

Bestimmung und Visualisierung von Abstandsmaßen für die interaktive Chirurgesimulation

S. Adler¹, I. Rössling², M. Fröhlich³, C. Wex³, L. Dornheim², R. Mecke¹

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

² Dornheim-Medical-Images GmbH, Magdeburg, Deutschland

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

Kontakt: simon.adler@iff.fraunhofer.de

Abstract:

Die Etablierung neuer Operationsmethoden hängt unter anderem davon ab, welche chirurgischen Eingriffe mit dieser Methode erfolgen können und Vorteile für den Patienten bieten. Eine zentrale Fragestellung bei minimalinvasiven Verfahren ist, ob das Operationsgebiet von einem geplanten Zugang aus erreicht werden kann und ob die dann dort verbleibenden Freiheitsgrade die notwendigen Prozeduren ermöglichen. Dieser Beitrag beschreibt eine Methode, mit der kritische Abstände zwischen Instrumenten und anatomischen Strukturen in Echtzeit bestimmt und quantitativ visualisiert werden können. Das Verfahren bildet einen Teil einer virtuellen Testumgebung, mit der Chirurgen zukünftig bei der Erprobung neuer Operationsmethoden und -instrumenten unterstützt werden sollen.

Schlüsselworte: Chirurgesimulation, Visualisierung, Abstandsberechnung

1 Problem

Bei der minimal-invasiven Chirurgie (MIC) werden grundlegende fachliche Qualifikationen durch Fortbildungen erlangt, bei denen der Chirurg einem Experten bei MIC-Eingriffen assistiert. Sowohl der Experte als auch der Chirurg in der Fortbildung sind während dieser Zeit im Krankenhausalltag eingebunden. Die Fortbildungszeit hängt damit von geeigneten MIC-relevanten Fallzahlen, aber auch von den Verfügbarkeiten des lernenden Chirurgen und des lehrenden Experten ab. Durch Computersimulatoren kann der Lernfortschritt gemessen und automatisiert bewertet werden [1]. Hierdurch kann die Fortbildungszeit verkürzt werden, da das Training motorischer Fähigkeiten patientenfern und vom Experten unabhängig erfolgen kann.

Der primäre Trend in der MIC besteht in der Verringerung von Traumata, wodurch die Genesungszeit verkürzt und das kosmetische Ergebnis verbessert werden. Bei der Single-Port Technik (SPT) werden, im Vergleich zur klassischen MIC, das Endoskop sowie die erforderlichen Instrumente nebeneinander durch einen Zugang (meist im Bauchnabel des Patienten) eingeführt. Bisher gibt es zur SPT vor allem Berichte einzelner Kliniken, wobei für eine weite Etablierung die Machbarkeit und die Vorteile für Patienten wissenschaftlich untersucht werden müssen [2]. Ein wesentlicher Aspekt ist hierbei, ob durch einen geplanten Zugang das Zielgebiet der Operation erreicht werden kann und ob die dort verbleibenden Freiheitsgrade ausreichen um die notwendigen Prozeduren durchzuführen. Bisher wird dies durch sukzessive Erweiterung bereits etablierter Operationen beantwortet, wobei die SPT ohne Verfahrenswechsel in eine konventionelle MIC oder in einen offen-chirurgischen Eingriff konvertiert werden kann.

Um das Testen von Zugängen, alternativen Zugangswegen und Operationen mit neuen Methoden zu unterstützen, wird eine VR-Simulation als Testumgebung entwickelt. Die Testumgebung soll den Chirurg bei der Beantwortung derartiger Fragestellungen unterstützen und dabei potentielle Sicherheitsrisiken aufzeigen.

