

Session 7

Training

Operationsmodelle des menschlichen Felsenbeines zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen

U. Vorwerk¹, C. Hahne¹, K.-H. Grote², F. Klink², H. Hessel³, H. Paukisch⁴ und M. Skalej⁴

¹ Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

² Institut für Maschinenkonstruktion, Fakultät für Maschinenbau, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

³ Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, Hannover, Germany

⁴ Klinik für Neuroradiologie, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

Kontakt: ulrich.vorwerk@med.ovgu.de

Abstract:

Mikrochirurgische Präparationsübungen sind in der otochirurgischen Ausbildung unerlässlich. Für die umfangreichen erforderlichen Präparationsschritte bis hin zur Cochleostomie stehen nicht ausreichend humane Felsenbeinpräparate zur Verfügung. Dies macht die Entwicklung neuer anatomischer Faksimilemodelle (AFM) des Os temporale mit seinen diffizilen Binnenstrukturen erforderlich. Mit der Herstellung originalgetreuer Modellstrukturen des Felsenbeines durch Rapid-Prototyping-Verfahren ist es gelungen, auch die sehr kleinen Hohlraumstrukturen des Innenohres (Cochlea, Bogengänge) nachzubilden. Alle Hohlraumstrukturen des Felsenbeines, auch die des Mittelohres, sind ohne festes Supportmaterial konstruiert. Dies ermöglicht z. B. auch das Einführen von CI-Elektroden in die Cochlea. Durch die Anwendung moderner Rapid-Prototyping-Technologien sind beliebig viele identische Modelle einer Originalvorlage realisierbar. Die Präparationsschritte und die Materialeigenschaften entsprechen denen von Originalpräparaten.

Schlüsselworte:

Felsenbeinmodell

Cochlear-Implant-Operation

Os temporale

Rapid Prototyping

Felsenbeinpräparation

1 Problem

Cochlear-Implant-Operationen (CI) haben sich in den letzten 20 Jahren zur Behandlung der cochleären Taubheit weltweit durchgesetzt. Der für die Implantation notwendige operative Vorgang setzt fortgeschrittene Operationskenntnisse im Bereich des Felsenbeines (Warzenfortsatz und Mittelohr) voraus. Die OP besteht im Wesentlichen aus der Schaffung eines mechanischen Zugangs zur Hörschnecke (Cochlea), einem Hohlraum im Felsenbein (Teil des Schädelknochens im Bereich des Ohres), durch eine hochpräzise Fräsung und Bohrung mit einer Genauigkeit im sub-mm-Bereich und dem Einbringen eines sehr dünnen, spiralförmigen Elektrodenträgers in den Hohlraum der Hörschnecke. Der operative Zugang zur Hörschnecke muss dabei über den Warzenfortsatz (Mastoid) und das Mittelohr erfolgen.

Trainingskurse dafür stehen nur ungenügend zur Verfügung [3,10]. Dies ist unter anderem durch fehlende humane Felsenbeinpräparate (Leichenpräparate) zum OP-Training begründet [4,6]. Auf dem Markt werden Gips-Kunststoffmodelle des Felsenbeines angeboten [5]. Diese sind jedoch für eine CI-Operationssimulation nicht geeignet, da diese Modelle technologiebedingt keine freien Hohlräume aufweisen, was ein Einführen des Elektrodenträgers unmöglich macht [10]. Außerdem entspricht das verarbeitete Material nicht den biomechanischen Eigenschaften von Knochen. Die Trainingseffekte durch ein geeignetes Modell sind jedoch insbesondere für Anfänger im Hinblick auf anatomische Anomalien oder Zustände nach Frakturen etc. zu betonen [7,10].

Es bestand also die Aufgabe, echte Felsenbeinfaksimile herzustellen, die das Hohlraumssystem des cochleovestibulären Apparates (Hörschnecke) möglichst originalgetreu wiedergeben und das Einführen des Elektrodenträgers ermöglichen. Die nachempfundene knöcherne Struktur des Felsenbeines muss dabei ebenfalls dem Originalbefund bezüglich Morphologie und mechanischer Eigenschaften (weitgehend) entsprechen. Gipsmodelle sind dazu definitiv nicht geeignet.

2 Methoden

Für die vorliegenden Modelle erfolgte die Datenaquise über einen Toshiba-CT (Aquilion 16) mit einer Rohdaten-Schichtdicke von 0,5 mm. Als primäres Objekt dienten Patienten-CT-Datensätze des Felsenbeines, die im Rahmen von Cochlear-Implant-Operationen erhoben wurden. Des Weiteren wurden humane Felsenbeinpräparate aus einer historischen Kliniksammlung, die noch nicht präpariert wurden, im CT gescannt. Eine besondere Selektion des Ausgangsmaterials erfolgte nicht. Bereits über die Software der meisten CT-Scanner ist eine 3D-Animation möglich. Die so gewonnenen Datensätze wurden mit der medizinischen Bildverarbeitungssoftware (Segmentierungssoftware) Mimics der Fa. Materialise in spezielle Datenfiles, sogenannte STL-Files, für Rapid-Prototyping-Verfahren umgeschrieben. Hier war eine manuelle Schicht für Schicht Nachbearbeitung der einzelnen CT-Schnitte erforderlich, um optimale Voraussetzungen für die 3-dimensionale Herstellung der Faksimilemodelle zu gewährleisten. Dieser Herstellungsschritt ist nicht genormt und entscheidet wesentlich über die Güte und Genauigkeit der später zu bauenden Hohlraumstrukturen. Mittels einer stereolithografischen Rapid-Prototyping-Technologie, welche das Verarbeiten von lichtempfindlichen Polymeren (Kunstharnen) erlaubt, wurde nun ein 3-dimensionales Faksimilemodell der originären Knochenstruktur des humanen Felsenbeines erreicht (Abb. 1) [10, 11]. Die Herstellung der AFM erfolgte auf einer Stereolithografieanlage der Firma 3D-Systems GmbH. Die Schichtdicke betrug 0,05 mm. Durch unterschiedliche Belichtungszeiten sind verschiedene Materialeigenschaften wie zum Beispiel differierende Sprödigkeit des Modellmaterials erreichbar. In der vorliegenden Arbeit wurden dazu keine weiteren Untersuchungen gemacht.

3 Ergebnisse

Nach Durchführung der CT-Scans erfolgte eine Objektbegrenzung mit Hilfe der CAD Segmentierungssoftware. Dies wurde durch eine Beschneidung des 3D-Datensatzes auf die relevanten körperlichen Strukturen erreicht. Es ist somit möglich, ein auf die operativen Bedürfnisse zugeschriebenes, im Vergleich zum Original körperlich reduziertes Kunstharzmodell (Abb. 1) zu bauen.

Da zurzeit mittels CT nur knöcherne Strukturen erfasst werden können, wird keine Trommelfellmembran modellhaft nachgebildet. Wünschenswert ist jedoch eine Orientierung an der Trommelfellebene beim Präparieren. Darum wurde im Rahmen der manuellen Bearbeitung in der Segmentierungssoftware ein „Quasi-Trommelfell“ rekonstruiert und im Kunstharzmodell realisiert. Allerdings ist dieses von gleicher Bauart und Konsistenz wie der übrige Knochen. Eine optimale räumliche Orientierung an der Trommelfellebene ist aber nun möglich.

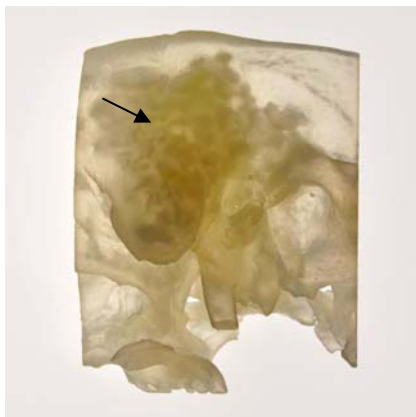


Abb. 1: exemplarische Felsenbeinfaksimile als Operationsmodell vor der Präparation (deutlich sind die Hohlraumstrukturen zu erkennen →)



Abb. 2: Präparationsschritt Mastoidektomie mit Darstellung der mastoidalen Zellstrukturen am Modell

Um die Detailgenauigkeit der nachgebildeten anatomischen Strukturen am Kunstharzmodell zu überprüfen, wurden die gleichen Präparationsschritte wie bei einer realen Operationspräparation vorgenommen, d. h. es erfolgte zunächst die Präparation der mastoidalen Strukturen mit dem Fräser wie bei einer Mastoidektomie im Rahmen einer Cochlear-Implant-Operation. Die Zellenstrukturen waren eindeutig und originalgetreu wiedergegeben (Abb. 2).

Anschließend wurde das Antrum dargestellt und die posteriore Tympanotomie durchgeführt (Abb. 3). Stapes und Ossikel sowie alle weiteren knöchernen Details des Mittelohres sind gut und originär abgebildet.

Die Fräseigenschaften entsprachen denen von mastoidalem Knochen eines erwachsenen Menschen. Alle Hohlraumstrukturen waren frei von festem Supportmaterial und problemlos zu präparieren. Die Modellpräparation erfolgte, wie in der Realität einer Operation, mit Hilfe eines Operationsmikroskopes.

Die großen Hohlraumstrukturen konnten demzufolge wie in den bereits 1998 beschriebenen Faksimilemodellen dargestellt werden. Durch Prozessoptimierung und Modifikation der Rapid-Prototyping-Technologien war es jedoch nun auch möglich, cochleäre Hohlraumstrukturen originalgetreu wiederzugeben. Dies wurde ebenfalls präparatorisch überprüft. Wie bei einer realen Cochlear-Implant-Operation erfolgte nun die Cochleostomie mit einem entsprechend kleinen Bohrer und die Eröffnung des cochleären Hohlraumes mit einem Stachel. Dies war vollkommen gleichermaßen wie bei einer realen Operation möglich. Nun war die Applikation einer Dummy-Elektrode (Nucleus 24 Contour Advance, Fa. Cochlear) problemlos möglich. Es erfolgte zuerst die Einführung mit dem Stilet und dann das Verschieben der Elektrode unter Entfernung des Stiletts. Der Elektrodenträger konnte vollständig appliziert werden (Abb. 3).

Durch das am Kunstharzmodell beschriebene mögliche Vorgehen konnte der freie cochleäre Hohlraum bewiesen werden. Das humane Felsenbeinfaksimilemodell ist somit als Präparations- und Übungsmodell zur Vorbereitung auf Cochlear-Implant-Operationen geeignet.



Abb. 3: Modellsitus unter dem OP-Mikroskop nach Einführung der CI-Elektrode (Fa. Cochlear) in die Cochlea am Operationsmodell

4 Diskussion

Rapid-Prototyping-Fertigungsprozesse, so zum Beispiel stereolithografische Methoden, bieten die Möglichkeit der komplexen 3-dimensionalen Fertigung komplizierter Hohlraumssysteme [2]. Angewendet auf die Herstellung von Felsenbeinfaksimiles konnte das exemplarisch bereits durch den Autor 1997/98 gezeigt werden [1, 8, 9]. Allerdings wurden in den damaligen Modellen keine freien cochleären Hohlräume erreicht.

