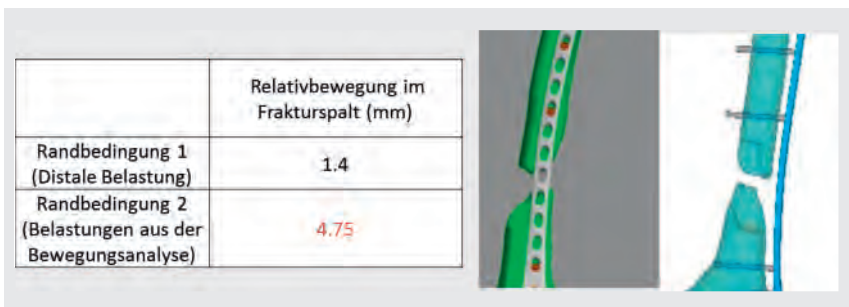


Bild 12: FE-Simulation zeigt die Relativbewegung im Frakturspalt. Die dritte Nebenbedingung wurde bei RB2 nicht erfüllt.

Danksagung

Die Geometriedaten der Implantate stellte die Innomedic GmbH zur Verfügung. Gefördert wurde die Studie durch das Bundesministerium für Wirtschaft und Technologie (BMW i Förder-Nr.: KF 2016102AK2). Außerdem geht unser Dank an Priv.-Doz. Dr. med. Jan Bauer, Priv.-Doz. Dr. med. Maximilian Eder, Dr.-Ing. Eduardo Grande Garcia, Jennifer Lumetzberger, Dr.-Ing. Christoph Müller, Dr.-Ing. Stefan Raith, Dipl.-Ing. Thomas Remmele, M.Sc. Felix Rösler, Univ.-Prof. Dr. Ulrich Stöckle und M.Sc. Claudia Wittkowske, die das Projekt auf unterschiedliche Art und Weise unterstützten.

Literatur

- [1] Ricci WM, Streubel PN, Morshed S, Collinge CA, Nork SE, Gardner MJ. (2014) Risk factors for failure of locked plate fixation of distal femur fractures: an analysis of 335 cases. J Orthop Trauma. 2014 Feb; 28(2):83-9.
- [2] Wittkowske C (2013). Patient specific optimization of fracture treatment with the aid of numerical simulations considering the inhomogeneous material properties of bone tissue. Diploma thesis, Research Group CAPS – Computer Aided Plastic Surgery, Faculty of Mechanical Engineering Technische Universität München 2013.
- [3] König B, Eder M, Bauer J, Stöckle U, Schimmelpfennig M, Remmele T, Müller C, Kovacs L. (2014) Patientenspezifische Optimierung von Osteosynthesen unter Berücksichtigung der biomechanischen Knochenstrukturparameter sowie der zu erwartenden Belastungen. Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU 2014). 28.-31. Oktober 2014, Berlin.

