



Entwicklung von Verfahren zur interaktiven Simulation minimal-invasiver Operationsmethoden

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur (Dr.-Ing.)

angenommen durch die Fakultät für Informatik
der Otto-von-Guericke Universität Magdeburg

von

Simon Adler, M.Sc.

geb. 12.02.1980 in Bad Oldesloe

Gutachter:

Prof. Dr. Bernhard Preim

Prof. Dr. Torsten Kuhlen

Prof. Dr. Thomas Neumuth

Adler, Simon (M.Sc.)

*Entwicklung von Verfahren zur interaktiven
Simulation minimal-invasiver Operationsmethoden*

Dissertation, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg,
20. Februar 2014

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| Glossar | 7 |
| Abkürzungsverzeichnis | 9 |
| Abbildungsverzeichnis | 11 |
| Danksagung | 15 |
| | |
| I Hauptteil | 17 |
| | |
| 1 Einleitung und Motivation | 18 |
| 1.1 Problemstellung | 20 |
| 1.2 Zielstellung | 21 |
| 1.3 Gliederung der Arbeit | 22 |
| | |
| 2 Grundlagen | 24 |
| 2.1 Medizinische Grundlagen | 24 |
| 2.1.1 Minimal-invasive Chirurgie | 24 |
| 2.1.2 Leber | 27 |
| 2.1.3 Gefäße | 29 |
| 2.1.3.1 Lebergefäße | 29 |
| 2.1.3.2 Aufbau und Struktur von Blutgefäßen | 31 |
| 2.1.4 Blut | 32 |
| 2.1.5 Tumoren | 33 |
| 2.2 Physikbasierte Simulation | 35 |
| 2.2.1 Deformationssimulation | 36 |
| 2.2.1.1 Feder-Masse Modelle | 39 |
| 2.2.1.2 Finite Elemente Methode | 43 |
| 2.2.2 Kollisionserkennung | 46 |
| 2.2.3 Anforderungen | 47 |
| 2.2.4 Verfahren | 49 |
| 2.3 Modelle anatomischer Strukturen | 50 |
| 2.3.1 Bildverarbeitung | 53 |
| 2.3.1.1 Segmentierung der Leber | 54 |
| 2.3.1.2 Segmentierung von Gefäßen | 55 |
| 2.3.2 Modellgenerierung | 57 |
| 2.3.2.1 Oberflächengeometrie | 58 |
| 2.3.2.2 Volumenmodelle | 59 |
| 2.3.2.3 Mittellinien | 59 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 3 | Trainingssimulatoren in der minimal-invasiven Chirurgie | 62 |
| 3.1 | Verfahren und Methoden | 67 |
| 3.2 | Kommerzielle Simulatoren | 69 |
| 3.3 | Bibliotheken zur Entwicklung von Chirurgesimulatoren | 71 |
| 3.4 | Zusammenfassung | 72 |
| | | |
| 4 | Anforderungsanalyse für Testumgebungen | 76 |
| 4.1 | Problemspezifikation | 77 |
| 4.2 | Szenariobasiertes Design | 79 |
| 4.3 | Validierung und Evaluierung von Trainingssystemen | 82 |
| 4.4 | Szenarienbeschreibung für eine Testumgebung | 85 |
| 4.4.1 | Szenario Splenektomie: Entfernen der Milz | 86 |
| 4.4.2 | Szenario Cholezystektomie: Resektion der Gallenblase | 88 |
| 4.4.3 | Abstraktion der Szenarien | 89 |
| 4.4.4 | Konkretisierung der Konzepte | 91 |
| 4.5 | Zusammenfassung | 95 |
| | | |
| 5 | Organsimulation | 97 |
| 5.1 | Punkt- oder voxelbasierte Simulation | 99 |
| 5.2 | Simulation mit Oberflächenmodellen | 100 |
| 5.3 | Simulation mit Volumenmodellen | 102 |
| 5.3.1 | Modellstrukturen | 103 |
| 5.3.1.1 | Raumpartitionierung | 103 |
| 5.3.1.2 | Objektpartitionierung | 109 |
| 5.3.2 | Simulationsverfahren | 111 |
| 5.3.2.1 | Feder-Masse Modell | 113 |
| 5.3.2.2 | Anisotrope Feder-Masse Modelle | 117 |
| 5.3.2.3 | FEM Simulation | 120 |
| 5.3.2.4 | Multigrid Hexaeder-Simulation | 121 |
| 5.3.2.5 | Weitere Simulationsverfahren | 122 |
| 5.4 | Übertragung auf Szenarien | 123 |
| 5.4.1 | Organsimulation im Szenario „Splenektomie“ | 124 |
| 5.4.2 | Organsimulation im Szenario „Cholezystektomie“ | 125 |
| 5.4.3 | Organsimulation der prototypischen Umsetzungen | 126 |
| 5.5 | Zusammenfassung und Diskussion | 129 |
| | | |
| 6 | Gefäßsimulation | 133 |
| 6.1 | Generierung von Gefäßmodellen | 133 |
| 6.1.1 | Anforderungen an Oberflächenmodelle | 134 |
| 6.1.2 | Marching Tetrahedron | 137 |
| 6.1.3 | 3D Seedgrowing | 140 |
| 6.1.3.1 | Initialisierung | 141 |
| 6.1.3.2 | Expansion | 141 |
| 6.1.3.3 | Ergebnisse | 143 |

| | | |
|-----------|--|------------|
| 6.2 | Simulation dynamischer Querschnittsänderungen | 147 |
| 6.2.1 | Anforderungen | 147 |
| 6.2.2 | Simulation mit einfachen Feder-Masse Modellen | 149 |
| 6.2.3 | Initialisierung und Parametrierung | 151 |
| 6.2.4 | Aktualisierung | 156 |
| 6.3 | Simulation von Biege- und Torsionskräften | 163 |
| 6.4 | Synchronisation des Oberflächenmodells | 166 |
| 6.4.1 | Optimierung der Mittellinie und des Oberflächenmodells | 166 |
| 6.4.2 | Aktualisierung von Oberflächeneckpunkten | 167 |
| 6.5 | Ergebnisse | 169 |
| 6.6 | Zusammenfassung | 172 |
| 7 | Simulierte Exploration des Interventionsgebietes | 174 |
| 7.1 | Festlegen von Zugängen | 174 |
| 7.1.1 | Interaktive instrumentengeführte CT-Schnittebenen | 175 |
| 7.1.2 | Interaktive Visualisierung von Schnittbildern | 176 |
| 7.1.3 | Überlagerung interaktiv definierbarer Landmarken | 177 |
| 7.1.4 | Prototyp 1: Unterstützung der Exploration von CT-Daten | 179 |
| 7.1.5 | Prototyp 2: Vergleich von Zugängen | 180 |
| 7.2 | Risikovisualisierung für Navigationsaufgaben | 183 |
| 7.2.1 | Verteilung der Abstandsdetektion | 185 |
| 7.2.2 | Abstandsdetektion für Organe | 187 |
| 7.2.3 | Abstandsdetektion für Gefäße | 188 |
| 7.2.4 | Ergebnisse der Abstandsberechnung | 190 |
| 8 | Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick | 193 |
| 8.1 | Zusammenfassung | 193 |
| 8.2 | Diskussion | 195 |
| 8.3 | Ausblick | 196 |
| | Literaturverzeichnis | 198 |
| II | Anhang | 211 |
| A | Beispiele | 212 |
| A.1 | Beispiel 1: Feder-Masse, explizit Euler | 212 |
| A.2 | Beispiel 2: Feder-Masse, implizit Euler | 215 |
| B | Feder-Masse Strain Tensoren | 218 |
| C | Elementanzahl bei Raumpartitionierungen | 220 |
| D | Interaktive 3D-Inhalte | 222 |
| D.1 | Gefäßmodell generiert mittels Seedgrowing Verfahren | 223 |

| | |
|---|-----|
| D.2 Degenerierungen durch Modellreduktion | 224 |
|---|-----|

Glossar

- A/V Verhältnis** Quotient aus Oberfläche und Volumen einer Geometrie. 133, 135, 137
- Abdomen** Bauchraum, Unterleib zwischen Brustkorb (Thorax) und Becken. 19, 25, 72, 124, 144
- Anamnese** Krankheitsgeschichte eines Patienten. 93
- Angiogenese** Entwickeln eigener Gefäßsysteme. 34
- Bifurkation** Verzweigung von Blutgefäßen. 151
- Cholezystektomie** operative Entfernung der Gallenblase. 21, 77, 78, 85, 88, 193
- Endoskop** Laparoskop mit einer Kamera und einer Lichtquelle, das ein Kamerabild an einen Monitor überträgt. 25–27, 64
- Frontalebene** Ebene zum Körper. Ausdehnung: links ↔ rechts, Kopf ↔ Becken. 175
- Hematokrit** Anteil der roten Blutkörperchen im Blut. 33
- Hemihematektomie** anatomische Leberteilresektion. 30, 35
- Hämodynamik** Blutfluss in Abhängigkeit der verantwortlichen Kräfte. 61
- Immersion** Intensität mit der sich ein Anwender in virtuelle Realitäten einbezogen fühlt. 126
- Insufflation** Aufblähen des Abdomen mit CO_2 zur Vergrößerung des Arbeitsraumes. 87, 89
- Kantenmetrik** Verhältnis der kürzesten zur längsten Kante eines Tetraeders. 104
- Koagulieren** Blut- und Eiweißgerinnung. 183
- Laparoskopie** aus dem altgriechischen *lapare* (die Weichen). Anwendung der minimal-invasiven Chirurgie auf Organe der Bauchhöhle. 25, 62, 136, 174
- Ligament** strangartige Struktur. Band zur Verbindung zwischen Knochen, aber auch Verbindung zwischen benachbarten Organen. 28
- Lumen** Der innere Querschnitt. Hier: Der innere blutführende Querschnitt von Blutgefäßen. 31
- Mastoidektomie** Entfernung des Warzenfortsatzes (Knochenzellen hinter dem Ohr). 67
- minimal-invasiv** chirurgisches Verfahren, bei dem Haut und Weichgewebe nur minimal verletzt werden. 19, 20, 25
- Mock-Up** Funktionsloser Prototyp zur Beurteilung der Benutzerschnittstellen und des potentiellen Funktionsumfanges. 77
- Pankreatitis** Entzündung der Bauchspeicheldrüse (Pankreas). 88
- Picking** Auswahl von virtuellen Objekten einer 3D-Szene durch das Rendern und Analysieren eines Bildbereiches. 49
- Rendern** Prozess der Bilderzeugung in der Computergrafik. 49, 177

- Resektat** während einer Operation entferntes Organ oder Gewebe. 92
- Sagittalebene** Ebene zum Körper. Ausdehnung: Kopf ↔ Becken, Rücken ↔ Bauch. 175
- Shader** Grafikkartenprogramm zur Beeinflussung des Rendervorgangs einer Geometrie. 176, 180
- Splenektomie** chirurgische Entfernung der Milz. 77, 85, 86, 193
- Stenose** Gefäßverengung. 61, 135
- Thorax** Brusthöhle, die vom Brustkorb umschlossen und vom Zwerchfell begrenzt wird. 19, 72
- Tracking** Ermittlung und Verfolgung einer Pose. 64
- Transversalebene** Ebene zum Körper. Ausdehnung: Links ↔ Rechts, Rücken ↔ Bauch. 73, 175
- Trokar** Instrument zum Eröffnen von Zugängen für die minimal-invasive Chirurgie. 25, 64, 86, 174
- Tubus** Ein Rohr, durch den ein Körperzugang offen gehalten wird. Durch den Tubus werden häufig chirurgische Instrumente eingeführt. 25
- Ventrikulostomie** Schaffen eines Umgehungskreislaufes von Nervenwasser. 67
- Vertex** Ein Vertex enthält eckpunktzentrierte Geometrieinformationen. Dies umfasst die Position des Eckpunktes sowie zum Beispiel die Normale, Materialeigenschaften oder Texturkoordinaten. 57
- Viskosität** Maß für die Zähflüssigkeit eines Fluides. SI-Einheit $\frac{m^2}{s}$. 33
- Vitrektomie** Absaugung des Glaskörpers im Auge. 67
- Voxel** Volumen-Pixel oder Volumenelement. 52, 77
- Wunde** „Die Wunde ist ein pathologischer Zustand, bei dem Gewebe mit mehr oder minder ausgeprägtem Substanzverlust und entsprechender Funktionseinschränkung voneinander getrennt oder zerstört wird“ [45]. 25

Abkürzungsverzeichnis

- AABB** Axis Aligned Bounding Box. 103, 176
- aFMS** anisotropes Feder-Masse System. 117, 119, 126, 127
- AR** Augmented Reality. 64, 65, 91
- ASA** American Society of Anesthesiologists. 21, 91, 93, 130
- BCC** Body Centric Cubic. 58, 107
- BEM** Boundary Element Method. 122–125
- BMG** Bundesministerium für Gesundheit. 62
- BMI** Body Mass Index. 21, 91, 93, 174, 175
- CAS** Computer Assisted Surgery. 77, 97
- CFD** Strömungssimulation (Computational Fluid Dynamics). 61, 102, 166
- CT** Computertomographie. 18, 50–52, 54, 73, 138, 175
- CTA** chirurgisch technischer Assistent. 19
- DKA** Dynamisch kritischer Abstand. 184, 186–188, 192
- FEM** Finite Elemente Methode. 37, 38, 40, 43–45, 59, 68, 72, 94, 97, 102, 103, 114, 119–123, 125
- FIFO** First-In First-Out. 186
- FLS** Fundamentals of Laparoscopic Surgery. 64
- FMS** Feder-Masse System. 37–40, 43, 44, 56, 59, 67, 68, 72, 94, 97, 102, 103, 107, 110, 113–115, 117, 119, 123–125, 127, 128, 132, 149, 153, 157, 167, 171, 173
- GiPSI** General interactive Physical Simulation Interface. 71
- GOALS** Global Operative Assessment of Laparoscopic Skills. 62
- GOMS** Goals, Operators, Methods and Selection rules. 76
- GPU** Graphical Programming Unit. 100
- GUI** Graphical User Interface. 76, 80, 82
- HCI** Human-Computer Interaction. 76, 79, 82
- HMD** Head-Mounted-Display. 72
- IR** Infrarot. 182
- ITK** Insight Segmentation and Registration Toolkit. 61
- KisMet** Kinematic Simulation, Monitoring and Off-Line Programming Environment for Telerobotics. 67
- LEM** Longest Element Method. 68, 122, 123
- MC** Marching Cubes. 137, 140
- MIC** minimal-invasive Chirurgie. 24–27, 29, 72, 78, 86, 88, 92, 95, 110, 130
- MRE** Magnetresonanzelastographie. 113
- MRT** Magnetresonanztomographie. 18, 50, 52, 53, 113, 175
- MT** Marching Tetrahedron. 137, 140, 144, 146, 147
- NOTES** Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery. 78, 95

OABB Object Aligned Bounding Box. 103

OSATS Objective Structural Assessment of Technical Skills. 62, 65

OSCE Objective Structural Clinical Examination. 62

POI Point of Interest. 177, 178, 180–183

PVE Partialvolumen Effekt. 50

RCT Randomized Controlled Trials. 66

SBD Szenariobasierte Design (Scenario-Based Development). 77, 79, 81, 85, 89, 175, 193

SPT Single-Port Technik. 78, 89, 95, 174, 181

TTM Tumor Therapy Manager. 190, 191

TULC Total umbilikale laparoskopische Cholezystektomie. 174

UML Unified Modeling Language. 80

US Ultraschall. 113

VMTK Vascular Modeling Toolkit. 61

VR Virtual Reality. 64–66, 72, 91, 193, 195

VTK Visualization Toolkit. 61, 176

WIMP Windows, Icons, Menus, and Pointer. 76

xFEM erweiterte finite Elemente Methode. 121

Abbildungsverzeichnis

| | | |
|------|---|-----|
| 2.1 | Trokar und Endoskope für die Laparoskopie | 25 |
| 2.2 | Radialsymmetrische Verzeichnung endoskopischer Kamerabilder | 26 |
| 2.3 | Drehpunkt und Hebelarm durch Tubus | 27 |
| 2.4 | Simulationsrelevante Eigenschaften der Leber und Gallenblase | 28 |
| 2.5 | Couinaud Lebersegmente | 30 |
| 2.6 | Schema des Kreislaufsystems aus Arterien, Kapillaren und Venen. | 31 |
| 2.7 | Aufbau von Gefäßwänden | 32 |
| 2.8 | Elemente der physikbasierten Simulation | 36 |
| 2.9 | Integrale numerischer Zeitintegrationsverfahren | 38 |
| 2.10 | Beispiel eines Feder-Masse Systems | 39 |
| 2.11 | Zusammensetzug der K-Matrix in der FEM | 45 |
| 2.12 | Warp-Stiffness zur Eliminierung von Rotationsanteilen | 46 |
| 2.13 | Workflow der Modellgenerierung | 51 |
| 2.14 | Segmentierung von Volumen in anatomischen Bilddaten | 52 |
| 2.15 | Multimodale Modellrepräsentation | 53 |
| 2.16 | Triangulierungsverfahren: Marching Cubes und Marching Tetrahedron | 58 |
| 2.17 | Schema: Struktur vom Aufbau von Gefäßmittellinien | 60 |
| | | |
| 4.1 | Einordnung Testumgebung | 78 |
| 4.2 | Framework szenariobasierte Entwicklung | 80 |
| 4.3 | Mockup eines Prototypen der Testumgebung | 93 |
| | | |
| 5.1 | Prinzipkizze Chain-Mail Algorithmus | 100 |
| 5.2 | Oberflächennormalen bei Torsionen | 101 |
| 5.3 | Scherkräfte für Hexaeder | 104 |
| 5.4 | Einheitstetraeder und Degenerierungsformen | 104 |
| 5.5 | Diagonalen bei einfachen Zellunterteilungen | 107 |
| 5.6 | Vergleich interner und externer BCC-Elemente zu einfacher Partitionierung | 108 |
| 5.7 | Simulierter Schnitt durch Tetraederschalenmodell | 110 |
| 5.8 | Tetraedergenerator mit Lebermodell | 116 |
| 5.9 | Schema: Anisotropes Feder-Masse System | 117 |
| 5.10 | Bestimmung Winkelfehler im aFMS | 118 |
| 5.11 | Schema: Scherungswinkel $> 90^\circ$ beim anisotropen FMS | 127 |
| 5.12 | Strategie für Tetraederzerlegung bei Schnitten | 129 |
| 5.13 | Stress/Strain-Kurve der Leber nach [32] | 131 |
| | | |
| 6.1 | Gefäßoberfläche mit Truncated Cones | 135 |
| 6.2 | Auflösung einer Oberfläche relativ zur Mittellinienkrümmung | 136 |
| 6.3 | Abhängigkeit der Marching Cubes Auflösung vom Gefäßdurchmesser | 138 |
| 6.4 | Ergebnis der Reduzierung einer Gefäßoberfläche | 140 |
| 6.5 | Schema: Keimgeometrie auf Gefäßmittellinie | 142 |

