

# KRANKHEITSFALLSPEZIFISCHE ORGANMODELLE FÜR DIE INTERAKTIVE CHIRURGIESIMULATION

M.Sc. Simon Adler, Dipl.-Ing. Tobias Mönch, Dr.-Ing. Rüdiger Mecke, Prof. Bernhard Preim, Dr.-med. Cora Wex, Dr. Felix Ritter

## 1 Motivation

Chirurgiesimulatoren bekommen einen immer größeren Stellenwert zur Ergänzung der Ausbildung von Chirurgen. Durch die Simulation können neue Operationsmethoden und -techniken patientenfern trainiert werden. Während Chirurgiesimulatoren im Bereich der Zahnmedizin bereits im Einsatz sind, stellen Simulatoren in der Viszeral- und Gefäßchirurgie eine neue Entwicklung dar. Während erste Simulatoren die echtzeitfähige Deformationssimulation und Interaktion fokussierten bestehen heutige Herausforderungen in einer möglichst realistischen Visualisierung sowie in der patientenspezifischen Simulation auf Basis von Patientendaten der medizinischen Bildgebung.

Damit der Chirurg durch das Training optimal unterstützt werden kann, müssen möglichst Szenarien vorliegen, die sowohl den Anforderungen von Anfänger, als auch denen erfahrener Chirurgen entsprechen.

Der Beitrag stellt eine Methode vor, um aus patientenspezifischen Modellen krankheitsfallspezifische Trainingsszenarien zu erstellen. Hierbei wird der Fokus auf die Leber gesetzt, die besonders häufig von Metastasen betroffen ist und daher häufig das Zielorgan minimalinvasiver Eingriffe ist.

## 2 Verwandte Arbeiten

Chirurgiesimulatoren stellen bereits in verschiedenen Bereichen der Medizin einen großen Wert in der Ausbildung dar. Simulationssysteme, die direkt auf Daten der medizinischen Bildgebung basieren, haben hier bereits früh den Einzug in die Praxis gefunden. Die Simulation von Knochenstrukturen und ihrem Abtrag erfordert dort keine rechenaufwendige Physiksimulation und Diskretisierung der medizinischen Bilddaten (1). Für die Simulation von weichem Gewebe für die Viszeral- und Gefäßchirurgie wurde in (2) bereits 1994 ein erster CAD-basierter Chirurgiesimulator vorgestellt, der auf manuell erstellten geometrischen Modellen basierte. In (3) wurden Methoden zur Simulation des Gewebeverhaltens von Organen untersucht, die erstmals die Kriterien interaktiver Echtzeitsimulationen erfüllten. Ähnliche Ansätze wurden später ebenfalls in (4) verwendet, wobei erstmals zusätzlich Eigenschaften der inneren Gefäße wie der Puls oder Blutungen durch die Verletzung von Gefäßen berücksichtigt wurden.

In (5) wurden durch Pincinbono et. al. Haptikgeräte für die Chirurgiesimulation verwendet, wobei eine Extrapolation der ausgegebenen Kräfte erfolgte, um den Realismus zu erhöhen, da die Wiederholraten für die haptische Simulati-

on höher sind (1kHz), als bei der ihr zur Grunde liegenden physikbasierten Simulation (200Hz). Für eine realistische Haptik ist eine möglichst realistische physikbasierte Deformationssimulation erforderlich, so dass die Ansätze von Pincinbono et. al. in (6) um linear anisotropische Deformationen erweitert wurde. Delingette et. al. erweiterten die Chirurgiesimulation und kombinierten in (7) hybrid elastische Modelle mit Schnitten. Schnitte sind eine besondere Herausforderung, da sie topologischen Änderungen in den geometrischen Modellen entsprechen, die Auswirkungen auf die Deformationssimulation, die Kollisionserkennung und geometrische Struktur haben.

Heutige kommerzielle Chirurgiesimulatoren für den Bereich der Weichgewebe sind zum Beispiel das LapVR System der Firma Immersion (8) oder die LapMentor Produktlinie der Firma Symbionix (9). Die Systeme ermöglichen das Training von einfachen Koordinationsübungen bis zu chirurgischen Eingriffen in verschiedenen Bereichen. Dort sind nur wenige Krankheitsausprägungen verfügbar mit denen trainiert werden kann. Visuelle Einschränkungen durch Rauch beim Koagulieren oder Sichtbeschränkungen durch stärkere Blutungen werden bisher ebenfalls noch nicht berücksichtigt.

