

Methoden für die patienten- und krankheitsfallspezifische Simulation minimal-invasiver Interventionen an der Leber

S. Adler¹, T. Mönch, B. Preim², C. Wex³, R. Mecke¹

¹ Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Magdeburg

² Universität Magdeburg, Institut für Simulation und Graphik, Magdeburg

³ Universitätsklinikum Magdeburg, Klinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie, Magdeburg

Kontakt: simon.adler@iff.fraunhofer.de

Abstract:

In dieser Arbeit werden die Grundzüge der verwendeten Methoden unseres Simulationssystems für laparoskopische Eingriffe vorgestellt, die eine Verwendung patientenindividueller Daten und die Erzeugung zusätzlicher generierter Variationen erlauben. Der Schwerpunkt liegt auf der realitätsnahen Echtzeitsimulation von Organmodellen für die laparoskopische Simulation. Wir stellen dabei eine Methode vor die geometrischen Repräsentationen von Organmodellen so zu adaptieren, dass einer Schnittführung möglichst entsprochen werden kann. Des Weiteren werden Methoden vorgestellt, um die Wechselwirkungen zwischen Organen, Gefäßen und Erkrankungen in Echtzeit zu simulieren und perspektivisch eine Simulationsumgebung für die Weiterbildung von erfahrenen Chirurgen und Chirurgen in der Ausbildung zu ermöglichen.

Schlüsselworte: Chirurgesimulation, minimal-invasiv, Echtzeit

1 Problem

Die Simulation chirurgischer Eingriffe erlaubt das patientenferne Training von teils neuen Operationsmethoden und das Testen verschiedener, ggf. auch neuartiger Instrumente. Sie bietet die Möglichkeit, spezielle Krankheitsfälle und Ausprägungen gezielt zur Verfügung zu stellen und unabhängig von der realen Verfügbarkeit virtuell zu operieren. Simulatoren im Bereich der minimal-invasiven Chirurgie besitzen damit das Potential, auf die jeweiligen Fähigkeiten der trainierenden Person adaptierbar zu sein. Dabei sollten sowohl reale Fälle verfügbar sein, als auch künstliche Modifikationen dieser Falldaten möglich sein, um den Schwierigkeitsgrad der Intervention variieren zu können. Dies bietet die Basis um sowohl Anfänger als auch Experten im Training zu unterstützen.

Medizinische Simulatoren werden bereits in der Knochen- und Zahnchirurgie zur Aus- und Weiterbildung verwendet. Obwohl in der Viszeral- und Gefäßchirurgie bereits Simulatoren kommerziell verfügbar sind, werden Sie noch nicht routiniert in der Aus- und Weiterbildung eingesetzt. Die Simulation von weichem Gewebe stellt heute noch eine große Herausforderung für die interaktive Echtzeitsimulation dar, insbesondere weil organisches Gewebe sehr inhomogen ist und nicht lineare Materialeigenschaften aufweist. Eine weitere Einschränkung besteht durch die Anzahl der verfügbaren Szenarien in einer Simulation. Neben Einstiegsszenarien für das Training der Hand-Auge Koordination und des Umganges mit den chirurgischen Instrumenten stellen realitätsnahe Szenarien den Schwerpunkt aktueller Arbeiten dar. Während für erfahrene Chirurgen patientenspezifische Szenarien einen potentiellen Mehrwert darstellen sind für Chirurgen in der Ausbildung Szenarien erforderlich, die Routineeingriffe darstellen und einen guten Einstieg in die etablierten Methoden ermöglichen. Allerdings ist die Generierung der erforderlichen 3-D Modelle ausschließlich für Trainingszwecke häufig nicht praktikabel. Patientenspezifische Szenarien für das Training von Experten können jedoch prinzipiell auf den 3-D Modellen basieren, die auch für die pre-operative Planung verwendet werden.

In dieser Arbeit stellen wir neue Methoden für die viszeral-chirurgische Simulation vor. Wir stellen hierbei Methoden vor, um möglichst freie Interaktionen in Echtzeit mit realitätsnahen Organmodellen zu ermöglichen. Die Simulation des Weichgewebes und die Realisierung von Schnitten, die topologischen Änderungen der Geometrien entsprechen, werden dabei in Echtzeit durchgeführt. Die Kombination von geometrischen Modellen und der gegenseitige Einfluss werden verwendet um nicht nur das Training Chirurgen in der Ausbildung, sondern auch für die Weiterbildung chirurgischer Experten ermöglicht. Insbesondere für das Training von Fertigkeiten während der Ausbildung können anteilig generierte Szenarien eine große Variation von Trainingsszenarien gewährleisten.