Es bestand jetzt die Aufgabe, hochauflösende CT-Datensätze von humanen Felsenbeinen zu erstellen und in entsprechende stereolithografische Datensätze zu überführen. Mit diesen Files wurden durch ein stereolithografisches Rapid-Prototyping-Verfahren Faksimile-Modelle hergestellt.

Jetzt standen für derartige Aufgaben neue, moderne Generationen von CT-Scannern und Stereolithografieanlagen zur Verfügung, wodurch sich die Gelegenheit ergab, die gesammelten Erfahrungen neu aufzugreifen, um hochauflösende 3D-Strukturen zu realisieren.



Abb. 4: Dyna-CT eines Felsenbein AFM mit liegender CI-Elektrode

Mittlerweile können mit hochauflösenden Dyna-CT-Verfahren Auflösungen bis 60 µm erreicht werden. Diese Auflösung ist für die Fragestellung vollkommen ausreichend. Unsere weiteren Modellherstellungen nutzen diese Systeme bereits. Problematisch gestaltet sich nach wie vor der Segmentierungsprozess. Dieser ist manuell unter Nutzung eines entsprechenden Expertenwissens durchzuführen [10]. Automatisierte Abläufe haben nicht zum Erfolg geführt. Weiterführende Projekte sollen das Problem lösen. Die Einführung eines CI-Elektrodensträgers ist für das Vorhandensein des cochleären Hohlraumes beweisend. Abb. 4 zeigt ein hochauflösendes Dyna-CT mit liegender CI-Elektrode im Felsenbein-AFM im Sinne eines radiologischen Ergebnisaufweises. Diese Hohlräume sind das wesentliche Unterscheidungskriterium zu anderen Modelllösungen [5,6] und damit gleichzeitig Alleinstellungsmerkmal.

Mit dem beschriebenen Modell kann den Medizinerinnen und Operateuren nun ein Faksimile-Modell des knöchernen Felsenbeines angeboten werden, welches erstmals das Trainieren der kompletten CI-OP ermöglicht. Damit können die Risiken dieser OP deutlich gesenkt werden. Exakte Werte für den Anteil missglückter CI-OP's liegen leider nicht vor. Erfahrungsgemäß sind sie jedoch nicht zu vernachlässigen. Die durchschnittlichen CI-OP-Kosten betragen etwa 35.000 €. Das heißt, eine verbesserte OP-Vorbereitung im Sinne eines GCP-geforderten Trainings derartiger Eingriffe ist wirtschaftlich lohnend. OP-Fehler bzw. Fehlplatzierungen des Elektrodensträgers auf Grund von knöchernen Fehlbildungen oder durch unzureichende chirurgische Ausbildung führen zu einem Totalverlust des elektronischen Implantates (Kosten 25.000 €) und damit zu einer defizitären Bilanz der operierenden Einrichtung [4]. Weitere Probleme entstehen durch die fehlende Performance des Patienten im Hinblick auf zusätzliche Nachanpassung der Systeme, ggf. Reimplantationen und weiteren Folgekosten für die Krankenkassen. Es ist also im Interesse einer jeden Klinik, gut ausgebildete Operateure mit dem CI-Eingriff zu betrauen. Auch die Herstellerfirmen der Cochlear-Implant-Systeme haben ein originäres Interesse, dass die Operateure ihre CI-Systeme sicher operieren, da Implantatausfälle in diesem stark konkurrierenden Marktsegment extrem wettbewerbshemmend aufgenommen werden. Außerordentlich wichtig ist eine OP-Simulation vor dem Eingriff bei Patienten mit Fehlbildungen, da es sich hier um extrem veränderte anatomische Verhältnisse im Bereich des Ohres handeln kann, die die Operation signifikant erschweren. Dies trifft insbesondere auch auf Säuglinge und Kinder zu [10]. Das beschriebene Faksimilemodell des Felsenbeines bietet dafür und insbesondere auch für anatomisch schwierige Situationen optimale Trainingsmöglichkeiten [1, 8,9].

Das vorgestellte Modell ist weltweit bisher einzigartig. Ein Patent für das Faksimilemodell ist angemeldet.

5 Referenzen

1. Begall K, Vorwerk U (1998) Artificial petrous bone produced by stereolithography for microsurgical dissecting exercises. *ORL* 60:241-245
2. Gebhardt A (1996) Rapid Prototyping – Werkzeuge für die schnelle Produktentwicklung. Hanser, München Wien
3. Gurr A et al. (2009) Die Bedeutung von Präparationskursen in der HNO-Heilkunde. *Laryngo-Rhino-Otol* 88:789-792
4. Gurr A et al. (2010) Die Felsenbeine von Lamm und Schwein als Alternative in der HNO-chirurgischen Ausbildung. *Laryngo-Rhino-Otol* 89:17-24
5. Schneider G, Muller A (2004) Multicenterstudie zum Jenaer Felsenbeinmodell. *Laryngorhinootologie* 83:363-366
6. Schwager K, Gilyoma JM (2003) Keramisches Arbeitsmodell für Felsenbeinübungen – eine Alternative zum humane Felsenbein? *Laryngorhinootologie* 82:683-686
7. Suzuki M et al. (2004) Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. *Acta Otolaryngol* 124:400-402
8. Vorwerk U et al. (1997) Herstellung identischer Felsenbeinmodelle für Klinik und Forschung durch Rapid-Prototyping-Verfahren. *Otorhinolaryngol Nova* 7:178-183
9. Vorwerk U, Begall K (1998) Präparierübungen am künstlichen Felsenbein. Herstellung von Felsenbeinfaksimiles durch Stereolithographie. *HNO* 46:246-251
10. U. Vorwerk, C. Beyer, K.-H. Grote, C. Arens und W. Vorwerk (2011) Die Realisierung von anatomischen Felsenbeinfaksimilemodellen mit cochleären Hohlraumstrukturen. *Laryngorhinootologie*, in press
11. U. Vorwerk Patentanmeldung (2011) Verfahren und Einrichtung zur Herstellung eines Operationsmodells eines Felsenbeins mit Hörschnecke und Labyrinth

Zum Problem der Erfassung und Bewertung biomechanischer Eigenschaften von Operationsmodellen (anatomischen Faksimilemodellen) bei Cochlear-Implant-Operationen

C. Hahne¹, M. Scheffler², G. Dietze², B. Karpuschewski³, J. Döring³, M. Kappa⁴, H. Hessel⁵ und U. Vorwerk¹

¹ Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde, Medizinische Fakultät, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

² Institut für Werkstoff- und Fügetechnik, Fakultät für Maschinenbau, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

³ Institut für Fertigungstechnik und Qualitätssicherung, Fakultät für Maschinenbau, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg, Germany

⁴ LS Füge- und Schweißtechnik, Fakultät Maschinenbau, Elektrotechnik und Wirtschaftsingenieurwesen, Brandenburgische Technische Universität Cottbus, Germany

⁵ Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG, Hannover, Germany

Kontakt: cornelia.hahne@med.ovgu.de

Abstract:

In der Ausbildung zum Facharzt für die Hals-Nasen-Ohrenheilkunde ist die Mikrochirurgie des Ohres ein fester Bestandteil. Da nicht ausreichend menschliche Felsenbeine für Präparierübungen zu Verfügung stehen, entwickelte unsere Arbeitsgruppe mittels Rapid-Prototyping-Verfahren Anatomische Faksimilemodelle (AFM) des menschlichen Ohrknochens. Die aus UV-sensitiven Harzen gefertigten Felsenbeinmodelle weisen ähnliche Hohlraumstrukturen wie die des Innenohrs auf (Cochlea, Bogengänge) und gestatten dadurch unter anderem das Erlernen von Cochlear-Implant-Operationen. Die Harze können durch variable Aushärtungsverfahren dem humanen Knochen in seinen biomechanischen Eigenschaften annähernd nachempfunden werden. So ermöglichen ähnliche Bohr- und Fräseigenschaften dem Operateur das Entwickeln von Fertigkeiten im Umgang mit mikrochirurgischem Instrumentarium. Gleichzeitig fördert die Originalität der AFM das Studium der anatomischen Struktur und der Orientierung an anatomischen Landmarken.

Schlüsselworte:

Anatomische Faksimilemodelle
Biomechanische Eigenschaften
Felsenbeinmodell
Cochlear-Implant-Operation
Rapid-Prototyping

1 Problem

In den letzten 20 Jahren haben sich Cochlear-Implant-Operationen zur Behandlung der cochleären Taubheit weltweit durchgesetzt. In Deutschland beläuft sich die Zahl auf etwa 1000 Implantationen jährlich. Beachtet man die demographische Entwicklung in Europa, so ist schon jetzt ein signifikanter Anstieg der CI-Operationen auf Grund der steigenden Anzahl hochgradig schwerhöriger Patienten im Alter festzustellen.

Im Rahmen der Facharztausbildung ist das Erlernen der Mikrochirurgie an anatomischen Modellen erforderlich, um ein nötiges topographisches Wissen zu erlangen und die Fingerfertigkeit zu schulen. Für diese Zwecke werden in der Regel humane Leichenpräparate herangezogen, die aber nicht in ausreichendem Maße zu Verfügung stehen [2,5]. Außerdem gibt es OP-Simulationsprogramme wie VOXELMAN oder Modelle aus Gipskunststoffgemischen bzw. Keramik, die auf Grund mangelnder Authentizität mit dem humanen Originalpräparat nicht konkurrieren können [3,4]. Gerade für Cochlear-Implant-Operationen ist ein Übungsmodell erforderlich, welches die physiologischen Hohlräume des Innenohres originalgetreu nachbildet.

Dies konnte durch Anatomische Faksimilemodelle (AFM) des menschlichen Felsenbeines durch unsere Arbeitsgruppe realisiert werden [8]. Ebenso entscheidend wie die anatomischen Strukturen sind für den Operateur jedoch auch die haptischen Eigenschaften des Operationsmodells. Dies betrifft insbesondere auch die Bohr- und Fräseigenschaften. Idealer-

weise sollten diese den Eigenschaften des menschlichen Knochens entsprechen. Dazu liegen jedoch bisher keine Daten vor. Es sollen in diesem Beitrag erste Ergebnisse der Erhebung biomechanischer Eigenschaften des Os temporale (Bohr- und Fräseigenschaften, Biege- und Brechverhalten, Elastizitätsmodul und Hohlraumstrukturen) im Vergleich zum Kunstharzmodell vorgestellt werden.

2 Methoden

Durch die Erhebung hochauflösender CT-Datensätze von humanen Felsenbeinen und deren Segmentierung mit Erstellung entsprechender STL-Datensätze können durch Rapid-Prototyping-Verfahren adäquate Faksimile-Modelle hergestellt werden.