Die Softwarebibliothek SOFA (Simulation Open Framework Architecture) (10) stellt die erste modularisierte Möglichkeit dar, eine Chirurgiesimulation zu erstellen.

## 3 Methode

Der Beitrag stellt im Folgenden eine Methode vor, um krankheitsfallspezifische Simulationsmodelle zu erstellen, durch die Trainingsszenarien zur Verfügung gestellt werden können, die den entsprechenden Trainingsbedürfnissen angepasst werden können. Wir fokussieren auf die Simulation der Leber, die als größte Drüse des menschlichen Körpers häufig von Krebserkrankungen betroffen und das zentrale Organ des Stoffwechsels ist (11).

Tumoren haben häufig eine runde Ausprägung und infiltrieren das umliegende Gewebe. Sie verdrängen in Ihrem Wachstum Gefäße und können so die Blutversorgung innerhalb des Organs stören. Bei späterem Krankheitsfortschritt unterscheiden sich maligne (böartige) und benigne (gutartige) Tumore. Maligne Tumore bilden häufig Metastasen und ihre Abgrenzung zu dem Organgewebe wird im späteren Wachstum diffus. Im weiteren Wachstum verdrängen sie nicht nur innere Strukturen sondern können diese durchwachsen und auch die Organgrenzen überschreiten, so dass ein maligner Lebertumor auf die benachbarte Gallenblase übertreten kann.

### 3.1 Generierung der Ausgangsmodelle

Für eine patientenspezifische Chirurgesimulation muss die geometrische Repräsentation der Organe, Gefäße und Strukturen aus der medizinischen Bildgebung gewonnen werden. Die Computertomographie (CT) und die Magnetresonanztomographie (MRT) erstellen äquidistante Schichtbilder des menschlichen Körpers. Dieser Volumendatensatz bildet die Basis für die geometrischen Modelle. Hierfür werden die relevanten anatomischen Strukturen, für die ein geometrisches Modell zu erstellen ist, von den anderen Strukturen abgegrenzt. Insbesondere im Bereich der Operationsplanung ist diese Segmentierung häufig aufwendig und erfolgt meist manuell oder halbautomatisch (12)(13). Während bei der Simulation von festem Gewebe direkt mit diesem Volumendaten interagiert werden kann, müssen für Weichgewebesimulationen diskrete geometrische Modelle erstellt werden. Die relevanten Strukturen werden aus den Volumendaten segmentiert und in Dreieck- oder Tetraedernetze überführt, die in der physikbasierten Simulation verwendet werden können. Das Segmentieren dieser Strukturen ist aufwendig, da sich die anatomischen Strukturen in der medizinischen Bildgebung häufig nur gering in ihren Grauwerten unterscheiden.

Als Basis für interaktive Simulationsmodelle können segmentierte Strukturen aus medizinischen Planungssystemen verwendet werden(14), die jedoch häufig in der geometrischen Komplexität reduziert werden müssen. In Planungssystemen werden häufig Dreiecksnetzwerke für die Modelle von Organen und Tumoren verwendet, während Gefäße durch Skelette repräsentiert werden. In der interaktiven Echtzeitsimulation müssen nicht nur die Oberflächen der Strukturen beschrieben werden, sondern auch ihr Volumen. Physikalische Simulationsmodelle, wie die finite Elemente Methode (FEM) oder Feder-Masse Systeme (FMS) verwenden geometrische Primitive wie Tetraeder, Dreiecke oder Kanten (Simplizes) zur Bestimmung auftretender Kräfte bei einer Verformung. Die Simulation von Organen erfolgt häufig mit Tetraedermodellen, die aus den Dreiecksnetzwerken der Planungssysteme approximiert werden können (15).

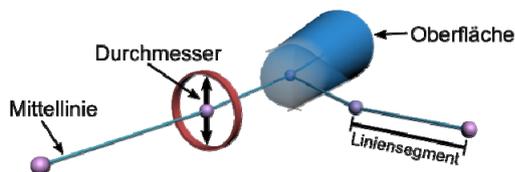


Abbildung 1: Die Mittellinie aus Liniensegmenten und Durchmesserangaben beschreibt ein Gefäß. Eine Oberfläche wird zur realitätsnahen Visualisierung benötigt.

