

Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte zur Ausbildungsunterstützung in der Minimal-Invasiven Chirurgie

Christian Kuhn†, Uwe Kühnapfel†, Oliver Deussen‡

†Institut für Angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe
kuhn|jet@iai.kfk.de
<http://iregt1.iai.kfk.de>

‡Institut für Betriebs- und Dialogsysteme
Universität Karlsruhe
oliver@informatik.uni-karlsruhe.de
<http://i31www.informatik.uni-karlsruhe.de/~oliver>

Zusammenfassung

Diese Arbeit präsentiert ein Simulationssystem, das Ausbildung und Training von Chirurgen, insbesondere in der Minimal-Invasiven Chirurgie, sinnvoll unterstützen kann.

Es wird ein echtzeitfähiger Ansatz zur Modellierung und Simulation elastodynamisch deformierbarer Körper vorgestellt und hierbei auch auf eine gute Approximation der realen Objekte eingegangen. Weiterhin wird eine effiziente Methodik zur Erkennung und Behandlung von Kollisionen aufgezeigt, die dem Bediener ein interaktives Manipulieren der Objekte ermöglicht. Abschließend wird der aktuelle Stand der Implementierung anhand eines Demonstrationsmodells vorgestellt.

CR Descriptors: I.3.1 [**Computer Graphics**]: Hardware architecture - *Input devices*; I.3.2 [**Computer Graphics**]: Graphics Systems - *Stand-Alone systems*; I.3.6 [**Computer Graphics**]: Methodology and Techniques - *Interaction techniques*; I.3.7 [**Computer Graphics**]: Three-dimensional Graphics and Realism - *Virtual Reality; Texture*; I.6.3 [**Simulation and Modeling**]: Applications; I.6.8 [**Simulation and Modeling**]: Types of Simulation - *Visual*; J.3 [**Computer Applications**]: Life and Medical Science

1 Einführung

In den letzten Jahren hat sich die Minimal-Invasiven Chirurgie (MIC) fest in der chirurgischen Praxis etabliert. Hierbei wird der operative Eingriff mit Hilfe

einer Endoskopkamera sowie langer, dünner Instrumente durchgeführt, die durch natürliche oder kleine künstliche Körperöffnungen in das Operationsgebiet eingeführt werden.

Die hiermit verbundenen Vorteile für den Patienten wie geringere Schmerzen und schnellere Genesung, bedingen jedoch gewichtige Nachteile für den Operateur: eingeschränktes Sichtfeld und Beweglichkeit, fehlendes Tastgefühl sowie schwierige Handhabung der Instrumente.

Die Technik der Minimal-Invasiven Chirurgie verlangt eine intensive Ausbildung der Operateure, um mit den gestiegenen Anforderungen vertraut zu werden. Durch computer-graphische Methoden kann die Ausbildung und die Lösung weiterer Problemstellungen in der Minimal-Invasiven Chirurgie sinnvoll unterstützt und ergänzt werden [KKK*95, KN94]. Hierbei wird das Operationsfeld mit den Organen und Instrumenten als Rechnermodell nachgebildet, wobei der Bediener interaktiv Einfluß nehmen kann. Operationsvorgänge können so graphisch in Echtzeit simuliert werden. Einsatzgebiete für diesen 'MIC-Trainer' sind:

- Testumgebung für die Instrumenten- und Manipulatorenentwicklung
- Testumgebung für die MIC-Verfahrensentwicklung (Telemanipulation)
- Ausbildung und Training von Operateuren
- Planung chirurgischer Eingriffe
- Medizinische Ausbildung (Anatomiemodelle)

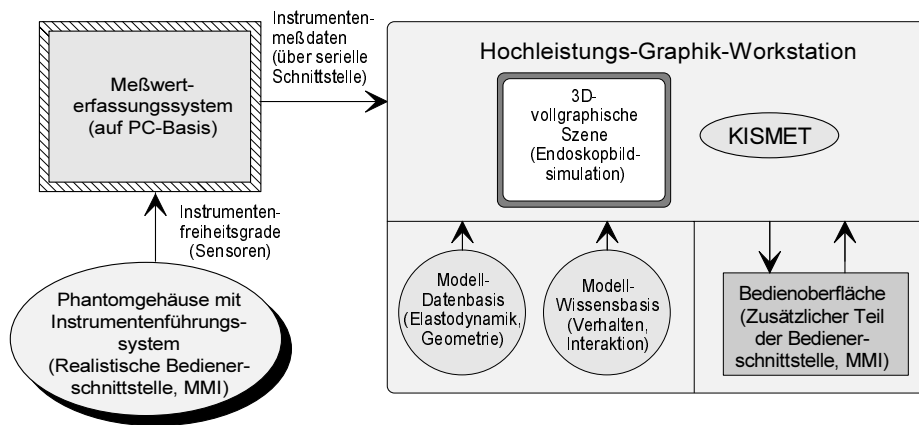


Abbildung 1: Aufbau der im Forschungszentrum Karlsruhe realisierten Simulationsumgebung

2 Anforderungen und Konzept

Für echtzeitfähige graphische Simulationsumgebungen werden sehr hohe Anforderungen an die verwendete Hardware und die implementierte Software gestellt.