2 Methoden

Modellgenerierung: Die Simulationsmodelle werden zum größten Teil aus den Daten der medizinischen Bildgebung erzeugt, wobei Strukturen wie Ligamente oder das Zwerchfell manuell ergänzt werden müssen, da sie nicht in den CT oder MRT Daten segmentiert werden können. Die Zielstrukturen werden zunächst mittels semi-automatischen Verfahren extrahiert, da eine vollautomatische Segmentierung aufgrund von Grauwertinhomogenitäten und Ähnlichkeiten benachbarter Strukturen bzgl. der Intensitätswerte oftmals scheitert. Die resultierenden binären Segmentierungsergebnisse werden dann benutzt, um die Zielstruktur in den Grauwertdaten von den umgebenden Strukturen zu trennen. Im Zuge der Modellgenerierung kann somit auf die Intensitätswerte zurückgegriffen werden, so dass weniger Artefakte, wie z.B. Treppenstufen entstehen. Verbleibende Treppenartefakte in den Oberflächenmodellen, die aus dem Segmentierungsprozess und dem Schichtabstand der Bilddaten resultieren, werden dann gezielt identifiziert [2]. Um Volumen- und Distanzabweichungen bei der Glättung der Oberflächenmodelle zu vermeiden, werden die Glättungsverfahren (z.B. Laplace-Filter) anschließend so gewichtet, so dass Bereiche mit Artefakten geglättet werden, während andere Regionen erhalten bleiben.

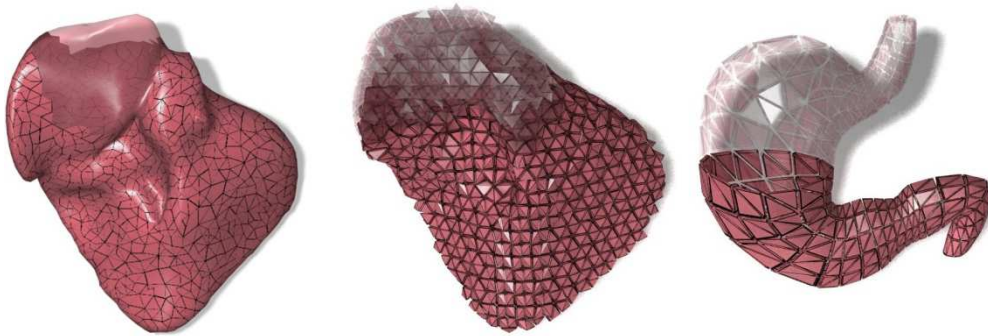


Abbildung 1: Oberflächenmodelle (**links**) weisen keine innere Struktur auf. Ein Tetraedernetz, das auf Basis des Oberflächenmodells erzeugt wird, repräsentieren das Volumen parenchymatöser Organe wie der Leber (**mitte**) oder die Schale von Hohlorganen, wie dem Magen (**rechts**).

Für die physikbasierte Simulation sind die Oberflächenmodelle nicht ausreichend, da sie keine inneren Strukturen beschreiben. Die Oberflächenmodelle werden reduziert und entsprechende Tetraedernetze im Inneren erzeugt. Für Hohlorgane, wie den Magen, können Schalennetze aus Tetraedern erzeugt werden, während für parenchymatöse Organe wie die Leber eine vollständige Innenvernetzung erforderlich ist. Tetraeder entsprechen dem 3-D Simplex und sind im Gegensatz zu anderen Primitiven vollständig durch Kanten verbunden, so dass verschiedene Deformationsmodelle verwendet werden können, die auf dem Tetraeder, seinen Dreiecksflächen oder Kanten basieren können.

Eine Ausnahme stellen feinere Gefäße dar, bei denen eine Abbildung als Tetraedernetz eine Komplexität erreichen würde, bei der eine physikbasierte Echtzeitsimulation nicht möglich ist. Stattdessen wird, ähnlich wie in chirurgischen Planungssystemen, das Gefäßskelett zur physikalischen Beschreibung verwendet. Dies ist mit dem das Oberflächennetz verbunden, so dass eine Bewegung des Skelettes zu einer Bewegung des visuell dargestellten Oberflächennetzes führt.