Volumenmodelle aus Tetraedern sind nicht für die Simulation von Gefäßen geeignet, da bei diesen feinen und oft

verzweigten Strukturen eine zu hohe Anzahl von Tetraedern notwendig wäre, um ihre Form abzubilden. Anstatt Tetraeder zu verwenden, wird die Mittellinie der Gefäße bestimmt. Mittellinien werden in der Computersimulation als miteinander verbundene Liniensegmente beschrieben. Gefäße können ihre Mittellinie beschreiben, wenn für jeden Punkt der Mittellinie der Gefäßdurchmesser bekannt ist (Abbildung 1). Die physikbasierte Simulation eines Gefäßes kann auf Basis des Skelettes realisiert werden. Hierbei wird die Oberflächenrepräsentation zur Visualisierung mit der Anordnung der Skelettstruktur synchronisiert. Die Oberflächenrepräsentation kann ebenfalls aus der Skelettrepräsentation generiert werden, die dann nicht so stark den Artefakten (Stufenbildung) der medizinischen Bildgebung unterliegt.

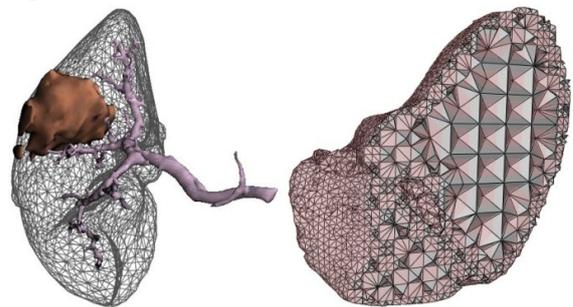


Abbildung 2: Der Tumor (braun) wird als Oberflächegeometrie aus Dreiecken beschrieben, die Gefäße (violett) als Skelettstruktur und die Leber aus einem Tetraedernetz, das die Stabilität des Volumens bei der physikbasierten Simulation gewährleistet.

Für die weitere Beschreibung wird im Folgenden als Organmodell der Leber ein Tetraedernetz, für das Gefäßmodell eine Skelettrepräsentation und für Tumore eine Oberflächenbeschreibung aus Dreiecken (Abbildung 2) verwendet.

### 3.2 Kombination patientenspezifischer Modelle

Um krankheitsfallspezifische Modelle zu erzeugen, können entweder manuell generierte Läsionen in die organischen Modelle integriert werden oder patientenspezifische Geometrien verschiedener Patienten mit einander kombiniert werden. Um ein realistisches krankheitsfallspezifisches Trainingsszenario zu erstellen, wird das gesunde Organ eines Patienten mit den dazugehörigen Gefäßen durch eine Krankheitsausprägung eines anderen Patienten erweitert.

Die Organgeometrie entspricht einem Tetraedernetz, das für die Deformationssimulation verwendet wird, wobei das physikalische Verhalten des Gesamtmodells durch die physikbasierte Simulation der Tetraeder erreicht. Wenn in das Gewebe eines gesunden Organmodells ein Tumor integriert wird, dann müssen in diesem Bereich die Gefäße verschoben werden und die physikalischen Eigenschaften der betroffenen Tetraeder angepasst werden, da Tumoren zu einer Gewebeverhärtung führen.

Das geometrische Modell eines Tumors wird daei innerhalb des Organmodells platziert, wobei das entsprechende Gefäßskelett ebenfalls durch den Tumor überlagert wird. Das Tumormodell, das aus anderen patientenspezifischen Daten gewonnen wurde als das Organmodell, kann entsprechend den Anforderungen an das angestrebte Trainingszenario variiert werden. Für ein Basistraining von Anfängern kann ein kleiner Tumor solitär am Rand der Leber platziert werden, wo er durch einen einfachen chirurgischen Eingriff virtuell entfernt werden kann. Für das Training erfahrener Chirurgen ist eine zentralere Position eines größeren Tumors möglich, der entsprechend schwieriger zu entfernen ist.

### 3.3 Anpassen des Gefäßskeletts

Die Leber wird von drei Gefäßstäben durchzogen. Die Leberarterie und Lebervene bilden den Blutzufluss und -abfluss in die Leber, während die Portalvene das Blut aus Darm, Magen, Milz und Gallenblase in die Leber transportiert (16). Um diese Gefäße durch einen Tumor zu verschieben, müssen die Liniensegmente der Skelette flexibel verschoben werden, so dass die Länge der einzelnen Segmente erhalten bleibt. Jedes Skelett besteht aus  $N$  Liniensegmenten. Jedes Liniensegment  $\vec{e}_j$  mit  $j \in N$  wird durch die Eckpunkte  $\vec{v}_j^0$  und  $\vec{v}_j^1$  beschrieben (Gl. 1). Aus der Differenz zwischen der aktuellen Länge  $|\vec{e}_j|$  und der Ruhelänge  $l_j^0$  des Segmentes werden die Verschiebungsvektoren  $\vec{u}_j^0$  und  $\vec{u}_j^1$  in Gl.2 und Gl.3 bestimmt, durch die die Ruhelänge erhalten werden kann.