In der Simulation besteht unter anderem die Möglichkeit, vorhandene Instrumente zu variieren, so dass der Chirurg prüfen kann, ob Anpassungen vorhandener Instrumente Vorteile für eine Operation bringen oder diese erst ermöglichen. Zu Beginn kann der Chirurg in der Testumgebung Zugänge in einer Volumendarstellung der diagnostischen Bilddaten definieren und vergleichen. Die reine Volumendarstellung wird in weiteren Schritten mit 3-D Modellen der anatomischen Strukturen ergänzt. Nach der Definition des Zugangs kann anhand statischer Modelle die Navigation in das Zielgebiet erprobt werden, um kritische Bereiche während der Navigation zu identifizieren. Hierfür wird für die Instrumente ein kritischer Abstand definiert. Beim Unterschreiten dieses Abstandes soll die noch verbleibende Distanz bis zu einem Kontakt in Echtzeit bestimmt und auf den Oberflächen der betroffenen anatomischen Strukturen visualisiert werden. Zur Bestimmung der Abstände eignen sich keine Verfahren der Kollisionserkennung, da eine Annäherung von Eintreten

eines Kontaktes ermittelt werden muss. Im Bereich medizinischer Anwendungen sind nur wenige Arbeiten bekannt, die die Berechnung von Abständen zwischen triangulierten Modellen fokussieren. Preim et al. [3] verwenden eine Approximation mit hierarchischen Kugelvolumina, wobei das Verfahren nicht dynamische und in der Position unveränderliche Modelle fokussiert. Rössling et al. [4] nutzen Quader als hierarchische Hüllkörper, die im Masseschwerpunkt (Baryzentrum) der beinhalteten Primitive unterteilt werden, als Suchbäume. Solche Verfahren erfordern jedoch Vorberechnungen der hierarchischen Strukturen, die bei dynamischen Modellen (affine Transformation und Deformation) aktualisiert werden müssen, wodurch die Echtzeitfähigkeit nicht mehr garantiert werden kann.

2 Methoden

Die vorgestellte Methode adressiert interaktive Simulationen mit statischen und dynamischen virtuellen Modellen. Statische Modelle können interaktiv durch affine Transformationen manipuliert werden. Dynamische Modelle (Organe, Gefäße) können zusätzlich einer Gewebesimulation unterliegen, so dass auftretende Kräfte während Interaktionen zu Formveränderungen führen können. Die Methodik wurde für die beschriebene Testumgebung entwickelt und eignet sich auch für den Einsatz in Trainingssimulationen.

Für jedes Instrument I der Simulation wird ein Mindestabstand d_{MIN}^I definiert, den es zu anatomischen Strukturen einhalten sollte. Außerhalb dieses Abstandes gilt die Annäherung des Instrumentes als unkritisch. Für die Oberflächenmodelle der Organe und Gefäße wird in Echtzeit ermittelt, ob ein Instrument diesen Mindestabstand unterschritten hat. Diese Berechnung erfolgt auf Basis der Eckpunkte der Organ- und Gefäßmodelle. Um eine interaktive Simulation auch bei mehreren komplexen Modellen zu gewährleisten, wird in Abschnitt 2.1 ein Verfahren zur Verteilung der Berechnung auf mehrere Simulationsschritte beschrieben. Organ- und Gefäßmodelle haben unterschiedliche Modelleigenschaften, die in den Abschnitten 2.2 und 2.3 zur effizienten Berechnung der Abstandsmaße differenziert betrachtet werden.

2.1 Verteilung der Abstandsdetektion

Um Abstandsberechnungen für Modelle mehrerer anatomischer Strukturen (z.B. Abdomen) in Echtzeit zu ermöglichen, wird die Berechnung auf mehrere Zeitschritte aufgeteilt. Dennoch muss eine möglichst geringe Latenz zur Detektion eines unterschrittenen Mindestabstandes gewährleistet werden. Hierfür wird der maximale Mindestabstand $d_{MAX} = \max(d_{MIN}^I)$ aller Instrumente ermittelt, ab dem eine Distanz für alle Instrumente unkritisch ist. Für jedes anatomische Modell werden die Eckpunkte mittels Mersenne-Twister [5] in Objekt-Listen L_i^O randomisiert. Befindet sich die Oberfläche eines Instrumentes I zum Eckpunkt p_k^O eines Organs O in einer kritischen Distanz $d(p_k^O) \leq d_{MIN}^I$ erfolgt die Risikoeinstufung $r_k^O = d(p_k^O)/d_{MIN}^I$, anhand derer der Eckpunkt in die gemeinsame Risiko-Liste L^R als *kritischer Eckpunkt* einsortiert wird.

