

Dynamische Gefäße für interaktive Chirurgesimulationen

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 Chirurgesimulation 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: Chirurgesimulation, 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 Klammern 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

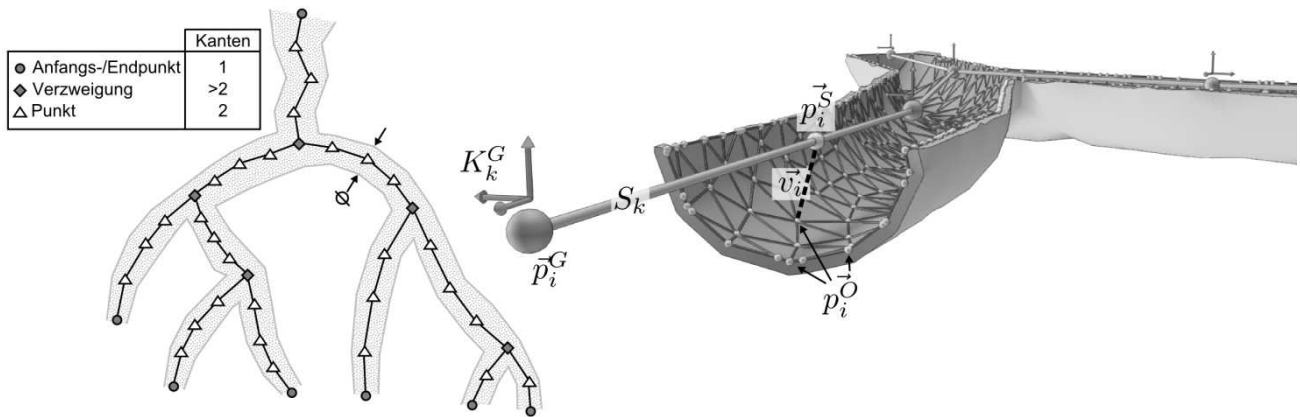


Abb. 1: Der Graph eines Gefäßes aus Mittellinien und assoziierten Radii beschreibt das Gefäßvolumen (links). Die Oberfläche wird mit der Mittellinie verbunden, um synchron deformiert zu werden (rechts).

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 $\vec{p}_i^S(\alpha)$ und -vektor $\vec{v}_i^S(\alpha)$ (Gl. 1 und 2). Eine Längenveränderung des Segmentes führt somit auch zur Verschiebung des Projektionspunktes

\vec{p}_i^O : Oberflächenpunkt

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

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

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

Zur physikbasierten Simulation der Intima werden die Graphensegmente S_k als Federn und die Punkte \vec{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.

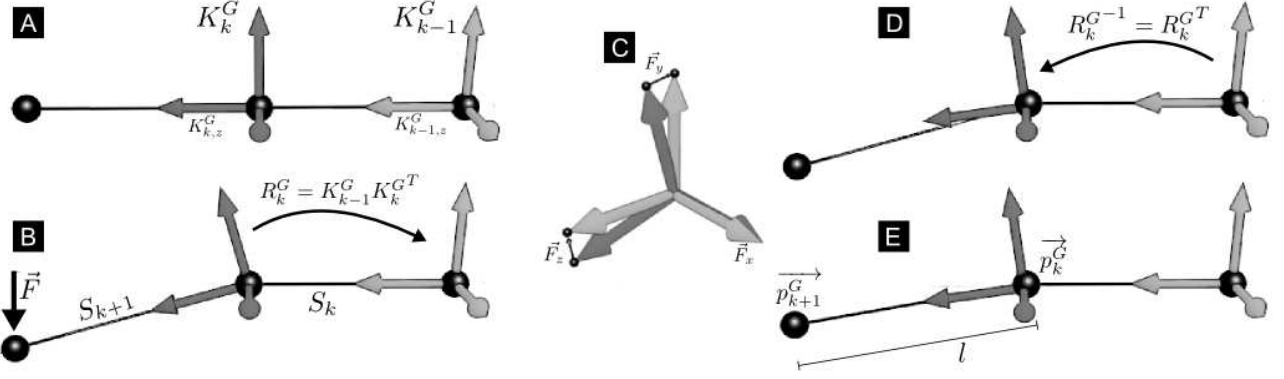


Abb. 2: Schema der aufeinanderfolgenden Berechnungsschritte A - E der Deformationssimulation mit Winkelkräften.

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 Ruhelage $l_0 = 0$ 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

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

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

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

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.

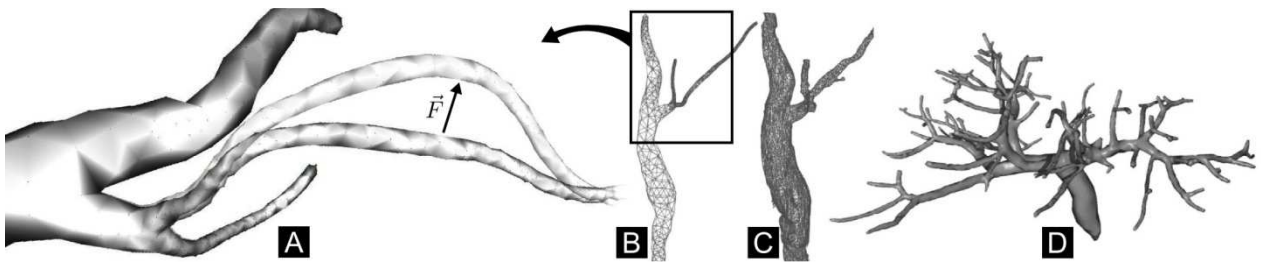


Abb. 3: Ergebnis der Deformationssimulation bei Einwirken einer Kraft für das Gefäßmodell B dargestellt für einen Teilbereich. Der Gefäßverlauf vor und nach der Simulation ist überblendet dargestellt (A). Gefäßmodelle unterschiedlicher Komplexität (s. Tabelle. 1) als Testdaten für die Deformationssimulation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