

Virtuelle Endoskopie für Präoperative Planung und Training von Endonasaler Transsphenoidaler Hypophysenchirurgie

André Neubauer

Agfa Gevaert GmbH, Wien
Andre.Neubauer@gwi-ag.com

Abstract: Endoskopie wird seit wenigen Jahren als minimal-invasive und daher patientenfreundliche Methode der transsphenoidalen Entfernung von Hypophysentumoren eingesetzt. Um die Risiken einer solchen Operation minimal zu halten, ist eine umfassende Vorbereitung essentiell. Virtuelle Endoskopie kann als Übungswerkzeug zur Planung von Eingriffen und als Orientierungshilfe während der Operation eingesetzt werden. Dieser Artikel beschreibt STEPS, ein Softwaresystem basierend auf virtueller Endoskopie, das Chirurgen hilft, sich an die endoskopische Betrachtung der Anatomie, den Umgang mit Instrumenten, den endonasalen, transsphenoidalen Zugang und sonstige Herausforderungen, die diese Operationsmethode mit sich bringt, zu gewöhnen. STEPS hilft außerdem erfahrenen Chirurgen, einen individuell auf den Patienten abgestimmten Eingriff durch präoperative Untersuchung der intrakraniellen Anatomie, die Identifizierung hervorstechender Charakteristika und Planung des Zugangs, sowie der tatsächlichen chirurgischen Prozedur, vorzubereiten. Das System bietet interaktive Visualisierung, Orientierungs- und Wahrnehmungshilfen und ermöglicht die Simulation des Eingriffs, auch mithilfe von haptischem Feedback.

1 Einleitung

Die *Hypophyse*, oder *Hirnanhangsdrüse*, liegt in einer knöchernen Vertiefung an der Hirnbasis und ist die zentrale Drüse für den menschlichen Hormonhaushalt. Hypophysenadenome sind gutartige, langsam wachsende Tumore an der Hypophyse. Durch ihre Häufigkeit stellen sie ein bedeutendes neurochirurgisches Problem dar. Im Falle unzureichender Behandlung rufen sie eine Reihe verschiedenartiger Symptome hervor, von leichten Kopfschmerzen und Sehbeschwerden bis hin zu lebensbedrohender Elektrolyt-Imbalanz. Endonasale transsphenoidale Hypophysenchirurgie ist eine relativ junge endoskopische Operationsmethode zur Entfernung von Hypophysenadenomen: Ein starres Endoskop wird zusammen mit chirurgischen Instrumenten in die Nase des Patienten eingeführt und durch die natürlichen nasalen Luftwege bis in die *Keilbeinhöhle* (sinus sphenoidalis) gesteuert. Eine dünne knöcherne Wand, der *Sellaboden*, trennt die Keilbeinhöhle von der Hypophyse. Der Sellaboden wird mit einem Bohrer, sowie einer Knochenstanze geöffnet. Anschließend kann der Tumor vom umgebenden Gewebe gelöst und durch die Nase des Patienten entfernt werden.

Diese Prozedur birgt ein gewisses Risiko: Die *inneren Karotiden*, mitverantwortlich für die Blutversorgung des Gehirns, verlaufen in unmittelbarer Nähe der Hypophyse, hinter dem Sellaboden. Gleiches gilt für die optischen Nerven. Die Hypophyse selbst, sowie zerebrale Arterien und Nervenbahnen sind bis zur Öffnung des Sellabodens für den Chirurgen jedoch unsichtbar. Jede Beschädigung einer dieser Strukturen im Zuge der Operation muss unbedingt vermieden werden. Daher ist eine gewissenhafte Vorbereitung mithilfe radiologischer Bildgebung von großer Bedeutung.

Virtuelle Endoskopie ist die Navigation einer virtuellen Kamera durch mittels Methoden der Computergraphik aus radiologischen Bilddaten rekonstruierte Anatomie. Virtuelle Endoskopie simuliert echte minimalinvasive chirurgische Eingriffe und kann zur präoperativen Planung, als intraoperatives Hilfsmittel, sowie als Übungswerkzeug herangezogen werden.

2 STEPS

Das Softwaresystem STEPS (Simulation of Transsphenoidal Endonasal Pituitary Surgery) verwendet virtuelle Endoskopie zur Planung und zum Training von endonasaler transsphenoidaler Hypophysenchirurgie [NWF⁺04, NWF⁺05]. Es wurde in das Java-basierte PACS (Picture Archiving and Communication System) Impax 6.0 R18 (Agfa-Gevaert GmbH, Wien, Österreich) eingebettet.