Physikbasierte Simulation: Die physikbasierte Simulation erfolgt auf Basis der Tetraedernetze. Für die Simulation werden in unserem Simulator Energy Constraints, Feder-Masse Modelle, anisotrope Feder-Masse Modelle [6] oder die finite Elemente Methode (FEM) verwendet, die sich hinsichtlich Simulationsgenauigkeit und -performance voneinander unterscheiden. Für Strukturen, die nicht in der Nähe der trainingsrelevanten Strukturen liegen, werden Feder-Masse Modelle verwendet, während für interventionsrelevante Strukturen genauere Verfahren wie die FEM Anwendung finden. Die Parameter der Modelle werden aus Messungen von realem Gewebe[3] gewonnen, wobei die Parameter des Feder-Masse Modells aus dem E-Modul abgeleitet werden[4,7]. Bei der Berechnung der physikbasierten Simulation müssen neben der Echtzeitanforderung auch Schnitte, also topologischen Änderungen in der Geometrie, berücksichtigt werden. Insbesondere bei der FEM wird eine Matrix erzeugt, die das Gesamtsystem beschreibt, erneut erzeugt werden muss, wenn eine topologische Änderung der Geometrie erfolgt. Des Weiteren bietet das Zusammenführen der Tetraeder zu dieser Gesamtmatrix nicht mehr die Möglichkeit einer iterativen oder parallelen Berechnung der physikbasierten Simulation. In unserer Umsetzung betrachten wir daher die physikbasierte Simulation je Simplex deren Kräfte über den topologischen Zusammenhang übertragen werden. Da das Feder-Masse Modell und die verwandte lineare FEM nicht das nicht-lineare Materialverhalten der Organe abbilden können, werden zum einen unterschiedliche Materialeigenschaften je Simplex und zum anderen stückweise lineare Approximationen des gemessenen Materialverhaltens vorgesehen. Für das Modell der Leber bedeutet dies, dass Tetraeder, die von vielen Gefäßen durchzogen sind, eine andere Parametrisierung erhalten. Bei einer Einwirkung von Kräften wird nicht nur ein konstanter Materialparameter je Simplex verwendet, sondern eine Approximation der gemessenen Kennlinie. Damit soll innerhalb relevanter Grenzen ein möglichst realistisches Organverhalten erreicht werden.

Schnitte: Die numerische Stabilität physikbasierter Deformationsmodelle hängt wesentlich von der Zeitschrittweite der Simulationsschritte und des zu simulierenden Materials ab. Die Zeit, die für die Berechnung eines Simulationsschrittes notwendig ist, hängt dabei von der geometrischen Komplexität der virtuellen Modelle ab. In unserem Simulator wird die Geometrie durch einen Schnitt lokal neu vernetzt, um so der Schnitfführung möglichst zu entsprechen. Um trotzdem die Stabilität der Simulation zu gewährleisten wird Neuvernetzung begrenzt. Primitive, die als Ergebnis einer Neuvernetzung entstanden sind können nicht nochmals unterteilt werden. Stattdessen werden dessen nächst liegende Geometriepunkte als Schnittpunkt verwendet. Wird ein Primitiv erstmals geschnitten, wird der Schnittpunkt \vec{p} zwischen der Kante mit den Eckpunkten \vec{e}_0 und \vec{e}_1 von der Schnitfführung bestimmt. Die relative Lage des Punktes auf der Kante $\beta(\vec{p}) = |\vec{p} - \vec{e}_0|/|\vec{e}_1 - \vec{e}_0|$ wird mit einem Schwellenwert $\alpha \in [0,1]$ verglichen. Die betroffenen Primitive werden an dem Punkte entsprechend (**Formel 1**) getrennt, wobei für $\beta(\vec{p}) < \alpha/2$ und $\beta(\vec{p}) > (1 - \alpha)/2$ kein neuer Geometriepunkt erzeugt wird, sondern bereits vorhandene Geometriepunkte verwendet wird. Das Verfahren gewährleistet, dass der Schnittpunkt wenigstens einen Abstand von α zu bereits vorhandenen Geometriepunkten hat (Abbildung 2: **A**) und somit keine degenerierten Primitive aus der Neuvernetzung resultieren.

$$\beta(\vec{p}) \begin{cases} [0, < \alpha/2] & \Rightarrow \vec{e}_0 \\ [\alpha/2 < \alpha] & \Rightarrow \vec{e}_0 + \alpha(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [\alpha, 1 - \alpha] & \Rightarrow \vec{e}_0 + \beta(\vec{p})(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [1 - \alpha, 1 - \alpha/2] & \Rightarrow \vec{e}_0 + (1 - \alpha)(\vec{e}_1 - \vec{e}_0) \\ [1 - \alpha/2, 1] & \Rightarrow \vec{e}_1 \end{cases} \quad (1)$$