$$(1) \quad \vec{e}_j = \vec{v}_j^1 - \vec{v}_j^0$$

$$(2) \quad \vec{u}_j^1 = -\frac{1}{2}(|\vec{e}_j| - l_j^0)\hat{e}_j$$

$$(3) \quad \vec{u}_j^0 = +\frac{1}{2}(|\vec{e}_j| - l_j^0)\hat{e}_j$$

Da der Tumor nur einen Teil der Gefäße beeinflusst, müssen die Eckpunkte bestimmt werden, die sich innerhalb des Tumors befinden. Für jeden Eckpunkt  $\vec{v}_i$  des Gefäßskelettes wird der Oberflächenpunkt  $\vec{p}_i$  mit dem kürzesten euklidischen Abstand nach (17) bestimmt. Mit der Oberflächennormale  $\vec{n}_i$  wird  $\tau(\vec{v}_i)$  in Gl. 4 bestimmt und kennzeichnet, wie der Eckpunkt zur Tumorgeometrie lokalisiert ist (Gl. 5).

$$(4) \quad \tau(\vec{v}_i) = (\vec{v}_i - \vec{p}_i)\vec{n}_i$$

$$(5) \quad \tau(\vec{v}_i) \begin{cases} < 0 & \text{außerhalb} \\ = 0 & \text{auf Oberfläche} \\ > 0 & \text{innerhalb} \end{cases}$$

Für alle Vertices, die sich in der Tumorregion befinden ( $\tau(\vec{v}_i) \geq 0$ ), wird ein gemeinsamer Verschiebungsvektor bestimmt, um zu gewährleisten, dass die Gefäßstruktur aus der Tumorregion bewegt werden kann.

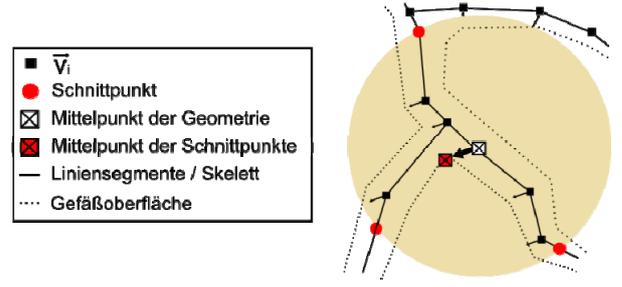


Abbildung 3: Die Gefäße durchqueren den Tumor (gelb). Die Oberfläche der Gefäße kann das Tumorgeewebe durchdringen, obwohl die Liniensegmente vollständig außerhalb liegen.

Zur Bestimmung dieses Verschiebungsvektors, werden die Schnittpunkte zwischen dem Gefäßskelett und der Tumoroberfläche bestimmt. Eine Liniensegment wird von der Tumoroberfläche geschnitten, wenn  $\tau(\vec{v}_j^0) \cdot \tau(\vec{v}_j^1) < 0$  gilt. Durch das Gewicht  $\alpha$  (Gl. 6) wird der entsprechende Schnittpunkt  $\vec{c}_j$  des Liniensegmentes  $\vec{e}_j$  durch lineare Interpolation (Gl. 7) bestimmt.

$$(6) \quad \alpha(\vec{e}_j) = \frac{\tau(\vec{v}_j^0)}{\tau(\vec{v}_j^1) - \tau(\vec{v}_j^0)}$$

$$(7) \quad \vec{c}_j = (1 - \alpha)\vec{v}_j^1 + \alpha\vec{v}_j^0, \text{ wenn } \alpha \in [0,1]$$

$$(8) \quad \vec{u} = \frac{1}{N} \sum \vec{c}_j - \vec{c}_T$$

Der Mittelpunkt der Schnittpunkte  $\vec{c}_j$  (rot dargestellt in Abbildung 3) wird durch deren arithmetisches Mittel ihrer Positionen bestimmt. Der Abstandsvektor zwischen diesem Mittelpunkt und dem Mittelpunkt der Tumorgeometrie  $\vec{c}_T$  wird als einheitlicher Verschiebungsvektor  $\vec{u}$  für die Vertices des Gefäßskelettes innerhalb der Tumorregion verwendet (Gl. 8).