In der Fernhantierungstechnik wurde für diese Anwendung das Softwarepaket 'KISMET' (**K**inematic **S**imulation, **M**onitoring and **O**ff-Line **P**rogramming **E**nvironment for **T**elerobotics) am Forschungszentrum Karlsruhe entwickelt [K91]. Das Programm soll Bediener und Planer von Handhabungseinrichtungen während der Vorbereitung und Ausführung von fernmanipulierten Aufgaben in Anlagenbereichen unterstützen, die unzugänglich oder schwierig einzusehen sind.

KISMET basiert auf geometrischen, kinematischen und dynamischen Modellen der Arbeitsumgebung und der Handhabungsgeräte, mit denen dreidimensionale, synthetische Ansichten in Echtzeit erzeugt werden. Aufgrund des gleichen Anforderungsprofils eignet sich KISMET prinzipiell auch für den Bereich der endoskopischen Chirurgie.

Ein modellbasierter, hierarchischer Ansatz soll die Anpassung der virtuellen Szenarien an die verschiedenen medizinischen Einsatzfelder ermöglichen (Laparoskopie, Urologie, Gynäkologie, Neurochirurgie).

Ziel ist eine möglichst realistische Simulation des Operationsfeldes, bei der die endoskopische Sicht vom Rechner nachgebildet wird. Der Echtzeitfähigkeit wird die entscheidende Bedeutung zugemessen, da der Benutzer über die modellierten Instrumente interaktiv in das Operationsfeld eingreift. Die simulierten Organe und Gewebe sollen von den Instrumenten manipuliert werden können.

2.1 Konzeptbildung

Die Simulationsumgebung besteht aus folgenden Komponenten (Bild 1):

- Zentrale Einheit ist eine Hochleistungs-Graphikworkstation, auf der das modifizierte Simulationssystem KISMET betrieben wird. Das eigentliche Operationsfeld wird hierbei ausschließlich im Rechner generiert, die Berechnungen und Graphikausgabe erfolgen in Echtzeit.
- Daneben wird zur Sollwertvorgabe der Instrumente und Effektoren ein Phantomgehäuse benötigt, das dem zu operierenden Körperteil äußerlich nachgebildet ist. Das Gehäuse dient zur Aufnahme der MIC-Instrumentenschäfte und Trokare. Das Griffstück, der Schaft und der Trokar sollten weitgehend von marktüblichen Instrumenten übernommen werden, um eine realistische Bedienung zu ermöglichen. Im Gehäuse werden die MIC-Instrumente in einem mechanischen Führungssystem geführt, das weiterhin die Erfassung der Auslenkung der Freiheitsgrade erlaubt.
- Weiterhin wird ein Meßwertersfassungssystem benötigt, das die Umsetzung der Sensordaten und die Übertragung der Meßdaten zu KISMET erledigt. Über A/D-Wandler werden die Potentiometer-Spannungen der Gelenkwinkel der Instrumentenfreiheitsgrade in digitale Daten umgesetzt. Die Meßdaten werden über eine RS-232-Schnittstelle mit 38000 Bit/s an die Workstation übertragen.

Bei der Realisierung der Simulationsumgebung sind folgende drei Teilaufgaben von besonderer Wichtigkeit:

1. **Elastodynamische Modellbildung:**
Implementierung von Techniken zur Modellierung und Simulation elastodynamisch deformierbarer Objekte, Form- und Strukturänderungen. Die wichtigste Anforderung hierbei ist die Echtzeitfähigkeit.

Das modellierte Gewebe soll hierbei in seinem physikalischen Verhalten möglichst gut nachgebildet werden.

2. **Geometrische Modellbildung:**
Darstellung der geometrischen Modelle in möglichst effizienter Form: Schnelle graphisch Verarbeitung; einfache und plausible Beeinflussung und Manipulation der Geometrien und damit der zugrundeliegenden Datenstrukturen hinsichtlich Form- und Strukturänderungen.

3. **Modellinteraktion:** Interaktionserkennung der verschiedenen Geometriemodelle, Berührung Instrument-Organ, Interaktionsauswertung mit Modellmodifikation, Definition der Verhaltensmuster bei Manipulation durch verschiedene Instrumente, effiziente Kollisionsalgorithmik.

Die Lösungen zu diesen Teilaspekten müssen für die Simulationsumgebung verschmolzen werden. Das Ziel darf also nicht aus verschiedenen Teillösungen bestehen, sondern es muß ein aufeinander abgestimmtes Gesamtsystem entwickelt werden (Bild 2).

2.2 Elastodynamische Modellbildung

Bezüglich der Simulation des elastodynamischen Verhaltens wurde auf den physikalisch-basierten Ansatz von Terzopoulos [TW90, TW91, TV91] zurückgegriffen. Dieser besitzt gegenüber anderen Verfahren der Behandlung deformierbarer Modelle wesentlich einfachere und schnellere Systematik und Algorithmik und ist somit nicht nur zur Animation, sondern auch zur Simulation unter Echtzeitbedingungen geeignet [DK95].

Der Ansatz beruht auf der Erzeugung von Netzen aus Knotenpunkten mit definierter Masse, die durch elastische, plastische oder viskotische Elemente verknüpft werden (Bild 3).

Der methodische Ansatz kann als vereinfachte Finite-Elemente-Methode angesehen werden, wobei sich die Elemente zu nulldimensionalen Masseknoten simplifizieren ('Nodales Modell').