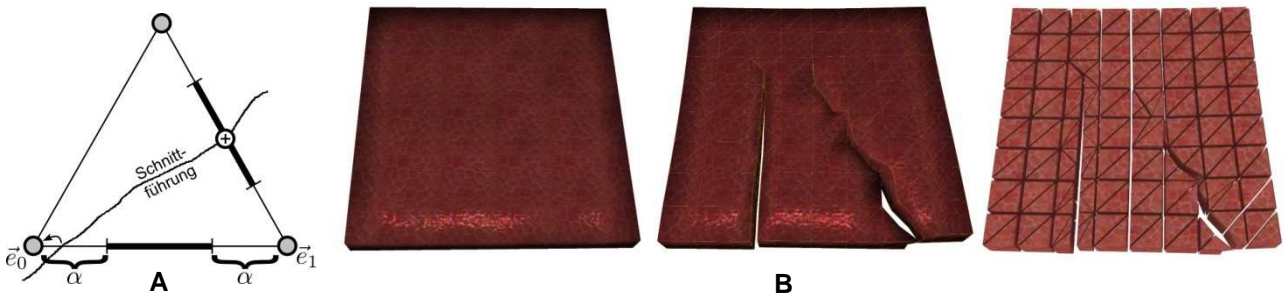


Abbildung 2: Der Schwellenwert α beschreibt das Kantenintervall, indem neue Geometriepunkte erzeugt werden. Außerhalb werden vorhandene Geometriepunkte verwendet (**A**). Netz aus 384 Tetraedern mit zwei Schnitten und resultierende Tetraederstruktur aus 538 Tetraedern mit $\alpha = 0.2$ (**B: v.l.n.r.**).

Generierung spezifischer Szenarien: Für das Training erfahrener Chirurgen bieten Simulatoren die Möglichkeit insbesondere komplexe und herausfordernde Eingriffe zu üben und verschiedene Interventionsmethoden zu trainieren. Hierfür bietet die patientenspezifische Simulation und die Anbindung der Simulation an chirurgische Planungssysteme die Grundlage, da hier möglichst realitätsnahe Simulationsmodelle erforderlich sind. Für den Einstieg in minimal-invasive Verfahren sind stattdessen häufig einfache Szenarien für das Training der Hand-Auge Koordination oder das Üben von Routinetätigkeiten erforderlich. Die Erzeugung von Szenarien erfordert die Generierung und Optimierung der Modelle aus den Bildern der medizinischen Bildgebung, sowie die Überführung der resultierenden statischen Modelle in dynamische Simulationsmodelle. Dieser Vorgang ist aufwendig und die damit verbundenen Kosten machen das Erfassen von Pathologien die in der Routine auftreten nicht praktikabel. In den aktuell verfügbaren Simulationssystemen werden hierfür häufig einfache Szenarien ohne einen medizinischen Kontext verwendet. Wir verwenden für diese einfachen Trainingsziele generierte Szenarien die aus patientenspezifischen Simulationsmodellen zusammengestellt werden. Hierbei können Organe mit typischen Pathologien kombiniert werden. Am Beispiel der Leber wird es so ermöglicht Tumormodelle aus verschiedenen patientenspezifischen Grunddaten zu platzieren. Auch das Verdrängen des umliegenden Gewebes von benignen Tumoren wird dabei von dem Simulationssystem berücksichtigt (Abbildung 3). Hierfür wird das Gefäß, das durch seine Mittellinie beschrieben wird, von dem Tumor verdrängt, so dass die Platzierung eines Tumors auch Auswirkungen auf die betroffenen Strukturen hat. Der Tumor und die Gefäße besitzen des Weiteren andere Materialeigenschaften, als das umgebende Organ Gewebe. Werden Tetraeder eines Organmodells anteilig von einem Tumor oder einem Gefäß durchzogen, wird der Volumenanteil des Tumors oder Gefäßes an den betroffenen Tetraedern bestimmt.



Abbildung 3: Um weitere Trainingsszenarien zu erhalten können Tumoren innerhalb der Modelle platziert werden. Wird die betroffene Geweberegion von Gefäßen durchzogen, werden die Gefäße, die vorher den Tumor durchquerten verdrängt (vorher: links; nach der Verdrängung: rechts).