- [4] Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A, Bender A, Heinlein B, Duda GN, Heller MO, Morlock MM. (2010) Realistic loads for testing hip implants. *Biomed Mater Eng.* 2010 Jan 1;20(6):381.
- [5] Kutzner I, Heinlein B, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Bergmann G. (2010) Loading of the knee joint during activities of daily living measured in vivo in five subjects. *J Biomech.* 2010 Aug 10;43(11):2164-73.
- [6] Volf A, Jalali J, Eder M, Schimmelpfennig M, Nolte A, Rösler F, Wittkowske C, Raith S, Döbele S, Bauer J, König B, Kovacs L. Vergleich von Randbedingungen für die FEM Simulation von Osteosynthesen zur Versorgung von Femurfrakturen. 4. caMe-Konferenz – Simulation in Medizin & Biomechanik, ANSYS Conference & 32. CADFEM Users' Meeting, 4-6 June 2014, Nürnberg.
- [7] Ryf CR, Arraf J, et al. Postoperative fracture treatment: general considerations. In: Ruedi TP, Buckley RE, Moran CG, editors. *AO principles of fracture management*. 2nd ed. Davos: AO Publishing; 2007.
- [8] Lieb H, Garcia EG, Holzner F, Noel PB, Burgkart R, Rummery EJ, et al. (2015) In-Vivo Assessment of Femoral Bone Strength Using Finite Element Analysis (FEA) Based on Routine MDCT Imaging: A Preliminary Study on Patients with Vertebral Fractures. *PLoS ONE* 10(2): e0116907. doi:10.1371/journal.pone.0116907.
- [9] Schimmelpfennig M, Wittkowske C, Raith S, Jalali J, Volf A, Nolte A, König B, Döbele S, Bauer J, Grande Gracia E, Kovacs L. (2013) Patient specific optimization of fracture treatment considering the inhomogeneous material properties of bone tissue and the expected load situation. 10th Optimization and Stochastic Days 2013, Weimar, November 2013.
- [10] Schimmelpfennig M, Wittkowske C, Raith S, Jalali J, Volf A, Kovacs L, Nolte A, König B, Ihle C, Döbele S, Bauer J. Robustheitsbewertung bei patientenspezifisch optimierter Frakturversorgung. 4. caMe-Konferenz – Simulation in Medizin & Biomechanik, ANSYS Conference & 32. CADFEM Users' Meeting, 4-6 June 2014, Nürnberg.
- [11] Sun Sirius GmbH BMI Rechner bei Amputationen. (2012); Available from: <http://www.bmi-rechner.net/bmi-amputation.htm>.

Kurzbiografie

M. Sc. Jalil Jalali

studierte M.Sc. Bauingenieurwesen an der Teheran Universität (1993-1996) und M.Sc. Computational Mechanics an der Technischen Universität München (TUM) (2001-2004).

Er arbeitete an verschiedenen Forschungsprojekten im Bereich der Finite-Elemente-Modellierung im Geotechnikzentrum der TUM (2002-2006), im Labor für Biomechanik des Klinikums Großhadern der LMU (2006-2009).

Seit 2010 ist Jalil Jalali wissenschaftlicher Mitarbeiter der Forschungsgruppe Computer Aided Plastische Chirurgie (CAPS) an der TUM.



Dipl.-Ing. Clemens Groth, Dr.-Ing. Günter Müller

FEM für Praktiker III

Temperaturfelder

Basiswissen und Arbeitsbeispiele zu FEM-Anwendungen der Temperaturfeldberechnung – Lösungen mit dem FE-Programm ANSYS®

5., neu bearb. Aufl. 2009, 439 S., zahlr. Beispiele, CD-ROM, 86,00 €, 112,00 CHF (Edition expertsoft, 45) ISBN 978-3-8169-2714-3

Blätterbare Leseprobe
und einfache Bestellung unter:
www.expertverlag.de/2714



Zum Buch:

Aufbauend auf Band 1 (Grundlagen) vertieft dieser Band 3 die Temperaturfeld-Berechnung mit der Finite-Element-Methode (FEM), die sich in Industrie und Forschung als das rechnerische Simulationsverfahren der Praxis durchgesetzt hat.

Inhalt:

Physikalische Grundlagen – Einführung in die FEM – Handhabung des ANSYS®/ED-Programms – Beispiele

Die Interessenten:

Das Buch ist für Ingenieure, Techniker, Wissenschaftler und Studenten geschrieben, die sich im Selbststudium in die FEM zur Temperaturfeldberechnung einarbeiten wollen. Durch den Praxisbezug der Beispiele stellt das Buch eine Verbindung von den Grundlagen zu den praktischen Anwendungen der FEM her.

Bestellhotline:

Tel: 07159 / 92 65-0 · Fax: -20
E-Mail: expert@expertverlag.de

Veranstaltungen

6. Oktober 2016 in Nürnberg

came-Konferenz: FEM-Simulation in Medizin und Biomechanik

Die Vorträge auf der **came**-Konferenz am 6. Oktober 2016 (9:00 bis 17:30 Uhr) in Nürnberg vermitteln den Teilnehmern einen Überblick zum aktuellen Spektrum der Simulation in den Bereichen Medizin und Biomechanik. Dabei steht das Akronym „**came**“ für Computer Aided Medical Engineering und verdeutlicht den Transfer der Simulationstechnologie aus ihrem „klassischen“ Umfeld, dem Maschinen- oder Fahrzeugbau, hin zu medizinischen Anwendungen. Während der Konferenz wird anhand von Beispielen veranschaulicht, welchen Mehrwert die Simulation bei ausgewählten klinischen Fragestellungen liefert.