Der Nutzen von STEPS besteht einerseits in der Möglichkeit, einen transsphenoidalen Eingriff am PC zu simulieren, und andererseits in der Sichtbarmachung des in Wirklichkeit Unsichtbaren. So können etwa Schleimhaut und Knochen semi-transparent dargestellt werden, sodass wichtige Strukturen (z.B. Tumor und Karotiden) im Hintergrund sichtbar werden. Im Folgenden werden die von STEPS verwendeten Methoden kurz dargestellt.

2.1 Datenbearbeitung

Radiologische Bilder vom Kopf des Patienten werden sowohl mittels CT (Computertomographie) als auch MRA (Magnetresonanz-Angiographie) erstellt. Die CT-Daten geben Aufschluss über die knöcherne Struktur des Schädels, die Magnetresonanz-Bilder erlauben Lokalisierung und Differenzierung weicher Strukturen, wie etwa der Hypophyse, der Nervenbahnen und des Tumors. Zusätzlich wird durch das spezielle Angiographie-Protokoll ein starker Kontrast zwischen Blutgefäßen und sonstigen Strukturen erzeugt. Dies dient STEPS zur Lokalisierung der inneren Karotiden.

Die visuelle Rekonstruktion der knöchernen Strukturen und der Schleimhaut für die virtuelle Endoskopie erfolgt anhand der CT-Daten. Oben erwähnte Strukturen werden hingegen, aufgrund der besseren Erkennbarkeit, in den MRA Bildern extrahiert (segmentiert) und auf Wunsch des Benutzers im 3D-Bild der virtuellen Endoskopie eingeblendet. Daher müssen, um die exakte Korrelation der beiden Volumina (CT und MRA) zu gewährleisten, die beiden Aufnahmen räumlich aufeinander abgestimmt (registriert) werden. Die folgenden beiden Absätze behandeln die Segmentierung, bzw. Registrierung.

Segmentierung ist die Partitionierung eines Bildes so, dass jede resultierende Gruppe von Bildpunkten einen wohldefinierten Teil des dargestellten Objekts repräsentiert. Im medizinischen Bereich ist das Ziel der Segmentierung die Trennung anatomischer Strukturen im radiologischen Bild. STEPS verwendet neben manueller Segmentierung außerdem ein semi-automatisches Verfahren, die so genannte *Watershed From Markers* Methode.

Registrierung ist die Suche nach der Definition der Transformation, die ein (hier dreidimensionales) Bild so über ein anderes (dreidimensionales) Bild legt, sodass jedes beliebige Paar übereinanderliegender Bildpunkte genau einem Punkt im dargestellten Objekt zugeordnet werden kann. Der von STEPS verwendete Algorithmus gleicht zwei Volumina mittels affiner Transformationen (Translation und Rotation) räumlich ab. Mittels *Simulated Annealing* wird dabei ein Ähnlichkeitskriterium maximiert. Dieses Kriterium basiert auf *Mutual Information*, einer statistischen Größe, die den Abhängigkeitsgrad zweier statistischer Variablen A und B misst. Im Falle der Registrierung beschreiben diese Variablen die Intensitätswerte zweier übereinandergelegter Bildpunkte.

Die Visualisierung der Hohlraumwände und Hintergrundobjekte (siehe Abschnitt 2.2.1) erfolgt mittels Iso-Oberflächen. Eine Iso-Oberfläche ist die Menge aller Punkte im Definitionsraum, die von einer Funktion $\rho(x, y, z)$ ein und denselben Wert (den so genannten Iso-Wert W_{iso}) zugewiesen bekommen. Die von STEPS verwendete Funktion ρ ist trilineare Interpolation zwischen den (zum Beispiel vom CT oder MRA akquirierten) Intensitätswerten.