In jedem Simulationsschritt wird das Zeitintervall zur Abstandsberechnung vorgegeben. Die Berechnung erfolgt in zwei Phasen (Abb. 1). Die erste Phase nutzt maximal die Hälfte der vorgegebenen Zeit zur Aktualisierung kritischer Abstände in L^R . Ausgehend vom kritischsten Eckpunkt werden die Abstände und die Risikoeinstufungen aktualisiert. Gilt der Abstand nicht mehr als kritisch, wird der Punkt aus L^R entfernt und an die zugehörige Liste L_i^O angefügt.

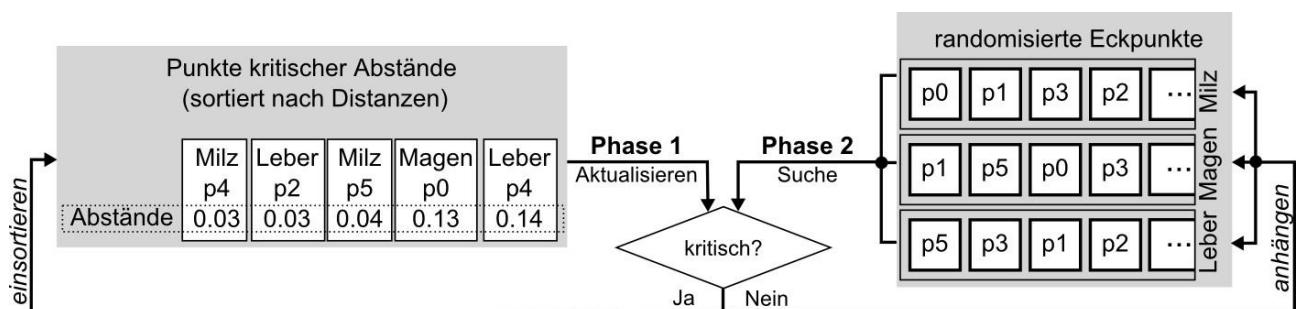


Abb. 1: In Phase 1 werden Punkte kritischer Abstände aktualisiert. In Phase 2 werden neue kritische Abstände gesucht.

In der verbleibenden Zeit des Zeitintervalls werden neue kritische Abstände in der zweiten Phase ermittelt. In jeder Berechnung wird ein Eckpunkt einer Objekt-Liste L_i^O untersucht. Die Liste wird über eine Zufallsfunktion (Gewichtung abhängig von der Eckpunktanzahl) ausgewählt. Liegt ein neuer kritischer Abstand vor, wird der Endpunkt in L^R verschoben. Ansonsten wird der Punkt wieder in L_i^O angefügt.

Durch die Verteilung der Berechnung auf mehrere Simulationsschritte und den randomisierten Test der Eckpunkte wird eine geringe Latenz erreicht. Da in den Simulationsschritten ein festes Zeitintervall zur Ermittlung kritischer Bereiche verwendet wird, ist auch eine Integration in komplexe Simulationsumgebungen möglich.

2.2 Abstandsdetektion für Organe

Modelle der Organe werden durch triangulierte Oberflächennetze repräsentiert, bei denen je Eckpunkt p_i^O eine Oberflächennormale \vec{n}_i^O definiert ist. Beim Suchen nach kritischen Eckpunkten (Abb. 1, Phase 2) erfolgt ein Schnitttest zwischen einem Strahl in Richtung der Normalen mit $r_i = p_i^O + d_{MAX}\vec{n}_i^O$ und den Instrumentenoberflächen (Abb. 2, A). Durch die Verwendung hierarchischer Hüllkörper sowie die Begrenzung der Strahlenlänge auf d_{MAX} kann ein Schnittpunkt frühzeitig ausgeschlossen werden (early reject).