Die Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften von humanem Knochen und AFM wurde durch folgende Methoden realisiert:

Die Bohr- und Fräseigenschaften wurden mit einer Deckel Maho DMU 60L 3-Achs Fräsmaschine untersucht. Diese besitzt eine Spindeldrehzahl von $20 - 18.000 \text{ min}^{-1}$ und Vorschubgeschwindigkeiten von $20 - 10.000 \text{ mm/min}$, was eine Simulation des intraoperativen Vorgehens ermöglicht.

Der Versuchsplan sieht vor, mit fünf verschiedenen medizinischen Fräsern, wie sie im OP genutzt werden, jeweils fünf Bohr- und fünf Umfangsfräsversuche durchzuführen. Die dabei entstehenden Kräfte in X-, Y- und Z-Richtung werden dabei mit einem Mehrkomponenten-Dynamometer vom Typ 9255B der Firma Kistler gemessen.

Die Versuche wurden für alle fünf Fräser mit einer der Fräsergröße angepassten Drehzahl und Vorschubgeschwindigkeit untersucht, um eine möglichst gute Vergleichbarkeit unter den Werkzeugen und auch unter den verschiedenen Materialien zu haben.

Das Biege- und Bruchverhalten der Proben testeten wir mit einem eigens dafür konstruierten Versuchsaufbau im Dreipunktverfahren (Maschinentyp: TIRAtest 2825 mit 25 kN Maximallast, Fa. TIRA GmbH Schalkau). Die Vorschubgeschwindigkeit bei den Versuchen betrug 5 mm/min .

Des Weiteren wurde das Elastizitätsmodul mittels RFDA (Resonanz-Frequenz-Dämpfungsanalyse) bestimmt (RFDA MF23 der Firma Integrated Material Control Engineering [IMCE N.V.]).

Um die Übereinstimmung der körperlichen Feinstruktur zu ermitteln, wurden die Proben mittels μ -CT (SkyScan 1172 von SkyScan, Kontich, Belgien) auf ihre Porengrößenverteilung und somit auf ihre Porosität des Hohlraumsystems im trabekularen Knochenanteil untersucht.

3 Ergebnisse

Mit MikroCT-Untersuchungen wurde an Proben des humanen Os temporale Poren gefunden, deren Durchmesser im Bereich von einigen hundert Mikrometern bis in den unteren Millimeterbereich variiert (Abb. 1). Das Modell aus Epoxidharz kommt dieser Struktur des menschlichen Knochens bereits in diesem Stadium der Entwicklung recht nahe (Abb. 2). Die Differenzen im Diagramm beruhen auf der biologischen Varianz. Die untersuchte Knochenprobe entstammt nicht der Vorlage des Modells. Zusätzlich spielt die Auflösung des CT-Datensatzes eine Rolle. Die Poren im Bereich unter $400 \mu\text{m}$ haben für den Operateur keine Relevanz.

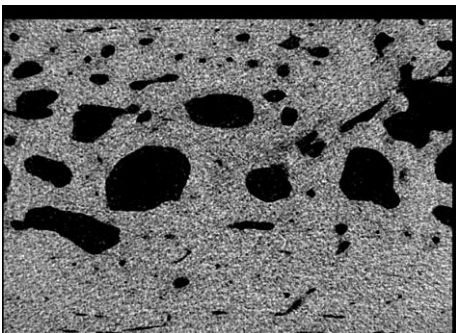


Abb. 1: MikroCT-Bild eines humanen Felsenbeins

Bei den Bohr- und Fräsproben am humanen Felsenbein zeigten sich große Differenzen im erforderlichen Kraftaufwand. Abb. 3 zeigt exemplarisch den gemittelten Kraftaufwand von fünf Bohrungen an einer Probe. Die hohen Abweichungen lassen sich durch eine variable Substanzzusammensetzung und strukturelle Unterschiede des Biomaterials Knochen erklären. Auf diese muss sich der Operateur einstellen. Hier muss gezeigt werden, dass der Kraftaufwand bei den Bohr- und Fräsproben am AFM etwa im mittleren Bereich des Kraftbedarfes bei humanen Proben liegt. In der Versuchsreihe zur Biegespannung zeigt sich eine starke Abhängigkeit von der Materialdicke (Abb. 4, 5). Eine einheitliche Dicke kann auf Grund der Variabilität des Biomaterials nicht gewährleistet werden. Gleicht man die Oberfläche der Proben einander an, zerstört man dadurch die anatomische Binnenstruktur, die für die Festigkeit sorgt und verfälscht die Ergebnisse. Die Epoxidharzmodellprobe ist weicher als Knochen. Für eine vergleichbare Durchbiegung ist für den Knochen eine höhere Biegespannung aufzubringen. Die AFM-Proben zeigen ähnliche Biegeeigenschaften wie die Knochenprobe 3 (Abb. 4, 5).

Erste Ergebnisse zur Bestimmung des Elastizitätsmoduls zeigen, das Biomaterial und AFM-Werkstoffe noch sehr große Unterschiede aufweisen (Tab.1). Verglichen wurden fünf Proben aus unterschiedlichem Epoxidharz und verschiedenen

Herstellern mit der eines humanen Felsenbeins. Dabei wurde jede Probe 5 x gemessen. Das Modell AFM1 entspricht am ehesten den Eigenschaften des menschlichen Felsenbeines. Dieses AFM ist auch das einzige Modell, an dem ein freier cochleärer Hohlraum ohne Supportmaterial konstruiert werden konnte.

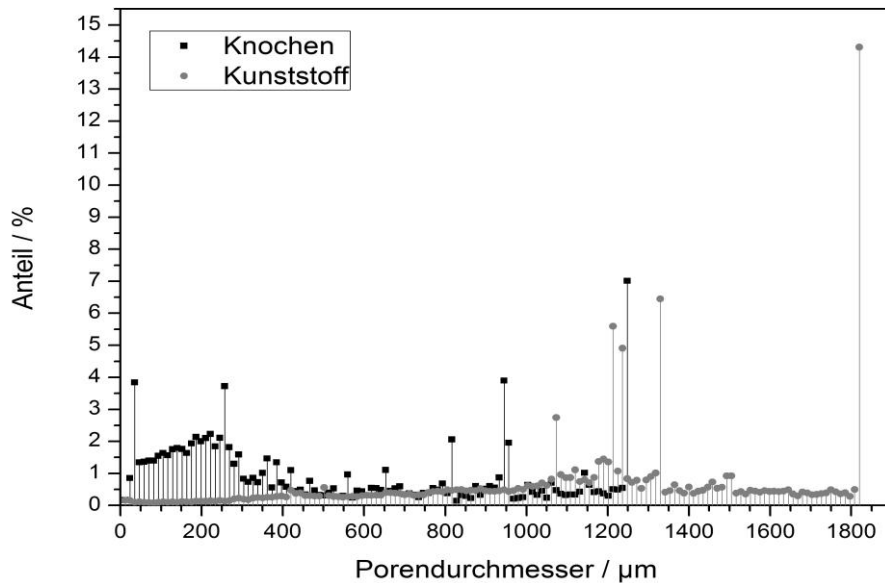


Abb. 2: Porengröße in μm eines typischen humanen Felsenbein (Probe 20 x 5 mm, Temporal-schuppe des Felsenbeines); Rechteck. Im Vergleich dazu eine entsprechende Probe aus Epoxidharz mit ähnlicher Porenverteilung; Kreis.

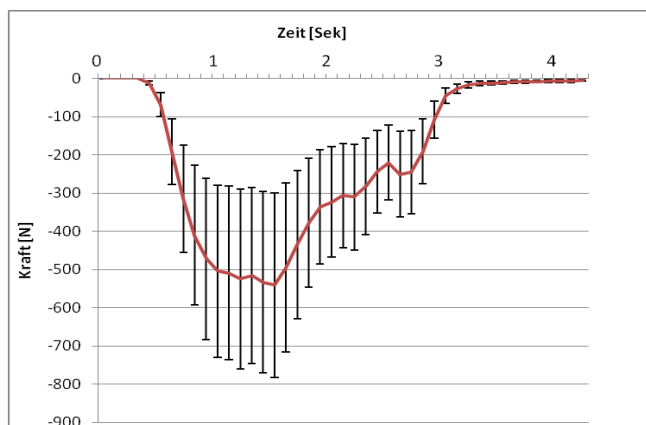


Abb. 3: Gemittelte Kraft aus fünf Bohrungen an einem humanen Felsenbeinpräparat mit einem 4,0 mm Diamantfräser. Gezeigt ist der Kraftaufwand in Vorschub-Richtung. (Spindeldrehzahl: 5000 min^{-1} , Vorschub: 100 mm/min)

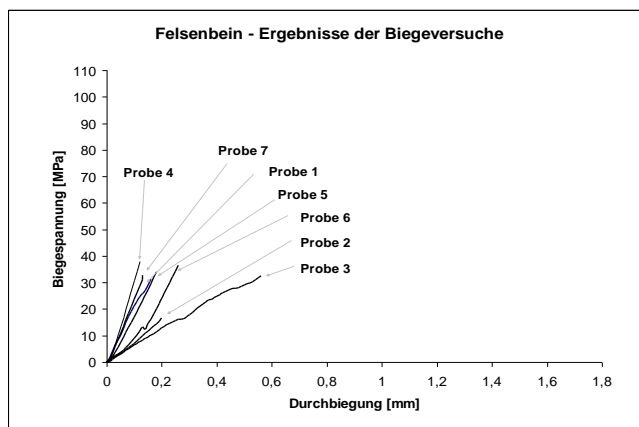


Abb. 4: Biegespannung in MPa in Abhängigkeit von der Durchbiegung in mm von 7 verschiedenen Felsenbeinproben. Zu beachten ist eine direkte Abhängigkeit von der biologischen Variabilität der Proben-dicke.