Da Blutgefäße im MRA-Bild mit höherer Intensität dargestellt werden als ihre Umgebung, kann eine Iso-Oberfläche im MRA-Datensatz zur Visualisierung der inneren Karotiden herangezogen werden. Für die übrigen Hintergrundobjekte trifft das im Allgemeinen hingegen nicht zu. Daher müssen (Iso-)Oberflächen künstlich generiert werden. Diese Objekte sind binär definiert, d.h., für jeden Bildpunkt ist bekannt, ob er zu dem entsprechenden Objekt gehört, oder nicht. Aus dem binären Volumen muss nun ein Intensitätsvolumen gerechnet werden, in dem eine Iso-Oberfläche die Objektgrenzen wiedergibt. Wird ein trivialer Ansatz (ein hoher Wert $W_{iso} + \delta$ für Bildpunkte innerhalb des Objekts, ein niedriger Wert $W_{iso} - \delta$ für die äußeren Bildpunkte) verwendet, wird das Ergebnisobjekt sehr blockig erscheinen (siehe Abbildung 1 (a)). Das liegt daran dass das Werteprofil durch die binäre Klassifikation ein unbegrenztes Frequenzspektrum aufweist und der Darstellungsalgorithmus nur unzureichend tiefpassfiltert. Das Ergebnis ist durch die unnatürliche Erscheinung für Ärzte (und Patienten) inakzeptabel. Wird das künstlich erzeugte Volumen jedoch vor dem Rendering sehr stark tiefpassgefiltert, dann kann es passieren, dass wichtige Details verloren gehen (siehe Abbildung 1 (b)). Es ist also eine adaptive Filterung erforderlich, die Kanten zwar signifikant abrundet, Detailinformation aber dennoch beibehält. Für STEPS wurde daher der Ansatz der Iterativen Schälung entwickelt [NFW⁺04]:

In dieser Methode wird iterativ, n mal, die äußerste Schicht des Objekts "abgeschält" und anschließend geprüft, ob die Form des Objekts erhalten geblieben ist, oder Details verloren gegangen sind. Trifft letzteres zu, so werden lokale Details wieder rekonstruiert. Nach der letzten, der n -ten, Iteration wird ein Distanzfeld um das verbliebene Objekt generiert und die Intensitätswerte werden indirekt proportional zur Distanz gewählt. Dadurch wird die Objektwand in annähernd konstanter (Ausnahmen sind die rekonstruierten Details) Distanz um das geschälte Objekt rekonstruiert. Zusätzlich wird anschließend mittels geringer Modifikationen der Intensitäten die ursprüngliche innen/außen Klassifikation von

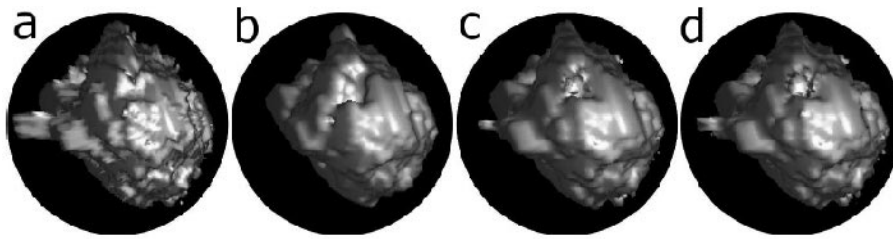


Abbildung 1: a) keine Filterung; b) stark verlustbehaftete Filterung, Details gehen verloren; c) iterative Schälung ohne Beibehaltung der innen/außen Klassifikation; d) iterative Schälung mit Beibehaltung der innen/außen Klassifikation.

Bildpunkten wiederhergestellt. Die Ergebnisobjekte sind also, gemäß der Segmentierung, weiterhin richtig, zeichnen sich aber durch eine deutlich geglättete Oberfläche aus (siehe Abbildung 1 (d)).

2.2 Virtuelle Endoskopie

2.2.1 Rendering

Interaktivität ist in der virtuellen Endoskopie essentiell. Ein System dessen optisch wahrnehmbare Reaktionen auf Aktionen des Benutzers erkennbar verzögert auftreten, ist heutzutage praktisch wertlos. Schnelle perspektivische 3D Rendering-Algorithmen sind also wichtige Bestandteile jeder virtuellen Endoskopie. Um komplette Hardwareunabhängigkeit zu gewährleisten, wurde bei STEPS auf jegliche Unterstützung von Graphikhardware (GPU) verzichtet. Interaktives rein CPU-basiertes Rendering radiologischer Daten ist jedoch eine Herausforderung und benötigt ausgefeilte Optimierungsalgorithmen.