Für jeden Schnittpunkt auf einem Instrument wird der Abstand zum Eckpunkt $d(p_i^O)$ ermittelt. Ist dieser Abstand geringer als der mit dem Instrument assoziierte Sicherheitsabstand d_{MIN}^I gilt der Eckpunkt als potentiell kritisch und wird für die weitere Aktualisierung vorgesehen. Bei der Aktualisierung der kritischen Abstände (Phase 1, Abb. 1) wird um den potentiell kritischen Eckpunkt p_i^O ein Kugelvolumen mit dem Radius d_{MAX} gebildet. Für jedes Instrument werden die Schnittpunkte p_j^{SI} mit dem Kugelvolumen bestimmt (Abb. 2, B).

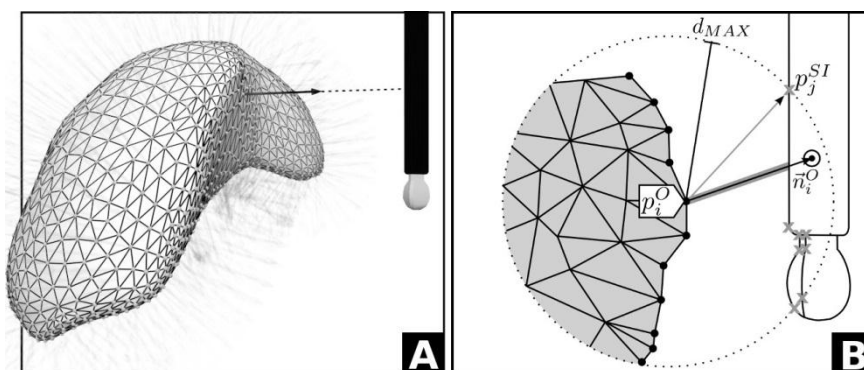


Abb. 2: Je Eckpunkt des Organmodells wird ein Strahl entlang seiner Oberflächennormale gebildet (A). Existiert ein Schnittpunkt mit einem Instrument, wird eine Kugel um den Eckpunkt gebildet. Die Risikobewertung erfolgt anhand der Schnittpunkte zwischen Instrument und Kugel.

Der kürzeste auf die Oberflächennormale projizierte Abstand zwischen Schnitt- und Eckpunkt $\min((p_j^{SI} - p_i^O) \cdot \vec{n}_i^O)$ wird als Annäherung des Instrumentenabstandes verwendet. Liegt bei Suche oder Aktualisierung des Eckpunktes ein kritischer Abstand vor, werden ebenfalls dessen topologische Nachbarn für die Aktualisierung (Abb. 1, Phase 1) vorgesehen und in L^R einsortiert.

2.3 Abstandsdetektion für Gefäße

Oberflächenmodelle von Gefäßen sind durch Krümmungen und variierende Radien relativ zur Ausdehnung gesehen komplexer als die von Organen. Um aufwendige Berechnungen dennoch effizient durchzuführen, werden Gefäße häufig durch ihre Mittellinie repräsentiert, bei der mit jedem Linienpunkt p_i^L eine Radiusangabe r_i^L assoziiert ist. Im Gegensatz zu einer Repräsentation als Oberfläche kann hierdurch das Gefäßvolumen mit weniger als 10% der Punkte implizit beschrieben werden [6].