Das System wird durch ein Differentialgleichungssystem 2. Ordnung beschrieben, wobei eine DGL dem klassischen 'gedämpften Masse-Feder-Schwinger' entspricht (Gl. 1). Sehr große Bedeutung besitzt die Netztopologie, die sehr stark die Charakteristik der Deformation und Dynamik beeinflußt.

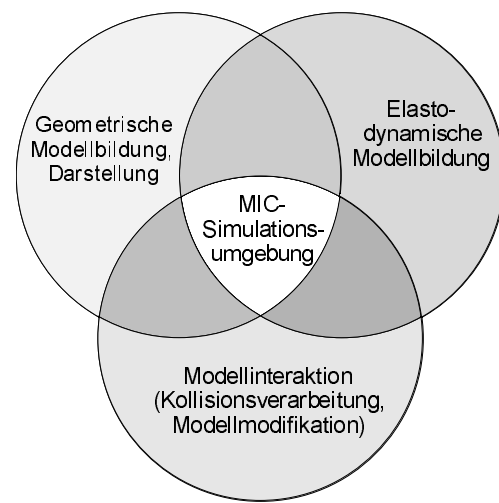


Abbildung 2: Strukturelles Modellbildungskonzept der MIC-Simulationsumgebung

$$m_i \frac{d^2 x_i}{dt^2} + \gamma_i \frac{dx_i}{dt} + g_i = f_i \quad (1)$$

Hierbei ist:

- x_i : Ortskoordinate des Masseknotens, ($x_i = x_i(t)$)
- m_i : Masse des Knotens
- γ_i : Dämpfungskoeffizient
- g_i : Innere Kräftesumme am Masseknoten, ($g_i = g_i(t, x_i)$)
- f_i : Am Masseknoten angreifende äußere Kraft, ($f_i = f_i(t)$)

Hinsichtlich der Genauigkeit werden im Rahmen der Simulationsziele keine großen Anforderungen gestellt, viel wichtiger ist eine möglichst geringe Rechenzeit, um den Echtzeitanforderungen zu genügen. Diese Anforderungen schließen implizite und stark rückgreifende numerische Verfahren aus. Die Stabilität des Systems muß jedoch jederzeit gewährleistet sein, die benötigte Integrationsschrittweite darf den Bereich der dynamischen Zeitkonstanten des Systems nicht erreichen.

Dies kann durch eine geeignete Netztopologie, effiziente numerische Verfahren sowie Parallelisierung (Mehrprozessorsysteme) unterstützt werden.

2.2.1 Repräsentation elastodynamischer Objekte, Netztopologie

Eine große Bedeutung für das elastodynamische Verhalten eines Objektes und dessen Stabilität hat die Topologie des verwendeten Massepunkt-Feder-Netzes. Hierbei sind die verschiedensten Ansätze möglich, die

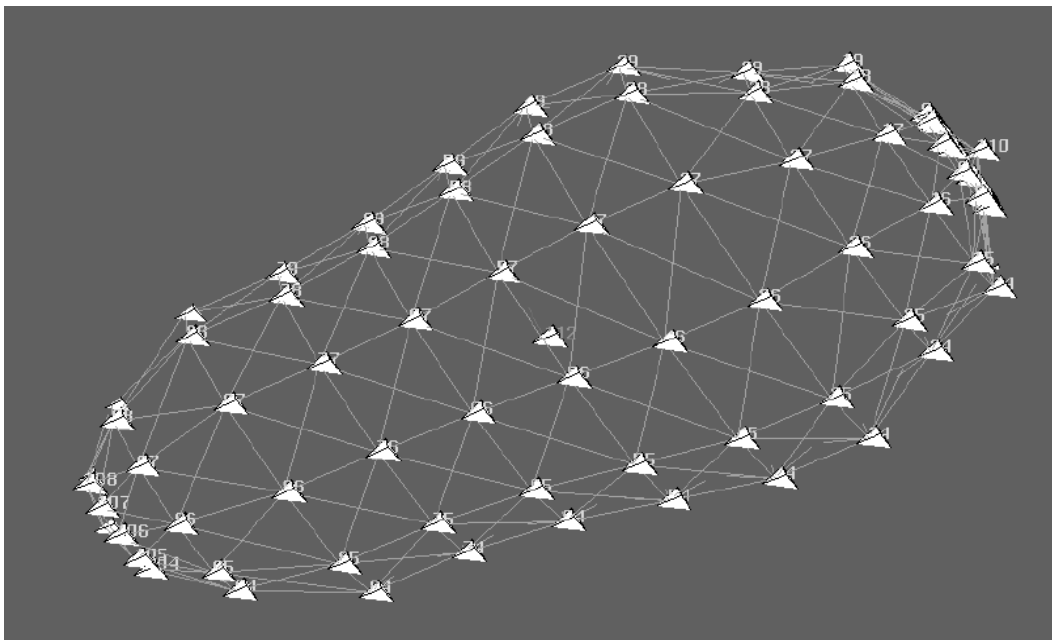


Abbildung 3: Elastodynamische Modellierung mit Masseknoten und Verbindungselementen

bis hin zu komplexen mehrschichtigen Elastizitätsmodellen reichen.

Als günstige Topologie hat sich eine dreistufige Variante herausgestellt, die auch der reinen Oberflächenvisualisierung der Modelle entgegenkommt.