Die Verschiebung der Gefäße erfolgt iterativ, wobei ein Vertex immer in Richtung des Verschiebungsvektors verschoben wird. Anschließend erfolgt die Korrektur der Kantenlängen (siehe Gl. 1 - Gl. 3), wodurch die Gefäßstruktur dynamisch aus dem Tumorbereich herausbewegt wird. Während der Verschiebung ist zu jedem Vertex  $\vec{v}_i$  des Gefäßskelettes zusätzlich der entsprechende Gefäßradius  $r_i$  zu berücksichtigen. Das Volumen der Gefäße kann sich noch immer innerhalb der Tumorregion befinden ( $\tau(\vec{v}_i) + r_i \geq 0$ ), wenn die Vertices sich bereits außerhalb befinden ( $\tau(\vec{v}_i) < 0$ ). In diesem Fall wird der direkte Abstand zwischen dem Vertex und dem nächst gelegenen Punkt auf der Tumoroberfläche als Verschiebungsvektor verwendet (Gl. 9), dargestellt am oberen Gefäßast in Abbildung 3.

$$(9) \quad \vec{u}_i = (\vec{v}_i - \vec{p}_i) / |\vec{v}_i - \vec{p}_i|$$

Die Schrittweite entlang der Verschiebungsvektoren wird relativ zum Durchmesser der Tumorgeometrie bestimmt. Für die Berechnung des Durchmessers, wird hierbei die Länge der Diagonalen des achsenorientierten Grenzvolumens

mens verwendet. Die Verschiebung ist erst dann abgeschlossen, wenn das Gefäßvolumen sich über mehrere Iterationen außerhalb der Tumorregion befindet. Die Korrektur der Kantenlängen führt zu einer Bewegung der Vertices entlang der Liniensegmente und damit unter Umständen in Richtung der Tumorregion.

### 3.4 Abbildung maligner Tumore

Das bisherige Verfahren (Abschnitt 3.3) beschreibt, wie Gefäße vollständig aus der Tumorregion verdrängt werden können, was dem Verhalten eines benignen Tumors entspricht. Maligne Tumore verschieben nur am Beginn ihres Wachstums die Gefäße. In späteren Phasen durchdringen sie andere Gewebestrukturen und wachsen durch die Gefäße hindurch, so dass die Gefäße nur in einem begrenzten Maß verschoben werden. Um dieses Verhalten abzubilden, wird der Verschiebungsvektor mit  $\beta \in [0,1]$  gewichtet, so dass der Fortschritt der Verschiebung durch Gl. (10) beschrieben wird.

$$(10) \quad \vec{v}_i(t + \Delta t) = \vec{v}_i(t) + \beta \vec{u}_i$$

Im ersten Zeitschritt erfolgt die Verschiebung mit  $\beta = 1$ , wodurch eine Verschiebung entsprechend eines benignen Tumors entsprochen wird. In jedem weiteren Zeitschritt  $\Delta t$  wird das Gewicht  $\beta$  verringert, so dass die Intensität der Verschiebung abnimmt. Der Vorgang der Verschiebung ist abgeschlossen, wenn alle Vertices des Gefäßbaumes die Tumorregion verlassen haben oder das Gewicht  $\beta$  den Wert 0 erreicht hat.

### 3.5 Anpassung der physikalischen Eigenschaften

Im Zusammenhang mit der Verschiebung der Gefäße erfolgt die Anpassung der physikalischen Parameter. Die Gefäße, der Tumor und das Organewebe unterscheiden sich hinsichtlich ihrer Materialeigenschaften und der Festigkeit des Gewebes.

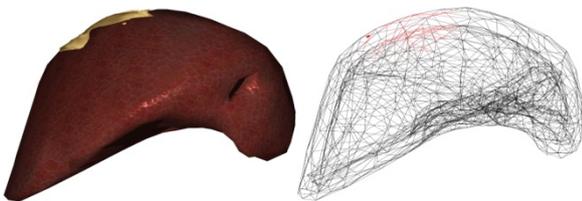


Abbildung 4: Oberflächendarstellung der Leber (links) mit gelb dargestelltem Tumor. Unterscheidung der Steife Werte (rechts): Tetraeder, die von dem Tumor beeinflusst werden sind rot dargestellt. Für eine bessere Darstellung wurde die äußere Tetraederschale visualisiert.