STEPS erreicht Interaktivität auf handelsüblichen PCs durch die Verwendung zweier verschiedener optimierter First-Hit Ray Casting-Algorithmen. Ray Casting wurde vor etwa 20 Jahren vorgestellt. Sie verwendet eine Transferfunktion, die Intensitätswerte (hier: vom CT) auf Farben und Opazitäten (Lichtdurchlässigkeitsgrade) abbildet. Ausgehend vom Augpunkt wird dann ein virtueller Blickstrahl pro Bildschirmpixel durch das Volumen geschickt. Jeder Strahl wird equidistant abgetastet, Farbe und Opazität werden akkumuliert. First Hit Ray Casting ist eine spezielle Ray Casting Methode, die nur Iso-Oberflächen darstellt und daher weniger Berechnungsaufwand mit sich bringt. In diesem Fall ist die Transferfunktion eine Sprungfunktion, die nur einem Intensitätswert, dem Iso-Wert W_{iso} , volle Opazität zuweist und jeder anderen Intensität den Opazitätswert 0 (vollständige Transparenz).

Zur Visualisierung des Vordergrunds (also der Schleimhaut der durchwanderten Hohlräume, sowie knöcherner Strukturen) wurde das Standardverfahren adaptiert: Zur Optimierung wird ausgenutzt, dass in benachbarten Pixeln ähnliche Farben zu erwarten sind. Zusätzlich wird das Verfahren durch optimierten Speicherzugriff und durch ein schnelles Überbrücken

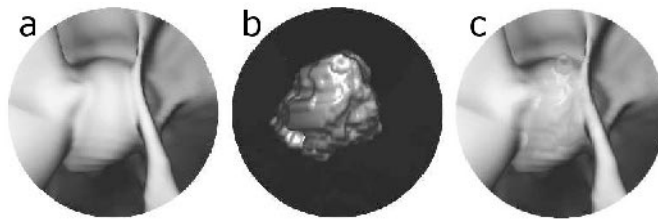


Abbildung 2: a) Vordergrund; b) Hintergrund; c) Das fusionierte Bild; In jedem Pixel bestimmt die Entfernung zwischen Vorder- und Hintergrund die Vordergrundtransparenz.

leerer (transparenter) Räume beschleunigt.

Zur Darstellung der Hintergrundobjekte wurde ein anderes Verfahren [NMHW02, NFW⁺04] entwickelt. Da diese Objekte oft nur einen relativ kleinen Teil des Bildschirms bedecken, ist es nicht effizient, einen Blickstrahl durch jedes Pixel zu schicken. Stattdessen wird eine Hülle um das Objekt gelegt und diese Hülle auf die Bildebene projiziert. Das ermöglicht es, jene Bildschirmbereiche zu identifizieren, in welchen möglicherweise Hintergrundobjekte abgebildet werden. Nur in diesen Bildschirmbereichen wird dann Ray Casting durchgeführt. Weiters wird eine heuristische Methode angewandt, die aufgrund einer Analyse der Form eines Teils des Objekts auf die Form der Projektion des Objekts schließt, wodurch der zu bearbeitende Bildschirmbereich weiter verkleinert werden kann. Auch in dieser Ray Casting Methode wird die Ähnlichkeit der Strahlenwege und der resultierenden Farben benachbarter Pixel zur weiteren Optimierung ausgenutzt. Zusätzlich wird der Algorithmus adaptiv angewandt, Objekte, die weit vom Augpunkt entfernt sind, werden anders verarbeitet als Objekte nahe am Augpunkt. Das ermöglicht erstens, Optimierungen genau dann anzuwenden wenn sie effektiv sind, und zweitens, die Berechnungsgenauigkeit anzupassen.

Das Vordergrundbild wird mit dem Hintergrundbild unter Einbeziehung von Tiefeninformation vereinigt. Je näher das Hintergrundobjekt am dargestellten Vordergrund liegt, desto größer ist die Transparenz des Vordergrunds an dieser Stelle. Die Transparenz kann mit dieser Methode pixelweise adaptiert werden. Das resultiert in einer drastischen Verbesserung des 3D-Empfindens (siehe Abbildung 2).

Eine Iso-Oberfläche hat zwei Nachteile. Der erste ist, dass zur Konstruktion der Iso-Oberfläche der Iso-Wert bekannt sein muss. Da der ideale Iso-Wert sich von Patient zu Patient, und sogar innerhalb eines Patienten, ändern kann, wurde bei der Entwicklung der Visualisierungsalgorithmen großer Wert auf Flexibilität gelegt, sodass der Iso-Wert interaktiv und ohne merkbare Geschwindigkeitseinbußen angepasst werden kann.