Die Materialeigenschaften eines Tetraeders können somit durch die Materialeigenschaften des Organs, aber auch durch die infiltrierenden Strukturen beeinflusst werden. Hierdurch wird durch das Verschieben der Gefäße durch einen Tumor auch das Gesamtverhalten des Organs beeinflusst, um so auch für Chirurgen in der Ausbildung ein möglichst realistisches Training zu ermöglichen. In weiteren Arbeiten werden weitere Annahmen über die Durchblutung der Gefäße berücksichtigt, da insbesondere bei der Leber eine Verletzung der Gefäße zum Beispiel zur Verfärbungen der Couinaud-Regionen führen können.

3 Ergebnisse und Diskussion

Das hier vorgestellte System ermöglicht das Training minimal-invasiver Eingriffe durch die Wiederverwendung der Modelle. Obwohl eine flexible Verarbeitungspipeline die Integration patientenspezifischer Modelle ermöglicht, bietet eine Schnittstelle zu medizinischen Planungssystemen perspektivisch die Möglichkeit, die aufwendig segmentierten Modelle nicht nur zur Planung, sondern auch in der Trainingssimulation zu verwenden. Das Rekombinieren der virtuellen Modelle ermöglicht das Erzeugen von Trainingsszenarien für Chirurgen in der Ausbildung oder assistierendes OP-Personal. Die Rekombination von verschiedenen Szenarien zu einfachen Einstiegsszenarien soll hierbei von Beginn an ein Training im medizinischen Kontext ermöglichen.

Um die Echtzeitfähigkeit der Simulation zu gewährleisten, werden verschiedene physikbasierte Deformationsmodelle verwendet. Da bei einem Szenario das Zielgebiet der Interaktionen vorab bekannt ist, werden anatomische Strukturen die direkt von einem Eingriff betroffen sind, durch exaktere Deformationsmodelle simuliert, während mit zunehmender Entfernung physikbasierte Modelle verwendet, die in einer kürzeren Zeit berechnet werden können. Bei den physikbasierten Modellen wird dabei gewährleistet, dass das interaktive Schneiden und Koagulieren des Gewebes zu topologischen Änderungen des virtuellen Modells führt. Diese topologischen Änderungen entsprechen dem Löschen und dem Hinzufügen von geometrischen Simplizes (Tetraeder, Dreiecke oder Kanten) zur Laufzeit der Simulation. Durch das beschriebene Verfahren, die Neuunterteilungen zu limitieren kann der Schnittführung weitestgehend entsprochen werden, ohne dass die Komplexität zu sehr zunehmen kann und dadurch numerische Probleme auftreten.

Um den Grad des Realismus weiter zu erhöhen werden in weiteren Arbeiten Methoden entwickelt, um Berechnungen auf die Grafikkartenhardware und auf andere Computersysteme zu verteilen, um bei steigenden Modellkomplexitäten die notwendigen Aktualisierungsraten erhalten zu können.

In der physikbasierten Simulation können unterschiedliche Materialeigenschaften für verschiedene Organregionen verwendet werden, so dass Verhärtungen durch Tumoren oder Organregionen die durch größere Gefäße versorgt werden auch in der physikbasierten Simulation abgebildet werden können. Wird bei einer Intervention an der Leber ein Gefäß verletzt, kann es zum Beispiel zu einer Verfärbung und leichten Abschaffung der entsprechenden Couinaud-Region kommen. Um diese Effekte in der Simulation abzubilden müssen die unterschiedlichen Regionen und die Modelle der Gefäße, enger mit einander in Beziehung gesetzt werden.

Die Visualisierung verwendet aktuelle Shader-Techniken und kombiniert die Organmodelle mit Texturen aus Fotoaufnahmen, die während laparotomischer Eingriffe erstellt wurden, mit dem Ziel eine möglichst realistische Darstellung zu ermöglichen (Abbildung 4). Visuelle Effekte, wie der Rauch beim Koagulieren konnten integriert werden, so dass ein verstärktes Anwenden der Koagulation auch zu zunehmenden Sichtbehinderungen im Abdomen führt. In weiteren Arbeiten sollen ebenfalls Blutungen visualisiert werden.