Die oberste Schicht besteht aus einem Netz von frei beweglichen Knotenpunkten, die direkt an entsprechende Geometriepunkte gekoppelt sind und somit die Oberfläche des Objektes repräsentieren. Jedem Knoten wird eine definierte Masse und Viskosität zugeordnet. Alle benachbarten Knoten werden über Federelemente verbunden, zur Verhinderung von Scherungseffekten auch kreuzweise.

Die Ausgangslage dieser freien Knoten spiegelt die ursprüngliche Form des elastodynamischen Objektes wieder, energetisch gesehen in Form eines Minimums der inneren Energie. Jede Auslenkung hat eine Erhöhung der Deformationsenergie zur Folge, die sich durch eine rückstellenden Kraft in Richtung der Ausgangslage des Knotens äußert.

Die Formerhaltungs-Kraft wird im Modell durch ein zusätzliches Federelement repräsentiert. Diesen Ansatz kann man auch wie folgt interpretieren: Zur Berechnung der Elastodynamik werden nicht die absoluten Auslenkungen der Masseknoten berücksichtigt, sondern nur die relativen Verschiebungen gegenüber den Ausgangspositionen.

Eine Gruppe freier Masseknoten bezieht sich auf einen zentralen Knoten ('Vaterknoten'), auf dem sich alle formerhaltenden Kräfte der zugehörigen freien Knoten aufsummieren. Dieser dient als 'Aufhängung' der entsprechenden freien Knoten und ermöglicht

eine Verschiebung des energetischen Minimums. Die Vaterknoten haben keinen direkten Geometriebezug, können jedoch auch durch Verbindungselemente untereinander und mit freien Knoten verknüpft werden. Dieser Ansatz ermöglicht sowohl eine relative Bewegung von Objektteilen untereinander als auch eine globale Bewegung des Objektes im virtuellen Raum.

Erweiterungen dieses allgemeinen Ansatzes zur Repräsentation elastodynamischer Objekte beziehen sich auf:

- Einwirkung von Schwerkraft
- Verknüpfung verschiedener elastodynamischer Objekte
- Bewegungsbeschränkung im Raum, Bindungen
- Einbindung weiterer elastischer Elemente für komplexere Objekte, z.B. Adern: Torsionselemente, Biegefederelemente, Richtungselemente usw.

Die an einem Masseknoten resultierende innere Kraft kann als Vektor auf dem Bildschirm visualisiert und auch über eine Schnittstelle an externe Prozesse oder Rechner übergeben werden. Dies ist für eine Kraftrückkopplung notwendig, bei der der Bediener des MIC-Trainers die ausgeübten Kräfte am Eingabeinstrument spürt.

2.3 Gute nodale Approximation deformierbarer Körper

Neben der oben erwähnten Netztopologie sind viele weitere denkbar. So können deformierbare Körper auch über völlig innenliegende Systeme modelliert

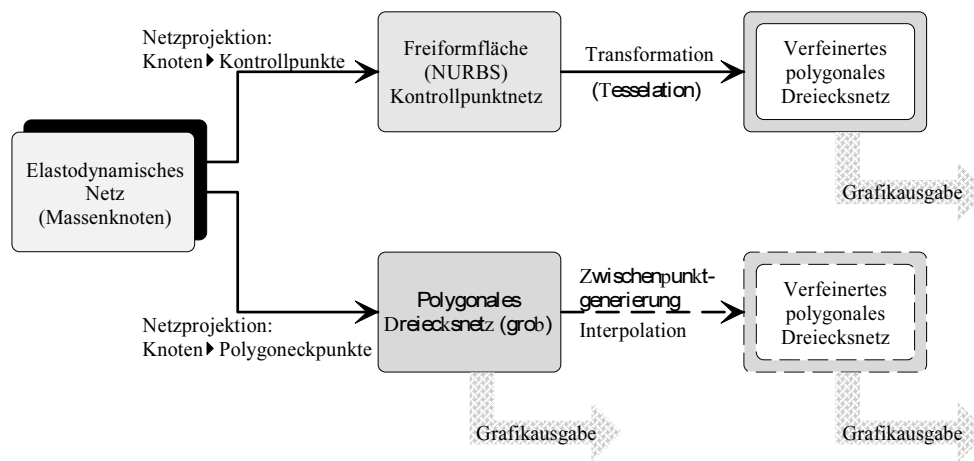


Abbildung 4: Struktur der Grafikausgabe elastodynamischer Objekte

werden, die Masseknoten können regelmäßig oder zufallsverteilt sein. Dämpfung kann global oder über Dämpfungselemente modelliert werden.

Ist die Topologie festgelegt, so stellt sich die Frage, wie gegebene elastodynamische Eigenschaften des Körpers (Elastizität, Viskosität oder Plastizität) über das System approximiert werden können.

Festzulegende Parameter sind die Massen der Masseknoten und die Feder- bzw. Dämpfungskonstanten der Verbindungselemente.

Während zur Bestimmung der Massenverteilung bei gegebenen Massenmomenten des Körpers ein Kubatur-Ansatz angewendet werden kann [DKT95] und die Dämpfungskonstanten, wie in der Mechanik üblich, aus den Federkonstanten und globalen Parametern abgeleitet werden, müssen die Federkonstanten über ein Optimierungsverfahren bestimmt werden.