| | | |
|------|--|-----|
| 6.6 | Einflüsse bei der Expansion der Seed | 143 |
| 6.7 | Konzept: Verbinden von Expansionsfronten | 144 |
| 6.8 | Vergleich zwischen Marching Tetrahedron und Seedgrowing | 144 |
| 6.9 | Laparoskopischer Stapler | 148 |
| 6.10 | FMS Profilsimulation: punktuelle Kraft | 150 |
| 6.11 | FMS Profilsimulation: flächige Kraft | 150 |
| 6.12 | Schema: Aufbau Koordinatensysteme | 151 |
| 6.13 | Volumenbereich eines Querschnittpolygons | 152 |
| 6.14 | Innen- und Außenfedern eines Querschnittpolygons | 153 |
| 6.15 | Ablaufschema Gefäßsimulation | 158 |
| 6.16 | Schema: Komponenten der Kraftberechnung im Querschnittspolygon | 159 |
| 6.17 | Kraft zwischen Linienpunkt und Masseschwerpunkt | 160 |
| 6.18 | Kraftverteilung externer Kräfte an der Gefäßoberfläche | 161 |
| 6.19 | Kraftwirkung externer tangentialer Kräfte | 162 |
| 6.20 | Drehmoment eines Materialframes | 163 |
| 6.21 | Auswirkungen von Punktverschiebungen auf Torsionsframes | 164 |
| 6.22 | Anpassung der Linienpunkte | 165 |
| 6.23 | Gefäßverengung | 167 |
| 6.24 | Synchronisieren der Oberfläche zur Mittellinie | 168 |
| 6.25 | Ergebnisse: Validierung von Biegekräften | 170 |
| 6.26 | Druckbasierte Simulation: flächige Kraft | 171 |
| 6.27 | Überlagerung Gefäßsimulation | 172 |
| | | |
| 7.1 | Modell eines Ports für das SPT-Verfahren | 174 |
| 7.2 | Schema: Festlegung von POI in CT-Volumen | 178 |
| 7.3 | Prototyp 1: CT-Schnittbilder mit POI | 179 |
| 7.4 | Prototyp 2: Schnittbilder mit POI | 181 |
| 7.5 | Prototyp 2: Vergleich von Zugängen über POIs | 182 |
| 7.6 | Schema: Oberfläche mit Hüllkörper | 184 |
| 7.7 | Verteilung der Abstandsberechnung | 186 |
| 7.8 | Abstandsberechnung für Organe | 188 |
| 7.9 | Abstandsberechnung für Gefäße | 189 |
| 7.10 | Ergebnisse der Abstandsberechnung | 190 |
| 7.11 | Abstandsberechnung in einem virtuellen Abdomen | 191 |
| | | |
| A.1 | Beispiel 1: Feder-Masse Modell mit expliziter Integration | 212 |
| A.2 | Konvergierendes Ergebnis bei expliziter Integration | 214 |
| A.3 | Oszilierendes Ergebnis bei expliziter Integration | 214 |
| A.4 | Beispiel 2: Feder-Masse mit impliziter Integration | 215 |
| A.5 | Ergebnis impliziter Integration | 217 |
| A.6 | Ergebnis expliziter Integration | 217 |
| | | |
| B.1 | Verlauf von Strain-Tensoren für Federelemente | 219 |
| | | |
| C.1 | Anzahl generierter Elemente bei Raumpartitionierung | 221 |

| | |
|---|-----|
| D.1 Auswahl von Sichtbereichen für 3D-Inhalte | 222 |
|---|-----|

Konventionen

In dieser Arbeit werden einige Sachverhalte durch mathematische Formeln beschrieben. Im Folgenden werden die in dieser Arbeit verwendeten Schreibweisen und ihre Bedeutungen dargestellt.

| Schreibweise | Bedeutung |
|---------------------------------------|--|
| $\lfloor a \rfloor$ | Abgerundet zur nächsten ganzen Zahl: $\lfloor 2\frac{9}{10} \rfloor = 2$ |
| $\lceil a \rceil$ | Aufgerundet zur nächsten ganzen Zahl: $\lceil 2\frac{1}{10} \rceil = 3$ |
| $a \bmod b$ | Ganzzahliger Rest der Division: $a - \lfloor \frac{a}{b} \rfloor b$ |
| $\text{sgn}(a)$ | Signum-Funktion: Vorzeichen eines Skalars $\text{sgn}(a) = \begin{cases} -1 & \text{für } a < 0 \\ 1 & \text{sonst} \end{cases}$ |
| $\text{lin}(\alpha, x_1, x_2)$ | lineare Interpolation zwischen zwei Werten: $x_1 + (1 - \alpha)(x_2 - x_1)$ |
| \mathbf{v} | Vektor |
| \mathbf{v}_x | x-Komponente eines Vektors |
| $\mathbf{v}_{i,x}$ | x-Komponente des Vektors mit dem Index i |
| $\mathbf{a} \cdot \mathbf{b}$ | Skalar- bzw. Punktprodukt: $\mathbf{a}_x \mathbf{b}_x + \mathbf{a}_y \mathbf{b}_y + \mathbf{a}_z \mathbf{b}_z$ |
| $\mathbf{a} \times \mathbf{b}$ | Kreuz- oder Spatprodukt: $(\mathbf{a}_y \mathbf{b}_z - \mathbf{a}_z \mathbf{b}_y, \mathbf{a}_z \mathbf{b}_x - \mathbf{a}_x \mathbf{b}_z, \mathbf{a}_x \mathbf{b}_y - \mathbf{a}_y \mathbf{b}_x)$ |
| $ \mathbf{v} $ | Betrag (Länge) eines Vektors $ \mathbf{v} = \sqrt{\mathbf{v} \cdot \mathbf{v}}$ |
| $\hat{\mathbf{v}}$ | Vektor mit $ \mathbf{v} = 1$, $\hat{\mathbf{v}} = \frac{\mathbf{v}}{ \mathbf{v} }$ |
| $\text{dist}(\mathbf{a}, \mathbf{b})$ | Punktabstand $\text{dist}(\mathbf{a}, \mathbf{b}) = \begin{cases} 0 & \text{für } (\mathbf{b} - \mathbf{a}) \cdot (\mathbf{b} - \mathbf{a}) = 0 \\ \mathbf{b} - \mathbf{a} & \text{sonst} \end{cases}$ |
| \overline{M} | Matrix / Koordinatensystem |
| $\det(\overline{M})$ | Determinante einer Matrix |
| \dot{s} | Ableitung über die Zeit $\frac{\delta s}{\delta t}$ |

Tabelle 0.1: Schreibweise mathematischer Symbole

Einheiten und Parameter

| Einheiten | | | |
|---------------------|--------|-------------------------|--|
| Bezeichnung | Symbol | Umrechnung | SI-Einheit ¹ |
| Druck | | | |
| Pascal | Pa | | $\frac{N}{m^2} = \frac{kg}{m \cdot s^2}$ |
| Bar | b | $10^5 Pa$ | $0.1 MPa$ |
| mm Quecksilbersäule | $mmHg$ | $\frac{101325}{760} Pa$ | $\frac{kg}{m \cdot s^2}$ |
| Kraft | | | |
| Newton | N | | $\frac{kg \cdot m}{s^2}$ |
| Dyne | dyn | $10^5 N$ | $\frac{g \cdot cm}{s^2}$ |

Tabelle 0.2: Physikalische Einheiten

| Parameter | | | |
|--------------|--------|-------------------------------|-------------------------|
| Bezeichnung | Symbol | SI-Einheit ¹ | Beschreibung |
| E-Modul | E | $GPa = 10^9 Pa$ | |
| Schubmodul | G | GPa | |
| Poisson Zahl | ν | einheitenlos | Querkontraktionszahl |
| Federsteife | k | $\frac{kg}{s^2}$ | $k = E \frac{A_0}{L_0}$ |
| Dämpfung | d | $\frac{Ns}{m} = \frac{kg}{s}$ | translatorisch |

Tabelle 0.3: Häufig verwendeter Parameter

¹SI-Einheit: Système international d'unités - Internationales Einheitensystem

Danksagung

Die Entwicklung der Prototypen und Verfahren dieser Arbeit erfolgte projektbegleitend am Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung. Wesentliche Untersuchungen, Implementierungen und vorallem das Verfassen der Promotionschrift erfolgt häufig berufs begleitend. Dies war nur durch den Einsatz, das Verständnis und die Unterstützung meiner Frau, **Constanze Adler** möglich. Im langen Zeitraum des Promotionsvorhabens hat sie mich motiviert und mir den nötigen Freiraum eingeräumt um an der Arbeit zu schreiben. Das Promotionsverfahren war in dieser Hinsicht ein Familienprojekt das durch unsere Tochter **Lea Adler**, die im Promotionszeitraum geboren wurde, verstärkt wurde. Obwohl Sie schon früh Verständnis zeigte musste auch sie Kompromisse eingehen. In den Zeiten in denen ich nicht verfügbar war hat jedoch meine Frau großartige Alternativen geschaffen, so dass diese Zeiten durch sie so kurzweilig wie möglich gestaltet wurden.

Vielen Dank gilt meinem Doktorvater **Prof. Bernhard Preim**². Er hat mich immer sehr kurzfristig beraten und unterstützt und hat in beeindruckender Geschwindigkeit meine Ausarbeitungen gelesen und umfangreich kommentiert. Er hat mich gefördert und gefordert, indem er mir neue Aspekte, Quellen und Fragestellungen aber auch einen Ansatz oder Anfang für die weiteren Schritte aufgezeigt hat. Er brachte mir immer viel Verständnis entgegen und war ein guter Zuhörer, so dass ich mir auch verstanden vorkam. Neben Prof. Preim möchte ich meiner Frau, meinem Vater, **Michael Adler** und meinen Kollegen, **Rüdiger Mecke**, **Alexa Kernchen**, **Thomas Seidl** und **Matthias Neitzel** sowie **Melanie Hugenberg** für das Korrekturlesen danken. Ihr habt das ausgebügelt, was mir an (zu) späten Stunden verunglückt ist und habt mich vor einem Tunnelblick bewahrt.

Diese interdisziplinäre Arbeit war an vielen Stellen abhängig von der fachlichen Unterstützung vieler Partner, die mich während und nach Projekten unterstützt haben. Hier möchte ich **Frau Dr. Cora Wex**³ für ihre medizinische Beratung und Frau **Marlen Fröhlich**³ für ihr Engagement danken. **Tobias Mönch**^{2,4}, **Lars Dornheim**⁴ und **Ivo Rössling**⁴ haben mich bei der Segmentierung, Modellgenerierung sowie bei der Validierung meiner Verfahren unterstützt. In gemeinsamen Arbeiten zu Veröffentlichungen war es mir möglich, hierdurch einen größeren Gesamtzusammenhang darzustellen. Ich danke dem **Fraunhofer Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung (IFF)** für das Vertrauen und die Möglichkeit diese Themenstellung zu bearbeiten sowie die Ergebnisse zu veröffentlichen.

²Otto-von-Guericke Universität (OvGU) Magdeburg, Institut für Simulation und Graphik, Fakultät für Informatik

³OvGU Magdeburg, Universitätsklinik für Allgemein-, Viszeral- und Gefäßchirurgie

⁴Dornheim-Medical-Images GmbH

Teil I

Hauptteil

Kapitel 1

Einleitung und Motivation

Eine Simulation ist die Nachbildung eines Systems mit dynamischem Verhalten in einem Modell, um zu Erkenntnissen zu gelangen, die auf die Wirklichkeit übertragen werden können. Die zu untersuchenden Aspekte müssen dafür möglichst detailliert abgebildet werden. Aus Gründen der Effizienz wird eine problemangepasste Simulation des Gesamtsystems bevorzugt. Elemente, die nicht im Fokus der Untersuchung stehen, werden ausgeschlossen oder mit geringerem Detailgrad simuliert.

Nach Lamata et al. [78] sollen Chirurgen mit Hilfe von Simulationen präoperativ Entscheidungen für eine optimale Operationsstrategie treffen, auf die sie dann intraoperativ zurückgreifen können. Diese Entscheidungen beinhalten den Umfang der Operation und die Strategie der Durchführung (u.a. Zugang, Instrumente, Ablauf). Insbesondere bei minimal-invasiven Operationen ermöglicht die präoperative Simulation die Bestimmung eines möglichst optimalen Zugangsweges in das Zielgebiet, der intraoperativ zur Navigation verwendet werden kann.

Simulationen, die zur Planung oder Navigationsunterstützung verwendet werden, müssen auf Basis konkreter patientenindividueller Modelle erfolgen, da die anatomischen Unterschiede häufig für die Operationsstrategie entscheidend sind. Die Grundlage für diese Modelle sind daher die diagnostischen Bilddaten der bildgebenden Verfahren wie die Computertomographie (CT) oder die Magnetresonanztomographie (MRT). Die Orts- und Kontrastauflösung der Bilddaten, der Kontrastumfang der Aufnahme und die Differenzierbarkeit von anatomischen Strukturen sind wesentlich, um eine präzise Planung zu ermöglichen. In der Planung werden statische Modelle verwendet. Die anatomischen Bilddaten stellen eine Momentaufnahme des Patienten dar, deren qualitativ hochwertige dreidimensionale Visualisierung auch weiterhin eine Herausforderung für Computersysteme darstellt. Die Simulation der Gewebedynamik in Planungssystemen, in denen unter anderem Resektionsebenen definiert werden, kann für eine präzise Planung sogar hinderlich sein. Die dynamische Bewegung durch Puls, Atmung oder Peristaltik erschwert beispielsweise die präzise Definition von Resektionsebenen. In einer Echtzeitsimulation müssen viele Vereinfachungen der Modelle vorgenommen werden. Des Weiteren ist die Parametrierung dieser Modelle sowie die Bestimmung der Parameter aus Messungen realer Gewebe sehr komplex. Es kann daher nicht gewährleistet werden, dass das Verhalten eines simulierten Organs dem realen Organverhalten eines konkreten Patienten entspricht. Aufgrund der hierdurch bestehenden Unsicherheiten kann eine Planung auf Grundlage simulierter Weichgewebe nicht auf intraoperative Gegebenheiten übertragen werden.

Simulatoren können Chirurgen in der Aus- oder Fortbildung unterstützen. Sie bieten dabei die Möglichkeit, nicht nur neue Operationsmethoden zu erlernen, sondern ermögli-

chen auch das Erlernen des Umgangs mit neuen Instrumenten. Chirurgische Instrumente sind dabei häufig mehr als einfache mechanische Schneid- und Greifwerkzeuge, sondern teils umfangreiche Geräte mit vielen Funktionen. Das Ultraschallskalpell ermöglicht zum Beispiel das Schneiden oder Versiegeln des Gewebes in einem Arbeitsschritt, abhängig von der verwendeten Energie, die über einen Fußschalter reguliert wird. Bei solchen Geräten kann eine mehrwöchige Einarbeitung erforderlich sein [73].

Das Lernen in einer interaktiven Simulation erfordert für ein *Learning-By-Doing* dynamische Simulationsmodelle, mit denen der Anwender interagieren kann. Der Chirurg kann mit interaktiven dynamischen Simulationen verschiedene Fertigkeiten von der Hand-Auge-Koordination über das Nähen von Wunden bis zu komplexen Eingriffen, wie der Organresektion, erlernen. Studenten oder ein chirurgisch technischer Assistent (CTA) haben an den Detailgrad und die Genauigkeit der Simulation andere Anforderungen, als ein erfahrener Chirurg, der die Simulation stets mit realen Gegebenheiten vergleichen wird. Das Üben grundlegender motorischer Fertigkeiten kann in abstrahierten Umgebungen erfolgen, indem zum Beispiel einfache Gegenstände wie Würfel oder Kegel mit chirurgischen Instrumenten gegriffen werden. Diese einfach erscheinenden Aufgaben sind für Anfänger schwierig, weswegen dieses Grundlagentraining zur Unterstützung der Motivation häufig als Spiel gestaltet wird. In Simulationen zum Üben chirurgischer Eingriffe können die Modelle auf einzelne ausgewählte anatomische Strukturen begrenzt sein oder ganze anatomische Bereiche, wie das Abdomen oder den Thorax, umfassen. Dabei stellt die Simulation des Organgewebes eine große Herausforderung dar, da dessen Verhalten sehr umfangreich und damit aufwendig zu berechnen ist. Während frühere Lernumgebungen noch auf wenigen Standardmodellen basierten, verwenden aktuellere Simulationen bereits Modelle, die ähnlich wie bei Planungssystemen, aus der medizinischen Bildgebung generiert werden. Im Vergleich zu Planungssimulationen müssen jedoch Vereinfachungen erfolgen, um die Berechnung in wenigen Millisekunden zu gewährleisten. Dadurch ist eine interaktive Manipulation möglich. Umfang und Detailgrad der Simulation müssen hierbei abgewogen werden, wobei eine Annäherung an den Detailgrad von Planungssystemen häufig gewünscht ist.

Bei Simulationen für die Aus- und Weiterbildung sollte der Chirurg die Möglichkeit haben, durch die gewohnten Instrumente, mit den simulierten Organen interagieren zu können, wofür spezielle Interaktionsgeräte für Simulationsumgebungen entwickelt werden. Diese Geräte und der Aufwand bei der Entwicklung einer realitätsnahen Simulation führen zu hohen Anschaffungskosten eines Simulationssystems. Bei simulierten chirurgischen Eingriffen ist jedoch kein Präparat erforderlich und es müssen keine Instrumente und Operationsräume vorgehalten werden, die im Zeitraum der Ausbildung nicht zur Behandlung von Patienten zur Verfügung stehen, so dass Ausfallzeiten vermieden werden. Lamata et al. [78] verweisen außerdem darauf, dass die Ausbildung häufig bei Operationen am realen Patienten, unter Aufsicht erfahrener Chirurgen stattfindet. Diese Form der Ausbildung bedeutet Stress beim lernenden Chirurg und kann zu Ängsten führen. Der lernende Chirurg ist nicht unbedingt unerfahren, sondern strebt eine Zusatzqualifikation, zum Beispiel für interventionelle oder minimal-invasive Operationsmethoden, an.

Bei diesen Verfahren sind nur geringe Verletzungen (Traumata) der Haut erforderlich, um Zugang zum Operationsgebiet zu erlangen. Während diese Methoden für das Krankenhaus und den Patienten viele Vorteile bieten, muss der Chirurg das minimal-invasive Operieren routiniert beherrschen, um trotz der Einschränkungen durch beengte Zugänge, die Patientensicherheit gewährleisten zu können. Ein wesentlicher Teil der Ausbildung ist daher das Erlernen der motorischen Fähigkeiten. Sowohl der lernende als auch der lehrende Chirurg haben in der Praxis einen vollen Dienstplan. Wenn ein Patient mit einer entsprechenden Erkrankung chirurgisch behandelt wird, müssen beide Chirurgen verfügbar sein. Diese Rahmenbedingungen führen zu langen Ausbildungszeiten und hohen Ausbildungskosten. Der Einsatz von Simulatoren kann diese Abhängigkeiten teilweise aufheben, da Grundlagen und vor allem motorische Fertigkeiten in der Simulation, unabhängig vom lehrenden Experten und einem *geeigneten* Patienten erlernt werden können. Die Simulation kann dabei nicht nur dem Lernenden ein Feedback über seinen Lernfortschritt geben, sondern auch zur Qualitätskontrolle für Fertigkeiten von Experten verwendet und damit als Assessment-System eingesetzt werden [30].

