

*J. Jalali, M. Eder, S. Raith, H. Pathak, C. Müller,  
M. Schimmelpfennig, A. Volf, H.-G. Machens, A. Haase, L. Kovacs*

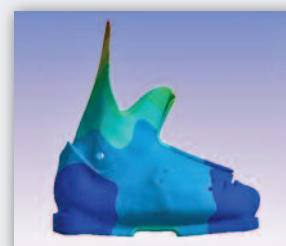
**Planning of autologous breast  
reconstruction surgery using FE modeling**

*L. Diez, V. Junior*

**Entwicklung eines individuell angepassten  
Skischuhs**

*S. Raith, M. Eder, J. Jalali, A. Volf, L. Kovacs*

**FEM-Simulation of the soft tissue  
of the female breast**



## Heft 1, 4. Jahrgang 2013

### Herausgeber und Redaktion

CADFEM GmbH  
Christoph Müller, M.Sc.  
Leiter Biomechanik, Geschäftsführer  
Marktplatz 2  
85567 Grafing b. München  
www.cadfem.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 Christoph Müller, M.Sc.  
Marktplatz 2  
85567 Grafing b. München  
Tel.: +49-(0)8092-7005-43  
E-Mail: cmueller@cadfem.de

### Manuskriptvorgaben

erhalten Sie unter  
E-Mail: cmueller@cadfem.de  
www.cadfem.de  
www.expertverlag.de – Downloads

### 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, Warenbezeichnungen 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-Kirm 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

Vereinigte Volksbank AG  
Kto.-Nr.: 32 946 007, BLZ : 603 900 00  
IBAN.: DE 51 6039 0000 0032 9460 07.  
BIC: GENODES1BBV  
USt.-IdNr.: DE 145162062

### Anzeigen

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

### Vertrieb

Rainer Paulsen, expert verlag  
Tel.: +49-(0)7159-9265-16  
Fax: +49-(0)7159-9265-20  
E-Mail: paulsen@expertverlag.de

Die Zeitschrift kostet bei Vorauszahlung im Jahresvorzugspreis für Inland 69,- €, für Ausland 79,- €, Einzelheft 38,- € zuzüglich Versandkosten. Die Abonnementgebühren sind jährlich im Voraus bei Rechnungsstellung durch den Verlag ohne Abzug zahlbar; kürzere Rechnungszeiträume bedingen einen Bearbeitungszuschlag von 3,- € pro Rechnungslegung. Abbestellungen müssen spätestens sechs Wochen vor Ende des Bezugsjahres schriftlich vorliegen. Der Bezug der Zeitschriften zum Jahresvorzugspreis verpflichtet den Besteller zur Abnahme eines vollen Jahrgangs. Bei vorzeitiger Beendigung eines Abonnementauftrages wird der Einzelpreis nachbelastet. Bei höherer Gewalt keine Lieferungs-pflicht. Erfüllungsort und Gerichtsstand: Leonberg

expert verlag, 71268 Renningen

ISSN 2190-0698

1/13

### Veröffentlichungen

An Beiträgen, passend zu unserem Redaktionsprogramm (s. o.), sind wir sehr interessiert.

Wenn Sie in **came** – Computer Aided Medical Engineering veröffentlichen wollen, schicken Sie Ihren Beitrag bitte an: Christoph Müller, M.Sc., Marktplatz 2, 85567 Grafing b. München, Tel.: +49-(0)8092-7005-43, E-Mail: cmueller@cadfem.de

**Manuskriptvorgaben** erhalten Sie unter:

E-Mail: cmueller@cadfem.de, www.cadfem.de oder www.expertverlag.de – Downloads

Impressum

2

News

4

*L. Diez, V. Junior*

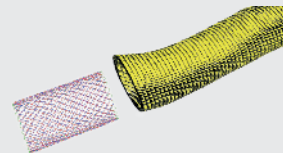
**Entwicklung eines individuell angepassten Skischuhs**



6

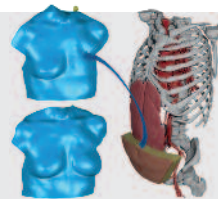
*Maximilian Kohns, Karsten Hilbert, Christian Schindler*

**Problemangepasste Geometriemodellierung für Finite-Elemente-Berechnungen  
FE-Simulation medizintechnischer Implantate aus Drahtgeflechten**



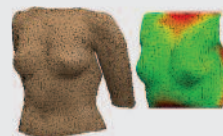
10

*J. Jalali, M. Eder, S. Raith, H. Pathak, C. Müller, M. Schimmelpfennig, A. Volf, H.-G. Machens, A. Haase, L. Kovacs*  
**Planning of autologous breast reconstruction surgery using finite element modeling**



14

*S. Raith, M. Eder, J. Jalali, A. Volf, L. Kovacs*  
**FEM-Simulation of the soft tissue of the female breast**



20

**Serie**

**Modellierung des Bewegungsapparates mit der Finite-Elemente-Methode**

26

**Veranstaltungen**

34

**Vorschau**

36

**Aboservice/Veröffentlichungen**

37

**Titel**

Entwurf und Gestaltung: Ludwig-Kirn Layout, Ludwigsburg

Bild: Jalil Jalali, M. Sc. in Computational Mechanics at Technische Universität München

## Rückblick: 18<sup>th</sup> International Symposium on Computational Biomechanics in Ulm

Seit 18 Jahren treffen sich in Ulm auf dem „Symposium on Computational Biomechanics“ Wissenschaftler aus dem Bereich Biomechanik. Im Mai 2013 folgten fast 60 Wissenschaftler der Einladung. Speziell junge Forscher haben auf dem Symposium eine hervorragende Gelegenheit, ihre neuesten Ergebnisse einem weltweiten Publikum zu präsentieren und zur Diskussion zu stellen.

Das Symposium startete mit den Keynote Präsentationen von Prof. John Rasmussen und Prof. Oliver Röhrle. Prof. Rasmussen von der Universität Aalborg zählt zu den Mitgründern der Software-Firma AnyBody

Technology. Er berichtete über die Berechnung von Muskelkräften mit den Methoden der Mehrkörpersimulation. Prof. Röhrle von der Universität Stuttgart präsentierte Methoden zur Modellierung von Muskel- und Fettgewebe.

Der diesjährige Best Paper Award ging an Dipl.-Ing. Andreas Wittek (Goethe University Frankfurt/M) und seine Co-Autoren (Philipps University Marburg). Der Titel der Präsentation lautete „A Finite Element Updating method for in vivo identification of elastic properties of the human aortic wall based on full field displacement measurement by 3D ultrasound speckle tracking“.