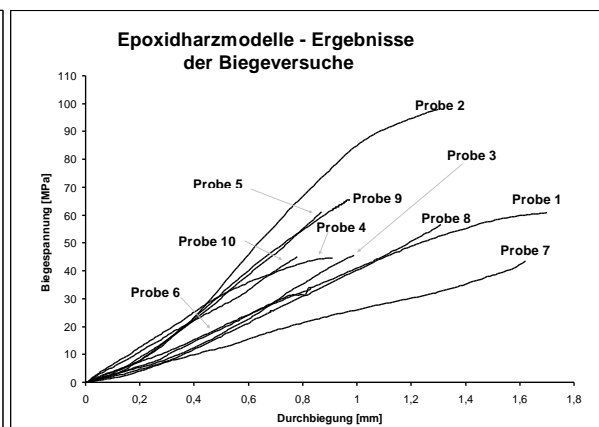


Abb. 5: Biegespannung in MPa in Abhängigkeit von der Durchbiegung in mm von 10 verschiedenen Epoxidharzmodellen (AFM). Zu beachten ist eine direkte Abhängigkeit von der biologischen Variabilität der Proben-dicke der Originalpräparate, nachdem die Modelle gefertigt wurden.

| | AFM 1 | AFM 2 | AFM 3 | AFM 4 | AFM 5 | humanes FB |
|------------------|---------|-------|-------|-------|-------|------------|
| Länge (mm) | 19,45 | 19,95 | 22,95 | 21,65 | 22,9 | 20 |
| Breite (mm) | 14,2 | 13,35 | 15,6 | 18,75 | 19,2 | 11,1 |
| Höhe (mm) | 2,45 | 2,45 | 2,45 | 2,45 | 2,45 | 5,8 |
| Gewicht (g) | 0,8 | 0,741 | 1,102 | 0,953 | 0,775 | 2,173 |
| E-Modul (GPa) | 2,62 | 2,77 | 5,25 | 3,2 | 2,98 | 1,4 |
| Fehler (GPa) | 0,19 | 0,2 | 0,38 | 0,23 | 0,21 | 0,3 |
| Fehler (Gewicht) | 0,001 g | | | | | |
| Fehler (L, B, H) | 0,05 mm | | | | | |

Tab. 1: Elastizitätsmodul, bestimmt aus 5 unterschiedlichen AFM im Vergleich zu einem humanen Felsenbeinknochen

4 Diskussion

Felsenbeinpräparate sind in der otologischen Forschung, Lehre und Ausbildung unentbehrlich [1,2,5,7]. Es stehen dafür nicht ausreichend Originalpräparate zur Verfügung. Mit Hilfe eines Rapid-Prototyping-Verfahrens (Stereolithographie) ist eine Faksimilegenerierung beliebiger Felsenbeinvorlagen gelungen [6,8]. Mit den erhaltenen Modellen sind die anatomischen Gegebenheiten und Lagebeziehungen der unterschiedlichen Strukturen gut beurteilbar.

Insgesamt können anatomische Faksimilemodelle (AFM) des Felsenbeins natürlich ein Originalpräparat nicht ersetzen, aber unter den jetzigen Gegebenheiten bieten sie eine Alternative für den sich in der Felsenbeinpräparation übenden Operateur, den Studenten und den Forscher.

Das Felsenbeinmodell aus Epoxidharz lässt sich in gleicher Weise durch spanabhebende Verfahren (Fräsen und Bohren) ohne Probleme bearbeiten. Dabei erfolgt die Präparation in gleicher Form wie beim Originalfelsenbein unter Spülung mit Wasser, so dass eine inhalative Intoxikation durch das abgetragene Kunstharz ausgeschlossen ist. Weitere Vorkehrungen sind nicht notwendig. Trotz der Härte hat das Material eine ausreichende Elastizität, sodass ein Bruch sehr dünner Strukturen nicht auftritt. Die weitere Anpassung der Werkstoffeigenschaften ist eine der Voraussetzungen, um die vorgestellten Modelle weiter zu verfeinern und sich dem Original weiter zu nähern. Für die Bestimmung der biomechanischen Eigenschaften der Originalproben als auch der Modelle stellt sich die biologische Variabilität des Materials als Problem dar. Des Weiteren muss beachtet werden, dass jedes AFM von unterschiedlichen Originaldatensätzen des Felsenbeines erstellt wird. Auch hier liegt dadurch eine große Variabilität vor.

5 Referenzen

1. Begall K, Vorwerk U (1998) Artificial petrous bone produced by stereolithography for microsurgical dissecting exercises. ORL 60:241-245
2. Gurr A et al. (2009) Die Bedeutung von Präparationskursen in der HNO-Heilkunde. Laryngo-Rhino-Otol 88:789-792
3. Schneider G, Muller A (2004) Multicenterstudie zum Jenaer Felsenbeinmodell. Laryngorhinootologie 83:363-366
4. Schwager K, Gilyoma JM (2003) Keramisches Arbeitsmodell für Felsenbeinübungen – eine Alternative zum humanen Felsenbein? Laryngorhinootologie 82:683-686
5. Suzuki M et al. (2004) Rapid prototyping of temporal bone for surgical training and medical education. Acta Otolaryngol 124:400-402
6. Vorwerk U et al. (1997) Herstellung identischer Felsenbeinmodelle für Klinik und Forschung durch Rapid-Prototyping-Verfahren. Otorhinolaryngol Nova 7:178-183
7. Vorwerk U, Begall K (1998) Präparierübungen am künstlichen Felsenbein. Herstellung von Felsenbeinfaksimiles durch Stereolithographie. HNO 46:246-251
8. U. Vorwerk, C. Beyer, K.-H. Grote, C. Arens und W. Vorwerk (2011) Die Realisierung von anatomischen Felsenbeinfaksimilemodellen mit cochleären Hohlraumstrukturen. Laryngorhinootologie, in press

A 6DOF Interaction Method for the Virtual Training of Minimally Invasive Access to the Spine

K. Kellermann¹, M. Neugebauer¹, B. Preim¹

¹ Otto-von-Guericke University Magdeburg, Department of Simulation and Graphics, Magdeburg, Germany

Contact: kerstin@cs.isg.uni-magdeburg.de

Abstract:

Minimally invasive procedures become increasingly popular due to their potential advantages. The correct choice of access to the operation area is essential for a safe and successful surgery. Besides traditional training options (e.g. cadaver-based,) virtual training systems gain importance due to their flexibility and cost efficiency. We developed a novel 3D interaction method to improve the understanding of the placement and orientation of the instrument for minimally invasive access (syringe needle or dilator) to the spine. In a virtual 3D scene of a patient's spine anatomy the trainee defines a straight trajectory, placing the virtual instrument with a haptic 6DOF phantom device in three steps. Haptic material properties and constraints support the single interaction tasks. We do not aim to simulate the handling of real instruments.

keywords: 3D interaction, 6DOF, haptic feedback, constraints, minimally invasive access trajectory, training

1 Problem

There are many potential advantages of minimally invasive spine procedures, but the techniques do have limitations and drawbacks [1]. In contrast to open procedures where the surrounding anatomy is directly visible, minimally invasive technologies provide only limited visual exposure and scope. A thorough knowledge of the underlying three-dimensional spinal anatomy is indispensable. Furthermore, it is necessary to understand how to achieve minimally invasive access to the affected vertebral. The type of intervention, e.g. a needle injection or a full surgical intervention through a retractor tube, and the size of the resulting trauma need to be considered. The correct selection of the puncture point and trajectory is crucial for a successful minimally invasive procedure. The trajectory is defined by a straight line between puncture point and target point. The trajectory angle has to be chosen carefully in order to prevent injury of important structures and gain adequate access to the diseased area. The compact anatomy around the spine, with vulnerable organs like the spinal cord, vessels, and nerves as well as impenetrable vertebrae bears a challenge for trainees and assistant doctors.

Besides traditional training options (e.g. cadaver- or mannequin-based), virtual training systems become increasingly popular, due to their flexibility and cost efficiency. For realistic simulation of a needle and dilator puncture, 6 degree of freedom (DOF) and 6 force DOF feedback should ideally be simulated. The lumbar puncture simulator described in [2] uses a 6 force/torque DOF PHANTOM Premium force feedback device, which allows accurate simulation of all possible forces/torques felt whilst inserting a needle. In order to allow for a wider adoption of the training simulation, many simulators opt to reduce costs and use customized force feedback devices or modified commercial hardware [3]. In PalpSim, a novel augmented reality simulation for training of femoral palpation and needle insertion, a commercial Phantom Omni from SenSable has been modified [4]. Phantom Omni is the lowest cost device providing 6DOF sensing and 3DOF force feedback. A real needle hub replaces its pen-shaped end effector (stylus) to increase tactile and visual fidelity. The degree of reality is associated with a specialization of a simulator for a certain training task. That includes customized hardware, time-consuming and costly preparations (e.g. force measurements carried out *in vivo*) or deformation simulations in terms of the tissue or the needle movements (e.g. [5] and [6]). Training or simulating of several training tasks with one system bears a challenge. For the training of planning surgical and interventional procedures, the anatomical knowledge and development of planning strategies based on anatomical landmarks are the crucial issues. A simulation of realistic device steering is not required at this point. In order to plan or gain a proper access to the affected vertebral, it is necessary to learn where to set the puncture point and how to adjust the incidence angle. The virtual spine training system, presented in [7], supports this learning task by providing two markers (puncture point and target point). Those two markers can be defined via 2D mouse on the 2D image slices (CT or MRI) or on a reconstructed 3D model of the patient anatomy. An animation visualizes the puncture of a virtual needle in 3D along the resulting trajectory between the markers. Since it is only implicitly defined by the two markers, the estimation of this tra-

jectory bears a high mental effort. Thus, many adjustments are necessary to achieve the desired trajectory. Consequently, the user tends to perform a simplified planning, employing only a single image slice. Using a commercial 6 DOF haptic input device (e.g. SensAble PHANTOM - see Figure 1) the virtual puncture device can be manipulated more intuitive. If the given interaction task demands less than the available DOF, a reduction of the DOF is recommended to prevent unintentional actions [8]. The operational axes of haptic devices can be constrained for this purpose.

In order to take advantage of the possibilities given by the haptic device, we separate the puncture task into three individual phases, whereas each phase contains a specific set of haptic constraints. The objective of our work is to provide a cost-efficient 3D interaction method that supports the virtual training of minimally invasive access planning (straight trajectory) regarding puncture point and incidence angle of the puncture device.

2 Method

For a conscious learning process, we decomposed the virtual puncture of the instrument into three interaction subtasks. Hereby, the trainee concentrates on the placement of the puncture point and the angle adjustment separately. The straight-line puncture detects collisions of the resulting trajectory with tissues, but also trains the puncture depth itself.

In the training setup, the trainee views the reconstructed polygonal 3D model of a patient's anatomy (neck or lumbar region) on a 2D screen. In addition, this scene includes a virtual model of a needle or dilator that the trainee controls by a haptic 6DOF Phantom device (see Figure 1). The virtual puncture device, a cylinder with a cone as tip, corresponds to the stylus' orientation and tip position. Mouse and keyboard inputs are used to adjust the viewpoint (rotate, pan and zoom). The trainee has to specify an appropriate access for an injection or a surgical procedure on the spine. He or she performs this in three successive interaction subtasks supported with haptic feedback:

Positioning: In this task, the tip of the virtual instrument has to be placed on the virtual surface of the 3D skin representation. This placement is a 6DOF movement with simultaneous translation and rotation. Because of the lack of visual depth cues a proper positioning in z-direction is difficult. Therefore, the collision with the skin is indicated by haptic feedback, avoiding the tip to go through the skin. Furthermore, the tip will be haptically attracted to the surface within a certain distance to it. Thus, the user can move the tip along the skin concentrating only on 5DOF or in fact 2DOF.

Orientation: When the puncture point is specified, the incidence angle has to be adjusted. In order to prevent a shift of the puncture point, the tip of the instrument is locked. With the tip as pivot point, the user has 3DOF to orient the instrument appropriately.