Krankenhäuser tendieren vor allem aus ökonomischen Gründen zu minimal-invasiven oder interventionellen Operationsverfahren, da diese Methoden entweder ambulant durchgeführt werden können oder den stationären Aufenthalt verkürzen. Insbesondere bei älteren Patienten, bei Kleinkindern und Säuglingen haben diese Operationsmethoden den Vorteil einer geringeren Belastung. Durch die zunehmende Überalterung der Gesellschaft ist außerdem damit zu rechnen, dass immer weniger Blutkonserven zur Verfügung stehen, so dass Operationsverfahren mit geringen Wunden und möglichst geringem Blutverlust essentiell sind, um auch zukünftig die notwendigen Operationen durchführen zu können¹. Das Erlernen minimal-invasiver Methoden gehört bisher nicht zur chirurgischen Grundausbildung. Es besteht daher ein hohes Interesse, die Ausbildungszeiten zu verkürzen, damit Chirurgen diese Zusatzqualifikation möglichst schnell erlangen. Durch die erschwerten Rahmenbedingungen bei den minimal-invasiven Methoden wäre außerdem eine objektive Qualitätskontrolle der Chirurgen erforderlich. Hierdurch können sich Chirurgen in der Ausbildung mit Experten und untereinander vergleichen und würden ein Lernziel erhalten.

1.1 Problemstellung

Das Erlernen minimal-invasiver Operationsmethoden erfolgt nach wie vor auf Eigeninitiative von Chirurgen und ist kein fester Bestandteil der Ausbildung. Durch die kleinen Zugänge ist unter anderem die Sicht auf das Operationsgebiet und die Bewegungsfreiheit mit den Operationsinstrumenten eingeschränkt. Daraus resultieren hohe Anforderungen an die Fertigkeiten des Chirurgen. Für den Patienten bieten diese Methoden jedoch Vor-

¹Prof. Dr. Hans-Peter Bruch, Dr. M.S. Zimmermann, PD Dr. M. Kleemann. Gastvortrag: Stand und Zukunftspotential der Bildgebung und Bildverarbeitung in den chirurgischen Fächern. *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, 2011, Lübeck

teile, da aufgrund geringerer Traumata eine schnellere Genesung und bessere kosmetische Ergebnisse erzielt werden können. Diese Vorteile führen zu einem breiteren Einsatz und der steigenden Nachfrage durch Patienten nach minimal-invasiven Eingriffen.

Eine Methode, wie der traditionelle Zugang über drei einzelne Eintrittspunkte, ermöglicht die Durchführung bestimmter Operationen, wie zum Beispiel der Gallenblasenresektion (Cholezystektomie). Diese Operation wird häufig durchgeführt, weil sich die Gallenblase im vorderen Bauchraum befindet und nahezu verdeckungsfrei erreicht werden kann. Dennoch können Begleiterkrankungen (ASA²-Klassifikation), ein hoher Body Mass Index (BMI) sowie individuelle Besonderheiten der Patientenanatomie Ausschlusskriterien für diese Operationsmethode darstellen.

Die Erreichbarkeit der Zielstrukturen bei Patienten mit hohem BMI kann durch die längeren Wege deutlich erschwert oder unmöglich werden. Im Gegensatz dazu können Strukturen, die bei Erwachsenen generell schwer zu erreichen sind, bei Kindern für eine minimal-invasive Operation in Frage kommen. Die Durchführbarkeit einer Operation ist nicht nur abhängig von der Patientenanatomie, sondern auch von den verfügbaren Instrumenten. Die Instrumentenform und insbesondere die -länge haben einen Einfluss auf die Erreichbarkeit der Zielstrukturen.

Minimal-invasive Operationen werden bereits als Standardverfahren bei einigen Erkrankungen durchgeführt. Bisher ist es jedoch kaum möglich, zu untersuchen, ob minimal-invasive Methoden auch bei weiteren Erkrankungen oder anderen anatomischen Strukturen möglich sind beziehungsweise ob und welche Veränderungen der Instrumente einen breiteren Einsatz der Methode ermöglichen.

1.2 Zielstellung

In dieser Arbeit wird eine virtuelle Testumgebung als neue Erweiterungsart zu Trainingsumgebungen konzipiert und wesentliche Aspekte zur Realisierung einer solchen Testumgebung prototypisch realisiert und validiert. In einer Testumgebung sollen erfahrene Chirurgen die Möglichkeit bekommen, alternative Zugangswege, Vorgehensweisen oder neuartige Instrumente am virtuellen Modell zu erproben. Der Chirurg soll hierdurch minimal-invasive Methoden für eine Eignung von Operationen prüfen können, die bisher nicht oder nur selten minimal-invasiv durchgeführt werden. In einer virtuellen Umgebung ist dabei prinzipiell die Anpassung der virtuellen Instrumente, im Gegensatz zu realen Instrumenten während einer realen Operation, möglich. Der Chirurg könnte nicht nur auf Basis der vorhandenen Instrumente die Eignung einer Methode für eine geplante Operation einschätzen, sondern Instrumentenvariationen bei unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten erproben. Er könnte damit als Experte Empfehlungen für die Instrumentenentwicklung geben, durch deren Berücksichtigung gegebenenfalls neue

²American Society of Anesthesiologists (ASA)

Operationensmethoden ermöglicht werden. Die Testumgebung ist damit weder eindeutig Trainingssimulationen noch Planungssystemen zuzuordnen.

In einer Testumgebung sind patientenindividuelle Simulationsmodelle erforderlich, um realistische und repräsentative anatomische Gegebenheiten abzubilden, damit gewonnene Erkenntnisse auf die Realität übertragbar sind. Eine Testumgebung wäre theoretisch geeignet, um zu ermitteln, ob eine geplante minimal-invasive Operation bei einem konkreten Patienten angewendet werden kann. Es ist jedoch nicht davon auszugehen, dass dieses Vorgehen praktikabel ist, da die Indikation einer Operation bei einem Patienten eine gewisse Dringlichkeit mit sich bringt. In solchen Fällen werden Chirurgen vor allem Routinetechniken anwenden, um die Patientensicherheit, aber auch die eigene Rechtssicherheit und die des Krankenhauses sicher zu stellen.

Neben der Simulation der Organe stellt die Simulation der Blutgefäße einen inhaltlichen Schwerpunkt der Testumgebung und dieser Arbeit dar. Die Interaktionen mit den Blutgefäßen erfolgt nicht nur während der Durchführung der Intervention sondern bereits während der Navigation der Instrumente in das Operationsgebiet. Während Blutgefäße in Planungsumgebungen als starre Körper dargestellt werden, ist eine Simulation in Trainingsumgebungen aufgrund der geometrischen Komplexität bisher auf kleine Bereiche beschränkt. Für eine Testumgebung ist hingegen eine möglichst umfangreiche Interaktion mit den Blutgefäßen erforderlich, da der Interaktionsbereich vorab nicht eingeschränkt werden kann.

In einer solchen Simulation sind Aspekte der Planung und des Trainings enthalten. Zum einen müssen geeignete Zugänge und Instrumente gewählt (geplant) werden. Zum anderen muss bei der interaktiven Durchführung einer simulierten Operation beurteilt werden, ob die resultierenden Einschränkungen durch die Zugänge und Instrumente es erlauben, die erforderlichen Handlungen durchführen zu können (Training). Hierfür sind Kompromisse zwischen der erforderlichen Genauigkeit der Planung und der erforderlichen Effizienz für eine interaktive Echtzeitsimulation zu treffen, bei der die Entwicklung entsprechender Simulationsmethoden zu berücksichtigen sind.

1.3 Gliederung der Arbeit

Diese Arbeit ist wie folgt gegliedert. In **Kapitel 2** werden die Grundlagen dieser Arbeit beschrieben. Den Anfang machen hierbei die erforderlichen medizinischen Grundlagen mit Fokus auf den Abdomenorganen. Anschließend werden Grundlagen der physikalischen Echtzeitsimulation erläutert. Die hier beschriebenen Verfahren bilden die Grundlage für Simulationsverfahren für verschiedene anatomische Strukturen. Ob ein Verfahren für die Simulation einer bestimmten Struktur geeignet ist, hängt von seinen Eigenschaften, aber auch von dem Modell der anatomischen Strukturen ab. Diese Modelle müssen für patientenindividuelle Modelle auf Grundlage der diagnostischen Bildgebung generiert

werden. Die Grundlagen werden mit einer Darstellung des Workflows zur Generierung von Volumen-, Oberflächen- und Mittellinienmodelle abgeschlossen.

Eine Testumgebung erfordert die interaktive Durchführung von Teilaspekten einer Intervention und hat somit ähnliche Echtzeitanforderungen wie Trainingsumgebungen. In **Kapitel 3** werden Trainingssimulatoren in der minimal-invasiven Chirurgie als verwandte Arbeiten aufgeführt. Hierbei werden nicht nur wissenschaftliche Arbeiten, sondern auch kommerzielle Systeme und Software-Bibliotheken beschrieben.

In **Kapitel 4** werden die Anforderungen an eine Testumgebung durch eine Anforderungsanalyse nach dem szenariobasierten Design aufgrund der Szenarien einer Milz- und Gallenblasenresektion identifiziert. Auf Grundlage dieser Anforderungsanalyse werden in **Kapitel 5** Aspekte der Organsimulation behandelt. Nachdem in den Grundlagen beschrieben wurde, wie aus der diagnostischen Bildgebung geometrische Modelle generiert werden, wird in diesem Kapitel die Generierung geeigneter Modelle für die physikbasierte Simulation von Organen beschrieben. Nach einem Überblick über spezielle Simulationsverfahren für Organmodelle werden die Simulationsverfahren auf die Szenarien der Anforderungsanalyse übertragen. Hierbei wird aufgezeigt welche Maßnahmen möglich sind, um eine effiziente Simulation und die Echtzeitfähigkeit zu gewährleisten und welche Einschränkungen daraus resultieren.

Die Organsimulation wird häufig auch in Trainingssimulationen fokussiert. Die Simulation von Blutgefäßen wird jedoch aufgrund der geometrischen Komplexität nicht oder nur im geringen Umfang berücksichtigt. In **Kapitel 6** wird ein neues Verfahren zur Generierung von Gefäßmodellen und zur Gefäßsimulation beschrieben, wobei sowohl Kräfte durch Biegung, Torsion und Querschnittsänderungen der Blutgefäße abgebildet werden. Im Folgenden **Kapitel 7** wird ein Verfahren zur Navigationsunterstützung in einer Testumgebung beschrieben. Das hier beschriebene Verfahren wurde aufgrund der Validierungen und des Feedbacks medizinischer Experten über mehrere Prototypen weiter entwickelt. Für den Vergleich von Zugängen und zur Unterstützung der Orientierung während der simulierten Navigation können Landmarken im anatomischen Modell definiert werden, die in der virtuellen Simulation und in anatomischen Schnitten visualisiert werden. Darüber hinaus werden kritische Abstände zwischen dem Instrument und den Organen auf der Oberfläche der virtuellen Organmodelle hervorgehoben, um den Chirurgen auf kritische Bereiche bei der Erprobung und dem Vergleich alternativer Zugangswege hinzuweisen.

Das **Kapitel 8** fasst die Arbeit zusammen, bewertet und diskutiert die Ergebnisse abschließend im Bezug auf die definierten Anforderungen und gibt einen Ausblick auf weiterführende Schwerpunkte, die durch diese Arbeit identifiziert werden konnten.

Kapitel 2

Grundlagen

In diesem Kapitel werden die Grundlagen für die weitere Arbeit beschrieben. In Abschnitt 2.1 werden die medizinischen Grundbegriffe erläutert. Hierbei wird der Begriff der *minimal-invasive Chirurgie (MIC)* erläutert und auf die damit verbundenen Herausforderungen für den Chirurg eingegangen. Anschließend wird die Leber als Zielorgan aus anatomischer Sicht sowie Gefäße und Tumoren, beschrieben.

In Abschnitt 2.2 werden die Grundlagen physikbasierter Simulationsverfahren beschrieben. Hierbei werden die grundsätzlichen Unterschiede zwischen den Verfahren hervorgehoben, die bei der Auswahl von Verfahren für spezielle anatomische Strukturen wesentlich sind. Die Spezialisierungen der Simulationsmodelle auf anatomische Gewebe werden im weiteren Verlauf ergänzt.

Realitätsnahe anatomische Modelle können prinzipiell aus patientenspezifischen diagnostischen Bilddaten generiert werden. In diesen Bilddaten werden die anatomischen Strukturen durch unterschiedliche Intensitäten der Grauwerte repräsentiert. Durch die bildgebenden Verfahren entstehen diagnostische Bilddaten mit Artefakten in einer begrenzten Auflösung. In Abhängigkeit von der zu generierenden anatomischen Modelle sind verschiedene Segmentierungs- und Generierungsverfahren geeignet. In Abschnitt 2.3 wird eine Übersicht über diese meist halb-automatischen Verfahren gegeben. Die hierdurch generierten Modelle dienen neben der Visualisierung und Analyse auch als Grundlage für die spätere physikbasierte Simulation. Hierbei ist es jedoch häufig erforderlich zusätzliche Modellrepräsentationen zu generieren und in einer Multimodalrepräsentation synchron zu verwenden.

2.1 Medizinische Grundlagen

Dieser Abschnitt führt in die erforderlichen medizinischen Grundlagen ein, wobei medizinische Begriffe im Glossar (Seite 8) begleitend erläutert werden.

2.1.1 Minimal-invasive Chirurgie

Im Gegensatz zu einem herkömmlichen offen-chirurgischen Eingriff bietet die minimal-invasive Chirurgie (MIC) neue Möglichkeiten, besonders patientenschonend zu operieren. Diese Methoden stellen jedoch die Chirurgen vor besondere Herausforderungen.

Bei einer minimal-invasiven Operation erfolgt der Eingriff durch wenige Zentimeter große Öffnungen, wodurch der Begriff *minimal-invasiv* geprägt ist. Im Abdomen wird die MIC bereits häufig eingesetzt und als Laparoskopie bezeichnet.



Abbildung 2.1: Trokar mit Tubus (links) und Instrumente (Stapler) für die Laparoskopie (rechts).

Der Zugang zum Bauchraum wird bei der MIC durch Trokare geschaffen (Abb. 2.1). Der Trokar ist ein *Stift*, der ein Rohr (den Tubus) verschließt und an dessen Spitze sich eine Klinge befindet. Der Chirurg kann so Tubus und Trokar zusammen in den Bauchraum einführen. Anschließend wird der Trokar entfernt und der Tubus hält den entstandenen Zugang an der Bauchdecke für die Instrumente offen.

Die Instrumente für die MIC sind miniaturisierte Varianten herkömmlicher Instrumente an Stabverlängerungen und werden im Bauchbereich als Laparoskopie bezeichnet. Durch den Zugang über den Tubus besteht ein indirekter Zugang zum Operationsgebiet. Während der Operation bedient der Chirurg das Instrument im Patienteninneren durch Griffe außerhalb des Bauchraums. Die Sicht auf das Operationsgebiet erfolgt über einen Monitor auf den das Kamerabild eines Endoskopes, das als zusätzliches Instrument in das Abdomen eingeführt wird, übertragen wird. Während im Kamerabild älterer Endoskope oftmals Bildrauschen und starke radialsymmetrische Verzerrungen sichtbar waren (Abb. 2.2), sind mittlerweile Endoskope verfügbar, die hochauflösende kontrastreiche und entzerrte Ansichten ermöglichen. Neue Entwicklungen vereinen in Endoskopen zwei Optiken und erlauben so eine stereoskopische 3D Ansicht des Operationsgebietes. Außerdem werden Verfahren eingesetzt, um den Horizont in der Ansicht automatisch zu adaptieren, so dass bei Drehungen des Endoskopes das Kamerabild auf dem Monitor weiterhin aufrecht dargestellt wird. Diese Entwicklungen der Endoskope haben zu signifikanten Verbesserungen bei der intra-operativen Ansicht des Operationsgebietes und damit zu verbesserten Operationsbedingungen bei MIC-Eingriffen geführt.

Besonders für den Patienten bietet die MIC viele Vorteile. Durch die kleineren Wunden hat der Patient weniger postoperative Schmerzen und ein geringeres Infektionsrisiko, so dass weniger Medikamente verabreicht werden müssen [45]. Hierdurch kann der Patient früher mit dem Kostenaufbau beginnen, mobilisiert werden und das Krankenhaus verlassen. Außerdem verheilen die Wunden zu kleineren Narben, so dass sich für den Patienten ein besseres kosmetisches Ergebnis einstellt.

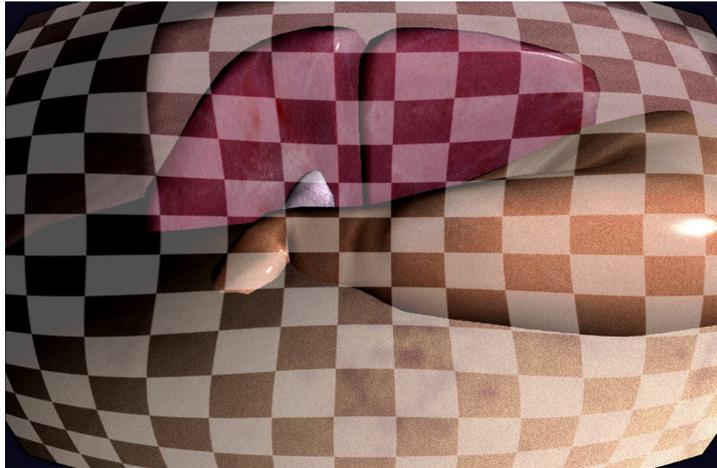


Abbildung 2.2: Simulation der radialsymmetrischen Verzeichnung des Kamerabildes älterer Endoskope.