Dipl.-Phys. Jürgen Salk (rechts) gratuliert Dipl.-Ing. Andreas Wittek (links) zum CBU 2013 Best Paper Award

Weitere Informationen finden Sie unter [www.uni-ulm.de/misc/cbu.html](http://www.uni-ulm.de/misc/cbu.html)

## „3. came-Konferenz - Simulation in Medizin und Biomechanik“ fand in Mannheim statt

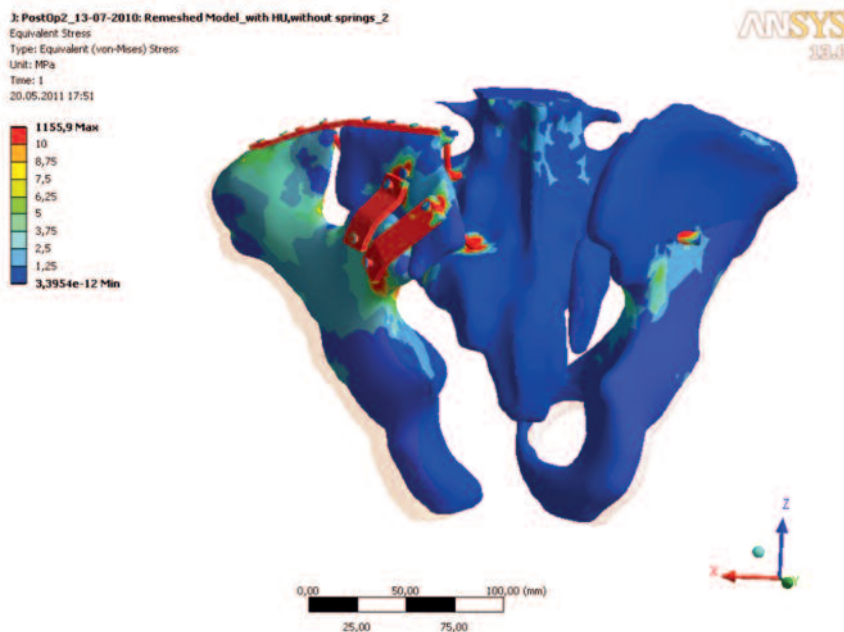
Am 20. Juni 2013 fand in Mannheim die „3. **came**-Konferenz – Simulation in Medizin und Biomechanik“ statt. Wie schon die Jahre zuvor wurde die **came**-

Konferenz im Rahmen des ANSYS CAD-FEM Users' Meeting abgehalten, das mit über 900 Teilnehmern eine der größten Konferenzen im Bereich der numerischen

Simulation ist. Die über 50 Teilnehmer der **came**-Konferenz aus Industrie, Gesundheitswesen und Wissenschaft konnten sich in 14 je 30-minütigen Präsentationen über praxisnahe Anwendungen der CAE-Simulation für medizinische Anwendungen und in weiteren Vorträgen zu technischen Grundlagen informieren. Die Vortragenden waren sowohl Ärzte als auch Ingenieure. Der Schwerpunkt der Vorträge lag dabei auf der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, der Plastischen Chirurgie, der Orthopädie und der Bildgebung.

Die **came**-Konferenz wird von der CADFEM (GmbH) gemeinsam mit der Forschungsgruppe CAPS – Computer Aided Plastic Surgery am Klinikum rechts der Isar der TU München und Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz vom Klinikum Dortmund organisiert.

Weitere Informationen zum Vortragsprogramm finden Sie unter [www.cadfem-medical.com](http://www.cadfem-medical.com).



## came-Board stellt caMe-Initiative erstmals auf „Internationalen CAE-Conference“ vor

Im Rahmen der TechNet-Alliance AG, einem internationalen Netzwerk von Firmen aus dem CAE-Bereich, wurde eine **ca-me**-Initiative gestartet, die von den Mitgliedern des **came**-Board gesteuert wird. Die **came**-Initiative wurde dazu erstmals einer größeren Öffentlichkeit auf der „Internationalen CAE-Conference“ vorgestellt, die am 21. und 22.10.2013 in Lazise stattfand. Ziel der **came**-Initiative ist die langfristige Etablierung der CAE-Technologien und -Methoden in medizinischen Anwendungen. Dort sollen sie helfen, Operationen im Vorab am Computer zu planen und damit zu verbessern. Gemeinsam mit Ärzten und Ingenieuren werden geeignete medizinische Fragestellungen identifiziert, bei denen die Simulation einen Mehrwert für Arzt und Patienten ver-

spricht. Auf Basis bestehender CAE-Programme sollen dann entsprechende Automatismen programmiert werden, um die erforderlichen Simulationen möglichst einfach durchführen zu können. Die Inhalte und Ausrichtung der **came**-Initiative wird vom dazu eigens gebildeten **came**-Board gesteuert.

Das **came**-Board geht auf die Empfehlung von Prof. Josten (Uniklinikum Leipzig) zurück. Neben den Ingenieuren sollen dort mittelfristig Ärzte aus allen relevanten Fachrichtungen vertreten sein. Zum jetzigen Zeitpunkt zählen zum **came**-Board: Dr. med. Dr. med. dent. Lars Bonitz (Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Klinikum Dortmund gGmbH), PD Dr. med. Laszlo Kovacs (Klinik und Poliklinik

für Plastische Chirurgie und Handchirurgie, Klinikum rechts der Isar, TU München), OA Dr. med. Jörg Böhme (Klinik und Poliklinik für Unfall-, Wiederherstellungs- und Plastische Chirurgie, Universitätsklinikum Leipzig), Prof. Brawanski (Klinik und Poliklinik für Neurochirurgie, Uniklinikum Regensburg), Dr. med. dent. Björn Ludwig (Kieferorthopädie, Traben-Trarbach). Aus dem Bereich des Ingenieurwesens sind Christoph Müller (CADFEM) und Bernhard Buchmeier (TÜV Süd) zu nennen.

*Wenn Sie Interesse an den Aktivitäten der **came**-Initiative haben, melden Sie sich bei Christoph Müller [cmueller@cadfem.de](mailto:cmueller@cadfem.de).*

## Gruppe CAPS erhält „Best Paper Award“ bei internationaler Konferenz

Ein Vortrag der Forschungsgruppe CAPS ist auf der internationalen Simulationskonferenz NAFEMS World Congress 2013, der vom 9. bis 12. Juni in Salzburg stattfand, ausgezeichnet worden. Die Gruppe erhielt den Preis für den innovativsten Einsatz von Simulationstechnologie (Best Paper Award in der Kategorie Most Innovative Use of Simulation Technology). Der Beitrag mit dem Titel „Parameter Identification for the Hyper-Elastic Material Modelling of Constitutive Behaviour of the Female Breast's Soft Tissues Based on MRI Data, 3D Surface Scanning and Finite Element Simulation“ von den Autoren Ste-

fan Raith, Max Eder, Alexander Volf, Jalil Jalali und Laszlo Kovacs beschäftigt sich mit der bildgestützten Erfassung von mechanischen Materialparametern des weiblichen Brustgewebes und stellt damit ein Pa-

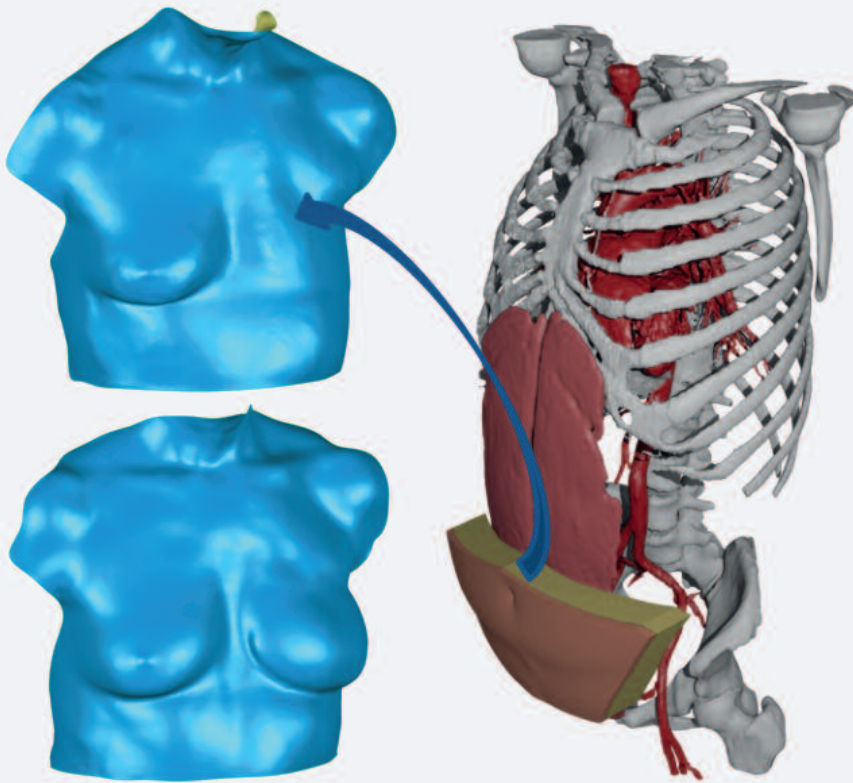
radebeispiel für den interdisziplinären Ansatz der Gruppe dar.