Der zweite Nachteil einer Iso-Oberfläche ist, dass sie, außer Form, keine Informationen bietet. Würde eine allgemeinere Transferfunktion verwendet werden, könnten verschiedene Gewebstypen optisch voneinander unterschieden werden. In der virtuellen transsphe-noidalen Hypophysenchirurgie ist es vor allem interessant, neben den segmentierten Hintergrundobjekten, auch knöcherne Strukturen hinter der Schleimhaut erkennen zu können, um Rückschlüsse auf die Verformbarkeit und generelle Beschaffenheit sichtbarer Strukturen zu ziehen. Ray Casting mit derartigen Transferfunktionen ist im Allgemeinen jedoch

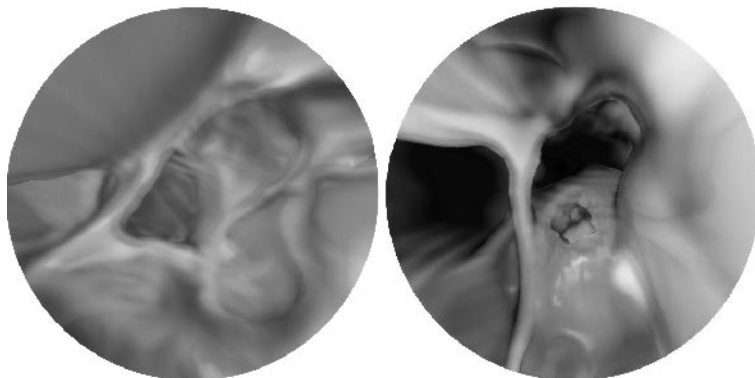


Abbildung 3: Knöcherne Strukturen schimmern durch die semi-transparente Iso-Oberfläche. Farbbilder sind auf <http://www.vrvis.at> verfügbar.

zu rechenintensiv und würde, sofern nicht auf spezialisierte Hardware zurückgegriffen wird, die Interaktivität der Software deutlich beschränken. Aus diesen Gründen wurde für STEPS ein Konzept entwickelt, das einen sinnvollen Kompromiss darstellt und den Nutzen der Software deutlich vergrößert [NWF⁺05]: Generell wird zwar eine Iso-Oberfläche dargestellt, eine räumlich begrenzte Gewebsschicht hinter der Iso-Oberfläche kann aber zusätzlich mithilfe einer Transferfunktion, die weiches und hartes Gewebe (Knochen) differenziert, visualisiert werden. Das erlaubt es, knöchernen Strukturen die sich in unmittelbarer Nähe der konstruierten Vordergrund-Iso-Oberfläche befinden, darzustellen. Dieses Konzept hilft dem Chirurgen, die virtuelle Anatomie zu interpretieren und mental mit der realen Patientenanatomie abzugleichen. Durch die räumlich begrenzte Anwendung der allgemeinen Transferfunktion entstehen nur geringe Geschwindigkeitseinbußen. Abbildung 3 zeigt Beispielbilder.

2.2.2 Simulation

STEPS bietet dem Benutzer einen Bedienungsmodus, in dem eine komplette Operation simuliert werden kann. Um ein größtmögliches Maß an Realismus zu erzielen, werden die Bewegungsparameter und -restriktionen des starren Endoskops in den engen Luftwegen so gut wie möglich nachempfunden. Die CT-Intensität, die ja proportional zur Gewebsdichte ist, dient als Kriterium zur Erkennung von Kollisionen des Endoskops mit harten Strukturen. Zur Steuerung des virtuellen Endoskops während der Simulation wird ein Force-Feedback Joystick verwendet. Wenn erkannt wird, dass das virtuelle Endoskop weiches Gewebe zur Seite geschoben hat, wird haptisches Feedback angewandt, und so das virtuelle Endoskop sanft vom weichen Gewebe weggedrängt. Es wurde ein Algorithmus entwickelt, der aus den CT-Werten entlang des Endoskops unter Einbeziehung des Drehmoments Richtung und Intensität des haptischen Feedbacks berechnet [NWF⁺04]. Nicht nur das starre Endoskop, sondern auch chirurgische Instrumente werden simuliert. Die virtuelle Knochenstanze wird sowohl zur Öffnung des Sellabodens (siehe Abbildung 4



Abbildung 4: a) Die virtuelle Knochenstanze wird zur Öffnung des Sellabodens verwendet; b) Mittels virtueller Knochenstanze wird das ostium sphenoidalis vergrößert.