Bei der MIC hat der Chirurg über einen Monitor, auf den das Kamerabild des Endoskopes übertragen wird, nur eine indirekte Sicht auf das Operationsgebiet. Die Blickrichtung auf den Monitor entspricht nicht der Blickrichtung auf den Patienten. Für das Operationsteam hat der Monitor den Vorteil, dass sie dem Operationsverlauf folgen und gezielt instrumentieren können [94]. Obwohl zukünftig auch 3-D fähige Endoskope verfügbar sein werden, sind aktuell häufig monokulare Endoskope im Einsatz, bei denen der Chirurg den fehlenden Tiefeneindruck durch seine Erfahrung kompensieren muss. Da der Chirurg meistens je Hand ein Instrument führt, muss das Endoskop häufig von einem Assistenten auf Kommando geführt werden. Das Operieren mit der MIC führt zu einem indirekten Zugang zu den Organen, so dass es dem Chirurgen nicht mehr möglich ist, die Organe direkt zu ertasten. Durch das Laparoskop ist das Ertasten von Gewebeeigenschaften nur eingeschränkt möglich. Das organische Gewebe ist sehr weich und das Laparoskop wird durch den Trokar eingeführt, durch dessen Reibung der Tasterdruck verfälscht wird.

Die Handhabung über die Stabinstrumente erschwert die Interaktion im Bauchraum, da die meisten Instrumente starr am Stab befestigt sind, so dass mit dem Instrument nicht hinter organische Strukturen gegriffen werden kann. Außerdem wirkt der Tubus, durch den das Endoskop geführt wird, als Drehpunkt (Abb. 2.3). Durch den Drehpunkt werden Seitwärtsbewegungen des Instrumentes im Bauchraum invertiert. Der Chirurg muss das Instrument außerdem ständig nachführen, da sich das Instrument in einer Kreisbahn um den Drehpunkt bewegt. Durch den Drehpunkt bildet das Instrument am Eintrittspunkt einen mechanischen Hebel, durch den die angewendeten Kräfte während der Instrumentenbewegung zusätzlich skaliert werden.

Die Herausforderungen und Einschränkungen müssen durch den Chirurgen beherrscht werden, weil ansonsten ein erhöhtes Risiko für Komplikationen besteht. Insbesondere bei unerwarteten Ereignissen während der Prozedur muss der Chirurg trotz der Einschrän-

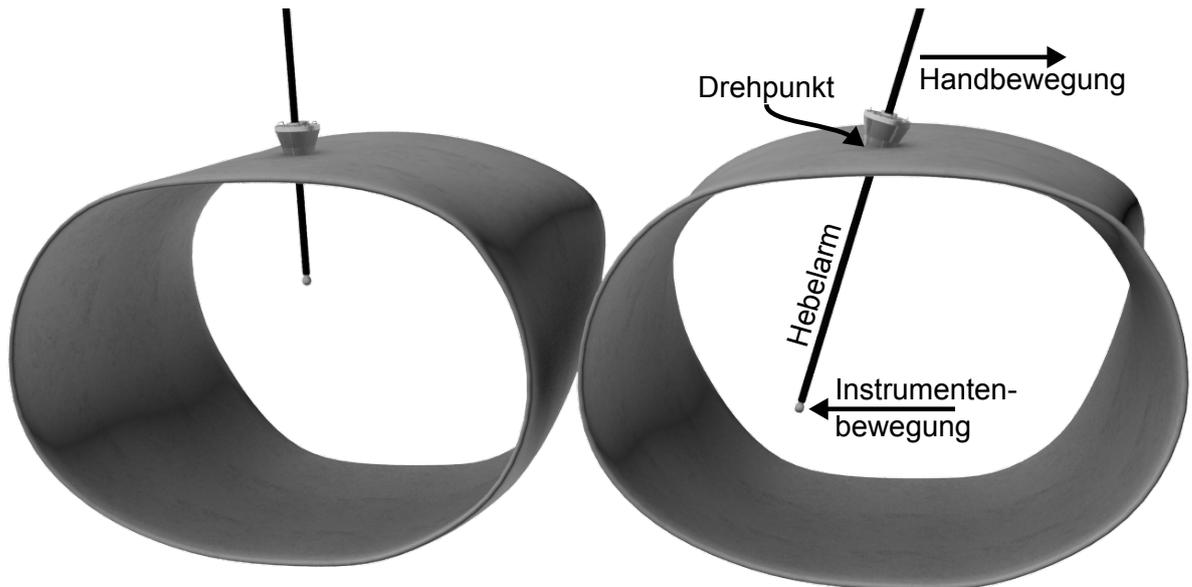


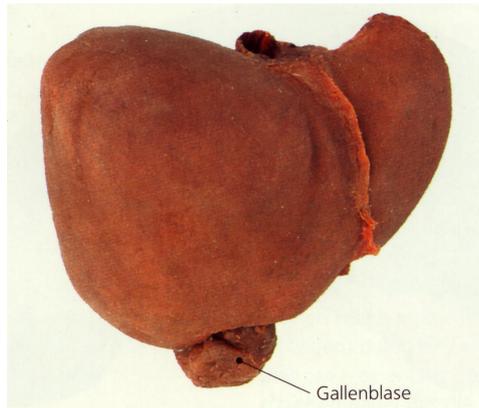
Abbildung 2.3: Der Tubus in der Bauchdecke des Patienten bildet einen Drehpunkt. Durch den Hebelarm des Instrumentes werden die Bewegungen am Instrumentengriff im Abdomen invertiert und die Kräfte skaliert.

kungen richtig reagieren und bei Gefahr zu einem offen-chirurgischen Eingriff wechseln. Durch Blutungen kann zum Beispiel die Sicht durch das Endoskop behindert werden. Bei leichten Verschmutzungen kann es an der Oberfläche anderer Organe abgewischt werden, während es bei starken Verschmutzungen aus dem Bauchraum entnommen und gespült werden muss. Der Umgang mit solchen Risiken erfordert, dass Chirurgen die MIC und den Umgang mit den laparoskopischen Instrumenten trainieren. Neben einfachen mechanischen Schneid-, Greif- und Tastinstrumenten werden häufig auch komplexe Instrumente, wie das Ultraschallskalpell [73] eingesetzt. Die speziellen Instrumente und die beschriebenen Einschränkungen können, abhängig von den chirurgischen Fähigkeiten, sowie patientenindividuelle Gegebenheiten, zu einem erhöhten Patientenrisiko führen.

2.1.2 Leber

Die Leber (Abb. 2.4) ist ein hoch komplexes Organ, das eine zentrale Bedeutung im menschlichen Kreislaufsystem hat. Sie ist das größte innere Organ und liegt im rechten Oberbauch, wo sie durch die Rippen und das Zwerchfell geschützt wird. In der Tabelle zu Abbildung 2.4 sind in einer Übersicht einige Eigenschaften der Leber zusammengefasst.

Die Gallenblase ist direkt zur Leber benachbart und ist ein Reservoir für die Verdauungssäfte, die von der Leber produziert werden. Die Resektion der Gallenblase, zum Beispiel aufgrund von Gallensteinen oder Tumorbefall, ist ein häufig durchgeführter minimal-invasiver Eingriff, bei dem die Leber indirekt betroffen ist. Bei einem Tumor-



Eigenschaften der Leber

| | |
|---------------|---|
| Größe: | 12cm x 15cm |
| Gewicht: | 1,5-2,0kg |
| E-Modul: | 240 kPa |
| Verbindungen: | Gallenblase, Dünndarm, Zwerchfell, Magen |

Abbildung 2.4: Die Leber mit anliegender Gallenblase (links, Quelle: [141]) und simulationsrelevanten Eigenschaften (rechts)

befall der Gallenblase besteht auch für die Leber ein erhöhtes Risiko für einen Befall. In seltenen Fällen liegen nur kleine, alleinstehende Metastasen im Randbereich der Leber vor, die ebenfalls minimal-invasiv entfernt werden können. Bei größeren Metastasen ist eine detaillierte Planung des Eingriffes erforderlich, um eine Verletzung der komplexen Gefäßbäume im Inneren der Leber zu verhindern [123].

Während der minimal-invasive Eingriff an der Gallenblase einen Routineeingriff darstellt, werden minimal-invasive Eingriffe an der Leber nur durch erfahrene und spezialisierte Chirurgen durchgeführt. Insbesondere während einer minimal-invasiven Operation an der Gallenblase besteht der Wunsch selbst dann minimal-invasiv fortzufahren zu können, wenn intra-operativ ein Metastasenbefall der Leber festgestellt wird. Des Weiteren ist die Leber, ebenso wie die Gallenblase, mit minimal-invasiven Instrumenten zu erreichen.

Die Leber wird im Bauchraum durch fünf Ligamente in ihrer Lage fixiert (Tabelle 2.1), wobei das *Ligamentum coronarium* und das *Ligamentum falciforme* besonders lagebestimmend sind. Die Leber ist teilweise über das *Ligamentum coronarium* mit dem Zwerchfell verwachsen und wird dadurch von der Atembewegung des Patienten beeinflusst. Das *Ligamentum falciforme* bildet die Verbindung mit der Bauchdecke und verläuft vom Bauchnabel zur Leber, wo sich das Ligament in ein dreieckiges Tuch aufteilt und die Leber anatomisch in den rechten und linken Leberlappen unterteilt. Diese Unterteilung ist chirurgisch von untergeordneter Bedeutung, da aus chirurgischer Sicht die Unterteilung in den linken und rechten Leberlappen anhand der Gefäßtopologie erfolgt.

Die Leber hat die zentrale Aufgabe der Blutreinigung. Die Milz baut die roten Blutkörperchen ab, wobei roter Blutfarbstoff abfällt, der fett- aber nicht wasserlöslich ist. Dieser wird in der Leber mit einem Enzym versehen, wodurch er wasserlöslich wird. Anschließend wird er über die Gallengänge und den Darm ausgeschieden [130]. Außerdem filtert die Leber Schadstoffe aus dem Blut und regelt den Glukose-, Fett- und Eiweißstoffwechsel. Sie speichert die aus dem Darm aufgenommenen Nährstoffe und gibt diese wieder dosiert ab. Zur Verdauung produziert die Leber den Gallensaft (ca. 500 – 1500ml), den

| Ligament | Verbindung |
|----------------------------------|--|
| coronarium | Zwerchfell |
| tirangulare (sinistrum, dextrum) | Seitenblätter des Ligamentum coronarium |
| falciforme | Bauchwand |
| hepatoduodenale | von der Leberpforte zur Rückseite Duodenum |
| hepatogastricum | zur kleinen Krümmung des Magens |

Tabelle 2.1: Ligamente der Leber

sie über die Gallengänge an die Gallenblase abgibt. Von dort werden die gespeicherten Gallensäuren an den Zwölffingerdarm (Duodenum) abgegeben, wo sie für die Spaltung von Kohlenhydraten, Fetten und Eiweißen benötigt werden [45]. Die zentralen Aufgaben der Leber im Blutkreislauf sind:

- **Speicherung** von Glykogen, Fetten, Vitaminen und anderen Substanzen für Blutbildung und -regeneration
- **Synthetisierung** von Cholesterin, Gallensäuren und Harnstoff beim Stoffwechsel.
- **Entgiftung** durch Oxidierung. Giftstoffe werden wasserlöslich über die Galle ausgeschieden.
- **Exkretion** des Gallensaftes, der unter anderem Gallensäuren, Bilirubin, Cholesterin und Medikamente enthält.

Die Leber hat eine wichtige Aufgabe im Blutkreislauf und Stoffwechsel. Sie filtert das Blut und hat viele Verbindungen zu anderen Organen. Hierdurch besteht eine erhöhte Wahrscheinlichkeit von Metastasen betroffen zu sein. Eingriffe an der Leber können somit häufig notwendig werden.

2.1.3 Gefäße

In dieser Arbeit werden Verfahren entwickelt, um die Deformation von Gefäßen bei MIC Eingriffen zu simulieren. Am Beispiel der Lebergefäße wird die Relevanz der Gefäße bei chirurgischen Eingriffen deutlich.

2.1.3.1 Lebergefäße

Die Leber ist zwischen zwei arterielle Blutkreisläufe geschaltet. 80% der Blutversorgung (60% Sauerstoffversorgung [23]) der Leber erfolgt über die Pfortader. Ihr Eintrittspunkt, der Leberhilus, liegt auf der Unterseite der Leber. Er wird auf der linken Seite vom Lebersegment *Lobus caudatus (I)* und auf der rechten Seite durch die Gallenblase begrenzt. Das Blut verlässt die Leber über die *Vena cava*.

Neben der arteriellen Versorgung und dem venösen Abgang wird die Leber von Gallenwegen durchzogen. Diese feinen Gallenwege vereinigen sich im großen Gallengang,

der die Verbindung von der Leber zum Duodenum bildet und dessen Nebengang in die Gallenblase mündet. Sie dient als Reservoir für die Gallensäfte, dickt diese ein und gibt sie nach Bedarf an den Darm ab [51].

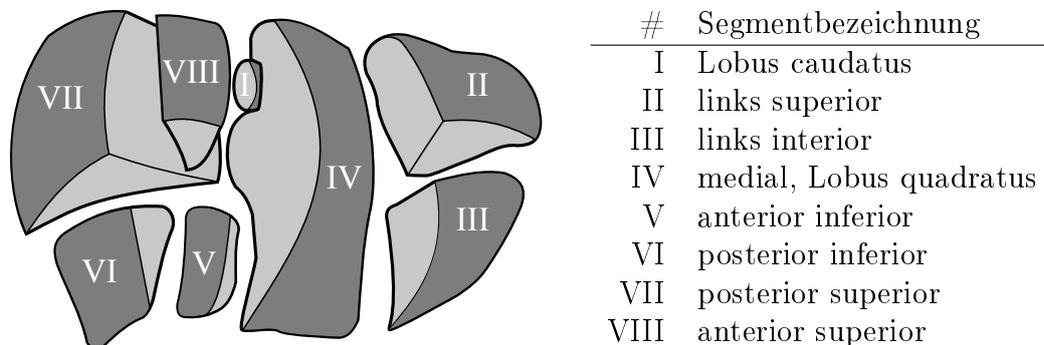


Abbildung 2.5: Anatomische Segmentunterteilung der Leber nach Couinaud. Der linke und rechte Leberlappen bezieht sich auf die anatomische Lage zum Körper des Patienten.

Aus chirurgischer Sicht wird anhand einer projizierten Trennlinie zwischen der Vena cava und der Gallenblase, der linke vom rechten Leberlappen unterschieden [94]. Die Leber wird insgesamt in acht Segmente unterteilt, die sich an der inneren Gefäßstruktur orientieren. Die Segmente I-IV gehören dem linken Leberlappen an, während die Segmente V-VIII den rechten Leberlappen bilden. Diese Couinaud-Regionen (Abb. 2.5) sind bei chirurgischen Eingriffen von besonderer Bedeutung. Sie weisen patientenindividuell starke Unterschiede auf. Von einer gesunden Leber kann bei idealen Bedingungen bis zu 70% ihres Volumens entfernt werden, ohne das dies zu einer Gefährdung des Patienten führt. Hierbei muss jedoch der erhaltene Teil der Leber weiter seine Funktion wahrnehmen können, wobei die arterielle Versorgung, der venöse Abgang und die Gallenproduktion erhalten bleiben muss. Bei einem leichten Tumorbefall kann eine atypische Resektion erfolgen, bei der der Tumor keilförmig aus dem Gewebe geschnitten wird. Bei einem starken Befall ist eine segment- oder anatomiegerechte Resektion nötig, bei der ein kompletter Teil der Leber entfernt wird, der entlang der Couinaud-Regionen getrennt wird (Hemihematektomie). Hierfür ist es erforderlich, dass keine weiteren schweren Grunderkrankungen, wie die Leberzirrhose, vorliegen. Das Verfahren wird auch bei Leberlebenspenden angewandt, bei der einem Patienten ein Teil der Leber eines lebenden Spenders transplantiert wird. Die Couinaud-Regionen dienen als Grundlage für Resektionsentscheidungen, da jede Region von einem Gefäßast in der Leber versorgt wird.

Während eines operativen Eingriffs ist die Berücksichtigung dieser Leberregionen wichtig, da eine Verletzung der arteriellen Gefäße zu einer Unterversorgung der betroffenen Leberregionen führt. Diese Unterversorgung führt zu einem Abfall des Gefäßdrucks und damit der Leberfestigkeit in den entsprechenden Segmenten. Chirurgen beschreiben außerdem, dass die unmittelbare Verfärbung der betroffenen Region eintritt. Anhand dieser Merkmale und den anatomischen Kenntnissen der Leber kann der Chirurg die Lage der Verletzung einschätzen und seine Interventionsstrategie anpassen.

2.1.3.2 Aufbau und Struktur von Blutgefäßen

Gefäße werden in die Typen Arterien, Venen, Kapillare und Lymphsysteme unterschieden [45]. Arterien transportieren Blut vom Herzen weg, während Venen das Blut zum Herzen transportieren. Kapillare sind feine Strukturen, die Arterien mit Venen verbinden und den Stoffaustausch in Organen ermöglichen. Arterien, Venen und Kapillare bilden damit das Kreislaufsystem, das als Schema in Abbildung 2.6 abgebildet ist. Lymphsysteme sind für den Transport von extrazellulären Flüssigkeiten zuständig.

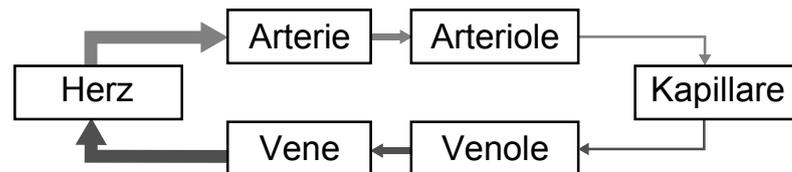


Abbildung 2.6: Schema des Kreislaufsystems. Arterien transportieren nähr- und sauerstoffreiches Blut. Der Blutaustausch erfolgt über Kapillare. Anschließend wird das Blut über die Venen zum Herzen zurück transportiert.

Im Folgenden werden Arterien und Venen erläutert. Diese haben einen Durchmesser von bis zu 1cm. Lymphe und Kapillare haben nur wenige μm Durchmesser und können in CT- und MRT-Aufnahmen auflösungsbedingt nicht abgebildet werden, so dass eine Segmentierung, die für die Modellgenerierung erforderlich wäre, nicht möglich ist.

Durch den Herzschlag wird der Blutdruck reguliert, der bei einem jungen und gesunden Menschen mit 80/120mmHg angenommen werden kann [64]. Er ist diskontinuierlich und strömt in die Arterien ein. Herznahe Arterien sind elastisch. Bei einer Druckspitze des Herzens wird eine Pulswelle erzeugt, die von den elastischen Arterien aufgenommen wird und in einen kontinuierlichen Strom gewandelt wird. Die Druckspitze ist die Systole, während die Pulsabschwächung als Diastole bezeichnet wird. Herzferne Arterien, wie die Arterien der Leber, sind vom muskulären Typ. Sie können sich durch ein stark ausgebildetes Muskelgewebe zusammen ziehen und dehnen und so den Blutdruck regulieren. Nach dem Stoffaustausch über die Kapillare wird das Blut über die Venen zurück an das Herz transportiert. Venen sind ähnlich aufgebaut wie Arterien. Sie haben einen etwas größeren Durchmesser (Lumen) und eine schwächere Gefäßwand, da der Blutdruck in den Venen geringer ist als in den Arterien. Außer im Kopf, dem Wirbelkanal und den Eingeweiden haben Venen Venenklappen, die der Blutflussrichtung entgegen gerichtet sind, um so den Blutrückfluss zu verhindern [52].