*Weiter Informationen unter [www.caps.me.tum.de](http://www.caps.me.tum.de).*



# Planning of autologous breast reconstruction surgery using finite element modeling

J. Jalali, M. Eder, S. Raith, H. Pathak, C. Müller, M. Schimmelpfennig, A. Volf, H.-G. Machens, A. Haase, L. Kovacs\*



## Kurzfassung

Die Brustrekonstruktion nach Tumorentfernungen ist eine große Herausforderung in der plastischen Chirurgie, die hohe Anforderungen an das individuelle Geschick des Chirurgen stellt. Bisher gibt es noch keine computergestützten Verfahren zur objektiven Planung von derartigen Eingriffen. Um diesen Bereich zu unterstützen, wurde im Rahmen einer Studie ein spezieller Workflow entwickelt und erfolgreich retrospektiv an einer Patientin getestet, bei der eine sekundäre Brustrekonstruktion durchgeführt worden war.

Der entwickelte Arbeitsablauf besteht aus drei Schritten: Erstens wird ein 3D-Modell des maximal verfügbaren Transplantvolumens in der Spenderregion am Bauchbereich aus CT-Angiographie-Daten segmentiert. Im zweiten Schritt wird der fehlende Teil der Brust in einem semi-automatisierten Ablauf auf der Basis eines 3D-Oberflächenscans der Patientin in stehender Position erstellt, und schließlich erfolgt in einem voll automatisierten Schritt eine Optimierung der Größe und Form des Transplantates mit Hilfe einer Finite-Elemente-Simulation.

Die vorgestellte Studie zeigt, dass moderne computergestützte Ansätze einen essentiellen Mehrwert bei der Planung von komplexen chirurgischen Eingriffen in der plastischen Chirurgie liefern können, und so das Operationsergebnis verbessern und die Operationszeit verringern können.

## Schlüsselwörter

Brustwiederherstellung, Brustkrebs, 3D-Oberflächenscanning, CT-Angiographie, Finite-Elemente-Simulation, Optimierung

## Abstract

A patient specific workflow for planning of breast reconstruction surgery after breast removal due to breast cancer is developed and successfully applied retrospectively to a patient undergoing secondary breast reconstruction. The workflow contains 3 major steps. 3D polygonal model of free flap at abdominal area and missing part of the breast are created semi-automatically in steps 1 and 2. The size and shape of free flap is optimized based on finite element method fully automated in step 3. The present study shows that modern computational

approaches may provide essential additional information to the surgeons at the stage of preoperative surgical planning to improve the surgical outcome and to shorten the operating times in abdominal free flap breast reconstruction.

## Keywords

Breast Reconstruction, Breast Cancer, 3D Surface Scan, CT Angiography, Finite-Element-Simulation, Optimization

\*

Jalil Jalali, M. Sc.  
Institute of Medical Engineering at the Technische Universität München (IMETUM)

Dr. med. Maximilian Eder; Dipl.-Ing. Stefan Raith  
Research Group-Computer Aided Plastic Surgery (CAPS), Department of Plastic Surgery and Hand Surgery, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

Heramb Pathak, M. Sc., Christoph Müller, M. Sc.  
CADFEM GmbH, Grafing

Dipl.-Ing. Michael Schimmelpfennig  
Dynardo GmbH, Weimar

Dipl.-Ing. Alexander Volf  
Research Group-Computer Aided Plastic Surgery (CAPS), Department of Plastic Surgery and Hand Surgery, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München and CADFEM GmbH, Grafing

Univ.-Prof. Dr. med. Hans-Günther Machens  
Director of Department of Plastic Surgery and

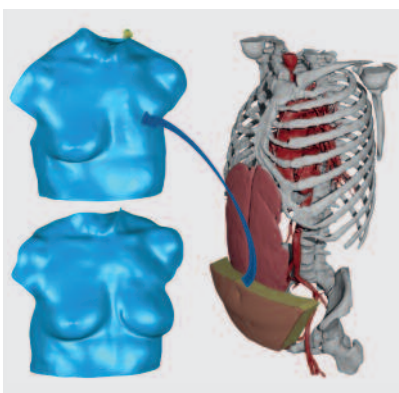
Hand Surgery, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

Prof. Dr. rer. nat. Axel Haase  
Director of the Institute of Medical Engineering at the Technische Universität München (IMETUM)

PD. Dr. med. Laszlo Kovacs  
Head of Research Group-Computer Aided Plastic Surgery (CAPS), Department of Plastic Surgery and Hand Surgery, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

## 1 Introduction

Breast reconstruction is a vital component of the overall treatment plan of breast cancer patients. Surgical breast reconstruction is not only desired by most patients, but is recommended by law in many countries [1]. The use of autologous tissue for breast reconstruction is considered to provide optimal results concerning natural appearance as well as similar mechanical properties as the normal breast tissue. One of the most popular methods is using the flap from the abdominal region such as the deep inferior epigastric artery perforator (DIEP) flap (*Figure 1*). During this operation a portion of skin and fat tissue which is nourished by specific blood vessels is harvested from the abdominal area and in a second step transplanted to the missing breast using microsurgical techniques. Even though this technique is the gold-standard in autologous breast reconstruction and has proven its applicability in reconstructive surgery with enough soft tissue supply at the donor region and a low rate of flap morbidity, one difficulty encountered during the operation planning is the decision of the size and the shape of the transplanted free flap. In the past, 3D computed tomography angiography (3D CTA) was introduced as a clinical diagnostic tool to determine the vascular supply of the abdominal soft tissue area. 3D CTA has proven to improve the surgical outcome and to shorten the operating times in abdominal free flap breast reconstruction [2, 3]. A method based on 3D surface imaging was also presented to create a 3D model of the missing breast after mastectomy [4]. In the presented study we introduce a patient specific workflow for planning of breast reconstruction surgery based on modern computational approaches.



**Figure 1:** Breast reconstruction using autologous tissue from the abdominal region. Visualization of flap raising region (right) and Polygonal 3D models of the patient's chest before and after surgery (left).

The workflow is shown in *Figure 2* and contains 3 major steps:

1. Preoperative 3D CTA of the abdominal area is used to create a 3D polygonal model of abdominal free flap regarding volume and flap dimensions.
2. Preoperative 3D surface scanning of the chest wall area is applied to create a 3D polygonal breast model to determine the amount of missing breast volume and shape.
3. Optimizing the size and shape of the harvested free flap considering the soft tissue deformations using finite element modeling.