Für die Linienpunkte einer Mittellinie ist allerdings keine Oberflächennormale definiert. Zur Suche kritischer Linienpunkte (Phase 2, Abb. 1) wird daher, ähnlich der Aktualisierung bei Organmodellen, ein Kugelvolumen mit dem Radius $d_{MAX} + r_i^L$ um den Linienpunkt p_i^L gebildet (Abb. 3, A). Liegen Schnittpunkte zwischen einem Instrument und dem Kugelvolumen vor, wird dieser nun kritische Linienpunkt zur Aktualisierung vorgesehen. Bei der Aktualisierung wird eine Kontaktebene (und –normale) durch die drei Schnittpunkte mit dem geringsten euklidischen Abstand zum Linienpunkt gebildet. Der Instrumentenabstand entspricht nun dem Abstand der Kontaktebene zum Linienpunkt (Abb. 3, B).

Zur Visualisierung des Gefäßes ist weiterhin ein Dreiecksnetz der Oberfläche erforderlich. Jeder Eckpunkt des Oberflächenmodells p_j^O wird mit mindestens einem Linienpunkt assoziiert. Die Menge der mit p_j^O verbundenen Linienpunkte p_k^L wird im Folgenden als $P^L(j)$ bezeichnet. Zur Visualisierung des Abstandes in einem Oberflächenpunkt werden die

berechneten Abstände der Punkte in $P^L(j)$ auf den Oberflächenpunkt übertragen. Hierbei wird der zusätzliche Abstand des Oberflächenpunktes zu seinen Linienpunkten durch $d(p_j^O) = \min(d(p_k^L) - (p_j^O - p_k^L) \cdot \vec{n})$ mit einbezogen, wobei \vec{n} der Kontaktnormalen entspricht (Abb. 3, C). Die aufwendige Abstandsberechnung (Suche und Aktualisierung) erfolgt damit stets auf den Linienpunkten, während Risikobewertung und -visualisierung bei der Visualisierung des Oberflächenmodells erfolgen. Durch die Berücksichtigung des zusätzlichen Abstandes der Oberflächenpunkte zu den Linienpunkten erfolgt die Risikobewertung richtungsabhängig, wodurch für die dem Instrument zugewandten Bereiche der Oberfläche von den abgewandten Bereichen in der Visualisierung unterscheidbar ist.

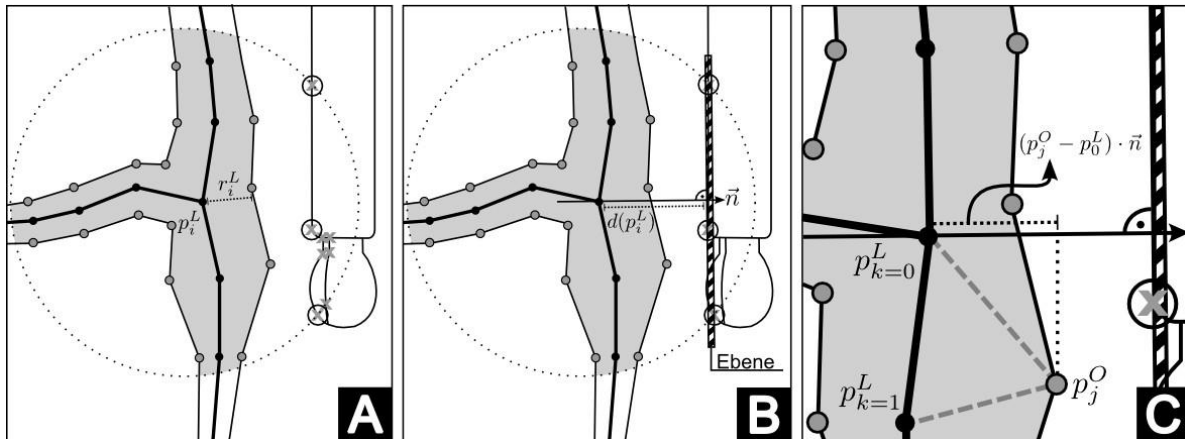


Abb. 3: Abstandsberechnung für Gefäße anhand der Mittellinie (A). Der Abstand eines Linienpunktes p_i^L entspricht dem Abstand der Kontaktebene, die aus drei Schnittpunkten einer umgebenden Kugel mit der Oberfläche eines Instrumentes gebildet wird (B). Zur Visualisierung wird der Abstand zwischen Oberflächenpunkten p_j^O zu Linienpunkten entlang der Kontaktnormale einbezogen (C).