Puncture: During this task, the user interaction is restricted to a translation of the instrument along its longitudinal axis. Thus, the puncture point and the incidence angle cannot longer be changed. The target point of the trajectory will be determined by the puncture depth. Possible injuries of vulnerable organs and collisions with impenetrable vertebra will be indicated by a high resistance force and a buzz effect by the phantom.

Switches on the stylus of the phantom device are used to change between the three tasks. Thus, adjustments of the previous settings can be done easily. Since some phantom devices have only one switch, the previous task can alternatively be selected by double-clicking the "main" trigger.

Our novel 3D interactive method can be used with default hardware setup for private use (PC + 2D screen and mouse) with only the phantom device as special hardware. We used a PHANTOM Omni® and PHANTOM Desktop® from SensAble for the implementation and evaluation of our three-step interaction method. We developed on an Intel® Xeon® quad-core Processor with 3.06 GHz, 8GB RAM and an NVIDIA GeForce GTX 460 graphics card with 768MB memory supporting 3D graphics. For development, the prototyping environment MeVisLab [9] was used, incorporating the visualization toolkit (VTK) for geometry handling and graphics rendering, and the Open Haptics Toolkit [10] for accessing the phantom device and haptics rendering. We derived a specific haptic mapper from vtkPolyDataMapper class. In [11], a similar integration of OpenHaptic Toolkit in VTK is explained.

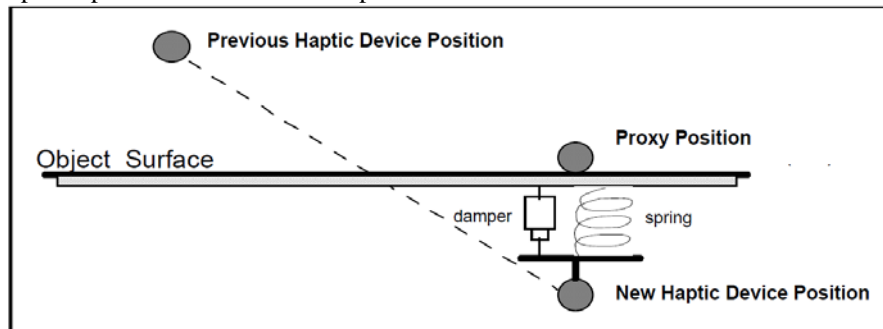
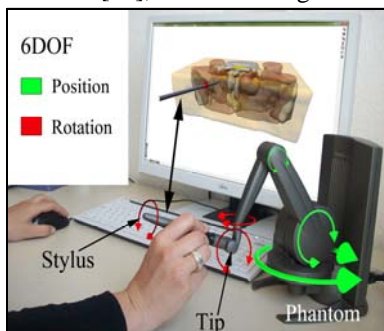


Figure 1: Training setup with Phantom. Figure 2: Resistance force is calculated by spring-damper simulation between device position and proxy position constrained outside of (or on) a surface. [9] Haptic rendering of geometry is carried out with the proxy method (see Figure 2) [10]. The proxy is a point which closely follows the position of the haptic device stylus tip. Its position is constrained to the outside of the surfaces, while the device position may be inside. In this case, the proxy is positioned on the surface with shortest distance to the device position. The required resistance force the phantom device has to produce is calculated by stretching a virtual spring-damper between the haptic device position and the proxy position. In contrast to the contact render mode, rendered as constraint, proxy position is constrained directly to the shape (3D point, line or surface) when the device comes within a certain reach. The HLAPI automatically maintains the appropriate proxy position for the specified geometry. The tip of the virtual instrument sticks to the proxy position.

Figure 3 illustrates the different constraints and the available DOF of the single subtasks. To support the positioning task, the stylus tip is attracted to the skin surface by rendering it as a constraint (Figure 3a). In this case, the proxy position is directly constrained to the skin surface and movements are restricted to 5DOF (see Figure 3a). The snap distance property determines the proximity in which the constraint will force the device to the skin surface. Beyond this proximity, all 6DOF are available to control the virtual puncture device. With the actual property value of 5 mm, the stylus could be pulled out of the attraction area (back to 6DOF) by applying force. When the tip touches the surface and the stylus button is pressed, a marker (3D point) will be placed at the current proxy position, specifying the puncture point. Rendered as a constraint, this 3D marker locks the position of the tip, as shown in Figure 3b. Via double-click, the marker and thus the constraint will be deleted.

With the tip locked, the puncture device and stylus respectively will be rotated around its tip (proxy) to determine the incidence angle. Rotation about the device axis has no effect on the virtual environment, but the handling of the stylus and the stylus buttons is facilitated. Pressing the stylus button this time disables further rotation locking the orientation. Since the less cost intensive PHANTOM Omni® and PHANTOM Desktop® only support 3DOF haptic feedback (green arrows in Figure 1), the rotation of the device stylus cannot be fixed in place. In this case, the orientation of the virtual puncture device will be released from the proxy orientation to avoid further changes in the virtual environment. More specifically, the new transformation of the puncture device contains the translation to the current proxy position and the proxy rotation at the press of the button. The PHANTOM Premium devices (e.g. 1.5/6DOF) offer force feedback in 6DOF. In this case, changes of proxy orientation will cause a virtual spring-damper effect (same principle as shown in Figure 2) that forces the stylus in a fix orientation corresponding to the incident angle. Additionally, a line will be generated as an extension of the instrument's center line by its own length (see Figure 3c). This line serves as constraint for the puncture task. In order to allow a penetration of the surface, the snap distance of the marker and skin surface constraint is adjusted to 0mm. Translating the virtual instrument along the line constraint determines the puncture depth. A second 3D marker specifies the target point of the access trajectory, after the stylus button is pressed again. When finished, the virtual instrument will be released from the input device.

In order to enable adjustments of the previous setting, the trainee could return to the previous task by double-clicking the stylus button. For correction of puncture depth, the target point constraint will be deleted with the marker. To enable a stable adjustment of the incident angle, the line constraint will be deleted and the first marker becomes a constraint again. The complete transformation of the proxy is used to control the virtual instrument. Thus, the trainee could re-snap the tip of the stylus to the puncture point. Deleting this point in a further undo step leads to the initial state presented in Figure 3a.

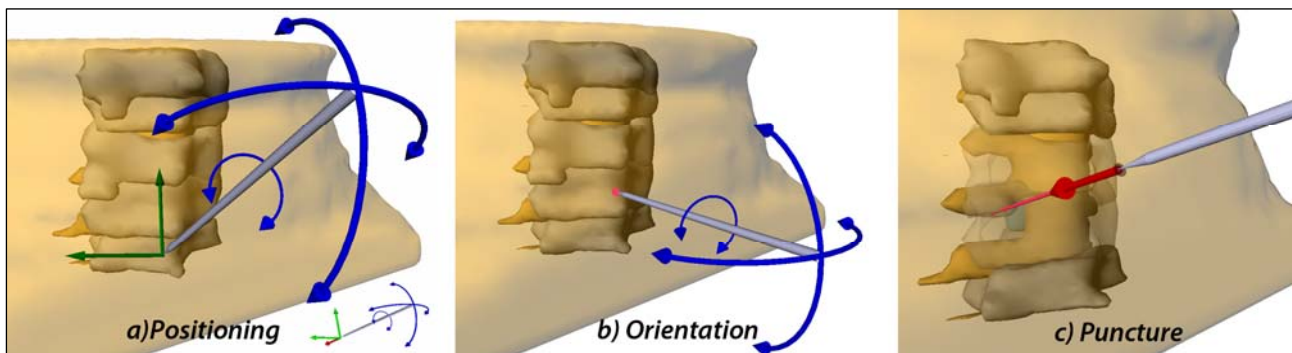


Figure 3: Outline of existing DOF (arrows) and constraints (skin (a), pink point and line (b+c)) during the subtasks of a needle (grey) puncture. Illustrated by the diseased spine (herniated disc) and bounding skin of an example neck dataset.

Besides those constraints, haptical material properties such as stiffness are used to support the trainee. Material properties are specified within the HLAPI. Principally, they are used to detect collisions with surfaces during puncture instantly even if the view is blocked. Thus, the trainee can quickly identify and correct errors during trajectory planning. Indi-

rectly, this trains the trainee's knowledge of the underlying three-dimensional spinal anatomy. A training case contains generally following 3D models according to the underlying 2D image slices (MRI or CT): vertebrae, intervertebral discs, spinal cord, large vessels and nerves and muscles. Neck cases additionally contain tissues of the respiratory tract and the esophagus. Differences in the properties help to distinguish between critical and less critical tissues for minimally invasive access to the spine. This classification is performed by our medical experts during the examination of the 3D reconstructions. An injury of vulnerable risk structures such as nerves and large vessels has to be avoided, while impenetrable structures (e.g. vertebrae) may serve as landmarks. Injury of fat and muscle tissue is unavoidable.

Collision detection is realized with stiffness. The stiffness, or spring constant " k " ($0, \dots, 1$), determines the resistance force $F=kx$ (Hooke's Law equation) where " x " is the vector representing penetration depth [9]. Bone tissue will be indicated by a high stiffness of 0.98, thus it feels impenetrable without causing the device to kick or buzz. A high stiffness of 0.9 applies to vulnerable risk structures in order to achieve a clear tactile impression of their surfaces. An optional buzz effect alerts the trainee in case of a collision with them. The other tissue surfaces differ from those with a value of 0.7 for a more soft tactile impression. Penetrations of these surfaces are enabled by a value greater than 0 and less or equal 1 of the pop-through property. With a threshold of 0.18, a relatively low force of penetration is needed to pop through those surfaces. Thus, the penetration will be recognized without accelerating motion after being punctured.

Friction provides resistance to lateral motion on an object. That property will be used to stabilize the hand as the trainee moves the puncture device along the skin surface. Friction consists of static and dynamic components. With a value of 0.5 for static friction ($0, \dots, 1$) the surface feels slightly adhesive when the device initially starts moving along the surface. Dynamic friction ($0, \dots, 1$) is relevant during the device movement along the surface. A value of 0.2 is applied in order to stabilize the motion, but not to restrict it. A dynamic (and static) friction value of 1 causes a lateral locking effect while the device is in contact with the surface. This feature is used as an alternative to the puncture marker constraint during the test runs.

3 Results

We set up two neck training cases with soft disc herniation and five different training cases of the lumbar region. After a familiarization phase with the input devices, we compared our constraint-based interaction method with free-hand control. To examine the efficiency of the different constraints, the related single subtask was performed one time with and one time without constraint.

The positioning task with the skin surfaces as constraint was performed considerably faster and more accurate than with freehand movements. By use of collision control instead, the performance was also faster than free hand control. There was no significant difference to the constraint mode for trained subjects, but untrained subjects were better (faster and more accurate) with the constraint method. On closer consideration, they spent most of the time to get in contact with the surface. Even though friction property was used to stabilize the movements, attention was required to keep contact at irregular parts of the skin surface as well.