Für die Umsetzung der vorgestellten Methode werden zur Simulation Feder-Masse Modelle (Federsteife und -dämpfung) und finite Elemente Modelle (E-Modul, Poisson Verhältnis) zur Simulation verwendet. Nachdem die Verdrängung der Gefäße gemäß Abschnitt 3.3 bzw. 3.4 abgeschlossen wurde, werden die Parameter der inneren Strukturen auf die Tetraederstruktur des umliegenden Gewebes übertragen. Hierfür wird der Volumenanteil ermittelt um den eine innere Struktur einen Tetraeder der Organgeometrie überlagert. Der Tetraeder erhält dann anteilig die physikbasierten Parameter der infiltrierenden Struktur, so dass ein inhomogenes physikalisches Verhalten realisiert wird (Abbildung 4).

## 4 Ergebnisse

Dieser Beitrag stellt eine Methode vor, mit der erstmals patientenspezifische Merkmale von unterschiedlichen Patientendaten zu einem neuen krankheitsfallspezifischen Simulationsszenario zusammengeführt werden. Hierbei werden die Eigenschaften der infiltrierenden Tumoren und der inneren Strukturen berücksichtigt. Die Verschiebung der Gefäße durch die eingebrachte Tumorregion ermöglicht die zusätzliche Generierung realitätsnaher Szenarien, die auf das Trainingsvorhaben ausgerichtet sind. Während für erfahrene Chirurgen das patientenindividuelle Training für die Fortbildung von zentraler Bedeutung ist, ermöglicht die krankheitsspezifische Generierung von Trainingsszenarien das Training an Szenarien, die bisher noch nicht als patientenindividuelles Szenario zur Verfügung stehen.

In Abbildung 6 ist das Skelett mit einer Portalvene vor der Verschiebung dargestellt. Hierbei wird deutlich in welchem Umfang Gefäße von einer Infiltration betroffen sein können. Abbildung 5 stellt die Phasen der Verschiebung vergrößert dar. Initial wird der Tumor von den Gefäßen durchzogen (Abbildung 5, A). Zu Beginn der Verschiebung werden die Verschiebungsvektoren bestimmt (Abbildung 5, B) die für weit innen liegende Strukturen einheitlich sind. Bei der Verschiebung wird die Gefäßstruktur aus der Region bewegt (Abbildung 5, C) bis schließlich nur noch das Volumen der Gefäße und nicht deren Skelettstruktur in die Tumorregion eindringt (Abbildung 5, D). In (Abbildung 5, E) ist das Resultat der Verschiebung dargestellt, in der die Tumorregion nur noch von den Gefäßen umschlossen wird.

## 5 Diskussion

In weiteren Arbeiten werden Methoden untersucht, um Tumoren innerhalb des Zielorgans zu generieren, ohne hierfür eine segmentierte Tumorgeometrie zu verwenden. Diese Ansätze erfordern jedoch das Tumorstadium durch Regeln zu beschreiben, um ein möglichst realistisches Tumorstadium zu ermöglichen. Die Generierung der krankheitsfallspezifischen Szenarien bildet eine Ergänzung zur

Anbindung an medizinische Planungssysteme und an die direkte Verarbeitung der medizinischen Bilddaten, die den Schwerpunkt weiterer Betrachtungen darstellen. Insbesondere für Chirurgen in der Ausbildung bildet das vorgestellte Verfahren einen direkten Einstieg mit realitätsnahen Szenarien.

Weiterhin sollen Verfahren entwickelt werden, Tumoren durch die Vorgabe einer TNM-Klassifikation zu platzieren. Die TNM-Klassifikation beschreibt das Stadium eines Tumors hinsichtlich seiner Größe, der Ausprägung und Lokalisation von Metastasen. Es soll ermöglicht werden automatisierte Trainingsszenarien auf Basis der Klassifikation zu erzeugen, da sie einen medizinischen Indikator für die Schwere eines Eingriffs darstellt.

## 6 Danksagungen

Die Arbeiten an dieser Veröffentlichung wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes ViERforES (<http://vierfores.de>, Förderkennzeichen 01Mo8003) finanziert.

Wir danken dem Fraunhofer Institut MeVis für die Zurverfügungstellung der Organmodelle und Gefäßskelette.