(a) verwendet, als auch zur Vergrößerung des ostium sphenoidalis (Abbildung 4 (b)), des “Eingangstors” in die Keilbeinhöhle, das in der virtuellen, wie auch in der realen Operation, zumeist zu klein ist, um vom Endoskop durchquert zu werden. Bevor die virtuelle Stanze aktiviert wird, wird mittels Darstellung des Einflussbereichs der Stanze eine Vorschau des zu erwartenden Effekts gegeben (siehe Abbildung 4). Die Vorschau zeigt auch an, ob eines der Hintergrundobjekte durch die Stanzung gefährdet ist.

Die Optik eines Endoskops kann so angepasst werden, dass die Hauptblickrichtung um einen bestimmten Winkel (gebräuchlich sind vor allem 30° , 45° und 70°) von der Endoskopachse abweicht. Derartige *Winkelendoskope* werden in der Hypophysenchirurgie häufig verwendet, da sie das Sichtfeld drastisch vergrößern. Der Nachteil ist die kompliziertere Bedienung, da optische Reaktionen auf Bewegungen des Endoskops nicht immer intuitiv wirken. Auch das virtuelle Endoskop in STEPS kann während der Simulation mit beliebigen Winkeloptiken ausgestattet werden.

Endoskopische Bilder weisen neben der perspektivischen auch immer ein gewisses Maß an nichtlinearer Verzerrung (*barrel distortion*) auf. Um den Realismus der Simulation zu erhöhen, kann auch die nichtlineare Verzerrung des virtuellen Endoskops beliebig angepasst werden.

Während einer endonasalen Operation kommt es immer wieder vor, dass weiche Strukturen mit dem Endoskop oder mit Instrumenten zur Seite gedrängt werden. Um das zu simulieren wurde ein Oberflächendeformationsalgorithmus entwickelt [Drä05], der die vom CT gewonnenen Intensitätswerte so anpasst, dass die Iso-Oberfläche sich möglichst realistisch verformt (siehe Abbildung 5). Die Verformbarkeit und die Reaktion auf Druckanwendung hängt von der Größe der CT-Dichtewerte ab (z.B. Knochen ist nicht verformbar).

Die Simulation kann jederzeit unterbrochen werden, mit vollständiger Bewegungsfreiheit kann dann der Status der virtuellen Operation begutachtet werden. Zum Beispiel kann visuell erkundet werden, ob und warum die Bewegung des Endoskops blockiert ist, oder ob der richtige Weg eingeschlagen wurde. Während der Simulationsunterbrechung wird das Endoskop in das 3D-Bild eingeblendet (siehe Abbildung 6).

Der Simulationsmodus eignet sich vor allem als Trainingsmethode für den unerfahrenen Chirurgen, kann aber auch präoperativ wertvolle Informationen über zu erwartende Schwierigkeiten während der Operation geben.

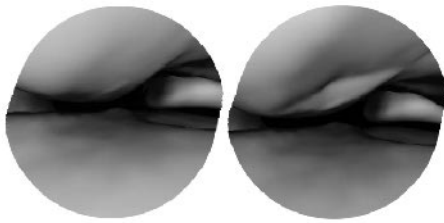


Abbildung 5: Links: Die originale Iso-Oberfläche; Rechts: die Oberfläche wurde durch Druckanwendung leicht verformt.



Abbildung 6: Während der Unterbrechung der Simulation wird das Endoskop (E) in das Bild eingeblendet.

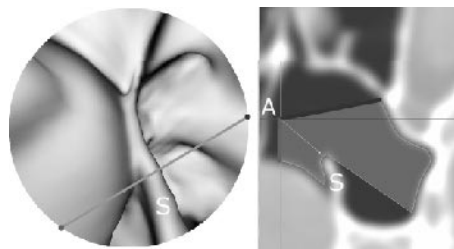


Abbildung 7: Das Endoskopie-Bild (links) ist mit dem Schnittbild (rechts) gekoppelt. Die Schnittlinie der Iso-Oberfläche mit der Ebene des Schnittbilds wird in beiden Bildern angezeigt. Unter anderem im Bild: Ein unvollständiges Septum (S, Septum = knöcherner Trennwand) in der Keilbeinhöhle. Der aktuelle Augpunkt ist rechts als A markiert.