Hierzu ist es hilfreich, daß Feder/Masse-Systeme über Finite Element Methoden (FEM) effizient behandelt werden können. In der Baustatik verwendete Fach- oder Tragwerksverfahren [KW91] lassen sich auf Feder/Masse-Systeme anwenden. Auf diese Weise sind insbesondere Kräftegleichgewichtszustände effizient berechenbar.

Ausgehend von Referenzverformungen, die über die gegebenen elastodynamischen Eigenschaften berechnet werden, sind über probabilistische Optimierungsverfahren wie Simulated Annealing [DKT95] gute Approximationen erzielbar.

Zusätzliche Bedingungen wie die Übereinstimmung des Eigenfrequenzspektrums sowie Homogenitätseigenschaften für Federkonstanten müssen eingeführt werden, um optimale Resultate zu erzielen.

In einer Folge von Versuchen werden Federkonstanten verändert und das Gesamtverhalten des Feder/Masse Systems beobachtet. Je nach Optimie-

rungsalgorithmus wird jede oder auch nur manche Verbesserung übernommen.

Der Kräftegleichgewichtszustand wird über die oben erwähnten FEM mittels Lösung eines linearen Gleichungssystems auf der Grundlage von Bandmatrizen berechnet. Systeme mit mehreren hundert Federelementen können auf diese Weise optimiert werden. Anisotropien sind genauso wie Inhomogenitäten darstellbar.

Die optimierten Systeme approximieren (je nach Art und Granularität) die gegebenen elastomechanischen Eigenschaften sehr genau. Im Fall der Simulation von Organen sind die Genauigkeitsanforderungen jedoch nicht so hoch, da die Eigenschaften der Organe selbst in hohem Maße variieren und bisher auch nur unzureichend beschrieben wurden. Daher sind relativ einfache Modelle und Integrationsmethoden anwendbar, was die Echtzeitdarstellung komplexer Szenarien möglich macht.

2.4 Geometrische Modellbildung

Aus Effizienzgründen werden die Organe und Gewebe durch reine Oberflächenmodelle abstrahiert, welche sich auch einfach mit dem gewählten elastodynamischen Netzansatz verbinden lassen. Als Grundlage der geometrischen Modellbildung wurde ursprünglich ein Freiformflächenansatz auf Basis von NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines, [Pie91]) verwendet.

Die Vorteile der NURBS liegen in der einfachen Manipulierbarkeit des Modells durch Verschieben nur weniger Kontrollpunkte und in der stets glatten Darstellung des Objektes, welches der Modellierung von realen Geweben entgegenkommt.

Ein großer Nachteil liegt jedoch in dem großen Rechenaufwand, der für die Umwandlung der ma-

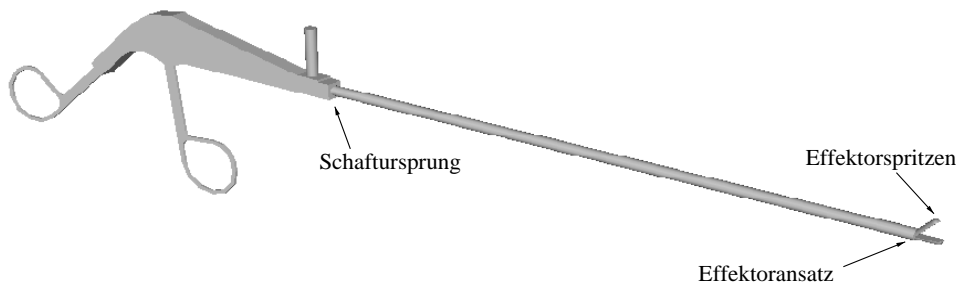


Abbildung 5: Typisches MIC-Instrument (Greifer) als Modell

thematischen Beschreibungsform der NURBS in die rein geometrischen Daten eines polygonalen Netzes benötigt wird (Tesselation).

Deshalb wurde zusätzlich eine direkte Ausgabe der elastodynamischen Modelle als polygonale Netze implementiert (Bild 4). Dieses Vorgehen beschleunigt zwar die Grafikausgabe erheblich, gleichzeitig verschlechtert sich die visuelle Qualität der Modelle bei gleicher elastodynamischer Modellierungsgüte (Anzahl der Masseknoten bleibt konstant).

Ein trivialer Ausweg ist die Erhöhung der freien Masseknoten in einem elastodynamischen Modell, welcher aber den Aufwand zur Berechnung der Elastodynamik stark erhöht. Zur Realisierung der Gouraud-Schattierung werden nach jedem Berechnungsschritt die Normalenvektoren der Masseknoten aktualisiert.

Um glattere Oberflächen und damit eine realistischere Darstellung zu erreichen, ist eine Verfeinerung des polygonalen Netzes notwendig. Da die Rechenzeit jedoch begrenzt ist, kann dies nicht mehr einfach durch eine Erhöhung der Anzahl der freien Masseknoten erfolgen, sondern zwischen den vorhandenen Knotenpositionen müssen weitere geometrische Punkte sinnvoll eingefügt werden, um mit deren Hilfe ein verfeinertes Dreiecksnetz zu 'spinnen'.

Dieser Schritt kann direkt vor der eigentlichen Grafikausgabe erfolgen (Bild 4, gestrichelt).