Similar observations were made during the orientation task. For untrained subjects, the employment of friction, as described above, to lock the device lead to less accurate results compared to the marker constraint. Performances without any stabilization by a marker constraint or friction property required the most time.

Constraining the instrument movement along the trajectory, defined by puncture point and incidence angle, prevents an unintended and intended change of the specified settings. Thus, the result is not distorted. A freehand movement enables the subjects to move and rotate the puncture device within the body to find a proper trajectory. However, this does not conform to the clinical situation.

The initial tests have shown that executing a puncture corresponding to a template trajectory (integrated 3D line) is performed faster and more accurate with our constraint-based method than with free-hand control.

Furthermore, with our three-step method the puncture was performed faster than with the marker-based method from [3] when the trajectory was not in-plane.

4 Discussion

We presented a novel 3D interaction method, which is designed to support the virtual training of positioning and orientating the puncture device for juxtaspinal puncture. The puncture task is separated into three subtasks, taking advantages by using a haptic 6DOF Phantom device to simplify their respective performance. The intention is to support the comprehension of the small scope for minimally invasive access by training trajectory planning within a virtual training system for spine surgery. The commercial Phantom device can be used for further interaction task, such as positioning and orientation of implants. Thus, several training tasks can be performed with one cost-efficient hardware setup and training system, before the acquired skills could be further improved with the help of more expensive and customized soft- and hardware (e.g. virtual or mannequin-based simulators). Our method is real-time capable on a current standard

PC providing only haptic landmarks by tissue surfaces in combination with MRI or CT image slices. In contrast to the implicit marker-based approach in [3], our method provides an intuitive, direct way of defining the trajectory. Furthermore, injuries or collisions will be noticed instantly. Despite the sequential process, directing instrument and switching between three interaction tasks with the same input device, a fast performance is enabled. Integrating our 3D interaction method improves the non-simulating marker-based training system described in [3] regarding the puncture training for needle injections and minimally invasive access through a retractor tube (by dilator).

Informal interviews with two orthopedic experts confirmed the general usefulness of our constraint based interaction method. The feedback of the informal interviews and the findings of the initial tests will be used to further improve the approach and to design an adequate task-based user study.

The current default property values have not empirically been evaluated. Slight value variations did not show obvious differences. Nevertheless, further tests are necessary to specify exact values. The difficulty of perceiving spatial relations between interactively controlled puncture device and 3D tissue surfaces due to missing visual depth cues and occlusions is largely compensated by haptic feedback. Nevertheless, the initial contact to surfaces without additional visual depth cues is still difficult.

With gravity compensation techniques, such as described in [12], the interaction could be optimized. Actually, during the test runs with friction used as locking tool, the weight of the stylus and arm of the device had slightly influenced the interaction. However, with the constraint-based method no significant influence has been observed. Regarding the physical fatigue by using the device for a long duration, it could be reasonable to reduce its weight such that it would remain at its current position if it is released.

Training opportunities with special hardware are limited to the number of available workstations (e.g., simulators). For this reason we want to adapt our three-step approach for use without the Phantom device based on widgets for 3D manipulation, such as defined by [13], and pseudo-haptics [8] and compare them with each other and the marker based method presented in [3].

5 References

- [1] J.H. Oppenheimer, I. DeCastro, and D.E. McDonnell: Minimally invasive spine technology and minimally invasive spine surgery: a historical review, *Neurosurg Focus*, 27, E9.1-E9.15, 2009
- [2] M. Fäber, J. Heller, F. Hummel, C. Gerloff, and H. Handles: Virtual Reality Based Training of Lumbar Punctures Using a 6dof Haptic Device, *Advances in Medical Engineering*, 236-240, 2007
- [3] T.R. Coles, D. Meglan, N.W. John: The Role of Haptics in Medical Training Simulators: A Survey of the State of the Art, *IEEE Transactions on Haptics*, 51-66, 2010
- [4] T.R. Coles, D.A. Gould, N.W. John and D.G. Caldwell: Integrating Haptics with Augmented Reality in a Femoral Palpation and Needle Insertion Training Simulation, *IEEE Transactions on Haptics*, 2011
- [5] M. Färber D. Dalek, C.R. Habermann, F. Hummel, C. Schöps, and H. Handels: A Framework for Visuo-Haptic Simulation of Puncture Interventions, *Fischer S., Informatik 2009 - Im Fokus das Leben, Lecture Notes in Informatics*, GI, Bonn, Vol. P-154, 1309-1316, 2009.
- [6] S.P. Dimaio, and S.E. Salcudean: Interactive Simulation of Needle Insertion Models, *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 1167-1179, 2005
- [7] K. Kellermann, J. Mönch, B. Preim, J. Franke, and C. Bochwitz: Interaktives 3D-basiertes Training der Planung von Eingriffen an der Wirbelsäule, *Proc. of CURAC, Düsseldorf*, 131-136, 2010
- [8] D.A. Bowman, S. Coquillart, B. Froehlich, M. Hirose, Y. Kitamura, K. Kiyokawa, W. Stuerzlinger: 3D User Interfaces: New Directions and Perspectives, *IEEE Comput. Graph. Appl.* (28), 20-36, 2008
- [9] MeVis Research: MeVisLab Home Page. 2011. –URL <http://www.mevislab.de>. – last visit 17.10.2007
- [10] SensAble: OpenHaptics® Toolkit v3.0 - Programmer's guide, SensaAble Technologies, Inc.®, 2008
- [11] F. Drescher: Integration von haptischen Ein-/Ausgabegeräten mit Krafterückkopplung in OP-Planungssysteme, *Diplomarbeit, Konstant*, 2006
- [12] A. Formaglio, M. Fei, S. Mulatto, M. de Pascale, and D. Prattichizzo: Autocalibrated Gravity Compensation for 3DoF Impedance Haptic Devices, *Lecture Notes in Computer Science*, 43-52, 2008
- [13] R. Schmidt, K. Singh, and R. Balakrishnan: Sketching and Composing Widgets for 3D Manipulation, *EUROGRAPHICS 2008, Volume 27 (2008), Number 2*

Dynamische Gefäße für interaktive Chirurgiesimulationen

S. Adler^{1,2}, R. Mecke¹, B. Preim²

¹ Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, Magdeburg, Germany

² Universität Magdeburg, Fakultät für Informatik, Magdeburg, Germany

Kontakt: simon.adler@iff.fraunhofer.de

Abstract:

In der minimal-invasiven Chirurgie besteht der Trend zu komplexeren Behandlungsstrategien, die den Einsatz neuartiger Gerätetechnik erfordern (z.B. Single-Port). Diese werden zunehmend bei Organen bzw. Krankheitsbildern angewendet, die bislang mit konventionellen Methoden (Laparotomie, Endoskopie) behandelt wurden. Die Chirurgiesimulation kann dazu beitragen, Planung und Training bei diesen neuen Verfahren zu unterstützen. Dabei sind Gefäße und Gefäßsysteme sowie deren Deformationsverhalten von zentraler Bedeutung. Die aus anatomischen Bilddaten erzeugten Gefäßmodelle bilden die Grundlage für den beschriebenen Ansatz zur Deformationssimulation, durch den die Interaktion mit virtuellen Gefäßen in Echtzeit ermöglicht wird. Das medizinische Beispielszenario ist eine Milzresektion (Splenektomie) mittels Single-Port, bei der nach dem Zugang zur Zielregion verschiedene Interaktionen mit dem Gefäßsystem durchgeführt werden (u.a. Freilegen, Klammerung, Schneiden).

Schlüsselworte: Chirurgiesimulation, Visualisierung, physikbasierte Gefäßsimulation, Deformation

1 Motivation

Bei minimal-invasiven Verfahren werden Operationen durch kleinste Körperzugänge durchgeführt, wodurch der Patient geschont und die post-operative Genesung verbessert wird. Bei der Laparoskopie werden Zugänge durch Einschnitte von wenigen Zentimetern geschaffen, durch die mit speziellen Stabinstrumenten operiert wird. Die neue Single-Port Technik (SPT) ermöglicht die Durchführung von chirurgischen Eingriffen durch einen einzigen Zugang (Port), der meist im Bauchnabel platziert wird. Durch ihn werden Instrumente und Kamera über nebeneinander liegende Kanäle (Trokare) in den Körper eingeführt. Single-Port Instrumente sind kleiner als klassisch endoskopische Instrumente und haben durch den Port dicht beieinander liegende Drehpunkte. Die Methode wird bisher nur bei wenigen Operationen eingesetzt [5], da weitere Studien zur Durchführbarkeit und Risikobewertung erfolgen müssen. Es ist insbesondere zu prüfen, welche Organe von einem Port erreicht werden können und ob die Freiheitsgrade ausreichen, um die notwendige Operation durchzuführen. Der Eingriff muss dabei erfolgen, ohne dass ein Risiko für benachbarte anatomische Strukturen besteht. Für diese Fragestellungen wird eine Simulationsumgebung entwickelt, die es ermöglichen soll, Instrumente und Zugangswege zu erproben und zu vergleichen.

Das Zielszenario ist ein Single-Port Eingriff für eine Milzresektion (Splenektomie), die aufgrund des hohen Schwierigkeitsgrades und der ausgeprägten Patientenspezifität noch mittels SPT nicht durchgeführt wird. Gefäße sind bei einer Splenektomie von zentraler Bedeutung, da das Organ von der Blutversorgung getrennt werden muss. Die Milzarterie und -vene verlaufen dicht an der Bauchspeicheldrüse entlang und teilen sich erst kurz vor dem Eintritt in die Milz mehrere Zweige auf [1]. Eine medizinische Indikation für eine Splenektomie kann eine starke Verletzung (z.B. durch einen Unfall) [3], ein Magentumor [2] oder eine starke Schwellung der Milz sein. Durch das Bauchfett, das die Gefäße umgibt, besteht beim Koagulieren oder Klammeren der Gefäße ein hohes Risiko benachbarte Organe zu verletzen. Um die Eignung von Zugängen, Instrumenten und Operationsschritten in der virtuellen Umgebung zu bewerten, ist eine interaktive Simulation der Patientenanatomie (Organe, Gefäße) erforderlich. Die Berücksichtigung von Gefäßdeformationen ist wesentlich, um zu beurteilen, ob die vorhandenen Freiheitsgrade der Instrumente auch noch ausreichen, wenn Gefäße aufgrund von Interaktionen ihre Lage ändern oder getrennt werden. Bei komplexen Szenarien, in denen ebenfalls das physikbasierte Verhalten der Organe in Wechselwirkung mit den Gefäßen zu simulieren ist, muss ein besonders effizientes Simulationsverfahren eingesetzt werden. In aktuellen Simulatoren für die laparoskopische Chirurgie werden Gefäße häufig nur schematisch abgebildet [13]. Simulatoren im endovaskulären Kontext (z.B. ANGIO Mentor¹, VIST²) bilden das Verhalten von Gefäßen in Interaktion mit Stents, Ballons oder Kathetern sehr detailliert ab [11]. In Planungssystemen wird die Gefäßmittellinie zur Repräsentation des Gefäßes verwendet. Sie beschreibt die Topologie des Gefäß-

¹ <http://www.simbionix.com>

² <http://www.mentice.com>

baumes und approximiert mit assoziierten Radii das Gefäßvolumen, wodurch unter anderem Abstandsmaße und Gefäßanomalien [12] identifiziert werden können.