3 Ergebnisse

Zur Auswertung wurde eine generisch definierte Mittellinie verwendet (Abb. 4, oben) sowie ein auf Basis der diagnostischen Bildgebung generierter Datensatz der Milz (Abb. 4, unten).

Genauigkeit: Für den Vergleich der Genauigkeiten wurden die Abstände zwischen dem Modell eines Instrumentes und dem generischen Gefäßmodell mit dem *Tumor Therapy Manager (TTM)* [7] bestimmt. Der TTM, ein kommerzielles Planungssystem, ermöglicht unter anderem die Bestimmung von Abständen zwischen Tumoren und anatomischen Strukturen zur Unterstützung des Tumorstaging. Das dort verwendete Verfahren garantiert für Oberflächenetze geometrisch exakte Ergebnisse [4]. Aufgrund der aufwendigen Berechnungen ist es jedoch nicht für Echtzeitumgebungen mit dynamischen Modellen geeignet.

Für die Vergleichbarkeit wurde mit dem TTM die kürzeste Distanz jedes einzelnen Eckpunktes der Oberfläche des generischen Gefäßmodells zur Oberfläche des Instrumentes bestimmt. Für das Instrument wurde ein Sicherheitsabstand von $d_{MIN}^I = 2cm$ verwendet. Im Vergleich zu den Messungen des TTM wurde im Mittel eine Abweichung von $\mu = 1.2mm$ (Standardabweichung $\delta = 0.8mm$) erreicht.

Performance¹: Die Berechnungen erfolgten mit einem Intel-I7 System mit mehreren Prozessoren, wobei sich die folgenden Angaben auf die Nutzung eines Prozessors ohne Parallelisierung beziehen. Eine Übersicht über die Modelle und der erforderlichen Berechnungszeiten ist in Tabelle 1 aufgeführt. Das Testgefäß mit einer Oberfläche aus 219 Punkten ist in Abb. 4 (oben) und das Modell der Milz ist in Abb. 4 (unten) dargestellt.

Für die Kontaktberechnung wurden in jedem Simulationsschritt 2ms vorgegeben. Für das Instrument wurde ein Sicherheitsbereich $d_{MIN}^I = 2cm$ definiert und besteht aus 170 Eckpunkten (326 Dreiecke).