## 7 Literatur

1. **Lemke, Rüdiger, Petersik, Andreas and Pflesser, Bernhard.** A dental simulator prototype for preclinical skills training. [ed.] Program Syllabus. *International Meeting on Simulation in Healthcare (IMSH)*. Januar 23-27, 2010, p. 176.
2. **Kühnapfel, U., Cakmak, H. und Hübner, M.** CAD-based simulation and modelling for endoscopic surgery. Institut für angewandte Informatik, Kernforschungszentrum, Karlsruhe. Berlin : s.n., 1994.
3. **Cotin, S., Delignette, H. und Ayache, N.** Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transaction on Visualization and Computer Graphics*. 1999, Bd. 1, 5, S. 62-73.
4. **Kühnapfel, U., Cakmak, H. und Mass, H.** Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation. *Computers & Graphics*. 2000, 24, S. 671-682.
5. **Picinbono, G., Lombardo, J.-C. und Delingette, H.** Anisotropic Elasticity and Force Extrapolation to Improve Realism of Surgery Simulation. 2000, S. 596-602.
6. —. Improving Realism of a Surgery Simulator: Linear Anisotropic Elasticity, Complex Interactions and Force Extrapolation. 2000, Vol. 13, pp. 147-167.
7. **Delingette, H., Cotin, S. und Ayache, N.** A Hybrid Elastic Model allowing Real-Time Cutting, Deformations and Force-Feedback for Surgery Training and Simulation. 1999, S. 70.
8. **Immersion Corporation.** Immersion Corporation. *Immersion Corporation*. [Online] 23. Mai 2010. [Zitat vom: 23. Mai 2010.] <http://www.immersion.com>.
9. **Simbionix.** Simbionix. *Simbionix, medical training simulators and clinical devices for MIS*. [Online] 23. Mai 2010. [Zitat vom: 23. Mai 2010.] <http://www.simbionix.com>.
10. **Allard, J., Cotin, S. und Faure, F.** SOFA - an Open Source Framework for Medical Simulation. *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR 15)*. 2007.
11. **Middelani, I, Liehn, M. und Steinmüller, L.** *OP-Handbuch - Grundlagen, Instrumentarium, OP-Ablauf*. [Hrsg.] R. Döhler. Hamburg : Springer-Verlag, 1995. ISBN 3-540-58123-5.
12. **Lehmann, T., Oberschelp, W. und Pelikan, E.** *Bildverarbeitung für die Medizin*. Aachen : Springer Verlag, 1997.
13. **Schenk, A., Prause, G. und Peitgen, H.-O.** Optimierte Semi-automatische Segmentierung von 3D-Objekten mit Live Wire und Shape-Based Interpolation. *Bildverarbeitung für die Medizin (BWM)*. 2001, S. 202-206.
14. **MeVis . Fraunhofer MeVis und MeVis AG.** [Online] 2010. [Zitat vom: 25. Mai 2010.] <http://www.mevis.de/>.
15. **Adler, S., Mecke, R. und Wex, C.** Effiziente Datenstrukturen für Schnitte in dynamische Organmodelle. [Hrsg.] H. Hauser, S. Strassburger und H. Theisel. *Simulation and Visualization 2008*. s.l. : SCS Publishing House, 2008, S. 295-308.
16. **Beckmann, I.-A.** *Krebs der Leber und Gallenwege*. [Hrsg.] Deutsche Krebshilfe. Die blauen Ratgeber. s.l. : Deutsche Krebshilfe, 2008. Bd. 15. ISSN 0946-4816.
17. **Preim, B., Tietjen, C. und M., Hindennach.** Integration automatischer Abstandsberechnungen in die Interventionsplanung. *Bildverarbeitung für die Medizin*. Informatik Aktuell, 2003, S. 259-263.
18. **Hagens, G.v. und Whalley, A.** *Ausstellungskatalog: Körperwelten - Die Faszination des Echten*. [Hrsg.] Institut für Plastination. 2000. Bd. 10.