Die Konferenz richtet sich an Entwicklungsingenieure aus der Medizintechnik, die sich mit der Interaktion von Medizinprodukten und menschlichem Körper beschäftigen. Aber auch Ärzte und Mediziner sind angesprochen, die einen Einblick in die Simulationstechnologie gewinnen möchten. Zusätzlich ist die Konferenz für Forscher aus den Bereichen Biomechanik oder Medizin interessant, bei deren Arbeit die Simulation schon heute eine Rolle spielt oder in Zukunft spielen wird.

Im NCC Ost der Nürnbergmesse bietet sich Gelegenheit zum intensiven Erfahrungsaustausch mit Anwendern und anderen Ex-



perten. Die **came**-Konferenz ist zum 6. Mal ein integraler Bestandteil der CADFEM ANSYS Simulation Conference.

Weitere Informationen und ein Anmeldeformular sind unter www.simulation-conference.com zu finden.

CADFEM GmbH Christoph Müller
Marktpl. 2, 85567 Grafing b. München
Tel. 08092 7005-43
E-Mail: cmueller@cadfem.de
Internet: www.cadfem.de

26th September to 1st October in Seville, Spain

ESMAC 2016 International Congress

The annual ESMAC meeting attracts clinicians and researchers from multiple disciplines such as orthopedics surgeons, neurologists, physical medicine and rehabilitation physicians, as well as physiotherapists, prosthetists, occupational therapists, human movement scientists, biomechanical/electrical/medical engineers, and others interested in human movement.

The Pre-Congress (26th - 28th September) will provide participants with the principles of gait analysis in the Basic Gait Course and some more specific Seminars

covering both technical and clinical aspects of movement analysis. The Main Congress (29th September – 1st October) will take place at NH Collection Hotel. The scientific program will provide the participants the opportunity to enjoy enriching lectures, oral and poster presentations on all aspects of motion analysis.

We invite you all to the welcome reception that will take place in the stunning real Alcazar on Wednesday afternoon. Our 25th Anniversary Gala Dinner will be held on Friday in a historic Sevillian House Pala-

ce, an excellent finishing touch to what we hope will be an even better meeting.

Further information about the conference is available on the website <http://esmac2016.com/>.



Contact us
Tel. +34 690 86 20 01
Tel. +34 916 32 46 94
Email: info@esmac2016.com

1st to 4th August 2016 in Hangzhou (China)

ICBEB 2016: 5th International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology

The 5th International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology (ICBEB 2016) is scheduled to be held from August 1st to 4th in Hangzhou, Zhejiang, China. Inheriting the fine tradition of four previous conferences, ICBEB 2015, ICBEB 2014, ICBEB 2013 and ICBEB 2012, ICBEB Organizing Committee will work on promoting the interdisciplinary

collaborations of Biomedical Engineering, Biomaterials, Biomedical Imaging, and Biomechanical Engineering.

ICBEB's annual gathering aims to bring together leading academic scientists, researchers and scholars to exchange and share their experience and research results. For ICBEB 2016, two of the ICBEB workshops

will be highlighted: the Third International Workshop on Medical Imaging (IWMI 2016) and 2016 International Workshop on Molecular Biology (IWMB 2016).



www.icbeb.org

20th to 21st October 2016 in Heidelberg

Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering

The application of numerical simulation incorporating digital human models characterizes the next exciting step in automotive development. Applying human models in comfort, ergonomics, occupant safety and other disciplines promises to overcome limitations imposed by the use of real humans or their mechanical surrogates. Computer simulations with digital human models provide better understanding and deeper insight into comfort, ergonomics and safety issues and thus enable further optimization of automotive designs.