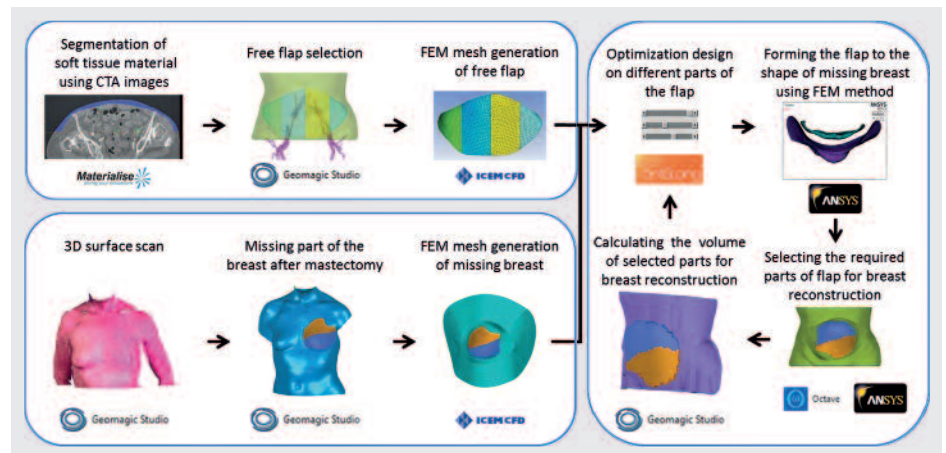
## 2 Computational approach

For this study a patient undergoing secondary breast reconstruction, i.e. breast reconstruction in a delayed operation after total mastectomy has been performed. The patient gave her written informed consent to take part in the study according to the guidelines of the Ethical Committee of the Medical Faculty at the Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, Germany and the Declaration of Helsinki protocols were strictly followed.

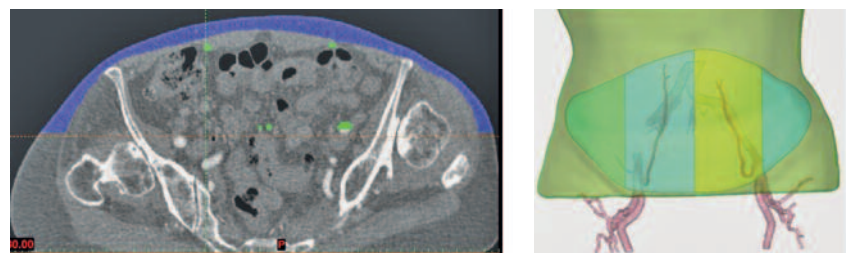
### 2.1 3D CTA of the abdominal area (preoperative)

The CTA images were acquired as previously described [3] and used to reconstruct the soft tissue material at the abdominal area (*Figure 3*). An intravenous line was placed in one appropriate arm vein; 70 ml of a contrast medium was injected containing 300 mg of iodine per milliliter (Ultravist 300<sup>®</sup>, Bayer HealthCare Pharmaceuticals, Berlin, Germany) at a rate of 4 ml/second. Bolus tracking was performed for the distal abdominal aorta and the image capturing was achieved from a minimum of 5 cm above the umbilicus to the pubic symphysis. The average radiation exposure was about 6-8 mSv at a dose-length product (DLP) value of 300 mGy-cm. The images were captured with a 64 multislice CT scanner (SOMATOM<sup>®</sup> Sensation, Siemens AG Medical Solutions, Erlangen, Germany) with 120 kV, 120 mAs and 0.5 mm slice thickness and saved in DICOM format. The soft tissue materials were semi-automatically segmented and triangulated using the Mimics<sup>®</sup> 14.0 software (Materialise Inc., Leuven, Belgium).

In order to provide the blood supply for the overlying skin and fat of the transplanted flap, the internal mammary vessel (at

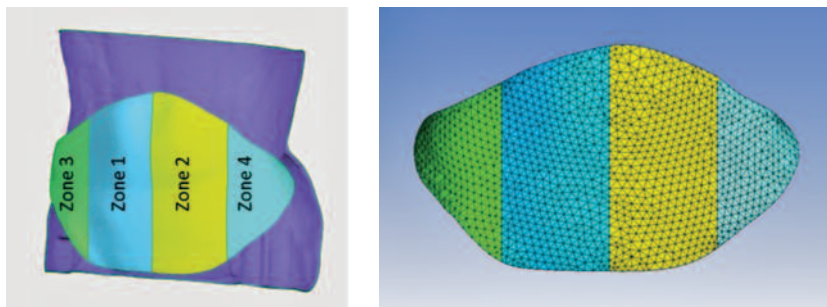


**Figure 2:** Patient specific workflow for planning of breast reconstruction surgery after breast removal due to breast cancer.



**Figure 3:** Segmentation of soft tissue material using CTA images (left). 3D image model of the abdominal free flap harvested in breast reconstruction (right).

the chest area) is usually used as recipient blood vessel. A donor blood vessel (at the abdomen area) contralateral to the side to be reconstructed is preferred, as this provides for a synchronous two team approach [1]. After creating the 3D image model of the abdominal soft tissue area, it is possible to measure the flap volume and dimension. The method for estimating the flap volume has already presented and validated by Rosson et al. [2] and Eder et al. [3]. *Figure 3* (right) shows the amount of abdominal soft tissue which is usually harvested for abdominal flaps according to the surgeon's preoperative markings. Depending on the position of the donor blood vessels at the free flap, the flap is divided into 4 perfusion zones. The most suitable area for free flap reconstruction is zone 1 where the donor side blood vessels are located and optimal blood circulation is expected. In contrast zone 4 is not favorable as it is far away from the supplying artery with decreased blood supply and minor perfusion of the flap (*Figure 4 left*).



**Figure 4:** Different zones of blood perfusion on flap area (left). Generated FEM mesh of free flap (right).

The surfaces in STL format are imported to ICEM software (ANSYS Inc. Canonsburg, PA, USA) and a suitable finite element mesh is generated. TCL/TK scripting is used in ICEM to implement an automatic mesh generation procedure.

## 2.2 3D Surface scanning of chest area (preoperative)

The 3D imaging was performed using a surface scanner working with laser trian-

gulation (Konica Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan). This system has largely shown its applicability to breast shape and volume measurements in preliminary studies [5, 6]. The 3D surface scans of the patients were performed in standing position on predefined markers on the ground under standardized lighting conditions (light intensity 350 400 lux) with a 10 degree upward angle of the scanner facing the participants +30, 0 and -30 degrees relative to the lens in standing position [5]. During acquisition the female patients were asked to hold their breath. The arms have to be put down the side at the height of the pelvis and the back was supported by a wall to guarantee reproducible data by minimizing potential artifacts due to movements [5, 7]. The acquired single shots from different angles (*Figure 5*) were converted into virtual 3D models using appropriate software tools (Geomagic Studio 2013®, Geomagic, Inc., NC, USA) as previously described [4, 5, 7]. All potential problems for later work with the data such as holes

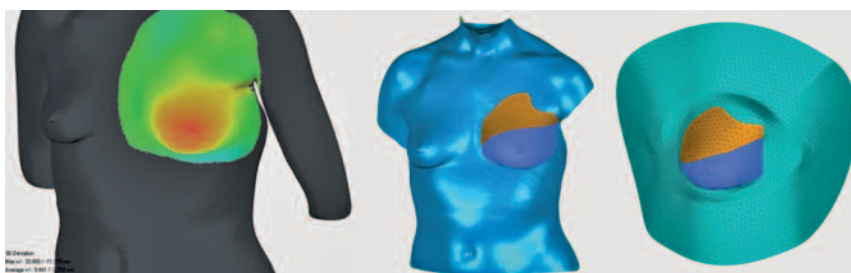
due to insufficiently clear scanning data or intersections between different acquisitions were fixed.

After creating the 3D image model of the chest area, it is possible to measure the volume and dimensions of the missing part of the breast. The method for estimating the breast volume using 3D surface imaging has been already presented and validated by Kovacs et al. [7]. In the case of delayed or secondary breast reconstruction the healthy contralateral breast is used as the reference volume to calculate the needed amount of abdominal soft tissue to match the breast size to be reconstructed. Therefore, it is necessary to define a mirror plane in the center of the breast model and to mirror the healthy breast onto the removed breast area. A 3D compare between healthy and the missing breast is performed to precisely determine the missing part of the breast and to calculate the amount of breast volume needed for reconstruction (*Figure 6*).