In diesem Beitrag wird ein Verfahren vorgestellt, um patientenspezifische Gefäßsysteme in einer virtuellen Umgebung zu simulieren. Als Grundlage dienen medizinische Bilddaten, aus denen zunächst ein geometrisches Gefäßmodell erzeugt wird. Durch eine physikbasierte Simulation auf Basis modifizierter Feder-Masse-Systeme können die Gefäße interaktiv deformiert werden.

2 Modellgenerierung und Deformationssimulation

Gefäße können aus medizinischen Bilddaten, wie Computertomographie (CT) oder Magnetresonanztomographie (MRT), segmentiert werden. Durch Verfahren wie Marching-Cubes oder 3-D Region-Growing werden aus den Segmentierungsergebnissen Oberflächenmodelle rekonstruiert. Diese Modelle sind häufig hoch aufgelöst und beschreiben die Oberfläche der Gefäße. Während diese Repräsentation zur Visualisierung kleinerer statischer Modelle verwendet wird, ist bei komplexeren Modellen und deren interaktiver Simulation eine effiziente Beschreibung der inneren Topologie erforderlich. In Planungssystemen wird hierfür oft auf die Mittellinie der Gefäße zurück gegriffen [4]. Sie approximiert entlang ihres Verlaufes die Volumenmitte des Gefäßes durch einen gerichteten azyklischen Graphen. Dieser Graph wird

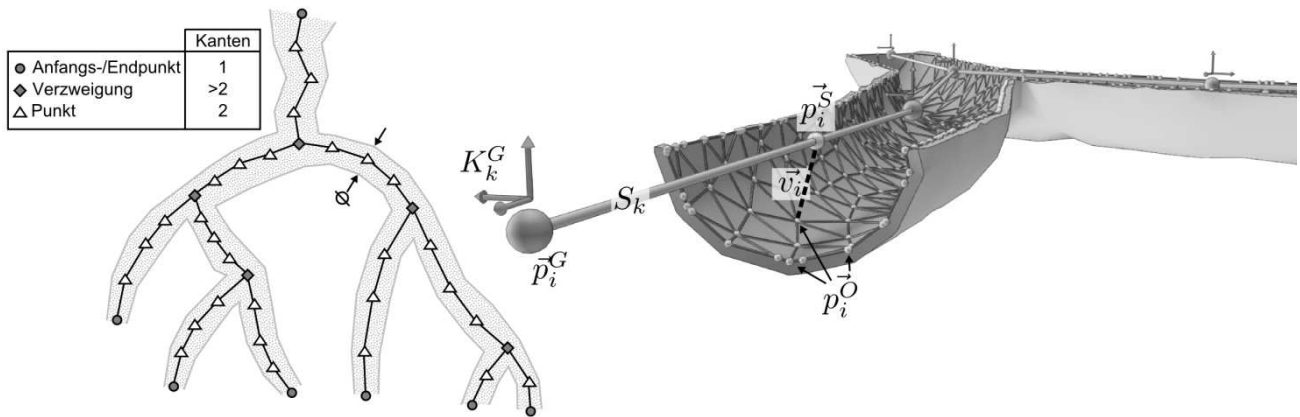


Abb. 1: Der Graph eines Gefäßes aus Mittellinien und assoziierten Radii beschreibt das Gefäßvolumen (links). Die Oberfläche wird mit der Mittellinie verbunden, um synchron deformiert zu werden (rechts).

durch Anfangs- und Endpunkte sowie Verzweigungspunkte, an denen sich die Gefäßäste aufteilen beschrieben. Um Krümmungen der Gefäßäste zu beschreiben, sind zusätzliche Punkte zwischen den End- und Verzweigungspunkten erforderlich (s. Abb. 1, links). Zur Repräsentation des Gefäßvolumens wird zu jedem Punkt der assoziierte Gefäßradius verwendet. Der Gefäßgraph bildet die Basis für die physikbasierte Deformationssimulation. Eine beliebige Oberflächegeometrie wird mit dem Graphen verbunden und synchron zum Graphen bewegt und deformiert.

Das Simulationsmodell orientiert sich an dem anatomischen Aufbau realer Gefäße aus den Schichten Intima, Media und Externa. Während die Externa das Gefäß vom umgebenden Gewebe abgrenzt, sind die Intima und Media für das Deformationsverhalten relevant. Die Intima beinhaltet eine flexible Schicht zur Längskontraktion der Gefäße. In herznahen Regionen wandelt sie außerdem die Pulswelle in einen kontinuierlichen Strom. Um den Blutstrom zu erhalten, führen herzferne Gefäße eine pulsierende Eigenbewegung über das Muskelgewebe der Media aus.

Die zur Visualisierung erforderliche Gefäßoberfläche kann sowohl aus den segmentierten Bilddaten oder ausgehend vom Graphen rekonstruiert werden. Die Punkte der Oberfläche werden mit dem Gefäßgraphen verbunden. Zu jedem Punkt wird über ein kugelbasiertes Grenzvolumen das Graphensegment mit dem geringsten Abstand ermittelt (s. Abb. 1, rechts). Die Projektion des Punktes auf das Segment bildet Verbindungspunkt $\overline{p}_i^S(\alpha)$ und -vektor $\overline{v}_i^S(\alpha)$ (Gl. 1 und 2). Eine Längenveränderung des Segmentes führt somit auch zur Verschiebung des Projektionspunktes

\overline{p}_i^O : Oberflächenpunkt

S_K : Graphensegment zwischen Punkten $\overline{p}_k^G, \overline{p}_{k+1}^G$

$$\overline{p}_i^S(\alpha) = \overline{p}_k^G(1 - \alpha) + \overline{p}_{k+1}^G\alpha \quad (1)$$

$$\overline{v}_i^S(\alpha) = \overline{p}_i^O - \overline{p}_i^S(\alpha) \quad (2)$$

Zur physikbasierten Simulation der Intima werden die Graphensegmente S_K als Federn und die Punkte \overline{p}_k^G als Massen eines Feder-Masse Modells [6] interpretiert. Eine Krafteinwirkung auf die Punkte führt zu inneren Kräften in den Segmenten, wodurch die Segmente in ihre Ruhelänge zurück streben. Durch die Krafteinwirkung kommt es jedoch bei

klassischen Feder-Masse Modellen zu Rotationen und Torsionen, da das Federmodell ausschließlich Kräfte durch Längenänderungen entstehen.

Um auch Kräfte durch Rotationen und Torsionen zwischen Segmenten zu simulieren (Winkelkräfte), wurde das herkömmliche Feder-Masse-Modell erweitert. Diese Erweiterung basiert auf der anisotropen Deformation von Tetraedern [8]. In der Ruhelage wird zu jedem Segmentpunkt ein lokales Koordinatensystem definiert, dessen z-Achse in Richtung des nächsten Punktes³ zeigt (s. Abb. 2, A). Zu jedem Koordinatensystem wird die Rotation R_k^G zum Vorgänger bestimmt [7], so dass in Ruhelage $K_{k-1}^G = R_k^G K_k^G$ gilt.

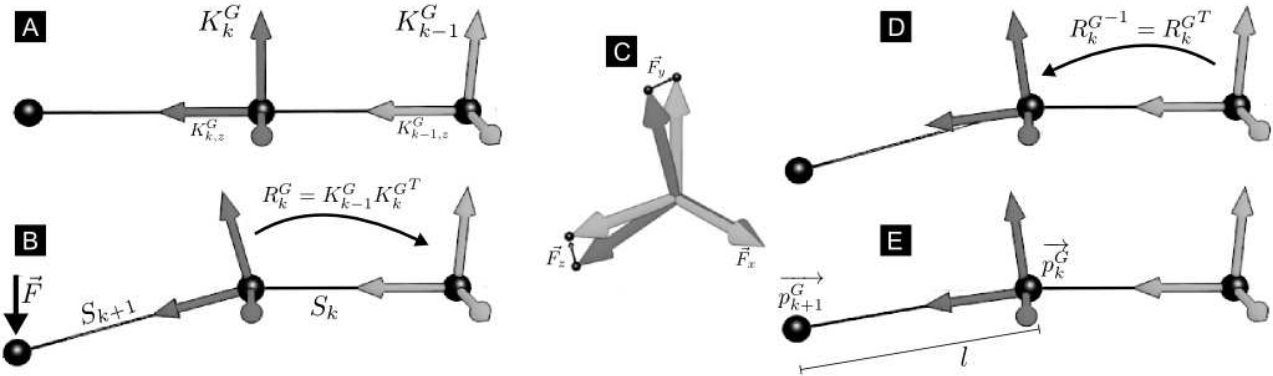


Abb. 2: Schema der aufeinanderfolgenden Berechnungsschritte A - E der Deformationssimulation mit Winkelkräften.

Wird ein Punkt durch eine Interaktion (Krafteinwirkung) bewegt (Abb. 2B), werden die Koordinatenachsen rotiert, so dass die z-Achse wieder entlang des Segmentes ausgerichtet ist. Durch die Rotation wird K_k^G auf K_{k-1}^G bezogen, die aufgrund der Interaktion nicht mehr deckungsgleich sind. Um Winkelkräfte zu simulieren, werden die beiden Koordinatensysteme miteinander verbunden (Abb. 2C), indem zwischen den Endpunkten der Achsenvektoren eine Feder mit der Ruhelänge $l_0 = 0$ definiert wird. Durch die resultierenden inneren Kräfte werden die Achsenvektoren einander angenähert [8]. Anschließend wird das Koordinatensystem orthonormiert und zurück transformiert (Abb. 2D). Das folgende Segment S_{k+1} wird entsprechend der z-Achse des aktualisierten Koordinatensystems ausgerichtet (Gl. 3; Abb. 2E).

Nach der Berechnung der Deformationssimulation auf Basis des Gefäßgraphen, muss die Verbindung zwischen der Oberflächengeometrie und dem Gefäßgraphen aktualisiert werden. Damit sich die Oberfläche auch bei Rotationen und Torsionen des Gefäßgraphen mit bewegt, wird der Verbindungsvektor (Abb. 1, rechts) in das lokale Koordinatensystem des jeweiligen Segmentes überführt (Gl. 4). Der Oberflächenpunkt wird nun durch Gl. 5 aktualisiert.