Arterien und Venen bestehen aus drei Schichten (Abb. 2.7). Die *Intima* stellt die innerste Schicht dar und ist wiederum in drei Subschichten (*Endothel*, *stratum subendotheliale*, *elastica interna*) unterteilt. Das *Endothel* ist für den Stoffaustausch zwischen Blut und Gewebe zuständig und geht in ein Bindegewebe über, das *stratum subendotheliale*. Die *elastica interna* ist vor allem in den Arterien ausgebildet und für den Ausgleich der Pulswelle zuständig. In den Extremitäten sorgt sie für eine Längsspannung der Gefäße, durch die sich die Gefäße an Bewegungen anpassen können. Bei Verletzungen kleinerer

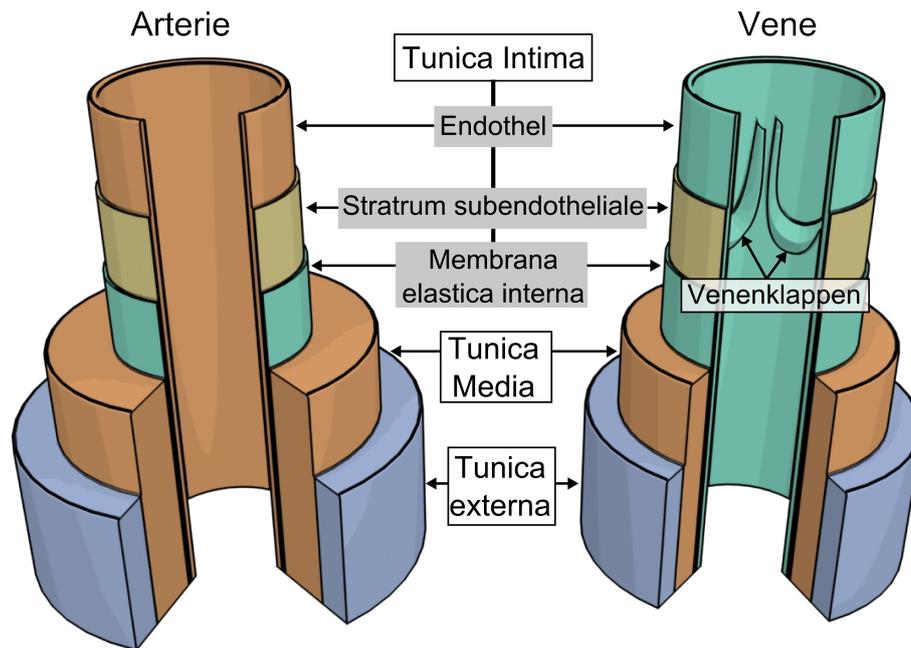


Abbildung 2.7: Schema des Wandaufbaus mittelgroßer Arterien und Venen nach [45]

Gefäße erfolgt außerdem eine Stillung von Blutungen, indem sich die *elastica interna* in das Lumen umstülpt.

Die *Media* ist eine dicke Muskelschicht, durch die sich die Gefäße anspannen können, um so den Gefäßdruck zu regulieren. Die *Externa* (auch Adventitia) ist das Bindegewebe zu umliegenden Strukturen und innerhalb von Organen schwach ausgeprägt.

Die Gefäßdicke von Arterien und Venen liegt in der Leber zwischen 0.1cm und 1.0cm und bei einer Wanddicke von ca. $0.75 - 0.86\text{mm}$ [64]. Durch die Aktivität der *Media* zwischen systolischem und diastolischem Druck verändern die Arterien ihr Lumen um ca. 0.1mm (bei dickeren Gefäßen).

2.1.4 Blut

Die Simulation von Gefäßen muss, bei hohen Anforderungen an den Realitätsgrad, neben der Gefäßwand auch das durchströmende Blut berücksichtigen. Die Gefäßwand ist sehr dünn, so dass der wesentliche Teil des Gefäßvolumens dem darin transportierten Blut entspricht. Eine Echtzeitsimulation kann zwar die Eigenbewegung der Gefäßwand (*Tunica Media*) berücksichtigen, aber die wesentlichen Deformationseigenschaften werden durch das im Lumen fließende Blut bestimmt.

„Das Blut hat vielfältige Funktionen. Es transportiert Sauerstoff, Nährstoffe, Stoffwechschranken, Kohlensäure, Wärme, Hormone, Antikörper und Abwehrzellen.“ (Frick et al. [52, S. 73ff]). Es zirkulieren ca. $5,6\text{l}$ Blut, das zu 56% Blutplasma besteht.

90% dieses Blutplasmas sind Wasser. Die verbleibenden 44% des Blutes bestehen vor allem aus roten und weißen Blutkörperchen sowie aus Blutplättchen, wobei die roten Blutkörperchen den Hauptanteil (das Hämokrit) bilden. Ein mm^3 Blut enthält ca. $4,5 \cdot 10^6$ rote Blutkörperchen, $4 \cdot 10^3$ weiße Blutkörperchen und $2,5 \cdot 10^5$ Blutplättchen [52].

Blut verhält sich im Ruhezustand wie ein newtonsches Fluid [92]. Bei einem newtonischen Fluid ist die Viskosität bei konstanter Temperatur und Druck unabhängig von der Scherspannung. Dies bedeutet, dass die Zähflüssigkeit nicht von der Gefäßkrümmung abhängt. Bei einer Blutströmung handelt es sich jedoch um ein nicht-newtonisches Fluid, bei dem eine steigende Viskosität mit zunehmender Scherspannung vorliegt [92]. Das Blut entspricht hierbei einem homogen elastischen Material [91], mit einer Grenzfließspannung (*finite yield stress*) von ca. 0.05 dyn/cm^2 und ist von der Zusammensetzung des Hämokrit abhängig. Das nicht fließende Blut kann als isotrope nicht-komprimierbare Flüssigkeit modelliert werden [53].

Die Messungen zur Bestimmung der Fließspannungen und der Materialeigenschaften des Blutes erfolgen in speziellen Messvorrichtungen. Hierbei wird unter anderem das Blut in einer zylindrischen Vorrichtung untersucht. Das Verhalten kann als Grundlage für ein physikbasiertes Simulationsmodell dienen. Die realen Eigenschaften sind jedoch komplexer, da die Strömung zum Beispiel in Bereichen von Gefäßverzweigungen unter anderem Verwirbelungen unterliegt (Vortices).

In einer interaktiven Echtzeitumgebung für das Training von motorischen Fertigkeiten oder als Testumgebung für Operationsverfahren oder -instrumente stellen Gefäße einen Teilaspekt einer umfangreichen Simulationsumgebung dar, da zusätzlich auch Organe und Instrumente simuliert werden müssen.

2.1.5 Tumoren

Tumoren sind lokale Veränderungen des Organgewebes. „Als Tumor bezeichnet man jede umschriebene Volumenzunahme eines Gewebes. Je nach biologischem Verhalten unterscheidet man gutartige (=benigne) und bösartige (=maligne) Tumoren.“ ([45], S. 201). Die gutartigen Tumoren können sich in der weiteren Entwicklung durch weitere Mutationen bei der Zellteilung in bösartige Tumoren weiter entwickeln. Benigne Tumoren sind damit häufig eine Vorstufe maligner Tumoren. „Benigne Tumoren wachsen verdrängend und nicht infiltrativ. Sie sind in der Regel von einer bindegewebigen Kapsel umgeben, respektieren Organgrenzen und metastasieren nicht. [...] Maligne Tumoren wachsen invasiv und destruktiv in das umgebende Gewebe. Sie respektieren keine Organgrenzen und metastasieren. Die Metastasierung kann entweder über Lymphbahnen, Lymphknoten (lymphogene Metastasierung) oder über Blutgefäße in andere Organe (hämatogene Metastasierung) erfolgen.“ ([45], S. 201).

Maligne Tumoren werden anhand ihrer Lokalisation und Morphologie als solide und nicht-solide unterschieden. Die Klassifizierung erfolgt nach dem internationalen ICD-O Standard [27]. Nicht solide Tumoren (z.B. Leukämie) können im Gegensatz zu soliden Tumoren nicht fest umschrieben werden. Solide Tumoren werden in Karzinome (ca. 90%), Sarkome (< 10%) und spezielle Sonderfälle unterschieden. Während Sarkome von Knochen-, Knorpel-, Muskel- oder Bindegewebe ausgehen, breiten sich Karzinome von Drüsengewebe (Adenokarzinom), Haut oder Deckgewebe aus. In Tabelle 2.2 sind typische Ausprägungen benigner und maligner Tumoren aufgestellt.

| benigne Tumoren | maligne Tumoren |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none"> • fokal noduläre Hyperplasie • Leberzelladenome • Zysten • Abszesse • kavernoöses Hämangiom • Zirrhose | <ul style="list-style-type: none"> • Leberzellkarzinom • Gallengangskarzinom • Hepatoblastom • Sarkom • Zystadenokarzinom |

Tabelle 2.2: Übersicht über Leberläsionen

Tumoren entstehen durch seltene fehlerhafte Veränderungen der DNA, die nicht durch körpereigene Reparaturmechanismen behoben werden können. Diese Veränderungen münden in einer Deregulation des Zellwachstums. Anfänglich können sich Tumoren über einen zellbasierten Nährstoffaustausch versorgen, beginnen jedoch im fortgeschrittenen Stadium eigene Gefäßsysteme zu entwickeln (Angiogenese) [45].

Die Gefährlichkeit von Tumoren wird durch Tumorstaging und -grading klassifiziert. Eine weit etablierte Stadieneinteilung auf Basis radiologischer Bilddaten (Staging) ist die TNM-Klassifikation. Bei der TNM-Klassifikation wird die Größe des Zentraltumors (T), die Anzahl der Lymphknotenmetastasen (N - von Nodi lymphoidei) und die Anzahl der gebildeten Metastasen (M) berücksichtigt. Das Tumorgrading ist eine weitere Einordnung der Tumoren anhand der Biologie von Gewebeproben (Tab. 2.3). Der *Tumorgrade* beschreibt, wie stark sich Tumorzellen von normalen Gewebezellen unterscheiden, wobei eine hohe Bewertung aggressive Tumoren klassifiziert.

| Gradingstufen | |
|---------------|---------------------------|
| GX | Differenzierung unbekannt |
| G1 | gut differenzierbar |
| G2 | mäßig differenzierbar |
| G3 | schlecht differenzierbar |
| G4 | nicht differenzierbar |

Tabelle 2.3: Bedeutung der Gradingstadien

Die Leber ist häufig von Metastasen anderer Organe betroffen, deren deregulierte Zellen im Verlauf der Blutreinigung die Leber erreichen. Es ist z.B. bei 80% der Kolonkarzinome mit Metastasierungen in der Leber zu rechnen. Lebermetastasen stammen am häufigsten von den Bronchien, dem Kolon, Rektum, Pankreas, Mamma oder Magen [130] ab. Eine Operation ist nur sinnvoll, wenn die Metastase von unmittelbar benachbarten Strukturen stammt. Bei dem Auftreten von Fernmetastasen hat die Erkrankung einen systematischen Charakter. Für den Patienten können die Symptome nur noch durch systemisch lokale Therapien gelindert werden.

In der Leber werden durch den zunehmenden Einsatz der Sonographie mehr fokale Leberläsionen diagnostiziert [23], die somit schon im frühen Entwicklungsstand behandelt werden können. Ein Verfahren zur sicheren Diagnose ist dabei die Endoskopie potentiell betroffener Organe.

Nicht alle Tumoren werden chirurgisch entfernt, da nicht alle Patienten und Tumorausprägungen operabel sind. In manchen Fällen sind auch interventionelle Eingriffe möglich, bei denen das Tumorgewebe gezielt (z.B. durch Verödung) zerstört wird. Wenn ein chirurgischer Eingriff erfolgt, kann der Tumor beispielsweise durch eine atypische Resektion keilförmig aus dem Gewebe geschnitten werden. Dies ist jedoch nur dann möglich, wenn wenig und kleine Tumoren im Gewebe auftreten, da um die Tumoren ein Sicherheitsbereich wegen potentieller Neuinfizierungen mit entfernt werden muss. Bei einem stärkeren Befall ist außerdem eine Hemihematektomie möglich. Bei diesen Eingriffen ist die Lage der Gefäße und des Tumors innerhalb der Leber von entscheidender Bedeutung für die Interventionsstrategie.

2.2 Physikbasierte Simulation

Im Folgenden wird zwischen der *physikalischen* und *physikbasierten* Simulation unterschieden. Die *physikalische Simulation* ist die möglichst exakte Berechnung von realen physikalischen Phänomenen, deren Berechnung häufig zeitaufwendig ist. Für interaktive Umgebungen müssen Vereinfachungen vorgenommen werden, um die Berechnung in Echtzeit zu ermöglichen. Die *physikbasierte Simulation* basiert daher auf der physikalischen Simulation und nutzt stärkere Approximationen oder vernachlässigt einige physikalische Einflussgrößen.

Um in einer Chirurgiesimulation eine Interaktion zu ermöglichen, ist eine physikbasierte Simulation, bestehend aus Kollisionserkennung, Deformationssimulation und Schnittsimulation, erforderlich (Abb. 2.8). Die Deformationssimulation umfasst Verfahren, um das Organgewebe makroskopisch zu simulieren. Die Kollisionserkennung detektiert Kollisionen zwischen Instrumenten und Organen, benachbarten anatomischen Strukturen oder von einem Objekt mit sich selbst und ermittelt die Daten für die Kollisionsreaktion (z.B. Durchdringungstiefe, Kontaktnormale). Bei der Simulation von Schnitten wird die Topologie der Modelle verändert. Da die Kollisionserkennung und die physikbasierte Si-

mulation häufig auf der Topologie beruhen, erfordert eine solche Veränderung ebenfalls die Anpassung der Strukturen zur Kollisionserkennung sowie eine Reparametrierung der physikbasierten Simulation.

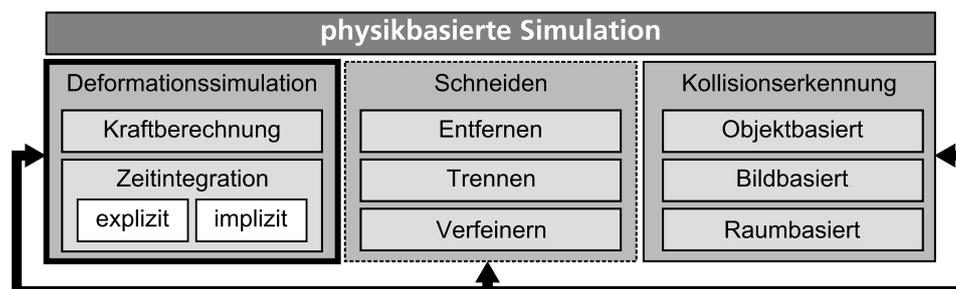


Abbildung 2.8: Unterteilung der physikbasierten Simulation in die Module Kollisionserkennung, Schneiden und Deformationssimulation

Die Module der physikbasierten Simulation (Abb. 2.8) stehen in engem Zusammenhang. In der Simulation muss die Berührung eines Organs mit einem virtuellen Instrument detektiert werden. Der Druck auf das Organ induziert Kräfte. Da das Organewebe weich ist, resultiert aus diesem Druck eine Verformung des Gewebes, die auch eine Aktualisierung der Kollisionserkennung erfordert. Die Simulation des Organewebes sowie lokale Unterschiede der Steife durch oberflächennahe Gefäße oder lokale Veränderungen durch Erkrankungen, werden durch entsprechend umfangreiche Verfahren der Deformationssimulation abgebildet. In interaktiven Simulationen soll nicht nur ein Materialmodell je Organ verwendet werden, sondern auch eine Kopplung der Gefäße mit dem umgebenden Organ erreicht werden, so dass eine Störung des Blutflusses auch zu veränderten Materialverhalten des Organs führt.

2.2.1 Deformationssimulation

Das Ziel der Deformationssimulation ist die Bestimmung der Verformung (*Strain*) einer Geometrie, auf die Kräfte (*Stress*) wirken. Die Deformationssimulation basiert auf dem zweiten newtonschen Gesetz (Gleichung 2.1), nach dem eine Masse (Trägheitsmatrix \bar{M}) proportional und in Richtung der einwirkenden Kraft \mathbf{f}^{ext} beschleunigt (Beschleunigung $\ddot{\mathbf{u}}$) wird.

$$\mathbf{f}^{ext} = \bar{M}\ddot{\mathbf{u}} \quad (2.1)$$

In der Computergrafik werden Geometrien meist durch Primitive, wie Dreiecke oder Tetraeder repräsentiert. Durch die Trägheitsmatrix wird die Gesamtmasse des Körpers auf die Geometrieeckpunkte aufgeteilt. Die Materialsteife beschreibt den Widerstand des Körpers bei äußerem Druck und wird durch die \bar{K} -Matrix beschrieben. Sie bestimmt wesentlich den Realitätsgrad der Simulation. Die Bewegungsgleichung nach Lagrange (Gl. 2.2) enthält die Beschleunigung $\ddot{\mathbf{u}}$, Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{u}}$ und Verschiebungen

der Eckpunkte \mathbf{u} . Durch die Dämpfungsmatrix \overline{D} wird eine Geschwindigkeitsabhängige Dämpfung realisiert, die vor allem zur numerischen Stabilisierung des Lösungsverfahrens dient. Aus der Bewegungsgleichung ergeben sich die Beschleunigungen der Massen bei einer externen Kraft \mathbf{f}^{ext} durch Gleichung 2.3. Einige Algorithmen vereinfachen die Bewegungsgleichung und berechnen die Beschleunigungen nicht durch Matrixgleichungen für alle Geometriepunkte in einer Gleichung. Stattdessen werden die Steife- und Dämpfungskräfte je Massepunkt berechnet, so dass Gleichung 2.3 je Masse zu Gleichung 2.4 verallgemeinert wird.

$$\mathbf{f}^{ext} = \overline{M}\ddot{\mathbf{u}} + \overline{D}\dot{\mathbf{u}} + \overline{K}\mathbf{u} \quad (2.2)$$

$$\ddot{\mathbf{u}} = \overline{M}^{-1}(\mathbf{f}^{ext} - (\overline{D}\dot{\mathbf{u}} + \overline{K}\mathbf{u})) \quad (2.3)$$

$$\ddot{\mathbf{u}}_i = \frac{1}{m_i}(\mathbf{f}_i^{ext} - (\mathbf{f}_i^d + \mathbf{f}_i^k)) \quad (2.4)$$

Die Gleichung 2.4 kann nur in Sonderfällen direkt gelöst werden. In der Regel muss über mehrere diskrete Zeitschritte Δt eine numerische Lösung durch Verfahren der Zeitintegration ermittelt werden. Hierbei werden die Verschiebungen der Eckpunkte im nächsten Zeitschritt $\mathbf{u}(t + \Delta t)$ aufgrund der aktuell berechneten Beschleunigungen $\ddot{\mathbf{u}}(t)$ integriert.

$$\dot{\mathbf{u}}(t + \Delta t) = \dot{\mathbf{u}}(t) + \Delta t \ddot{\mathbf{u}}(t) \quad (2.5)$$

$$\mathbf{u}(t + \Delta t) = \mathbf{u}(t) + \Delta t \dot{\mathbf{u}}(t + \Delta t) \quad (2.6)$$

Die Verfahren zur Zeitintegration werden in explizite und implizite Verfahren unterschieden. Bezogen auf die Berechnung der Geschwindigkeit verwenden explizite Verfahren die Beschleunigung im aktuellen Zeitschritt $\ddot{\mathbf{u}}(t)$ (Gl. 2.5), während implizite Verfahren (Gl. 2.6) die Beschleunigung im zu berechnenden Zeitschritt $\ddot{\mathbf{u}}(t + \Delta t)$ verwenden. Die Geschwindigkeit bei expliziten Verfahren entspricht der Untersumme und bei impliziten Verfahren einer Obersumme (Abb. 2.9).