**Figure 5:** Three surface scans acquired with the Konica Minolta device. The upright positions have been varied in 30 degrees to both sides in order to get the patient's side viewed surface information as well. These single shots have to be merged in a manual procedure using the software tool Geomagic studio.

**Figure 6:** 3D compare between the healthy and the missing breast (left). 3D image model of the missing breast volume according to the determined breast boundary gained from the performed 3D compare (middle). A matrix from missing part of the breast with 3D surface elements (right).





The missing breast is divided into two parts at the mastectomy scar position. The first part over the scar with healthy skin (orange color) and the second part under the mastectomy scar (blue color). For reconstructing the missing breast over the scar, a part of the flap without skin is required while a part of the flap with skin for reconstructing the missing breast under the scar. The missing part of the breast is extended to the outside to generate an additional part, used as an additional boundary condition.

## 2.3 Optimizing the size and shape of the flap using finite element modeling

### 2.3.1 Forming the flap to the shape of breast using FEM

The generated finite element meshes of flap and matrix are imported to the ANSYS software (Figure 7). The programming language APDL (ANSYS Parametric Design Language) is used for implementation and automatizing the whole process of finite element simulation that has been performed with ANSYS (ANSYS Inc. Canonsburg, PA, USA).

The solid element 285 (3D 4-node tetrahedral structural solid) is used to discretize the flap. Surface to surface frictional contact with very low friction coefficient (0.05) is defined between the flap and the matrix form of missing breast. Neo-Hookean incompressible material model with initial shear modulus of 0.26 kPa recommended by Raith et al. [8] and Rajagopal et al. [9] is used to define the mechanical properties of the soft tissues. The matrix is completely fixed and the flap is pushed inside the matrix under gravity loading to take the shape of the breast.

The model contains around 3000 nodes and 15000 elements. Required analysis

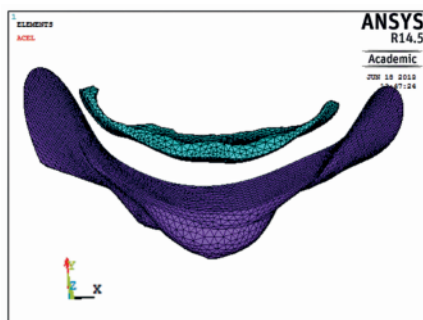


Figure 7: Forming the flap to the shape of breast using FEM.

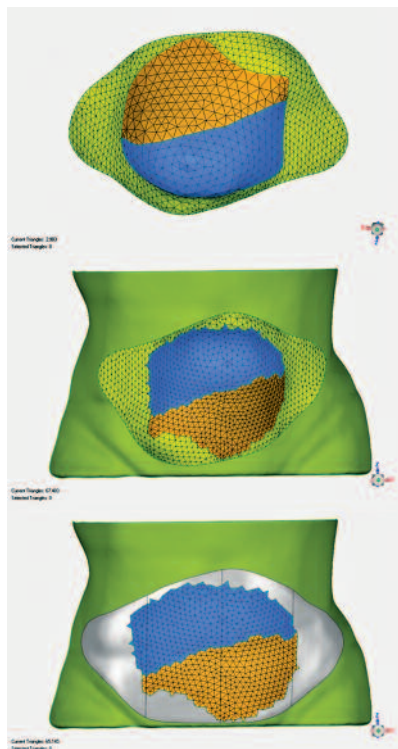


Figure 8: Deformed flap and matrix form for missing breast (above). Required parts of flap for breast reconstruction in deformed position (center). Required parts of flap for breast reconstruction in undeformed position (below).

time is less than five minutes with HP Z400 workstation 3.33 GHz 6-cores.

The post-processing is done in ANSYS as followed:

1. The geometries are updated to the deformed position using UPGEOM command (Figure 8 above).
2. Nodes and elements on the flap surface adjacent to the matrix form of missing breast are selected (Figure 8 center).
3. Selected nodes and elements are mapped to their positions before deformation (Figure 8 below).
4. Nodal positions of the selected elements before and after deformation are exported.

Finally the STL surfaces of the part of the flap with and without skin are generated using the software GNU Octave ([www.gnu.org/software/octave](http://www.gnu.org/software/octave)).

### 2.3.2 Optimization loop

As it is explained in part 2.1 of this study, the free flap has 4 zones (Figure 4 left).

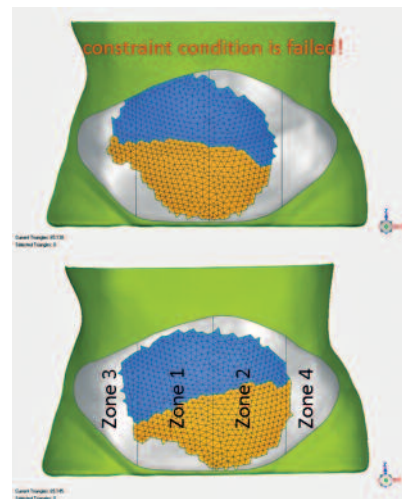


Figure 9: Constraint and objective functions for optimization analysis.

The most suitable area for free flap reconstruction is zone 1 where the donor blood vessels are located. Zone 4 is not favorable as it is far away from the supplying artery.

In order to optimize the size and shape of the flap, an optimization analysis is done using optiSlang software (Dynardo GmbH, Weimar, Germany). As design variable, the matrix is moved ( $\pm 40$  mm) and rotated ( $\pm 40$  degree) in zx plane to test the different parts of the flap for breast reconstruction. The optimization is done using Adaptive Response Surface Method (ARSM) [10]. The designed flap must be located inside the maximum available free flap due to anatomical limitation marked by surgeons preoperatively. This limitation is considered as a constraint function. For example the constraint condition is failed for the designed flap in Figure 9 (above) while satisfied for the designed flap in Figure 9 (below). The objective function for optimization analysis is summation of the area of the designed flap in every zone multiplying a weighting function. The weighting functions considered 1, 2, 3 and 4 respectively for zones one to four.

The best design is the one with minimum value of objective function which satisfy constraint function as well.

### 2.3.3 Calculating the volume of the designed flap

After finding the best design, it must be controlled whether the volume of the designed flap is suitable for reconstructing the missing breast. The method for calculating the volume of the missing breast was

already explained in part 2.2 of the present study (Figure 10 left).

The volumes of the designed flap with and without skin are calculated by projecting the designed STL surfaces on the abdominal musculature (Figure 10 right). Python scripting is used in Geomagic Studio 2013 to implement a routine automation of the whole volume calculation.

The results show a low difference between the volume of the missing part of the breast with skin ( $159.8 \text{ cm}^3$ ) and the optimized flap with skin ( $156.4 \text{ cm}^3$ ). The volume of the optimized flap without skin is  $59.9 \text{ cm}^3$  more than the volume of the missing part of the breast without skin. As the area of the optimized flap without skin is  $98.6 \text{ cm}^2$ , it is necessary to remove 6 mm thickness of this part of flap containing skin to achieve right area and volume.