2.2.3 Orientierungshilfen

Dem Benutzer von STEPS stehen einige Orientierungshilfen zur Verfügung [NWF⁺04]. Zum Beispiel kann neben der virtuellen Endoskopie auch eine MPR (multi-planare Rekonstruktion) angezeigt werden, in welcher die CT-Intensitäten entlang beliebig gelegter Querschnitte durch das Volumen dargestellt werden. Jeden dieser dargestellten Querschnitte kann der Benutzer mit dem 3D Bild koppeln. Das bedeutet, dass die Schnittkurve der Ebene des Querschnitts mit der dargestellten Vordergrund-Iso-Oberfläche sowohl im 3D Bild, als auch im Querschnitt markiert wird. Abbildung 7 zeigt dieses Hilfsmittel, das den Benutzer unterstützt, einen geistigen Bezug zwischen dem 3D Bild und der "Ground Truth", nämlich den radiologischen Patientendaten, herzustellen. Außerdem ist diese Orientierungshilfe ein gutes Mittel, einen passenden Iso-Wert zu finden.

3 Ergebnisse

STEPS wurde in enger Kooperation mit Neurochirurgen entwickelt und innerhalb eines medizinischen Forschungsprojekts an 35 Patienten auf seine Anwendbarkeit, sowohl für

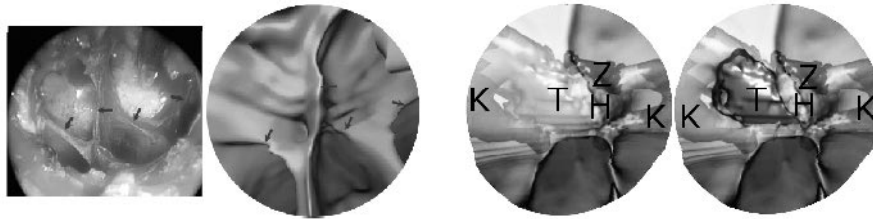


Abbildung 8: Optischer Vergleich zwischen realer (links) und von STEPS rekonstruierter Anatomie (rechts). Zur besseren Orientierung wurden die einzelnen Septa mit Pfeilen markiert.

Abbildung 9: Links: vor der Öffnung des Sellabodens; Rechts: nach der Öffnung; T:Tumor; K: Karotiden; H: Hypophyse; Z: Zyste; Die stufige Grenze reflektiert die entweder-oder Klassifikation der 3D Bildpunkte.

die präoperative Planung, als auch für Trainingszwecke, getestet [WFD⁺04].

Mittels der effizienten Darstellung von Iso-Oberflächen bietet STEPS eine realitätsnahe Rekonstruktion der Patientenanatomie, ohne dabei die Interaktivität oder die Flexibilität zu kompromittieren. Abbildung 8 zeigt einen Vergleich zwischen realer Anatomie und der von STEPS rekonstruierten Oberfläche.

Die Applikation stellt wichtige anatomische Besonderheiten visuell dar (etwa die Form der Nasenhöhle, oder Anzahl und Strukturen der Septa in der Keilbeinhöhle) und beeinflusst damit unter anderem die Entscheidung des Chirurgen, durch welches Nasenloch operiert werden soll. Außerdem werden die rekonstruierten Strukturen während der tatsächlichen Operation vom Chirurgen wiedererkannt, was die Orientierung deutlich erleichtert. STEPS hilft dem Chirurgen auch dabei, das ostium sphenoidalis präoperativ zu lokalisieren, was zu einem schnelleren Erkennen des idealen Zugangs zur Keilbeinhöhle führt. Innerhalb der Keilbeinhöhle ist es zur Optimierung der Bewegungsfreiheit oft notwendig, Septa zu entfernen. STEPS bietet Informationen sowohl bezüglich der Notwendigkeit, als auch möglicher Gefahren der Entfernung von Septa. Die Darstellung der genauen Form der Keilbeinhöhle, sowie die Visualisierung wichtiger, und eigentlich verdeckter, Objekte (Hypophyse, Tumor, Nerven, Gefäße,...) helfen dabei, die Patientensicherheit während der Öffnung des Sellabodens zu gewährleisten und dennoch einen möglichst großen Teil des Tumors freizulegen, um eine vollständige Resektion der Pathologie zu ermöglichen. Abbildung 9 zeigt ein Beispiel: Dieser Patient weist ein kleines Hypophysenadenom auf, das an den Karotiden anliegt. Die Hypophyse liegt neben dem Tumor am Sellaboden. Zusätzlich wurde eine Zyste diagnostiziert. Äußerste Präzision war bei diesem Patienten also von großer Bedeutung. Mittels virtueller Endoskopie und Darstellung aller wichtigen Objekte konnte eine sichere Öffnung des Sellabodens vorbereitet werden.