Die einfache Formulierung der Fortschrittsberechnung durch die Taylorreihe mit einem Taylorpolynom entspricht dem Eulerverfahren. Andere Verfahren (Verlet [140], Newmark-Beta [109]) nutzen weitere Stützstellen, um die Integrale zur Bestimmung der Verschiebung exakter zu bestimmen. In den folgenden Abschnitten werden Vor- und Nachteile der expliziten und impliziten Zeitintegration im Kontext konkreter Verfahren zur Berechnung der Beschleunigungen verdeutlicht. Hierbei werden die Grundlagen für die Kraftberechnung anhand des Feder-Masse System (FMS) und der Finite Elemente Methode (FEM) erläutert.

Die Deformationssimulation stammt aus dem Maschinenbau, in dem komplexe Simulationsverfahren für die Analyse von Kräften und Verformungen, mit dem Anspruch

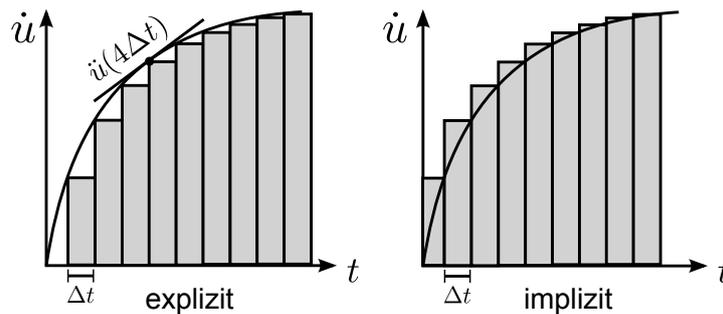


Abbildung 2.9: Explizite Verfahren bilden die Untersumme, während implizite Verfahren der Obersumme entsprechen.

höchster Genauigkeit, verwendet werden. In interaktiven virtuellen Umgebungen ist es jedoch erforderlich, dass die Berechnung in Echtzeit erfolgt.

Terzopoulos et al. [133] haben bereits früh, die Prinzipien des Maschinenbaus zur interaktiven Simulation physikbasierter Weichkörper übertragen. Seitdem wurden mit steigender Leistungsfähigkeit der Hardware weitere Verfahren adaptiert, um auch in interaktiven Umgebungen eine möglichst hohe Genauigkeit zu ermöglichen. Die Verfahren unterscheiden sich dabei hinsichtlich Genauigkeit, Effizienz und Komplexität und sind teilweise auf bestimmte Geometrierepräsentationen spezialisiert.

Unstrukturierte Gitter oder Punktwolken können effizient durch den Chain-Mail Algorithmus [56, 81, 125, 126] oder *Active Cubes* [26] deformiert werden. Diese Verfahren basieren auf der Einhaltung von Zusicherungen (*Constraints*) zwischen benachbarten Punkten, durch die Mindestabstände erhalten bleiben, was zu einem physikalisch plausiblen Gesamtverhalten führt. Bei Punktwolken steht die effiziente Berechnung großer Datenmengen im Vordergrund, weswegen die Modelle einfach zu berechnen sind und nicht durch messbare physikalische Kenngrößen parametrieren werden können. Für die Parametrierung mit physikalischen Kenngrößen ist eine topologische Struktur erforderlich, die eine mathematische Beschreibung der Materialsteife ermöglicht.

Die FEM ist der Oberbegriff für Methoden, die Verformungen komplexer Geometrien beschreiben, indem diese Geometrien als Netz aus Primitiven betrachtet werden, über die Verformungen mit partiellen Differentialgleichungssystemen repräsentiert werden. Das Gesamtverhalten der Geometrie resultiert aus der Summe der Verhalten seiner Primitive. Das FMS ist ein Spezialfall der FEM, bei der Kanten als Federn interpretiert werden. Das FMS kann besonders effizient berechnet werden und ermöglicht starke Vereinfachungen der mathematischen Beschreibung der FEM, die insbesondere in interaktiven Simulationen etabliert sind.

2.2.1.1 Feder-Masse Modelle

Das FMS wurde 1981 erstmals von Platt und Badler [117] zur Gesichtsanimation eingesetzt. Die internen Kräfte an den Modelleckpunkten werden durch Längenänderungen der Modellkanten, die als Federn nach dem Hookschen Federgesetz berechnet werden, bestimmt. Das Hooksche Federgesetz beschreibt die Kraftentwicklung für geringe Verformungen. Ab einer materialspezifischen Grenze führen weitere Kräfte zu nicht-linearen Verformungen und schließlich zum Reißen der Feder.

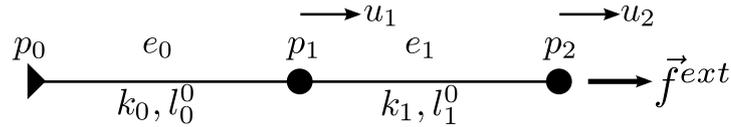


Abbildung 2.10: Die Punkte p_i verbunden durch zwei Federn. Die externe Kraft wirkt an p_2 . p_0 ist fixiert. Auf p_1 wirken die Kräfte beider Federn.

Im Folgenden werden zwei Varianten zur Berechnung des FMS beschrieben. Zur Bestimmung der Kräfte durch Federn wird hierbei die explizite und implizite Zeitintegration nach Euler beschrieben, wobei für die implizite Zeitintegration ein Gleichungssystem für die gesamte zu berechnende Geometrie aufgestellt wird.

Explizite Zeitintegration

Im Abbildung 2.10 sind die Massepunkte \mathbf{p}_i durch die Federn e_i verbunden. Zu den Federn sind die jeweiligen Ruhelängen l_i^0 und die Federsteifen k_i bekannt. Am Eckpunkt \mathbf{p}_2 wirkt die externe Kraft \mathbf{f}^{ext} . Die Kraft führt zu einer Verschiebung \mathbf{u}_i der Punkte. In diesem Beispiel wird angenommen, dass \mathbf{p}_0 fixiert ist. Die Kraft der Federn wird nach Gleichung 2.7 bestimmt, mit \mathbf{l} als Richtungsvektor der Feder und der Federsteife k .

$$\mathbf{f} = k \frac{|\mathbf{l}| - l_0}{l_0} \hat{\mathbf{l}} \quad (2.7)$$

Die Kräfte einer Feder wirken sich auf ihre Eckpunkte aus. Um die Beschleunigung der Massepunkte nach Gleichung 2.4 zu bestimmen, werden die Federkräfte je Massepunkt zu \mathbf{f}_i^k nach Gleichung 2.9 summiert. Die Dämpfungskraft \mathbf{f}_i^d mit der Dämpfung d zur numerischen Stabilisierung ist durch Gleichung 2.10 bestimmt.

$$\mathbf{l}_{ij} = \mathbf{p}_j - \mathbf{p}_i \quad (2.8)$$

$$\mathbf{f}_i^k = \sum_{j=1}^n k_{ij} \frac{|\mathbf{l}_{ij}| - l_{ij}^0}{l_{ij}^0} \hat{\mathbf{l}}_{ij} \quad (2.9)$$

$$\mathbf{f}_i^d = d_i \frac{\mathbf{p}_i(t) - \mathbf{p}_i(t-1)}{\Delta t} \quad (2.10)$$

In Gleichung 2.4 eingesetzt, ist die Beschleunigung eines Massepunktes:

$$\ddot{u}_i(t) = \frac{1}{m_i} \left(f_i^{ext} - \left(\sum_{j=1}^n k_{ij} \frac{|\mathbf{l}_{ij}| - l_{ij}^0}{l_{ij}^0} \hat{\mathbf{l}}_{ij} + d_i \frac{p_i(t) - p_i(t-1)}{\Delta t} \right) \right) \quad (2.11)$$

Durch die Zeitintegration mit dem expliziten Eulerverfahren wird die Geschwindigkeit $\dot{\mathbf{u}}$ der Eckpunkte für jeden Zeitschritt t durch Gleichung 2.5 integriert. Die Verschiebung des Eckpunktes wird ermittelt durch:

$$u_i(t + \Delta t) = \dot{u}_i(t) \Delta t \quad (2.12)$$

Implizite Zeitintegration

Die Berechnung einer Deformation durch das FMS auf Basis von Gleichung 2.7 entspricht der vereinfachten Formulierung der Bewegungsgleichung (Gl. 2.4). Das FMS kann auch entsprechend Gleichung 2.3 formuliert werden und kann somit der in der FEM üblichen Formulierung angenähert werden.

Die Steifigkeitsmatrix für das Gesamtsystem \overline{K} wird aus Untermatrizen je Feder \overline{K}_i aufgebaut. Die Steifigkeitsmatrix einer Feder e entspricht Gleichung 2.13, wobei die Verschiebungen an den Eckpunkten \mathbf{u}_i und \mathbf{u}_j der Feder verwendet werden.

$$\overline{K}_e \mathbf{u}_e = \begin{pmatrix} -k_{ij} & k_{ij} \\ k_{ij} & -k_{ij} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{u}_i \\ \mathbf{u}_j \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_i \\ \mathbf{f}_j \end{pmatrix} = \mathbf{f}_e \quad (2.13)$$

Die kumulierte Gesamtmatrix für das Beispiel in Abbildung 2.10 lautet:

$$\begin{pmatrix} -k_0 & k_0 & 0 \\ k_0 & -(k_0 + k_1) & k_1 \\ 0 & k_1 & -k_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_0 \\ u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_0 \\ f_1 \\ f_2 \end{pmatrix} \quad (2.14)$$

Da \mathbf{p}_0 fixiert ist, kann Gleichung 2.14 zu Gleichung 2.15 vereinfacht werden.

$$\begin{pmatrix} -(k_0 + k_1) & k_1 \\ k_1 & -k_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{u}_1 \\ \mathbf{u}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{f}_1 \\ \mathbf{f}_2 \end{pmatrix} \quad (2.15)$$

Wird die Gesamtmasse des Körpers auf die Eckpunkte verteilt, ist die Trägheitsmatrix \overline{M} eine Diagonalmatrix der Form:

$$\begin{pmatrix} m_0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \ddots & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_n \end{pmatrix}$$

Die Dämpfungsmatrix entspricht im einfachen Fall ebenfalls einer Diagonalmatrix der Dämpfungskoeffizienten je Massepunkt. Für die Ermittlung der Beschleunigung muss die Matrix \bar{M} invertiert werden. Das Gleichungssystem kann wiederum durch Verfahren der expliziten Zeitintegration iterativ gelöst werden. Durch das Aufstellen einer Gesamtmatrix ist auch die Anwendung impliziter Zeitintegrationen, nach Gleichung 2.6 möglich.

Die Geschwindigkeit \dot{u} im nächsten Zeitschritt ($t + \Delta t$) wird durch Gleichung 2.16 implizit berechnet. Die Beschleunigung wird über die Bewegungsgleichung berechnet, die auch als Vektorfeld interpretiert werden kann, so dass $\ddot{u}(t) = \theta(u(t))$ und Gleichung 2.16 durch Gleichung 2.17 dargestellt werden kann.

$$\dot{u}(t + \Delta t) = \dot{u}(t) + \Delta t(\ddot{u}(t + \Delta t)) \quad (2.16)$$

$$\dot{u}(t + \Delta t) = \dot{u}(t) + \Delta t(\theta(\dot{u}(t + \Delta t))) \quad (2.17)$$

Im Falle linearer Materialeigenschaften gilt nach Erleben et al. [48]:

$$\theta(\dot{u}(t + \Delta t)) = \theta(\dot{u}(t)) + \nabla\theta\dot{u}(\Delta t) \quad (2.18)$$

Einsetzen von Gleichung 2.18 in Gleichung 2.17 ergibt:

$$\dot{\mathbf{u}}(t + \Delta t) = \dot{\mathbf{u}}(t) + \Delta t(\theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) + \nabla\theta(\dot{\mathbf{u}}\Delta t)) \quad (2.19)$$

$$\dot{\mathbf{u}}(t + \Delta t) - \dot{\mathbf{u}}(t) = \Delta t(\theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) + \nabla\theta\dot{\mathbf{u}}(\Delta t)) \quad (2.20)$$

Mit $\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \dot{\mathbf{u}}(t + \Delta t) - \dot{\mathbf{u}}(t)$ kann $\dot{\mathbf{u}}(\Delta t)$ aus Gleichung 2.20 isoliert werden.

$$\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \Delta t(\theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) + \nabla\theta\dot{\mathbf{u}}(\Delta t)) \quad (2.21)$$

$$\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) - \Delta t \nabla\theta\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \Delta t \theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) \quad (2.22)$$

$$\frac{1}{\Delta t}\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) - \nabla\theta\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) \quad (2.23)$$

$$\left(\frac{1}{\Delta t}\bar{\mathbf{I}} - \nabla\theta\right)\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) \quad (2.24)$$

$$\dot{\mathbf{u}}(\Delta t) = \left(\frac{1}{\Delta t}\bar{\mathbf{I}} - \nabla\theta\right)^{-1}\theta(\dot{\mathbf{u}}(t)) \quad (2.25)$$

Gleichung 2.25 entspricht dem Geschwindigkeitsfortschritt einer impliziten Eulerintegration unter Annahme linearer Materialeigenschaften mit $\bar{\mathbf{I}}$ als Identitätsmatrix. Der Term $\nabla\theta$ entspricht der partiellen Ableitung der Bewegungsgleichung, die bei der impliziten Integration zu invertieren ist. Die implizite Zeitintegration ist stabiler bei großen Zeitschritten (siehe Beispiel in Anhang A.2), weswegen bei der impliziten Zeitintegration auf die numerische Stabilisierung durch Dämpfung verzichtet werden kann. Bezogen auf die Bewegungsgleichung als Vektorfeld θ entspricht damit Gleichung 2.26 der Gleichung 2.25.

$$\dot{u}_i(t + \Delta t) = \dot{u}_i(t) + \left(\frac{1}{\Delta t}\bar{\mathbf{I}} - (\bar{\mathbf{M}}^{-1}(-\bar{\mathbf{K}}))\right)^{-1} \bar{\mathbf{M}}^{-1}(\mathbf{f}^{ext} - \bar{\mathbf{K}}\mathbf{u}) \quad (2.26)$$

$$u_i(t + \Delta t) = \dot{u}_i(t)\Delta t \quad (2.27)$$

Bei der mehrdimensionalen Betrachtung werden die Matrizen komponentenweise belegt, so dass im \mathbb{R}^3 $u = (u_{0,x}, u_{0,y}, u_{0,z}, \dots, u_{n,x}, u_{n,y}, u_{n,z})$ ist. Dies hat zur Folge, dass die Bewegungsgleichung einer Geometrie mit n -Eckpunkten eine $\bar{\mathbf{K}}$ -Matrix der Dimension $(3n, 3n)$ beinhaltet, wobei die Berechnung von $\bar{\mathbf{K}}^{-1}$ zu einem hohen Aufwand führen kann. Nur bei linearen Materialeigenschaften, ohne Änderungen der Topologie und der Annahme einer konstanten Zeitschrittweite kann dieser Term vorberechnet werden.

Bei chirurgischen Simulationen im Abdominalbereich ist ein wesentlicher Aspekt das Schneiden in das Weichgewebe von Organen oder das Durchtrennen von Gefäßen. Auf der Ebene einer Simulation entspricht dies einer Veränderung der geometrischen Modelle, die diese Strukturen repräsentieren. Während Verformungen durch Verschiebung der Eckpunkte entstehen, entspricht das Auftrennen eines Modells der Veränderung seiner Topologie. Die Topologie einer Geometrie ist der Verbund der Eckpunkte zu Kanten, Dreiecken (Flächen) oder Tetraedern. Ein Schnitt kann die Verbindung zwischen Eckpunkten verändern, indem Elemente mit den vorhandenen Eckpunkten neu gebildet werden (z.B. Drehen von Kanten) oder indem Eckpunkte ergänzt oder entfernt werden.

Das Entfernen oder Ergänzen von Eckpunkten führt zu einer Größenänderung der $\bar{\mathbf{K}}$ -Matrix, während eine Veränderung der Topologie die Belegung der $\bar{\mathbf{K}}$ -Matrix verändert.

Die Simulation nicht-linearer Materialeigenschaften erfordert ebenfalls eine Neubestimmung der \bar{K} -Matrix in jedem Schritt der Simulation, da die Steife jedes simulierten Elementes von seiner Dehnung abhängt. Veränderungen in der \bar{K} -Matrix erfordern außerdem die erneute Bestimmung der inversen \bar{K} -Matrix, was bei komplexen Modellen nicht mehr in Echtzeit erfolgen kann. Das nicht-lineare Verhalten von Organen wie der Leber [32, 71] kann jedoch durch stückweise linearen Funktionen approximiert werden.

Durch spezielle Verfahren, die Vereinfachungen der \bar{K} -Matrix ermöglichen, ist eine Verwendung der impliziten Zeitintegration nicht ausgeschlossen. Dem Nachteil des hohen Berechnungsaufwandes steht als Vorteil die Stabilität bei größeren Zeitschritten und das häufig schnellere Konvergieren der Berechnung gegenüber.

Bei dem klassischen FMS erzeugen Federn nur Kräfte bei Längen- und nicht bei Winkeländerungen zwischen Federn. Erweiterungen, wie Winkelfedern, ermöglichen auch die Abbildung komplexerer Materialeigenschaften mit FMS, wobei jedoch die Anzahl der zu berechnenden Federn und der damit verbundene Berechnungsaufwand steigt.

2.2.1.2 Finite Elemente Methode

Das FMS beschreibt die Materialkräfte durch Federn, die häufig den Geometriekanten entsprechen. Beim herkömmlichen FMS entstehen keine Kräfte durch Scherungen, wodurch kein Volumenerhalt gewährleistet wird. Für den Volumenerhalt müssen statt Federn (Kanten) komplexere Primitive wie Prismen, Hexaeder oder Tetraeder verwendet werden. Das physikbasierte Verhalten dieser finiten Elemente wird durch eine Steifematrix \bar{K}_e (vergl. 2.2.1.1) beschrieben.