K_k^G : lokales Koordinatensystem in \vec{p}_k^G
 $K_{k,\{x,y,z\}}^G$: Achsen des Koordinatensystems
 $v_{i,\{x,y,z\}}$: Vektorkomponente

$$\vec{p}_{k+1}^G = \vec{p}_k^G + l K_{k,z}^G \quad (3)$$

$$\vec{v}_l' = (\vec{v}_l' K_{k,x}^G, \vec{v}_l' K_{k,y}^G, \vec{v}_l' K_{k,z}^G) \quad (4)$$

$$\vec{p}_l^G = \vec{p}_l^S(\alpha) + \vec{v}_{l,x} K_{k,x}^G + \vec{v}_{l,y} K_{k,y}^G + \vec{v}_{l,z} K_{k,z}^G \quad (5)$$

Für die Kollisionserkennung werden aktuell kugelbasierte Grenzvolumina verwendet, die bei Deformationen und topologischen Änderungen schnell aktualisiert werden können [9]. Eine Alternative sind raumbasierte Unterteilungen [10], die Eigendurchdringungen detektieren, jedoch regelmäßige Geometriestrukturen erfordern.

3 Ergebnisse

Das beschriebene Simulationsverfahren wurde an drei Gefäßmodellen unterschiedlicher Komplexität getestet. Als einfaches Modell wurde zunächst ein Gefäßbaum verwendet, zu dem eine niedrig aufgelöste Oberfläche auf Basis der Gefäßmittellinien generiert wurde (Abb. 3B). Bei dem in Abb. 3C dargestellten Modell wurde bei gleicher Segmentanzahl ein hoch aufgelöstes Oberflächennetz aus der Segmentierung verwendet. Die höchste Komplexität hat der Gefäßbaum in Abb. 3D. Für die Zeitintegration wurde die explizite Verlet-Integration verwendet [14].

³ Die Wurzel des Graphen bildet den Anfangspunkt. In den Endpunkten wird als z-Achse der inverse Vektor zum Vorgänger verwendet.

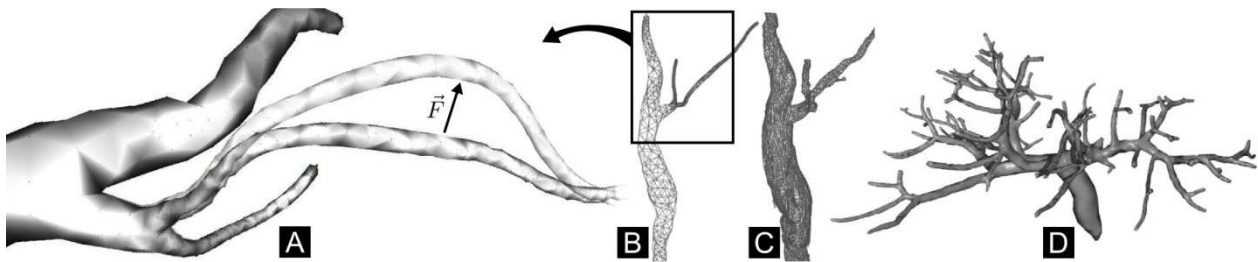


Abb. 3: Ergebnis der Deformationssimulation bei Einwirken einer Kraft für das Gefäßmodell B dargestellt für einen Teilbereich. Der Gefäßverlauf vor und nach der Simulation ist überblendet dargestellt (A). Gefäßmodelle unterschiedlicher Komplexität (s. Tabelle. 1) als Testdaten für die Deformationssimulation (B, C, D).

Die ersten Ergebnisse belegen, dass mit dem Verfahren ein physikalisch plausibles Deformationsverhalten simuliert wird. Das visuelle Ergebnis (Abb. 3A) zeigt bei einer lokal einwirkenden Kraft ein Abknicken des Gefäßastes, wie es bei herkömmlichen Feder-Masse-Systemen auftritt, durch die Winkelkräfte vermieden wird. Auch stärkere Rotationen und Torsionen der Gefäße sind interaktiv möglich, ohne dass hierbei unnatürliche Ergebnisse erzielt werden. Die Simulation konnte mit beiden Modellen B und C in Echtzeit erfolgen (Tabelle 1). Die Simulationszeit setzt sich zusammen aus der Berechnungszeit für das modifizierte Feder-Masse-System und der Zeit zur Anpassung des Oberflächenmodells an die deformierten Mittelachsen.

In der aktuellen Implementierung ist der Aufwand zur Anpassung der Oberfläche von der Anzahl der Punkte in der Oberflächengeometrie linear abhängig. Die Ergebnisse zeigen, dass selbst für das komplexere geometrische Modell (Abb. 3D) die Berechnung in interaktiver Echtzeit erfolgen kann.

| | Abb. 3B | Abb. 3C | Abb. 3D |
|---------------------------------------|----------------|----------------|---------------|
| Graph (Segmente / Punkte) | 118 / 119 | 118 / 119 | 1559 / 1560 |
| Oberfläche (Dreiecke / Punkte) | 2426 / 1215 | 9799 / 4907 | 25730 / 12867 |
| Simulationszeit | | | |
| Deformationsmodell | 0,4ms / 2500Hz | 0,4ms / 2500Hz | 5,5ms / 182Hz |
| Anpassung der Oberfläche | 1,5ms / 667Hz | 6,1ms / 164Hz | 21,0ms / 48Hz |
| Gesamt | 1,9ms / 536Hz | 6,5ms / 154Hz | 26,5ms / 38Hz |

Tabelle 1: Ergebnisse der drei Gefäßdatensätze aus Abb. 3. Die Berechnungszeit für das physikalische Modell und die Synchronisation des Oberflächenmodells ist auch bei komplexen geometrischen Modellen echtzeitfähig.

4 Diskussion

Die Ergebnisse zeigen die prinzipielle Eignung des vorgestellten Simulationsverfahrens für das beschriebene Szenario. Das Verfahren bildet die Grundlage für die Interaktion mit komplexen virtuellen Gefäßmodellen und soll in die Simulationsumgebung zur Erprobung minimal-invasiver Operationsverfahren integriert werden.

Für das Deformationsmodell werden derzeit heuristisch festgelegte Materialparameter (u.a. Masse, Federkonstante, Dämpfung) verwendet, mit denen die Stabilität der Simulation bei Zeitschritten unter 20ms gewährleistet ist. Des Weiteren stabilisieren die Winkelkräfte das System zusätzlich. Perspektivisch ist die Parametrierung durch gemessene Materialkennwerte vorgesehen. Hierbei ist jedoch zur Erhaltung der Echtzeitfähigkeit voraussichtlich von vereinfachten Materialbeschreibungen auszugehen, die jedoch in das reale Verhalten möglichst realistisch approximieren sollen. Auf Basis dieser Kennwerte kann die kritische Zeitschrittweite bestimmt werden, ab der das Simulationsmodell oszilliert.

Die Anpassung der Oberfläche an die deformierte Mittellinienrepräsentation stellt aktuell den größten Berechnungsaufwand dar, was insbesondere bei der Verwendung von Oberflächenmodellen aus der Segmentierung deutlich wird. Beim Modell in Abb. 3C wird beispielsweise 93,8% der Berechnungszeit für diese Anpassung verwendet. Die Anpassung der Oberfläche kann jedoch durch die Verwendung mehrerer CPUs oder durch die Parallelisierung auf der Grafikkarte beschleunigt werden. Hierbei ist von Vorteil, dass bei der Deformation der Mittellinie nur die Position der Mittellinienpunkte zu synchronisieren ist und somit nur geringe Datenmengen auf die Grafikkarte kopiert werden müssen.

Eine Evaluierung der Gefäßmodelle und der -simulation durch Chirurgen ist geplant. Zudem sind weitere Verfahren notwendig, um Interaktionen abzubilden, die den Gefäßquerschnitt verändern (z.B. Klammern). Beispielsweise verändern Querschnittsänderungen den Blutdurchfluss und damit die Blutversorgung abhängiger Organe, so dass eine Kopplung der Gefäß- und Organsimulation zur Berücksichtigung dieser Effekte wünschenswert ist.

Danksagung

Die vorgestellten Arbeiten wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes ViERforES II gefördert (Förderkennzeichen 011M100002A, <http://www.vierfores.de>).

5 Referenzen

- [1] H. Frick, H. Leonhard und D. Starck, *Spezielle Anatomie II – Eingeweide – Nervensystem – Systematik der Muskeln und Leitungsbahnen*, 3. Auflage, Thieme Verlag, 1987
- [2] I.-A. Beckmann, *Magenkrebs – Ein Ratgeber für Betroffene, Angehörige und Interessierte*, Ausgabe 5, Deutsche Krebshilfe e.V., Die blauen Ratgeber Band 7, 2009
- [3] D. Henne-Bruns, M. Brünig, B. Kremer, *Chirurgie*, Auflage 3, MLP – Duale Reihe, 2008
- [4] D. Selle, B. Preim, A. Schenk, H.-O. Peitgen, *Analysis of Vasculature for Liver Surgery Planning*, IEEE Transactions on Medical Imaging, pp. 1344-1357, 2002
- [5] T. Carus, *Der Chirurg: Single-port-Technik in der laparoskopischen Chirurgie*, Springer-Verlag Berlin/Heidelberg, Ausgabe 81, pp. 431-440, 2010
- [6] M. A. Schill, *Biomechanical Soft Tissue Modeling Techniques, Implementation and Applications*. Universität Mannheim, Fakultät für Mathematik und Informatik, 2001
- [7] M. Müller, J. Dorsey, L. McMillan, *Stable real-time deformations*, SCA 02: Proceedings of the 2002 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, ACM, pp. 49-54, 2002
- [8] D. Bourguignon, M.-P. Cani, *Controlling Anisotropy in Mass-Spring-Systems*, Eurographics Workshop on Computer Animation and Simulation (EGCAS), Springer-Verlag, pp. 113-123, 2000
- [9] M. Garcia, S. Bayona, P. Toharia, *Comparing Sphere-Tree Generators and Hierarchy Updates for Deformable Objects Collision Detection*, International Symposium on Visual Computing (ISVC), Advances in Visual Computing, First International Symposium (ISVC 2005), University Rey Juan Carlos, Madrid, pp. 167-174, 2005
- [10] M. Teschner, B. Heidelberger, M. Mueller, D. Pomeranets, M. Gross, *Optimized spatial hashing for collision detection of deformable object*, Proceedings of VMV, pp. 47-54, 2003
- [11] C. Lake, *Simulation in cardiology and cardiothoracic and vascular surgery*, Semin Cardiothorac Vasc Anesth, pp. 325-333, 9, 2005
- [12] D.-G. Kang, D. C. Suh, J. B. Ra, *Three-Dimensional Blood Vessel Quantification via Centerline Deformation*, IEEE Transactions on Medical Imaging, 28, pp. 405-414, 2009
- [13] U. Kühnapfel, H. Çakmak, H. Maaß, *Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation*, Computers & Graphics, Elsevier, 24, pp. 671-682, 2000
- [14] L. Verlet, *Computer "Experiments" on Classical Fluids. I. Thermodynamical Properties of Lennard-Jones Molecules*, Phys. Rev., American Physical Society, 98, pp. 159, 1967