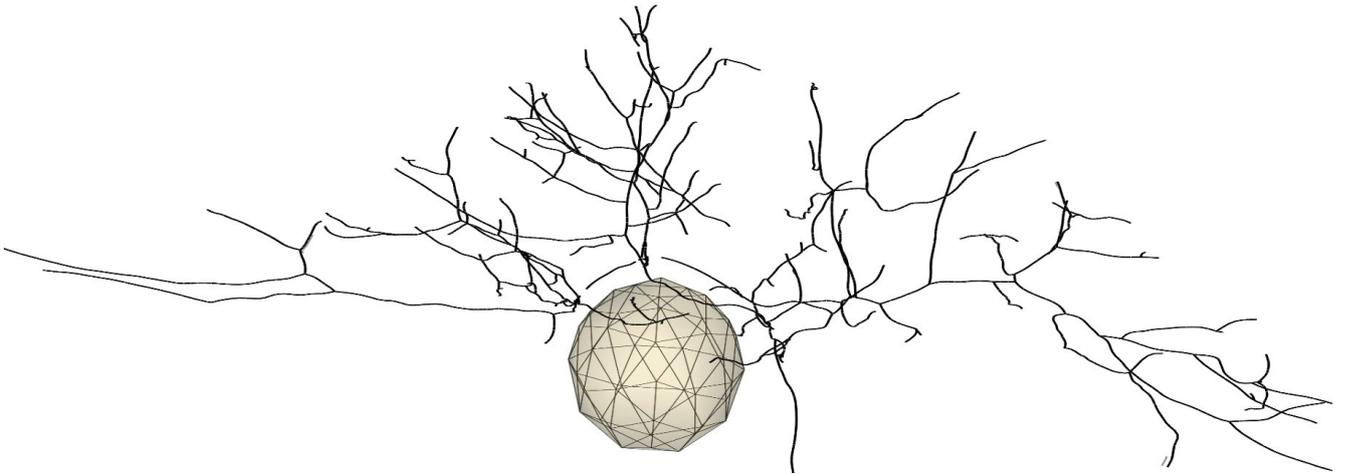


Abbildung 6: Gefäßbaum nachdem die Gefäßäste, die von der Tumorregion betroffen waren verschoben wurden

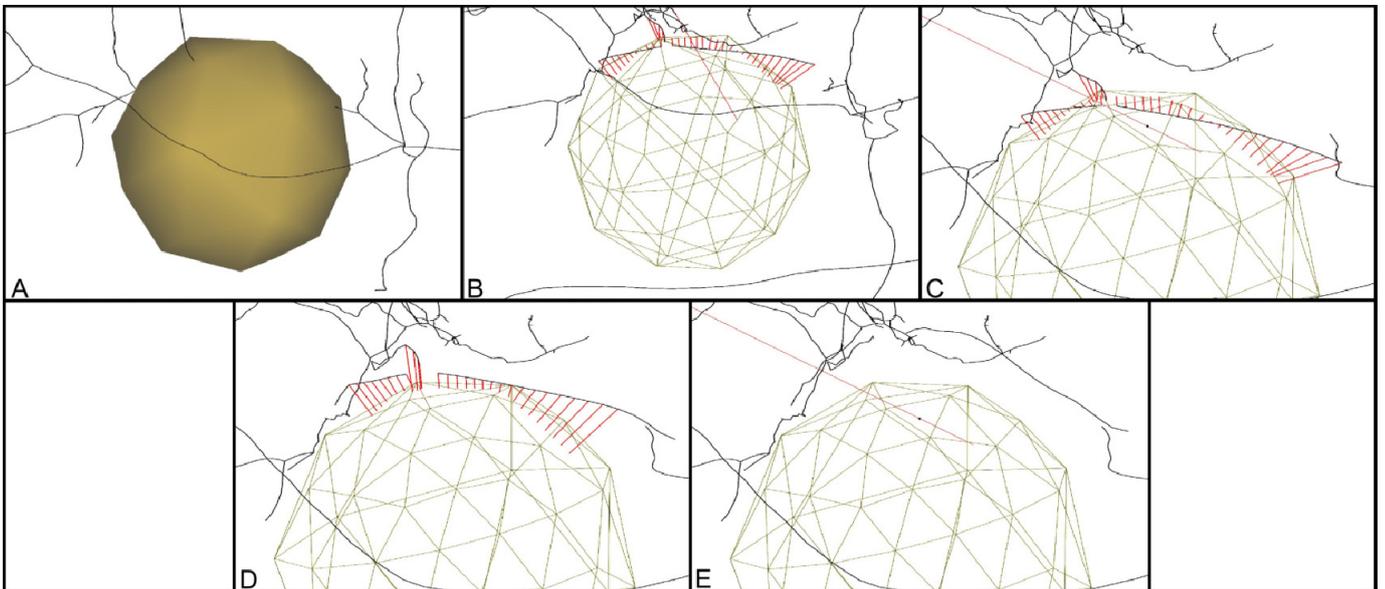


Abbildung 5: Phasen der Verschiebung - In der Ausgangssituation durchqueren die Gefäße den Tumor (A); Im ersten Schritt werden die Verschiebungsvektoren bestimmt (rot, B); Fortschreitend verlässt das Gefäß die Tumorregion (C); Obwohl alle Gefäßskelette die Region verlassen haben ist die Verdrängung nicht abgeschlossen. Das Gefäßvolumen befindet sich noch anteilig in der Tumorregion (D); Ergebnis der Verschiebung (E)