In der FEM für den Maschinenbau und die Analyse von Materialverhalten zur *physikalischen* Simulation werden häufig unterschiedliche finite Elemente verwendet. Im Inneren eines Volumens finden zum Beispiel Tetraeder Anwendung, während im äußeren Bereich Hexaeder oder Oktaeder verwendet werden. Die äußeren Elemente erlauben somit eine höhere Genauigkeit. Durch die heterogene Struktur und eine adaptive Diskretisierung wird die Genauigkeit auf relevante Regionen konzentriert.

Bei der Konstruktion von Maschinen wird häufig eine FEM-Simulation durchgeführt, um Belastungen und Schwachstellen einer Konstruktion zu identifizieren. Das Ziel ist hierbei eine möglichst genaue Simulation, die nicht in Echtzeit erfolgen muss. Die Ergebnisse der Simulation werden zur gezielten Optimierung der Konstruktion herangezogen.

Bei einer interaktiven physikbasierten Simulation bildet jedoch die Stabilität und die Berechenbarkeit den Schwerpunkt. Außerdem müssen bei der Chirurgiesimulation topologische Änderungen durch Schnitte berücksichtigt werden, so dass ein möglichst effizient zu berechnender Typ der finiten Elemente eingesetzt wird. Im Folgenden wird die FEM daher anhand von Tetraedern erläutert.

Die Steife jedes finiten Elementes e wird durch seine Steifematrix \bar{K}_e beschrieben. Die Verschiebungen seiner Eckpunkte werden komponentenweise als Verschiebungsvektor u_e

angegeben. Nach der Kumulierung der Elementmatrizen werden die internen Kräfte durch $\mathbf{f}^k = Ku$ bestimmt. Eine detailliertere Einführung in die FEM und ihre Anwendung für verschiedene mechanische Probleme wird unter anderem in [48, 72, 147] gegeben.

Die Elementmatrix \overline{K}_e wird durch Gleichung 2.28 mit dem Elementvolumen V_e gebildet. Die Matrix \overline{D}_e beschreibt die Materialsteife. Bei der FEM geht in die \overline{D}_e Matrix das Young-Modul (auch E-Modul) und die Querkontraktionszahl (Poisson Ratio) ein. Das Young-Modul entspricht der Federsteife beim FMS und beschreibt das Verhältnis zwischen entstehenden axialen Gegenkräften bei einem auf das Primitiv wirkenden Druck. Die Querkontraktionszahl beschreibt die relative Querschnittänderung senkrecht zur Streckung des finiten Elementes [147].

$$\overline{K}_e = \overline{B}_e^T \overline{D}_e \overline{B}_e V_e \quad (2.28)$$

$$\overline{B}_e = \overline{S}_e^T \overline{N}_e \quad (2.29)$$

Die \overline{D}_e -Matrix wird auf den Druck (Stress) innerhalb des Elementes bezogen, der durch \overline{B}_e (Gleichung 2.29) beschrieben wird. Für eine Beschreibung unabhängig von der Lage werden die Verschiebungen u in baryzentrische Koordinaten¹ überführt. Die Komponenten einer baryzentrischen Koordinate $bc(\mathbf{p}) = (\omega_0^p, \dots, \omega_n^p)$ für einen Punkt p sind Gewichte für die Eckpunkte des finiten Elementes \mathbf{p}_i^e , deren Linearkombination \mathbf{p} repräsentiert (Gleichung 2.30). Für Punkte innerhalb des Elementes gilt $\sum \omega_i = 1$, wobei $\forall \omega_i = \frac{1}{n+1}$ mit $i \in [0, n]$ das Baryzentrum (Masseschwerpunkt) beschreibt.

Die baryzentrischen Koordinaten werden über die inverse Matrix der Koordinaten der Elementeckpunkte bestimmt (Gleichung 2.30).²

$$p = \sum_{i=0}^n \omega_i p_i^e bc(p) = \begin{pmatrix} p_0^e \\ p_1^e \\ \vdots \\ p_n^e \end{pmatrix}^{-1} p = \overline{N}^e p \quad (2.30)$$

Auf Basis der Formfunktion werden Verschiebungen auf die Form des finiten Elementes bezogen. Um die Verformung (Stress) \overline{S}_e zu ermitteln, die aus diesen Verschiebungen resultiert, werden die partiellen Ableitungen ermittelt. Für Tetraeder ist \overline{S}_e nach [48]

¹Baryzentrische Koordinaten werden auch als homogene oder natürliche Koordinaten bezeichnet.

²Für die Invertierung ist es erforderlich, dass \mathbf{p}_i^e nicht kollinear sind.

durch Gleichung 2.31 gegeben. Die ersten drei Zeilen bestimmen Streckungen, während die letzten drei Zeilen Scherungen bestimmen.

$$\bar{S}_e = \begin{pmatrix} \frac{\delta}{\delta x} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\delta}{\delta y} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\delta}{\delta z} \\ \frac{\delta}{\delta y} & \frac{\delta}{\delta x} & 0 \\ \frac{\delta}{\delta z} & 0 & \frac{\delta}{\delta x} \\ 0 & \frac{\delta}{\delta z} & \frac{\delta}{\delta y} \end{pmatrix} \quad (2.31)$$

Durch $\bar{D}_e \bar{B}_e$ werden Kräfte aufgrund des Elementdrucks in baryzentrischen Koordinaten bestimmt, so dass eine Rücktransformation \bar{B}_e^T in Weltkoordinaten erforderlich ist. Der Aufbau der \bar{K}_e -Matrix (Gleichung 2.28) beschreibt damit die in Abbildung 2.11 dargestellte Verarbeitungspipeline.

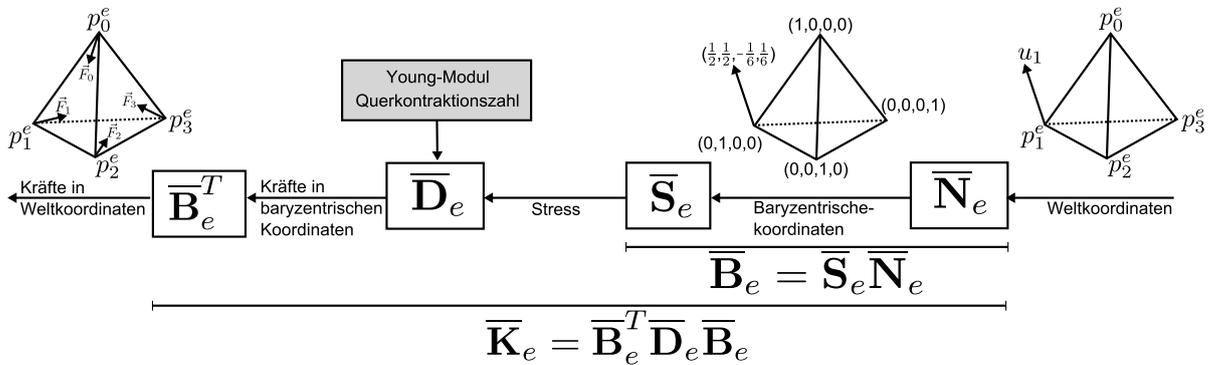


Abbildung 2.11: Aufbau der K-Matrix als Verarbeitungspipeline von Submatrizen

Bei der interaktiven Simulation führen die auftretenden Kräfte zur Beschleunigung und Verschiebung der Eckpunkte. Die finiten Elemente, die durch diese Eckpunkte gebildet werden, können hierbei anteilig rotiert werden (Abb. 2.12). Die \bar{N}_e -Matrix ist nicht rotationsinvariant, so dass Drehungen zu Kräften führen. Um dies zu vermeiden, wird bei dem Verfahren der *Warp Stiffness* [106] die Rotation \bar{R}_e eines Elementes $T(t)$ zur Ruhelage $T(0)$ in jedem Schritt der Zeitintegration durch Gleichung 2.32 bestimmt. Das Ziel ist die Eliminierung der Rotationskomponente vor Berechnung der FEM.

$$\bar{R}_e = \begin{pmatrix} p_0^A \\ \vdots \\ p_n^A \end{pmatrix} \begin{pmatrix} p_0^B \\ \vdots \\ p_n^B \end{pmatrix}^T \quad (2.32)$$

Bevor die Kraftberechnung durch die FEM erfolgt, wird das Element in seine Ausgangslage rotiert, so dass die Rotationskomponente der Verformung eliminiert werden kann. Anschließend erfolgt die Kraftberechnung, aus der Kräfte je Eckpunkt resultieren.

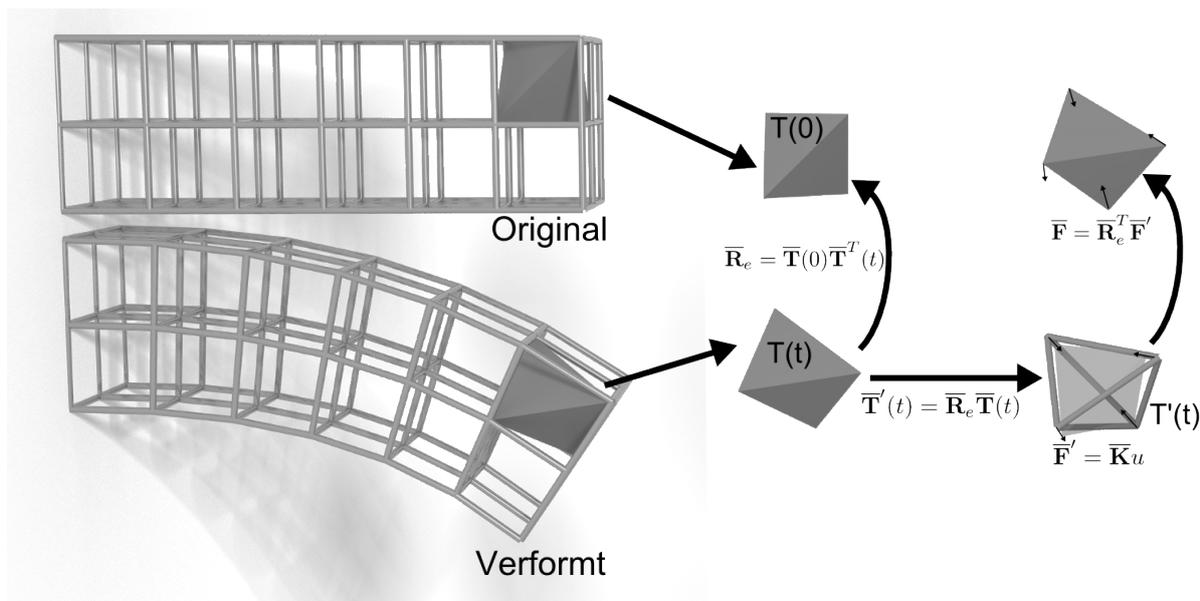


Abbildung 2.12: Der Tetraeder wird durch Verformung anteilig rotiert. Die Rotation zur Ruhelage wird bestimmt und korrigiert.

Durch Anwendung der inversen Rotationsmatrix werden die berechneten Kraftvektoren zurück rotiert, wobei $\bar{R}_e^{-1} = \bar{R}_e^T$. Dieser Vorgang wird als *Warp-Stiffness* bezeichnet, da die \bar{K} -Matrix auch bei Drehung der Elemente angewandt werden kann. Durch die Warp-Stiffness wird Gl. 2.28 zu Gl. 2.33 erweitert.

$$\bar{K}_e = \bar{R}_e \bar{B}_e^T \bar{D}_e \bar{B}_e \bar{R}_e^T V_e \quad (2.33)$$

Der Vorteil der Warp-Stiffness ist, dass nicht-statische Verformungen simuliert werden können, ohne dass durch Rotationen der Elemente Pseudokräfte entstehen, die zu einer Volumenveränderung führen. Die Elemente eines Netzes unterliegen jedoch individuellen Rotationen, die sich je Zeitschritt verändern, so dass in jedem Zeitschritt die Rotationen neu bestimmt werden können und die \bar{K} -Matrix mit Berücksichtigung der Warp-Stiffness nur anteilig vorberechnet werden kann. Insbesondere bei der Verwendung einer impliziten Zeitintegration führt dies zu einem erhöhten Berechnungsaufwand, da auch die zur Integration erforderliche Invertierung (siehe Gleichung 2.26) der \bar{K} -Matrix neu zu bestimmen ist.

2.2.2 Kollisionserkennung

Bei der Physiks simulation entstehen externe Kräfte häufig aufgrund der Kollision zwischen Objekten. Bei der Kollisionserkennung wird eine Kollision anhand der Durchdringung erkannt, wenn die Kollision bereits eingetreten ist. Hierbei werden die Koll-

sionsbereiche identifiziert und entsprechende Informationen (u.a. Durchdringungstiefe, Kollisionspunkte, Oberflächennormalen, Materialeigenschaften) bestimmt um Kräfte zu bestimmen, durch die die kollidierten Objekte wieder voneinander separiert werden. Für die Berechnungen sind häufig spezielle Datenstrukturen erforderlich. Bei der Modellverformung, aufgrund der Gewebesimulation, sowie bei Schnitten in Modelle die die Modelltopologie verändern, müssen diese Datenstrukturen aktualisiert werden[1]. Dieser Synchronisationsaufwand ist insbesondere bei der Auswahl von Verfahren für die Chirurgesimulation mit zu berücksichtigen. Ericson [47] gibt eine Übersicht über Verfahren zur Kollisionserkennung, wobei folgende Kriterien zur Auswahl eines geeigneten Verfahrens einer konkreten Anwendung herangezogen werden:

- Geometrische Repräsentation
- Art und Umfang der Kollisionsinformationen
- Objektdynamik
- Performanz
- Zuverlässigkeit / Robustheit
- Umsetzungsaufwand

Im Folgenden werden diese Kriterien auf die Chirurgesimulation übertragen, um anschließend die Anforderungen an eine geeignete Kollisionserkennung abzuleiten.

2.2.3 Anforderungen

In chirurgischen Simulationen werden als *geometrische Repräsentation* häufig Dreiecks- oder Tetraedernetze verwendet. Das Dreieck und der Tetraeder entsprechen dem 2D und 3D Simplex. Ein Primitiv gilt als Simplex, wenn es im n -dimensionalen Raum $n+1$ Ecken besitzt. Alle Eckpunkte des Simplex sind miteinander durch Kanten verbunden und bilden eine konvexe Hülle. Dies ist insbesondere bei der performanten Kraftberechnung in der physikbasierten Simulation relevant. Für die Simulation von Gefäßen kann außerdem eine Kantenrepräsentation eingesetzt werden, die das Gefäßvolumen durch die Mittellinie mit assoziierten Radien approximiert.

Die *Art und der Umfang der Kollisionsinformation* hängen von dem zu simulierenden medizinischen Szenario ab. Um Durchdringungen anzuzeigen, sind die Durchdringungstiefe und der Kollisionspunkt erforderlich. Für die Kollisionsreaktion, bei der die Abstoßungskraft zur Separierung der kollidierenden Objekte bestimmt wird, ist zusätzlich die Kollisionsnormale oder das -primitiv erforderlich. Bei komplexeren chirurgischen Interaktionen, wie dem Koagulieren sind auch die Materialeigenschaften der Objekte relevant. Hierbei wird Gewebe geschnitten, oder Blutungen gestillt, indem das Eiweiß im Gewebe durch lokale Erhitzung gerinnt. Die Wirkung ist dabei unter anderem von der Stromdichte, der Einwirkdauer und dem Eiweißgehalt im Gewebe abhängig. Bei der Simulation von Instrumenten zur Koagulierung müssen diese Informationen ebenfalls am Kollisionspunkt zwischen Gerät und Gewebe ermittelt werden.

Die Kollisionserkennung wird in *Inter-* und *Intraobjektkollision* unterschieden. Die *Interobjektkollision* ist die Kollision zwischen Objekten, was zum Beispiel der Kollision zwischen Instrument und Organ oder der Kollision zwischen verschiedenen Organen entspricht. Die *Intraobjektkollision* ist die Kollision eines Objektes mit sich selbst. Dies entspricht der Kollision eines Gefäßastes mit einem anderen Ast des selben Gefäßbaumes. Während die Interobjektkollision grundlegend für Interaktionen ist, ist die Intraobjektkollision sekundär.

Die *Objektdynamik* ist in chirurgischen Simulationen sehr hoch. Instrumente sind in der laparoskopischen Chirurgie häufig starr, können aber flexible Endeffektoren haben, die eine Drehung oder Biegung der Instrumentenspitze ermöglichen. Organe sind hingegen Weichgewebe, die nicht nur verschoben und rotiert (Lineares- und Drehmoment), sondern auch deformiert werden. Im Rahmen einer simulierten Intervention besteht des Weiteren die Anforderung, dass in diese Strukturen geschnitten werden kann. Hierdurch erfolgt nicht nur eine Positionsveränderung der Eckpunkte, sondern auch die lokale topologische Restrukturierung, bei der Eckpunkte ergänzt oder entfernt werden.

Die Anforderungen an die *Performanz* sind in der medizinischen Simulation sehr hoch. Es ist zu erwarten, dass die Akzeptanz einer Simulationsumgebung wesentlich von dem Realismus der simulierten anatomischen Strukturen bestimmt wird. Für eine möglichst realitätsnahe Simulation der teils hoch komplexen Materialeigenschaften von Organen ist ein hoher Berechnungsaufwand erforderlich. Die Kollisionserkennung muss daher möglichst effizient erfolgen. Neben der performanten Bestimmung der Kollisionsinformationen müssen in der medizinischen Simulation auch schnelle Adaptionen der Kollisionserkennung an Deformationen und topologische Änderungen durchgeführt werden. Ein weiteres Problem ist die numerische Stabilität der Gesamtsimulation.

So lange in einem Szenario Objekte ausreichend separiert sind, kann die Kollisionsberechnung früh abgeschlossen werden. Beim Auftreten von Kollisionen werden detaillierte Berechnungen erforderlich, deren zusätzliche Berechnungszeit zu einer Vergrößerung der Zeitschrittweite führen, wodurch vorher stabile Simulationsverfahren beginnen können zu oszillieren.

Für die Kollisionserkennung ist wesentlich, dass auftretende Kollisionen *zuverlässig* und *robust* erkannt werden. Eine Kollision ist eingetreten, wenn Elemente eines Objektes in das Volumen eines anderen eindringen. Eine zuverlässige Erkennung erfordert eine hohe Genauigkeit [47], um bereits bei geringen Eindringungen die Kollision zu erkennen und die erforderlichen Kollisionsinformationen zu bestimmen. Bei medizinischen Simulationen ist im Gegensatz zu technischen Anwendungen eine geringere Zuverlässigkeit der Kollisionserkennung erforderlich. Im Vergleich zu mechanischen Anwendungen, wo Objekte gestapelt oder einander mit geringen Toleranzen angenähert werden, sind leichte Durchdringungen mit den weichen anatomischen Strukturen kaum wahrnehmbar. Die Toleranz hängt jedoch auch von der anatomischen Struktur ab. Während das Durchdringen der Leberoberfläche um wenige Millimeter akzeptabel sein kann, entspricht dieselbe Durchdringungstiefe bei kleineren Gefäßen bereits einer vollständigen Durchstoßung.