In May 2007 carhs.training gmbh hosted the first International Symposium on "Human Modeling and Simulation in Automotive Safety". This one day event focused on applications of human models in passive safety. Scientific lectures from renowned researchers, presentations of the software manufacturers on the state of their computer

models of humans and reports from industry on the application of numerical Human Models in automotive development formed a most interesting conference.

Impressed by the quality of this first symposium, the participants suggested to hold the conference every second year and to extend the scope of the symposium beyond safety applications and to include other aspects of the use of human models in automotive engineering.

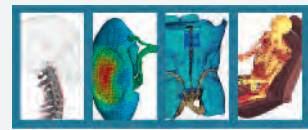
From 20th to 21st October 2016 in Heidelberg the 6th International Symposium on "Human Modeling and Simulation in Automotive Engineering" will be held.

The symposium intends to continue and further advance the dialog between researchers, software developers and industrial users of human models. It is again or-



ganized in cooperation with Wayne State University's renowned Bioengineering Centre, which has been a pioneer and leading institution in biomechanics research for automotive safety for 75 years.

Further information about the conference is available on the website www.carhs.de/en/human-modeling-overview.html.



carhs gmbh

Siemensstr. 12, 63755 Alzenau

Tel. +49 (0) 6023 - 96 40 60

Fax +49 (0) 6023 - 96 40 70

E-Mail: info@carhs.de

Internet: <http://www.carhs.de/>

25. bis 28. Oktober 2016 in Berlin

Deutscher Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU): Zurück in die Zukunft

„Früher war alles besser“ oder „Morgen wird alles anders“. So oder ähnlich hört man es immer wieder. Tatsächlich haben Orthopädie und Unfallchirurgie eine lange und erfolgreiche Tradition im deutschsprachigen Raum. Hier wurden vor über 100 Jahren grundlegende Prinzipien der konservativen Frakturbehandlung entwickelt, vor mehr als 50 Jahren wurden die Grundlagen für moderne Osteosyntheseverfahren, Osteotomien und erfolgreichen Gelenkersatz geschaffen. Auch Entwicklungen aus den letzten Jahrzehnten wie die Sonographie der Säuglingshüfte, die Beschreibung des femoroazetabulären Impingements oder die Konzepte zur Schwerverletztenversorgung haben unser Denken und Handeln nachhaltig beeinflusst und sind bereits zur Tradition geworden. In diesem Jahr findet der Deutsche Kongress für Orthopädie und Unfallchirurgie (DKOU) vom 25. bis 28. Oktober in Berlin mit Prof. Dr. med. Heiko Reichel, Präsident DGOOC 2016, Prof. Dr. med. Florian Gebhard, Präsident DGU 2016, und Dr. med. Manfred Neubert, Kongresspräsident BVOU 2016, statt.

Orthopädie und Unfallchirurgie wird zunehmend durch Innovation und High-Tech charakterisiert. Computergestützte Planungs- und Operationsverfahren haben hier einen festen Stellenwert erlangt. Technikunterstützte, minimal-invasive Verfahren werden fortwährend weiterentwickelt. Wer durch die Sitzungen und über die Industrieausstellung des Kongresses geht, bekommt einen Eindruck davon, wie dynamisch dieser Prozess voranschreitet. Die wissenschaftlichen Themen des Kongresses sollen die ganze Breite dieses faszinierenden Faches widerspiegeln und den heutigen Kenntnisstand repräsentieren. Das tägliche Handeln wird durch das Abwägen zwischen Erfahrungen und neuen technischen Entwicklungen bestimmt. Das Kongressmotto „Zurück in die Zukunft“ soll eben diese Herausforderung widerspiegeln.

Neben diesen fachlichen Themen gibt es auch viele andere Probleme, die Kollegen in der Klinik und der Niederlassung beschäftigen. Arbeitsbedingungen, Vereinbarkeit von Beruf und Familie, Fragen der



Aus- und Weiterbildung bis hin zur Honorsituation – diese und weitere berufspolitische Themen werden ebenso im Programm vertreten sein.