Aus dem vorhandenen Grundgerüst der Masseknoten müssen die Zwischenpunkte generiert werden, um bei minimalem Zeitaufwand glattere Oberflächen zu erzeugen. Hierbei können verschiedene Interpolationsverfahren herangezogen werden, auch unter Berücksichtigung der Normalenvektoren und Verwendung von Spline-Techniken.

2.5 Modellinteraktion, Kollisionsverarbeitung

Als Modellinteraktion wird in diesem Zusammenhang das Manipulieren der elastodynamischen Modelle durch die simulierten MIC-Instrumente bezeichnet. Dies umfaßt folgende Teilaufgaben:

- **Kollisionserkennung:**
Das Zusammentreffen eines Instrumentes mit einem elastodynamischen Objekt muß korrekt erfaßt werden. Dies beinhaltet eine rein geometrische Überprüfung auf einen gemeinsam belegten 3D-Raum, die jedoch aufgrund der Echtzeitanforderungen sehr schnell sein muß.
- **Kollisionsbehandlung:**
Je nach Art der Kollision, Instrumententyp, kollidierende Teile und Eigenschaften des elastodynamischen Objektes muß die Wechselwirkung unterschiedlich erfolgen. Das Greifen eines Objektes mit einer Schere erfordert beispielsweise eine andere Reaktion als ein Anpacken mit einem Clip-Applikator.
- **Modellmodifikation:**
Aus der Kollisionsbehandlung erfolgt die Modifikation des interagierenden elastodynamischen Objektes. Im einfachen Fall sind nur Positionen zu korrigieren, bei komplexeren Manipulationen sind jedoch neue Punkte einzufügen oder auch ganze Objekte zu trennen (z.B. beim Schneiden).

Da nicht nur eine Kollisionserkennung, sondern auch eine Reaktion des elastodynamischen Objektes auf die Interaktion erfolgt, ist die Kollisionsbehandlung wesentlich aufwendiger und fehlerträchtiger als entsprechende Aufgabenstellungen in der Robotik. Angestrebt werden soll ein möglichst realistisches Interaktionsverhalten unter der strengen Anforderung der Echtzeitfähigkeit.



Abbildung 6: Interaktionskonzept

2.5.1 Diskretisierungsproblematik

Das Hauptproblem bei der Kollisionserfassung besteht in der mehrfachen Diskretisierung der Modelle und der Simulation.

- Räumliche Diskretisierung:
Die Geometrie wird aufgrund der elastodynamische Modellierung durch diskrete Randpunkte repräsentiert (Masseknoten, nodales Modell). Das ursprüngliche Volumenmodell wird also durch ein dreidimensionales Netz von eindimensionalen Punkten abstrahiert, das die Oberfläche des Modells nachbildet.
- Zeitliche Diskretisierung:
Die die Elastodynamik bestimmenden Differentialgleichungen werden zur Simulation in Differenzgleichungen transformiert. Die zur Integration verwendeten endlichen Zeitschritte können aufgrund der Echtzeitbedingungen nicht beliebig verkleinert werden.

Die Kollisionserkennung muß ein Konzept enthalten, trotz dieser Problematik eine sichere Erfassung der Interaktionen zu ermöglichen. Die in der Robotik übliche Methodik, alle einzelnen Geometriefacetten des Instrumentes gegenüber allen Facetten des elastodynamischen Objektes auf räumliche Überschneidung zu testen, ist aufgrund der hohen Rechenzeit unter den gegebenen Anforderungen nicht direkt übernehmbar. Bei den verwendeten MIC-Instrumenten ergibt sich jedoch eine Möglichkeit zur Vereinfachung dieser Vorgehensweise, indem man die bekannte Geometrie durch ein stark vereinfachtes Interaktionsmodell abstrahiert. Die für die Interaktion charakteristischen Punkte und Strecken (Bild 5) werden hierbei durch Hüllzylinder umgeben, die nunmehr effektive Kollisionsdetektionen ermöglichen.

2.5.2 Interaktionskonzept

Das implementierte Konzept beruht auf einem hierarchischen Prinzip, um die Rechenzeit der Überprüfungen zu minimieren. Jeder Schritt wird nur durchgeführt, wenn der vorangegangene erfolgreich war.

Zuerst wird durch den Test auf einen gemein-

sam belegten Teilraum geprüft, welche der vorhandenen elastodynamischen Objekte für eine eventuelle Interaktion mit dem Instrument in Frage kommen (Bounding-Box-Test, Hüllkugeltest).

Nur für die äußeren Masseknoten dieser Objekte erfolgt nunmehr eine Überprüfung, ob diese im Einflußbereich der charakteristischen Instrumentenstrecken liegen. Ist dies für einen Knoten erfüllt, so muß für einen Plausibilitätstest die genauere Geometrie und Funktion des interagierenden Instrumententeils herangezogen werden, um nur sinnvolle Interaktionen zuzulassen.

Hierbei werden auch die Nachbarschaftsbeziehungen der Knoten und deren Normalenvektoren einbezogen, da bei deformierbaren Objekten ansonsten unplausible Effekte wie das 'Ankleben' und 'Springen' von Masseknoten an das Instrument auftreten. Für eine effiziente Interaktionsbehandlung wird eine verkettete Liste angelegt, in der die aktuellen Nachbarschaftsbeziehungen der Knoten verzeichnet sind.