### 3 Discussion and conclusion

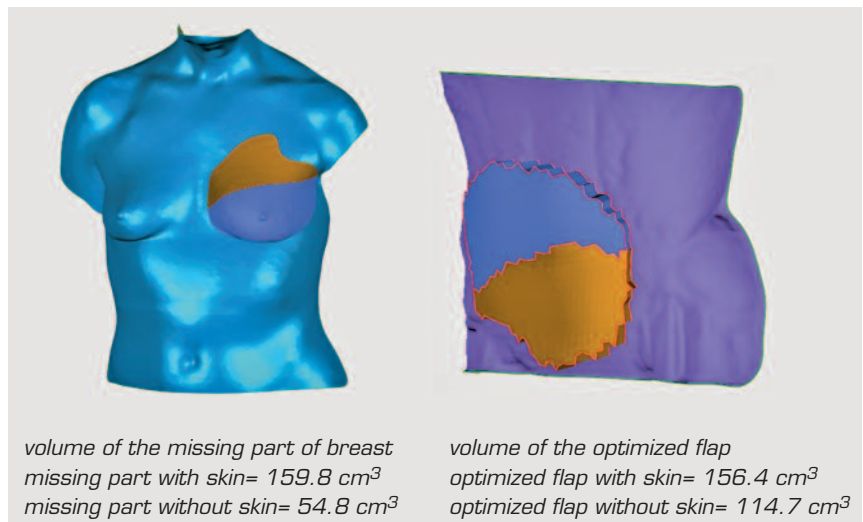
A patient specific workflow for planning of breast reconstruction surgery is developed and successfully applied retrospectively to a patient.

The workflow has 3 major steps as followed

1. Generating 3D polygonal model of abdominal free flap based on CTA images.
2. Generating 3D polygonal model of missing breast based on 3D surface scanning.
3. Optimizing the size and shape of the harvested free flap based on finite element modeling.

Steps 1 and 2 are done semi-automatically while the procedure for optimizing the shape and size of the free flap (step 3) is fully automated.

The Neo-Hookean incompressible material model which is used in this study is simple and delivers the best results between the material models reported in literature without considering the anisotropy effect [8]. Doing the new analyses using advanced material models to consider the effect of anisotropy on flap deformation is recommended. Therefore more studies like was done by Sommer et al. [11] is necessary to improve the model.



**Figure 10:** Comparison of the volume of required and designed parts for breast reconstruction.

The effect of residual stresses on flap deformation was not considered in this study. This effect is presented by Wu et al. [12].

The authors did not find any similar study in the literature. Probably this study is the first use of the finite element modeling for planning of breast reconstruction surgery. Most present methods like the template technique for breast mound planning by Tregaskiss et al. [13], can only take the approximate flap dimensions into account, neglecting the needed volume and without optimizing the shape of the flap. The suggested method by Tregaskiss et al. is based on the measurements on the patient's body surface according to the gained measurements of the contralateral breast.

The present method is powerful and is able to optimize the shape of flap based on the priority of different zones of free flap by considering the different weighting functions as it is explained on part 2.3.2. By mirroring the healthy breast onto the affected breast side, it is possible to take the existing amount of skin envelope into account to optimize flap design. In addition, by expanding 3D CTA to preoperative flap volume calculation a more precise flap design is possible.

The present study shows that modern computational approaches may provide essential additional information to the surgeons at the stage of preoperative surgical planning to improve the surgical outcome and to shorten the operating times in abdominal free flap breast reconstruction.

Future clinical studies must be performed to determine the accuracy and analyze the clinical benefit compared to other existing planning methods.

### FUNDING SOURCES

This study is based on the SINUS III project funded by the German Federal Ministry of Economics and Technology., Germany (BMW Grant No.: KF2061601KJ1).

### References

1. Granzow JW, Levine JL, Chiu ES, Allen RJ. (2006) Breast reconstruction with the deep inferior epigastric perforator flap: history and an update on current technique. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 59:571-579
2. Rosson GD, Shridharani SM, Magarakis M, Manahan MA, Stapleton SM, Gilson MM, Flores JI, Basdag B, Fishman EK. (2011) Three-dimensional computed tomographic angiography to predict weight and volume of deep inferior epigastric artery perforator flap for breast reconstruction. *Microsurgery* 31:510-516
3. Eder M, Raith S, Jalali J, Müller D, Harder Y, Dobritz M, Papadopoulos NA, Machens HG, Kovacs L. (2013) Three-dimensional prediction of free-flap volume in autologous breast reconstruction by CT angiography imaging. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2013 Oct 5. [Epub ahead of print]
4. Jalali J, Eder M, Raith S, Volf A, von Waldenfels F, Kovacs L. (2012) Breast reconstruction using patients own tissue based on CT angiography and 3D surface scanning In: D'Apuzo N (ed) Proceedings of the 3rd International Conference and Exhibition on 3D Body Scanning Technologies, Hometrica Consulting, Lugano, Switzerland, pp 189-195

5. Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, Brockmann G, Wöhl A, Blaschke M, Eder M, Schwenzler-Zimmerer K, Rosenberg R, Papadopoulos NA, Biemer E. (2006) Optimisation of the three-dimensional imaging of the breast region with 3D laser scanners. *Ann Plast Surg* 56:229-236
6. Eder M, Waldenfels FV, Swobodnik A, Klöppel M, Pape AK, Schuster T, Raith S, Kitzler E, Papadopoulos NA, Machens HG, Kovacs L. (2011) Objective breast symmetry evaluation using 3D surface imaging. *The Breast* 21:152-158
7. Kovacs L, Eder M, Hollweck R, Zimmermann A, Settles M, Schneider A, Endlich M, Mueller A, Schwenzler-Zimmerer K, Papadopoulos NA, Biemer E. (2007) Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *The Breast* 16:137-145
8. Raith S, Eder M, von Waldenfels F, Jalali J, Volf A, Kovacs L. (2012) Finite element simulation of the deformation of the female breast based on MRI data and 3D surface scanning: An in-vivo method to assess biomechanical material parameter sets. In: D'Apuzo N (ed) *Proceedings of the 3rd International Conference and Exhibition on 3D Body Scanning Technologies*, Hometrica Consulting, Lugano, Switzerland, pp 196-203
9. Rajagopal V, Lee A, Chung JH, Warren R, Highnam RP, Nash MP, Nielsen PM. (2008) Creating individual-specific biomechanical models of the breast for medical image analysis. *Acad Radiol* 15:1425-1436
10. optiSLang (2011). *The optimizing Structural Language, An Users' Manual* (Version 4.1 ed.). Weimar, Germany: Dynardo GmbH
11. Sommer G, Eder M, Kovacs L, Pathak H, Bonitz L, Mueller C, Regitnig P, Holzapfel GA. (2013) Multiaxial mechanical properties and constitutive modeling of human adipose tissue: a basis for preoperative simulations in plastic and reconstructive surgery. *Acta Biomater.* 9:9036-48.
12. Wu J, Bürger K, Westermann R, Dick C. (2012) Interactive residual stress modeling for soft tissue simulation. *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine*
13. Tregaskiss A, Vermaak P V, Boulton R, Morris R J. (2012) The template technique for breast mound planning when using abdominal flaps. *The Breast.* 21:686-9

## Short Biography

### Jalil Jalali

*He studied M.Sc. in Civil Engineering at Tehran University (1993-1996) and M.Sc. in Computational Mechanics at Technische Universität München (TUM) (2001-2004).*

*He worked on research projects in the field of Finite element modeling at Geotechnical Engineering Department at the TUM (2002-2006), Department of Orthopaedics, Grosshadern medical centre at the LMU (2006-2009) and Research group Computer Aided Plastic Surgery (CAPS) at the TUM (2010-to date).*