Weitere Informationen zum Kongress finden Sie im Internet unter www.dkou.org

Intercongress GmbH

Wilhelmstraße 7, 65185 Wiesbaden

Tel. +49 611 97716-0

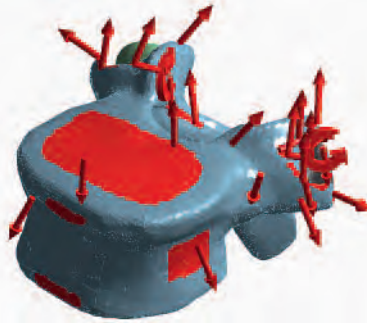
Fax +49 611 97716-16

E-Mail: dkou@intercongress.de

Internet: www.intercongress.de

Finite-Elemente-Simulation für Biomechaniker und Mediziner

Das Seminar führt in die Finite-Elemente-Methode (FEM) im Bereich der Biomechanik ein. Sie erarbeiten grundlegendes Wissen der Mechanik und üben die Umsetzung. Darauf aufbauend lernen Sie verschiedene Einsatzmöglichkeiten der FEM anhand einfacher medizinischer Fallstudien kennen. An einem konkreten Beispiel üben Sie die Simulation: Von der Erstellung eines FE-Netzes aus klinischen Bilddaten (CT, MRT) über die Materialmodellierung von biologischem Gewebe bis hin zur Auswertung der Ergebnisse.



Referenten:

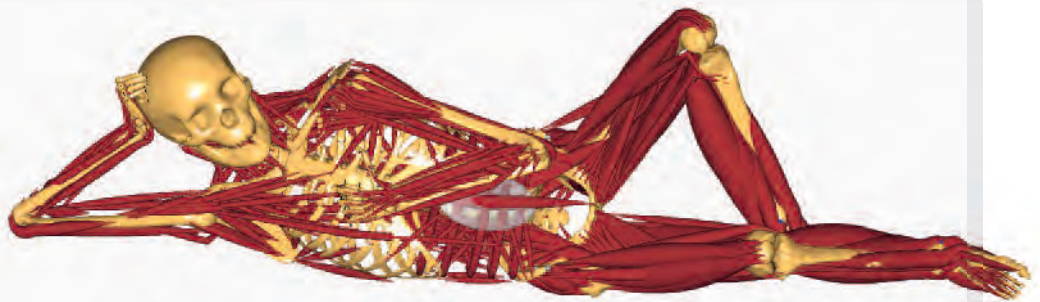
Dr. -Ing. Ulrich Simon,
seit 2006 Geschäftsführer des
Ulmer Zentrums für Wissenschaftliches Rechnen (UZWR) an der Universität Ulm.

Alexander Nolte, M.Eng.,
seit 2007 Mitarbeiter der CADFEM
GmbH mit Schwerpunkt Biomechanik.

Dauer: 2 Tage **Kurs-Nr.:** 10 634

Einführung in die Simulation von Gelenk- und Muskelkräften mit AnyBody

Bei diesem Seminar steht das Erlernen der grundsätzlichen Funktionen der Software im Vordergrund. An einfachen Beispielen können Sie das Programmieren und Anwenden von muskuloskelettalen Modellen üben und erste invers dynamische Simulationen starten. Die wichtigsten Befehle der Skriptsprache AnyScript und die Modelle der Modellbibliothek werden in dem dreitägigen Seminar behandelt.



Dauer: 3 Tage **Kurs-Nr.:** 11 403

Simulation in der Prothetik unter realitätsnahen Beanspruchungen mit AnyBody

Bisher werden Implantate nach Zulassungsnormen getestet. Kräfte, die im menschlichen Körper wirken, werden dabei nur einzeln berücksichtigt, das komplette Lastkollektiv aber wird vernachlässigt. Beim Einbinden einer zusätzlichen muskuloskelettalen Simulation werden kritische Punkte unter realistischen Randbedingungen identifiziert. Implantate lassen sich mit diesem Wissen mechanisch zuverlässig konstruieren. In dem Seminar er-



lernen Sie, wie Sie Kräfte aus AnyBody exportieren und auf ein ANSYS Workbench Modell aufbringen.

Dauer: 1 Tag **Kurs-Nr.:** 11 404

Weitere Informationen finden Sie unter: www.cadfem.de/seminare