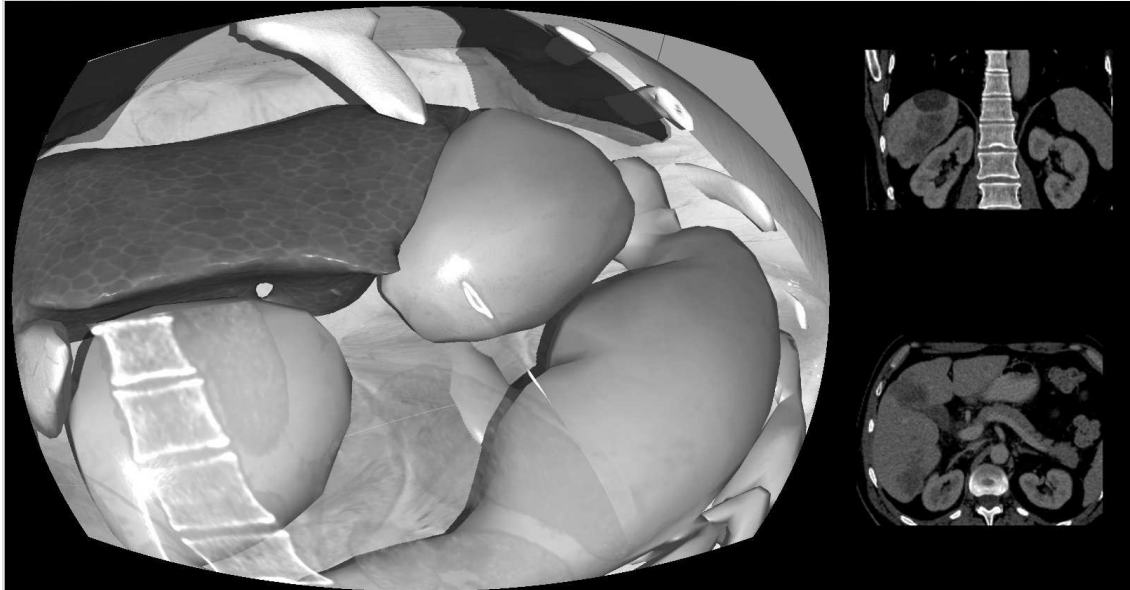


Abbildung 4: Simulationsszenario: Das Lebermodell wird mit Shadern und Fotoaufnahmen visualisiert. Die zu Grunde liegenden anatomischen Bilddaten können in separaten Bereichen mit eingeblendet (rechts) oder überlagert werden (links).

Aktuell sind noch weitere Anpassungen für die Integration der Haptikgeräte erforderlich, um ein möglichst realistisches Ertasten der anatomischen Strukturen zu ermöglichen. Zusammen mit unseren medizinischen Partnern sollen die Ergebnisse der physikbasierten Simulation validiert werden, um das aktuelle Potential und weitere Verbesserungen des Systems zu identifizieren.

4 Referenzen

- [1] H.C. Kogel, *Einsatz des Ultraschallskalpell in der Gefäßchirurgie*, Gefäßchirurgie 2000 (5), Seiten 38-41, Springer-Verlag, 2000
- [2] T. Mönch, S. Adler, B. Preim, *Staircase-Aware Smoothing of Medical Surface Meshes*, Eurographics Workshop on Visual Computing in Biology and Medicine 2010 (VCBM 2010), Editoren: D.Bartz, P. Botha, J. Hornegger, R. Machiraju, A. Wiebel, B. Preim, Seiten 83-90, 2010
- [3] T. Chanthasopeephan; J. Desai, A.C.W. Lau, *Measuring Forces in Liver Cutting: New Equipment and Experimental Results*, In: Annals of Biomedical Engineering, Drexel University, Department of Mechanical Engineering and Mechanics, Biomedical Engineering Society, 31, Seiten 1372-1382, 2003
- [4] B. A. Lloyd, S. Kirac, G. Székely, M. Harders, *Identification of Dynamic Mass Spring Parameters for Deformable Body Simulation*, In: Eurographics 2008 - Short Papers, Ed.: K. Mania, E. Reinhard, Seiten 131-134, 2008
- [5] S. Adler, T. Mönch, *Krankheitsfallspezifische Organmodelle für die interaktive Chirurgesimulation*. In: Tagungsband der 13. IFF Wissenschaftstage, Ed.: Michael Schenk, Stuttgart: Fraunhofer Verlag, Bd. 13, S. 314–322, 2010.
- [6] M.-P. Cani, D. Bourguignon, *Controlling Anisotropy in Mass-Spring Systems*, In: Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation (EGCAS) 2000, Seiten 113-123, Springer-Verlag, 2000
- [7] G. Bianchi, B. Solenthaler, G. Székely, M. Harders, *Simultaneous Topology and Stiffness Identification for Mass-Spring Models Based on FEM Reference Deformations*, In: MICCAI 2, Seiten 293-301, 2004