Anzeige

optiSLang ANSYS CADFEM

**dynardo**  
dynamic software & engineering

Neue Softwareversion

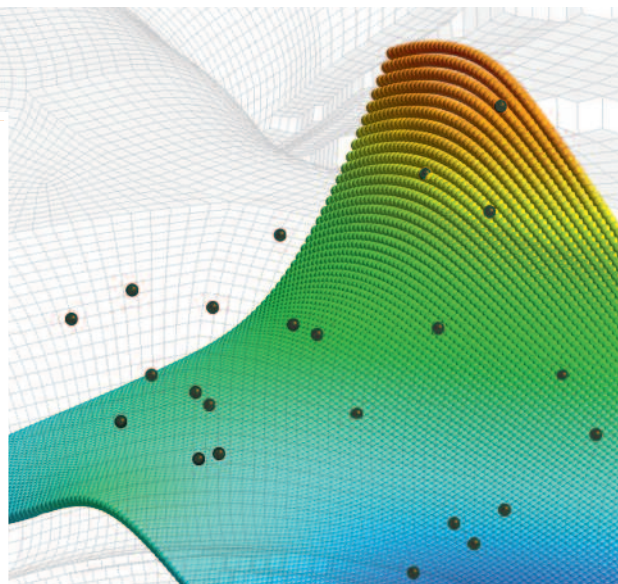
## optiSLang inside ANSYS Workbench

**optiSLang – easy and safe to use:**

Sensitivitätsstudien, effiziente Optimierungen, Parameteridentifikation und verlässliche Robustheitsbewertungen für interdisziplinäre Aufgabenstellungen in der virtuellen Produktentwicklung.

**Mehr Informationen unter:**

[www.dynardo.de](http://www.dynardo.de)



Dynardo GmbH • Luthergasse 1d • D-99423 Weimar  
Tel.: +49 (0) 3643 9008-30 • Fax: +49 (0) 3643 900839 • kontakt@dynardo.de

# Veranstaltungen

20. bis 25. Juli 2014 in Barcelona

## Minisymposium: Computational Methods for Artificial Organ Development

The 11th. World Congress on Computational Mechanics (WCCM XI), 5th. European Conference on Computational Mechanics (ECCM V) and 6th. European Conference on Computational Fluid Dynamics (ECFD VI) will be held in Barcelona on July 20 - 25, 2014.

The Department of Cardiovascular Engineering (Helmholtz Institute, RWTH Aachen University) is organizing the Minisymposia Computational Methods for Artificial Organ Development. This Minisymposium aims to foster a detailed discussion on the use of computational methods during artificial organ development as well as experimental and clinical validation thereof. Applications of computational mechanics, computational fluid dynamics, coupling mechanisms and further modelling techniques are discussed in the framework of artificial heart valves, stents, blood pumps, oxygenators, dialyzers and

other artificial organs. The goal is to optimize designs with respect to efficiency, durability and hemodynamic requirements. Besides computational modelling linked directly to artificial organs themselves, special focus lies on the interaction of these devices with the human body.



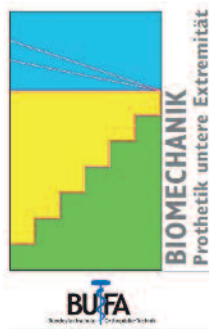
[www.wccm-eccm-ecfd2014.org](http://www.wccm-eccm-ecfd2014.org)  
[www.cardiovascular-engineering.com](http://www.cardiovascular-engineering.com)



30. Juni bis 1. Juli 2014 in Dortmund

## Seminar der Bundesfachschule für Orthopädie-Technik: Biomechanik- Prothetik untere Extremität

Physik und Biologie sind die Grundlagenwissenschaften der Orthopädie und der orthopädischen Chirurgie. Die Erkenntnisse aus der biomechanischen Forschung fließen in den praktischen Alltag der Hilfsmittelversorgung ein. Pathologische Haltung- und Bewegungsmuster oder die Auswirkungen von Prothesen auf die Mobilität des Menschen sind nur erkennbar, wenn grundlegende Parameter erkannt und bekannt sind.



Biomechanik zu verstehen und für die Lösung praktischer Fragen in der Prothesenversorgung zu nutzen.

Mit dem Einzug mechatronisch gesteuerter Knie-Passteile erhielt die Prothesenversorgung eine neue Dimension. Umso wichtiger wird es, Biomechanik und Versorgungstechnik im Bereich der Prothesenversorgung zusammenzubringen. Darum geht es in diesem Seminar: Erkenntnisse aus der orthopädischen

Der Schwerpunkt Prothesenversorgung der unteren Extremität wird durch Praxisdemonstrationen an Patienten mit Prothesen vertieft. Dieses Seminar kann im Rahmen der Genium-Zertifizierung der Firma Otto Bock zum Nachweis der Biomechanik-Kenntnisse anerkannt werden.

**Bundeschule  
für Orthopädiertechnik**  
Frau Marion Kirmse  
Schliepstr. 6-8  
44135 Dortmund  
Tel. 0231-5591-210  
E-Mail: [m.kirmse@ot-bufa.de](mailto:m.kirmse@ot-bufa.de)  
Internet: [www.ot-bufa.de](http://www.ot-bufa.de)

## Seminar: Finite-Elemente-Simulation für Biomechaniker und Mediziner

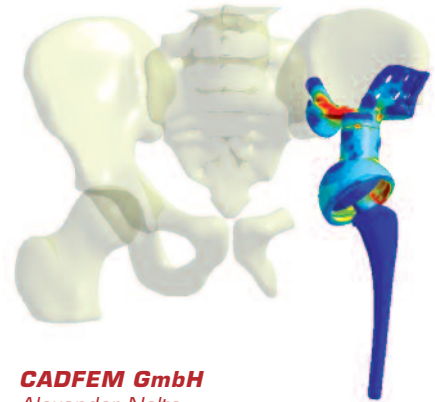
Das Seminar führt in die Finite-Elemente-Methode (FEM) im Bereich der Biomechanik ein. Die Teilnehmer erarbeiten grundlegendes Wissen der Mechanik und üben seine Umsetzung. Darauf aufbauend lernen sie verschiedene Einsatzmöglichkeiten der FEM anhand einfacher medizinischer Fallstudien kennen. An einem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

- Anschauliche Einführung in die FEM und wichtige mechanischen Grundbegriffe
- Planung und Aufbau einer FEM-Simulation
- Einführung in die Benutzeroberfläche von ANSYS Workbench
- Erstellung eines medizinischen FEM-Modelles

- Erstellung eines FE-Netzes aus klinischen Bilddaten (CT, MRT)
- Definition von Belastungen (Kräfte, Lagerungen)
- Materialgesetze für biologische Gewebe (Knochen, Knorpel, Bindegewebe)
- Modellierung von Kontakten (z.B. Gewebe-Implantat-Kontakt)
- Auswertung von Ergebnissen (Verformungen, Dehnungen, Spannungen)
- Durchführung einer FEM-Simulation an einem Beispiel aus der medizinischen Anwendung

Für das Seminar werden keine FEM-Kenntnisse erwartet. Referenten sind Dr.-Ing. Ulrich Simon und Alexander Nolte, M.Eng.: Dr. Simon ist seit 2006 Geschäftsführer des Ulmer Zentrums für Wissenschaftliches Rechnen (UZWR) an der Universität Ulm. Seine Forschungsgebiete umfassen u.a. die Frakturheilung, muskuloskeletale Systeme, Knochen-Implantat-Kontakt und Knochenfestigkeit. Alexan-

der Nolte arbeitet seit 2007 bei der CAD-FEM GmbH mit dem Schwerpunkt Biomechanik.