¹ Hardware: Intel i7 960, 3.2 GHz, 12 GB Ram, NVIDIA GeForce GTX 295

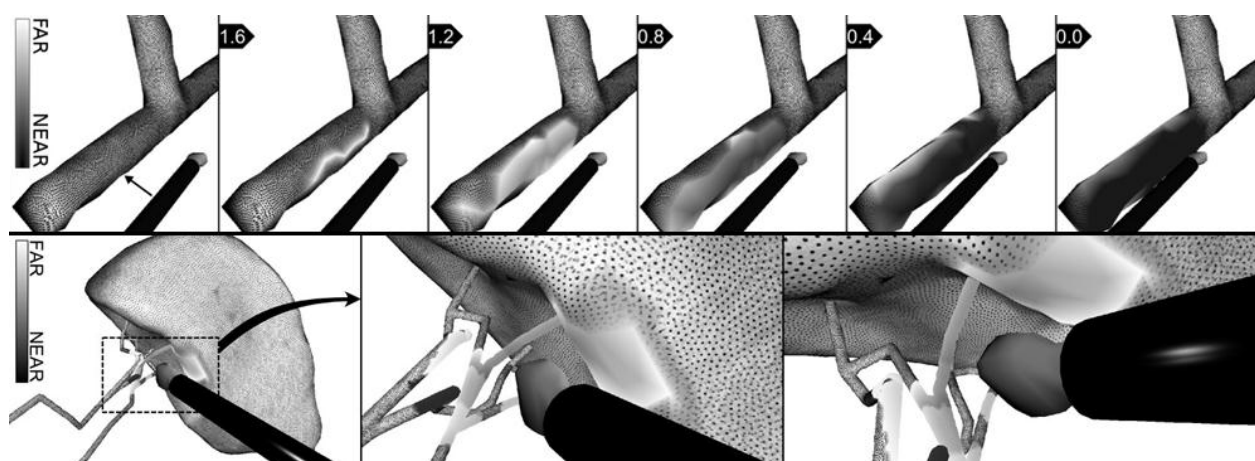


Abb. 4: Oben: Instrument wird an ein Gefäß angenähert. (Sicherheitsabstand 2cm, Positionsänderung von 4mm je Schritt). Unten: Beispielvisualisierung einer Sonde nahe dem Milzhilus mit Milzgefäßen.

Bei den Gefäßmodellen ist in Tabelle 1 zusätzlich die erforderliche Zeit angegeben, um anhand der Distanzmaße der Oberfläche die Risikobewertung auf dem assoziierten Oberflächenmodell durchzuführen und damit das Oberflächenmodell hinsichtlich der Mittellinie zu synchronisieren. Dieser Aufwand skaliert mit der Anzahl der Oberflächenpunkte linear, aber kann in hohem Maße parallelisiert werden, da die Punkte voneinander unabhängig bewertet werden können.

	Testgefäß		Portalvene		Milz	Magen
Linienpunkte	7		349			
Oberflächenpunkte	219	1039	8793	66743	1100	3391
Suchen (Ø ms)	0,0104		0,0107		0,0096	0,011
Aktualisieren (Ø ms)	0,182		0,078		0,056	0,056
Synchronisieren (Ø ms)	1,3	4,2	51,1	391,1		

Tabelle 1: Ergebnisse der Performancemessungen. Für Gefäße wurden jeweils zwei Oberflächennetze verwendet, für die zusätzlich die Zeit zur Synchronisation mit der Mittellinie angegeben wurde.

Die Suche nach neuen kritischen Abständen erfordert weniger Zeit als die Aktualisierung und Bestimmung der Abstände. Bei der Zeitvorgabe von 2ms für die Kontaktberechnung, von der mindestens 1ms zur Suche nach neuen kritischen Abständen verwendet wird, können etwa 100 Eckpunkte Simulationsschritt überprüft werden, wobei durch das randomisierte Prüfen der Eckpunkte eine große Flächenabdeckung erreicht wird. Werden die zur Visualisierung erforderlichen 50Hz Aktualisierungsrate zu Grunde gelegt, können somit 5000 Eckpunkte je Sekunde auf ein potentielles Sicherheitsrisiko geprüft werden.

4 Diskussion

Die vorgestellte Methode ermöglicht die Berechnung und Visualisierung kritischer Abstände in Echtzeit und kann insbesondere für Simulationen mit dynamischen Modellen eingesetzt werden. Da der Schwerpunkt der Berechnungen in interaktiven Simulationen mit dynamischen Modellen häufig bei der Gewebesimulation liegt (FEM, Feder-Masse Modelle, Kollisionserkennung, Haptik), werden die erforderlichen Abstandsberechnungen über mehrere Simulationsschritte verteilt. Durch die Verwendung einer Zufallsfunktion bei der Suche nach potentiell kritischen Abständen kann dennoch gewährleistet werden, dass in wenigen Simulationsschritten eine große Flächenabdeckung erreicht wird. Wurde ein kritischer Abstand gefunden, wird in diesem lokalen Umfeld priorisiert gesucht, indem benachbarte Punkte ebenfalls bei Aktualisierungen einbezogen werden. Kritische Abstände werden in jedem Zeitschritt entsprechend ihrer Risikoeinstufung aktualisiert, so dass Bereiche mit potentiell hohem Risiko eine geringe Latenz aufweisen.