Alle erfaßten Knoteninteraktionen eines Objekts werden in eine Interaktionsliste eingereiht, versehen mit einer Kennung, die die Art des Kontaktes charakterisiert. Dieses Vorgehen hat zwei Vorteile:

Zum einen können nach dem nächsten Zeitschritt die schon interagierenden Knoten explizit verarbeitet werden, ohne den gesamten Zyklus der Kollisionserkennung zu durchlaufen. Außerdem ist es hiermit möglich, mit jedem Knoten Informationen zu dessen Vorgeschichte zu verwerten, um die entsprechenden Kollisionsauswertungen auszuführen.

Desweiteren wird für eine mechanische Kraftrückkopplung die Ausgabe des am Instrument wirkenden Kraftvektors benötigt. Hierzu werden die Kräfte der Knoten in der Interaktionsliste, die also mit dem jeweiligen Instrument interagieren, aufsummiert. Am Schaft angreifende Kräfte werden entsprechend gewichtet, um einen gemeinsamen Kraftvektor abzuleiten, der am Effektor angreift.

Beim Betätigen des Effektors wird je nach Instrumententyp eine zugehörige Funktion aufgerufen, die die entsprechenden simulierten Manipulationen und Modellmodifikationen organisieren und durchführen.

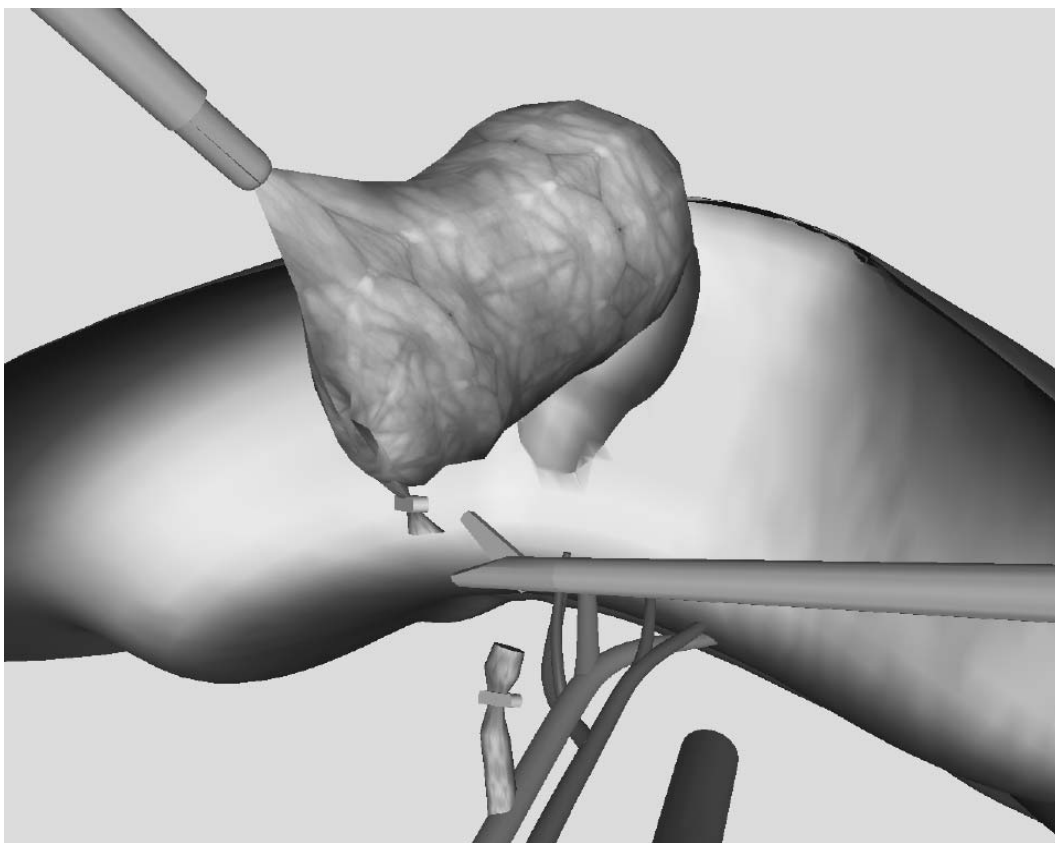


Abbildung 7: Prototypisches Szenario mit Greifer, Schere und deformierbaren Organen mit Clips

Neben den durch die physikalisch-basierte Modellbildung bedingten Gegebenheiten muß hierbei auch auf eine Interaktions-Wissensbasis zurückgegriffen werden, um realistische Interaktionen und Manipulationen zu ermöglichen.

3 Demonstrationsmodell

Implementiert wurde ein prototypisches Szenario einer Gallenblasenoperation mit deformierbaren und beweglichen Organen, die mit verschiedenen simulierten Instrumenten interagieren können.

- Gallenblase, modelliert als NURBS mit 252 Kontrollpunkten (wahlweise auch als Polygonnetz mit 194 primären Eckpunkten), die Elastodynamik wurde realisiert mit 194 freien Masseknoten mit Dämpfungselementen, einem Zentralknoten und 756 Federelementen.
- Gallengang, modelliert als NURBS mit 140 Kontrollpunkten (oder als Polygonnetz mit 120 primären Eckpunkten); die Elastodynamik wurde realisiert mit 120 freien Masseknoten mit Dämpfungselementen, 10 Zentralknoten und 453 Federelementen.
- Beide elastodynamische Modelle sind gekoppelt, so daß eine Bewegung des einen Modells

die Bewegung des anderen entsprechend beeinflußt. Die Modelle sind nicht nur in sich deformierbar, sondern auch als ganzes frei im virtuellen Raum beweglich.