Durch den Simulationsmodus ist STEPS ein brauchbares Trainingswerkzeug, das unerfahrenen Chirurgen ein Gefühl für den Operationsablauf, die Instrumente und das begrenzte endoskopische Sichtfeld vermitteln kann. Der momentan verwendete Force-Feedback Joystick bietet zwar keine realistische Haptik, der vorgestellte Algorithmus zur Berechnung des haptischen Feedbacks kann aber auf beliebige, fortschrittlichere Instrumente angewandt werden.

Danksagung

Das in diesem Artikel beschriebene Projekt wurde am VRVis Zentrum für Virtual Reality und Visualisierung (www.vrvis.at) und am Institut für Computergraphik und Algorithmen der TU Wien (www.cg.tuwien.ac.at) ausgeführt. Es wurde finanziell von der Agfa Gevaert GmbH (www.agfa.at) und vom Kplus Programm der österreichischen Regierung unterstützt. Mein Dank gilt allen Personen die zum Gelingen meiner Dissertation beigetragen haben, allen voran Katja Bühler, Meister Eduard Gröller, Stefan Wolfsberger, Rainer Wegenkittl, Marie-Thérèse Forster, Lukas Mroz und Christopher Dräger.

Literatur

- [Drä05] C. Dräger. A ChainMail algorithm for direct volume deformation in virtual endoscopy applications. Diplomarbeit, VRVis Research Center/Vienna University of Technology, 2005.
- [NFW⁺04] A. Neubauer, M. Forster, R. Wegenkittl, L. Mroz und K. Bühler. Efficient Display of Background Objects for Virtual Endoscopy using Flexible First-Hit Ray Casting. In *Proc. Eurographics/IEEE TCVG Symposium on Visualization (VisSym '04)*, Seiten 301–310, 2004.
- [NMHW02] A. Neubauer, L. Mroz, H. Hauser und R. Wegenkittl. Cell-Based First-Hit Ray Casting. In *Proc. Eurographics/IEEE TCVG Symposium on Visualization (VisSym '02)*, Seite 77 ff, 2002.
- [NWF⁺04] A. Neubauer, S. Wolfsberger, M.-T. Forster, L. Mroz, R. Wegenkittl und K. Bühler. STEPS - An Application for Simulation of Transssphenoidal Endonasal Pituitary Surgery. In *Proc. of IEEE Visualization 2004*, Seiten 513–520, October 2004.
- [NWF⁺05] A. Neubauer, S. Wolfsberger, M.-T. Forster, L. Mroz, R. Wegenkittl und K. Bühler. Advanced Virtual Endoscopic Pituitary Surgery. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics (TVCG)*, 2005.
- [WFD⁺04] S. Wolfsberger, M.-T. Forster, M. Donat, A. Neubauer, K. Bühler, J. Hainfellner und E. Knosp. Virtual Endoscopy is a Useful Device for Training and Preoperative Planning of Transsphenoidal Endoscopic Pituitary Surgery. *Minimally Invasive Surgery*, (47):214–220, 2004.



André Neubauer schloss 2001 das Studium der Informatik mit Schwerpunkt Computergraphik an der Technischen Universität Wien ab. Seine Diplomarbeit stellte eine neue objektbasierte Ray-Casting Methode vor. Mit seiner Dissertation über virtuelle Endoskopie für endonasale transssphenoidale Hypophysenchirurgie graduierte er im Juni 2005 an der TU Wien zum Doktor der technischen Wissenschaften. Derzeit arbeitet er als Entwickler für die Agfa Gevaert GmbH an der PACS-Software Impax 6.0 R18.