### **CADFEM GmbH**

Alexander Nolte  
Marktplatz 2  
85567 Grafing b. München  
Tel. 08092 7005-49  
E-Mail: [anolte@cadfem.de](mailto:anolte@cadfem.de)  
Internet: [www.cadfem.de](http://www.cadfem.de)

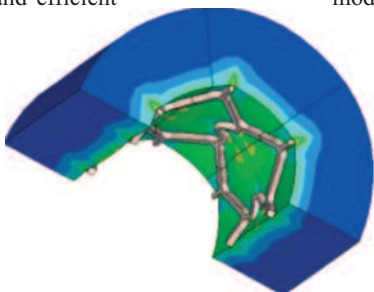
### **Weitere Informationen unter:**

[www.esocaet.com/seminare/biomechanik](http://www.esocaet.com/seminare/biomechanik)

29. Mai 2014 in Dublin oder 22. September 2014 in Frankfurt

## International CADFEM Seminar: Simulation of Laser Cut Stents

This course will teach how to simulate the mechanical performance of balloon expandable and self expanding stents. A fast and efficient model



generation methodology is presented along with instruction in how to expand, crimp and simulate a variety of loading environments. Post processing of results is also covered - calculation of strains, radial stiffness, bending stiffness, shortening, fatigue life and other key measures of performance are computed. Elasto-plastic (for balloon expanded stents) and Shape Memory Alloy (for self expanding stents) material models are discussed along with appropriate contact algorithms. ANSYS software is used for this hands-on training.

Notes and macros are provided to all attendees to take with them for further use.

### **CADFEM GmbH**

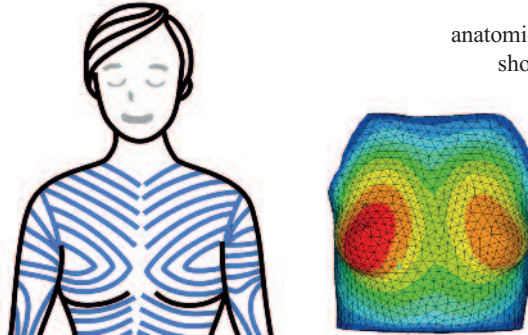
Anja Vogel  
Marktplatz 2  
85567 Grafing b. München  
Tel. 08092 7005-52  
E-Mail: [avogel@cadfem.de](mailto:avogel@cadfem.de)  
Internet: [www.esocaet.com](http://www.esocaet.com)

### **Weitere Informationen unter:**

[www.cadfem.de/seminare/international](http://www.cadfem.de/seminare/international)

## Modeling of Anisotropy Directions for Biomechanical Simulation of Human

The orientation of collagen fibers and their spatial distribution predefine macroscopic mechanical properties of the soft tissue and in particular its anisotropy directions. However, the definition of these directions in full body scale models is a challenging task. In the proposed approach, a vector field is calculated by the Laplacian smoothing method based on custom user defined sketches of fiber direction according to



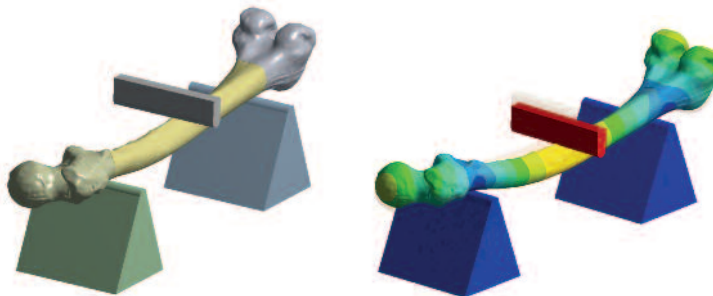
anatomical knowledge. The acquired result shows good agreement with the Langer's lines of the human skin. These resulting anisotropy directions are used as input data for mechanical simulations that consider the anisotropic properties of the skin with different theoretical material formulations.

## Computational Modeling: Comparison of femur bone stiffness using 3 point bending test

Bone is a connective tissue composed of compact (cortical) and trabecular (Spongy)

bone. Result of the finite element simulations are greatly influenced by grid structure and

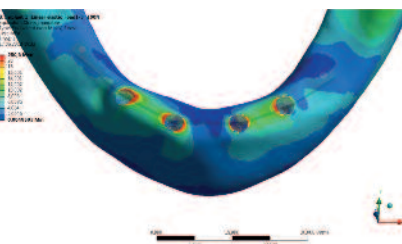
material properties. However, the required sets elastic properties and mesh generation techniques for bone structures are still unclear.



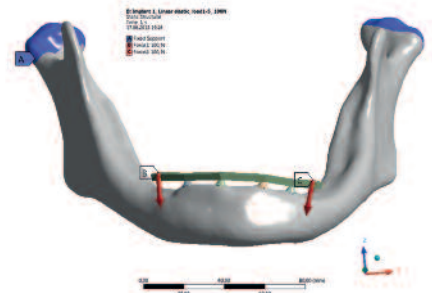
In this study three dimensional geometry of bone is reconstructed from CT scan data. Various methods of mesh generation and its effect on simulation results are presented.

## Spannungsverteilung im zahnlosen Unterkiefer bei unterschiedlicher Länge dentaler Implantate - Eine Analyse am Finite Elemente Modell

Gegenstand der Untersuchung ist die Spannungsverteilung bei unterschiedlich langen dentalen Implantaten unter simulierter funktioneller Kaubelastung am atrophen, zahnlosen Unterkiefer. Die Arbeit basiert auf der Analyse eines Finite-Elemente-Modells. Das zugrunde liegende Modell wurde aus einem speziell aufbereiteten CT-Datensatz eines zahnlosen, atrophen humanen Unterkiefers in Dünnschichttechnik generiert. Die Einleitung der Kaukräfte auf die dentalen Implantate bzw. deren Suprakonstruktion und die



resultierende Spannungsverteilung im Implantat und im umgebenden Knochen wur-



den innerhalb der virtuellen Umgebung der Ansys-Workbench realisiert.

## Ihre Fachzeitschrift zur Simulation in der Medizin und Medizintechnik



### 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 Gelenkräften
- 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 wendet sich an Entscheider, Entwickler, Forscher und Ärzte in Unternehmen, Kliniken und Hochschulen sowie an Doktoranden und engagierte Studierende technischer und medizinischer Studiengänge.

**came** – Computer Aided Medical Engineering erscheint 2 x jährlich mit aktuellen Beiträgen aus Forschung und Praxis. Leseprobe unter [www.expertverlag.de/download/9997](http://www.expertverlag.de/download/9997)

## Veröffentlichungen

An Beiträgen, passend zu unserem Redaktionsprogramm (s. o.), sind wir sehr interessiert.

Wenn Sie in **came** – Computer Aided Medical Engineering veröffentlichen wollen, schicken Sie Ihren Beitrag bitte an: Christoph Müller; M.Sc., Marktplatz 2, 85567 Grafing b. München, Tel.: +49-(0)8092-7005-43, E-Mail: [cmueller@cadfem.de](mailto:cmueller@cadfem.de)  
Manuskriptvorgaben erhalten Sie unter: E-Mail: [cmueller@cadfem.de](mailto:cmueller@cadfem.de), [www.cadfem.de](http://www.cadfem.de) oder [www.expertverlag.de](http://www.expertverlag.de) – Downloads

**came** Computer Aided Medical Engineering **Richtungsweisende Praxisinformation aus Wissenschaft, Forschung und Entwicklung**

## Jetzt abonnieren und ab sofort vom Know How zur Simulation in der Medizin und Medizintechnik profitieren!

**Fax 07159-92 65 20 Fon 071 59-92 65-0 [expert@expertverlag.de](mailto:expert@expertverlag.de) [www.expertverlag.de](http://www.expertverlag.de)**

Ja, ich bestelle die Zeitschrift **came**

Name, Vorname

Firma

Straße, Hausnummer

PLZ Ort

Telefon, E-Mail

Datum, Unterschrift

Jahresabo Inland 69,- €

Jahresabo Ausland 79,- €

Einzelheft 38,- €