- Durch aufprojizierte Texturen (erzeugt aus anatomischen Bildern) sowie die zusätzliche Darstellung weiterer Organstrukturen in Polyederformat (Leber, Gefäße) wird der optische Realismus erhöht.
- Mit Hilfe dreier MIC-Instrumente (Greifer, Clip-Applikator, Schere) ist eine interaktive Manipulation des modellierten Organes möglich (Bild 7). Hierzu erfolgt eine direkte Lagevorgabe des Instrumentes und des Endoskopes durch den Phantomtrainer.
- Mit dem simulierten Clip-Applikator kann am Gallengang ein virtueller Clip gesetzt werden, der die Wände des Gallengangs zusammendrückt und damit die Gallenverbindung unterbricht (Simulation des realen Operationsvorganges bei einer Gallenblasenentfernung, Clips werden in der Chirurgie zum Verschuß von Gefäßen verwendet). Der festgeklemmte Clip bewegt sich frei mit dem elastodynamischen Gallengangmodell mit.

- Mit der virtuellen Schere lassen sich elastodynamische Strukturen auftrennen. Hierzu werden die interagierenden Knoten vervielfacht und den geschnittenen Teilmodellen zugeordnet und verknüpft. Dies beinhaltet eine Neuorganisation der zugrundeliegenden Datenstruktur.

Auf einer Silicon Graphics 'Onyx' mit 2 Prozessoren (MIPS 4400, 200 MHz Taktrate) und VTX-Grafiksubsystem ist eine Bildwiederholrate von 10 Bildern/sec. mit NURBS-Geometrien möglich, mit reinen polygonalen Modellen sind bis zu 20 Bilder/sec erreichbar.

Der erste Prozessor wird hierbei rein für die Berechnung der Elastodynamik und der Interaktionen eingesetzt, alle anderen Aufgaben, inklusive der Datenaufbereitung für die Grafikausgabe, übernimmt der zweite Prozessor. Die Verwendung von Texturen erhöht erheblich die Qualität und den Realismus der erzeugten Bilder, ohne die Bildwiederholrate wesentlich zu beeinflussen, da das Grafiksubsystem eine reine Hardwaretexturierung ermöglicht.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Die prinzipielle Eignung der vorgestellten Simulationsumgebung zur Unterstützung der Ausbildung und des Trainings von Chirurgen konnte anhand des Demonstrators gezeigt werden. Die Resonanz bei Chirurgen als späteren Anwendern des Systems war durchaus positiv, der Einsatz computergraphischer Methoden und der Simulationstechnik wird als sinnvolle Ergänzung der ärztlichen Ausbildung angesehen.

Im Teilbereich der Interaktion zwischen elastodynamischen Modellen und Instrumenten (Kollisionsbehandlung) sind aufgrund der angesprochenen Diskretisierungsproblematik noch einige prinzipielle Untersuchungen und Arbeiten zu leisten, um ein realistischeres Interaktionsverhalten zu erzielen. Die Implementierung weiterer chirurgischer Sonderfunktionen (Präparieren, Koagulieren) ist vorgesehen.

Literatur

- [DK95] DEUSSEN O., KUHN C.: Echtzeitsimulation deformierbarer Objekte über nodale Modelle. In *Proc. Integration von Bild, Modell und Text* (1995), Strothotte T., Lorenz P., (Eds.), ASIM Mitteilungen No. 46, University of Magdeburg.
- [DKT95] DEUSSEN O., KOBBELT L., TÜCKE P.: Using simulated annealing to obtain good

approximations of deformable bodies. In *Computer Animation and Simulation '95 (Proc. Sixth Eurographics Workshop on Animation and Simulation)*. Springer, 1995.

- [K91] KÜHNAPFEL U.: *Grafische Realzeitunterstützung für Fernhandhabungsvorgänge in komplexen Arbeitsumgebungen im Rahmen eines Systems zur Steuerung, Simulation und Off-Line-Programmierung*. PhD thesis, Universität Karlsruhe, 1991.
- [KKK*95] KÜHNAPFEL U., KRUMM H., KUHN C., HÜBNER M., NEISIUS B.: Endosurgery simulation with kismet. In *Proc. Virtual Reality World '95* (1995), Stuttgart.
- [KN94] KÜHNAPFEL U., NEISIUS B.: Realtime graphical computer simulation for endoscopic surgery. In *Medicine meets Virtual Reality II* (1994), San Diego.
- [KW91] KNOTHE K., WESSELS H.: *Finite Elemente*. Springer, 1991.
- [Pie91] PIEGL L.: On nurbs: A survey. *IEEE Computer Graphics & Applications* (1991).
- [TV91] TERZOPOULOS D., VASILESCU M.: Sampling and reconstruction with adaptive meshes. In *Proc. Computer Vision Conf. (CVRR '91)* (1991), Maui.
- [TW90] TERZOPOULOS D., WATERS K.: Physically-based facial modelling, analysis and animation. *The Journal of Visualization and Computer Animation I* (1990), 73–80.
- [TW91] TERZOPOULOS D., WATERS K.: Techniques for realistic facial modeling and animation. In *Computer Animation '91* (1991), Springer Tokyo, pp. 59–74.