Die erreichte Genauigkeit ist für eine quantitative Darstellung potentieller Risiken für Simulationen des Abdomen geeignet. Die hohe Performance bei der Berechnung wird vor allem dadurch ermöglicht, dass alle Instrumente ab einem

maximalen Abstand (d_{MAX}^l) kein Risiko mehr darstellen, wodurch die Strahlen- und Schnitttests mit den Kugelvolumina räumlich beschränkt werden können.

Für Gefäße, bei denen Oberflächendreiecksnetze eine hohe Komplexität aufweisen, wurde ein Verfahren entwickelt, das ihre besonderen geometrischen Eigenschaften berücksichtigt. Durch die Verwendung der auch in Planungssystemen üblichen Mittellinie können Sicherheitsabstände effizient bestimmt werden. Bei der Visualisierung des assoziierten Oberflächenmodells ist eine Synchronisierung mit der Gefäßmittellinie erforderlich. Diese Synchronisierung kann für sehr komplexe Oberflächenmodelle ein Performanceproblem darstellen und sollte parallelisiert werden.

Die Risikobewertung wird bisher als Farbgradient abgebildet. Für die bessere visuelle Abgrenzung der Risikobewertung vom eigentlichen Gewebe, sind alternative Darstellungen empfehlenswert. Die Risikobewertung sowie deren Visualisierung erfolgt anhand der Modelleckpunkte. Für Dreiecksnetze (Organe) wird die Visualisierung über die Dreiecksfläche trilinear interpoliert, so dass eine möglichst homogene Modelltopologie erforderlich ist.

Die Evaluierung der vorgestellten Methode durch Chirurgen ist mit der Evaluierung der Testumgebung geplant, die sich aktuell noch in der Entwicklung befindet.

5 Referenzen

- [1] P. Lamata, P. Sánchez-González, I. Oropesa, A. Cano, F. Sánchez-Margallo und E. Gómez, „Simulation, Planning and Navigation in Laparoscopic Surgery: Current Status and Challenges,“ in *Surgical Simulation and Training - Surgery - Procedures, Complications, and Results*, J. L. Huang, Hrsg., Nova Science Publishers, 2010, pp. 29-58.
- [2] T. Carus, „Single-Port Technik in der laparoskopischen Chirurgie,“ *Der Chirurg*, Nr. 5, pp. 431-440, 2010.
- [3] B. Preim, C. Tietjen, M. Hindennach und H.-O. Peitgen, „Integration automatischer Abstandsberechnungen in die Interventionsplanung,“ *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, pp. 259-263, 2003.
- [4] I. Rössling, C. Cyrus, L. Dornheim, A. Boehm und B. Preim, „Fast and Flexible Distance Measures for Treatment Planning,“ *International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery*, Bd. 5, pp. 633-646, 2010.
- [5] M. Matsumoto und T. Nishimura, „Mersenne Twister. A 623-dimensionally Equidistributed Uniform Pseudorandom Number Generator,“ *ACM Transactions on Modelling and Computer Simulation*, Nr. 8, pp. 3-30, 1998.
- [6] S. Adler, T. Mönch und R. Mecke, „Physics-Based Simulation of Vascular Trees for Surgery Simulations,“ *2nd International Workshop on Digital Engineering (IWDE)*, pp. 24-30, 2011.
- [7] I. Rössling, J. Dornheim, L. Dornheim, B. Preim und A. Boehm, „The Tumor Therapy Manager -- Design, Refinement and Clinical Use of a Software Product for ENT Surgery Planning and Documentation,“ in *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, Springer Berlin / Heidelberg, 2011, pp. 1-12.

Danksagung

Die vorgestellten Arbeiten wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes ViERforES II gefördert (Förderkennzeichen 011M10002A, <http://www.vierfores.de>).