Der *Umsetzungsaufwand* bezeichnet primär die Implementierungszeit. Sie ist für die Wirtschaftlichkeit von Projekten relevant, bei denen eine Kollisionserkennung benötigt wird. Dieser Aspekt ist in dieser wissenschaftlichen Arbeit von untergeordneter Bedeutung.

2.2.4 Verfahren

In Abbildung 2.8 wird die Kollisionserkennung in bild-, raum- und objektbasiert unterschieden. Die Kollisionserkennung ist die Suche nach den Kontaktbereichen zwischen mehreren sich annähernden Objekten. Um die notwendigen Daten zur Kollisionsbehandlung zu berechnen, ist am Ende einer Suche die Berechnung von Schnitttests der beteiligten Primitive erforderlich, die jedoch rechenaufwendig ist, so dass die Anzahl der notwendigen Berechnungen in dieser *nahen Kollisionsphase* zu begrenzen ist. Hierfür wird das Suchgebiet in der *fernen Kollisionsphase* so weit wie möglich eingegrenzt. Hybride Verfahren kombinieren Verfahren der fernen Kollisionsphase, um schneller eine Einschränkung des Suchgebietes zu erreichen.

Beim Rendern einer computergenerierten 3D Szene erfolgt eine Projektion der Szene in die Bildebene. Durch die Rasterisierung werden zu jedem Bildpunkt die Farb- und Tiefenwerte der Projektion ermittelt, auf deren Basis das resultierende Bild erzeugt wird. Die Tiefeninformationen werden auch zur Kollisionserkennung verwendet. Im einfachen Fall des Picking wird das Objekt ermittelt, das einer Selektion in der Bildebene zuzuordnen ist [142]. Für die Bibliothek CULLIDE führen Govindaraju et al. [57, 58] das Rendering aus unterschiedlichen Richtungen aus. In der ersten Phase werden die Objektpaare ermittelt, die potentiell kollidieren. In weiteren Phasen werden diese Kandidaten sukzessiv in immer feinere Unterobjekte (Dreiecksgruppen) unterteilt und gerendert, bis in der letzten Phase der Schnitttest zwischen den verbleibenden Dreiecken durchgeführt wird.

Beim „*Spatial Hashing*“, einem raumbasierten Verfahren nach Teschner et al. [134], wird der Raum in Zellen diskretisiert, in denen alle Primitive registriert werden. Wird ein Eckpunkt einer Geometrie verschoben, werden Schnitttestberechnungen mit den Primitive der entsprechenden Zelle durchgeführt. Das Eintragen der Primitive in die Raumzellen kann insbesondere bei Geometrien, die physikbasiert simuliert werden, zusammen mit der Aktualisierung des Simulationsmodells erfolgen. Jedes Primitiv muss jedoch in allen Zellen, die es schneidet, eingetragen werden, so dass das Verfahren eine homogene Geometriestruktur erfordert. Bei stark schwankenden Größen der Primitive müssen entweder viele Primitive einer Raumzelle oder ein Primitiv in sehr vielen Zellen registriert werden. Hierbei muss jedes der Primitive entsprechend der Zellgröße ähnlich der Linienrasterisierung nach Bresenham [24] rasterisiert werden. Da das Verfahren nicht zwischen Geometrien unterscheidet, sondern die Kollision nur auf Basis der Primitive bestimmt, können auch Interobjektkollisionen erkannt werden.

Objektbasierte Verfahren nutzen hierarchische Hüllkörper, die das Objektvolumen approximieren. Zur Approximation werden einfache Primitive wie Kugeln, achsen- oder objektorientierte Hexaeder verwendet, für die eine Schnittberechnung sehr effizient erfolgen kann. Das Grenzvolumen approximiert mit zunehmender Hierarchieebene das Objektvolumen durch mehr Primitive exakter. Durch Schnitttests in einer Ebene können schon frühzeitig große Geometriebereiche von weiteren Tests ausgeschlossen werden. Kugelbasierte Grenzvolumen sind für die Kollisionsberechnung deformierbarer Objekte besonders geeignet, da sie schnell bei einer Deformation aktualisiert werden können [54].

Raumbasierte Verfahren müssen aufgrund von Schnitten ausgeschlossen werden. Schnitte in eine Organgeometrie verändern deren topologische Struktur, da Teile der Geometrie neu vernetzt werden, damit im Modell der Schnitt abgebildet werden kann. Hierdurch kann eine homogene Geometriestruktur nicht erhalten werden. Bei diesen Verfahren wird hingegen keine spezielle modellbezogene Struktur gebildet. Bei hierarchischen objektbasierten Verfahren muss beim Hinzufügen oder Löschen von Elementen die hierarchische Struktur des Modells ebenfalls aktualisiert werden.

2.3 Modelle anatomischer Strukturen

Bei der Simulation für Training und Ausbildung oder Evaluierung von Methoden und Instrumenten ist eine möglichst realistische Simulation erforderlich. Neben Verfahren für die Simulation des Gewebes sind entsprechende Modelle der relevanten Organe und Gefäße erforderlich. Diese Modelle werden nicht nur für die Visualisierung benötigt, sondern auch für die Deformationssimulation und die Kollisionserkennung. Für die unterschiedlichen Zielstellungen können verschiedene Repräsentationen verwendet werden, die dann jedoch zu synchronisieren sind.

Während in ersten Simulationssystemen Organmodelle manuell erstellt wurden [75], vereinfachen neue Entwicklungen der medizinischen Bildgebung und bessere Verfahren der Bildverarbeitung die Modellgenerierung auf Basis anatomischer Bilddaten. Für die Modellgenerierung werden hierbei vor allem CT und MRT Bilddaten verwendet. Ein Schema über den Workflow zur Modellgenerierung ist in Abbildung 2.13 dargestellt.

Bei einer CT werden mehrschichtige Röntgenaufnahmen des Patienten vorgenommen, wodurch es zu einer Strahlenbelastung für den Patienten kommt. Campadelli und Casiraghi [29] und Schenk [123] geben eine Übersicht über Verfahren zur Bildsegmentierung von CT-Aufnahmen der Leber und weisen auf die Herausforderung bei der Verarbeitung der CT-Bilddaten hin. Demnach weisen CT-Bilddaten ein geringes Rauschen auf und bieten eine hohe räumliche Auflösung. Der Kontrast der Bilder ist jedoch gering und aufgrund der Patientenbewegung während der Aufnahme sowie dem Partialvolumen Effekt (PVE) entstehen weiche Kanten zwischen benachbarten Strukturen. Beim PVE kann ein Pixel einem Gewebe nicht eindeutig zugeordnet werden. Der PVE tritt zum Beispiel auf, wenn das Gewebe nur in die Aufnahmeschicht der Bilddaten hineinragt, kleiner als

der gewählte Schichtabstand ist oder wenn das Pixel anteilig mehreren Strukturen zuzuordnen ist. Der PVE führt zu einer Mittelung der Intensitäten und kann nur durch die Verringerung der Schichtabstände und die Verbesserung der Bildauflösung vermindert werden, was jedoch zu einer steigenden Strahlenbelastung des Patienten führt. Des Weiteren treten bei CT-Aufnahmen Artefakte durch Strahlauhfärtungen (Beam Hardening) auf, da Röntgenstrahlen aus einem Energiebereich von Photonen bestehen, von denen Photonen schwacher Energie zuerst vom Gewebe absorbiert werden. Bei zunehmender Eindringtiefe in das Gewebe verbleiben Photonen hoher Energie, wodurch die Abschwächung der Intensitäten in den Bildschichten variiert.

Bei einer Aufnahme kann zusätzlich Kontrastmittel (z.B. jodhaltige Lösung) injiziert werden, durch das Röntgenstrahlen stärker absorbiert werden. Hierdurch können insbesondere Intensitäten für Gefäße in den Bildaufnahmen verstärkt werden. Der Grauwert eines Gewebes kann hierdurch auch innerhalb einer Patientenaufnahme variieren, da die Intensität wesentlich von der Absorption des Kontrastmittels im Körper abhängt. Auch zwischen verschiedenen Patientenaufnahmen können die Intensitäten gleicher Gewebetypen durch leichte Unterschiede im Gewebe oder in der Konfiguration des CT-Gerätes variieren. Des Weiteren treten Intensitätsschwankungen durch Fremdkörper auf, die zu Strahlabschattungen und Reflexionen führen können.

Clarke et al. [34] geben eine Übersicht über Verfahren zur Segmentierung in MRT-Aufnahmen. Bei der MRT (auch Kernspintomographie) erfolgt die Bilderzeugung durch die Ausrichtung der Atomkerne der Gewebe durch ein äußeres Magnetfeld, wodurch keine Strahlenbelastung für den Patienten entsteht. In MRT-Aufnahmen können vor allem Weichgewebestrukturen wie Organe, Muskeln oder Bänder dargestellt werden, so dass MRT-Aufnahmen bevorzugt für das Gehirn (in Verbindung mit anderen bildgebenden Verfahren) verwendet werden [45]. Bei der MRT entstehen keine Artefakte durch Strahlenuhfärtungen und es ist im Gegensatz zur CT möglich, die Aufnahmeregion zu beschränken, so dass die maximal mögliche Auflösung in einer Region zur Verfügung steht. Artefakte durch Patientenbewegungen können stärker auftreten, da eine MRT-Aufnahme mehrere Minuten dauern kann. Diese Artefakte sind bei der Modellgenerierung zu berücksichtigen oder können während der Aufnahme kompensiert werden, indem das Magnetfeld nachgeführt wird [146]. Des Weiteren weisen MRT-Bilder eine ungleichmäßige Helligkeitsverteilung auf, die geräte- und patientenabhängig ist [34].

In der Verarbeitungspipeline (Abb. 2.13) können sowohl Grauwertbilder der CT und MRT als Eingabe verwendet werden. Jedes Grauwertbild entspricht einer Schicht durch das Bildvolumen der Patientendaten. Durch die Annahme, dass die Intensitäten zwischen den Schichtbildern fortgesetzt werden, werden Grauwerte je Pixel als Voxel (Volumenpixel) aufgefasst, einem Grauwert mit räumlicher Ausdehnung. Durch die Segmentierung werden Voxel anatomischen Strukturen zugeordnet, wodurch Volumenanteile und -grenzen der anatomischen Strukturen definiert werden (Abb. 2.14).

Durch die Modellgenerierung werden verschiedene Modelltypen (u.a. Oberflächennetze, Tetraedernetze, Grenzvolumen) auf Basis der Volumengrenzen erzeugt. Bei Modellen

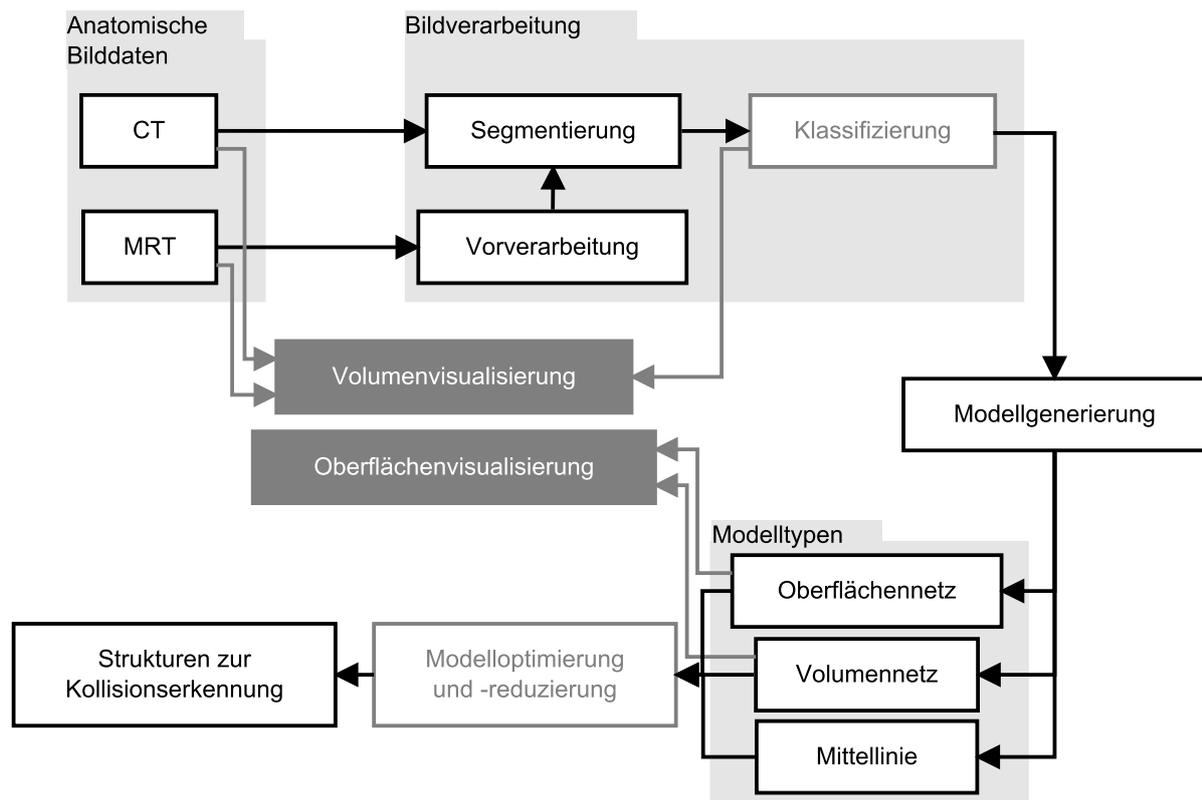


Abbildung 2.13: Workflow zur Modellgenerierung. Die Klassifizierung und die Modelloptimierung ist optional. Aus Modellen, basierend auf anatomischen Bilddaten, werden häufig weitere Modelltypen erzeugt.

für eine interaktive Echtzeitsimulation werden für eine Struktur häufig mehrere miteinander synchronisierte Modelltypen verwendet. Die Modelle einer solchen *Multimodalrepräsentation* (Abb. 2.15) können für die physikbasierte Simulation, Kollisionserkennung oder Visualisierung optimiert werden. Die Modelltypen können auch mit weiteren Generierungsverfahren aus zuvor erzeugten Modelltypen generiert werden, so dass eine effizientere Synchronisation aufgrund besserer Übereinstimmung der Modelle ermöglicht wird.

Im Folgenden wird die Überführung der anatomischen Bilddaten zum Simulationsmodell anhand des Schemas in Abbildung 2.13 beschrieben. Hierbei wird in Abschnitt 2.3.1 zu Verfahren der Bildverarbeitung und in Abschnitt 2.3.2 zur Modellgenerierung Bezug genommen. Eine Übersicht über Strukturen zur Kollisionserkennung wird von Ericson [47] gegeben.

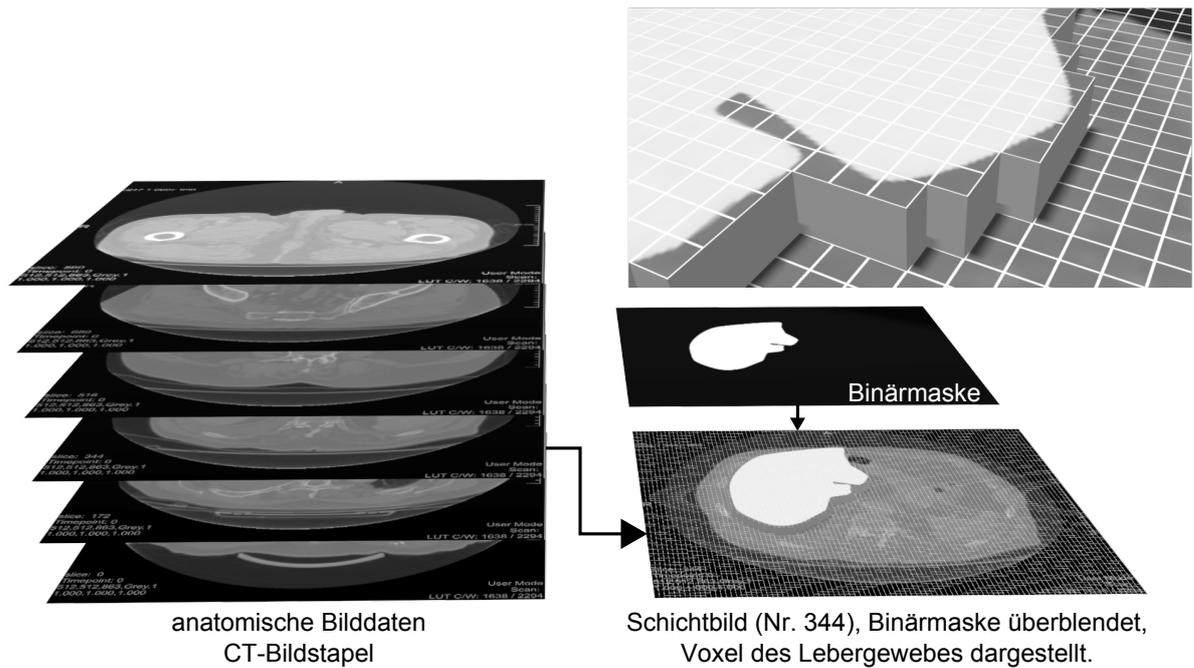


Abbildung 2.14: Anatomische Bilddaten beschreiben als Bildstapel (links) ein Volumen aus Intensitäten. Das Lebervolumen wird durch Binärmasken je Bildebene segmentiert (rechts).

2.3.1 Bildverarbeitung

Die Segmentierung anatomischer Bilddaten hat die semantische Gruppierung von Pixeln zu Regionen zum Ziel, die einem Gewebetyp in den anatomischen Bilddaten entsprechen. MRT-Daten werden bei Vorverarbeitungsschritten optimiert, wobei unter anderem Rauschen und inhomogene Intensitätsverteilungen korrigiert werden.

Inhomogenitäten (z.B. Lufteinschlüsse oder innere Strukturen) führen bei der Segmentierung entweder dazu, dass mehrere Regionen je Gewebe gebildet werden oder eine Region mehrere anatomische Strukturen repräsentiert. Die Zuordnung der Regionen zu einem Gewebe oder einer anatomischen Struktur erfolgt durch die Klassifizierung. Häufig ist das Ziel der Segmentierung nicht die gleichzeitige Erfassung mehrerer Strukturen, sondern einer Zielstruktur, wobei eine nachgelagerte Klassifizierung entfallen kann.

2.3.1.1 Segmentierung der Leber

Campadelli und Casiraghi [29] geben eine Übersicht über die folgenden Verfahren zur Segmentierung der Leber aus CT-Daten. Einen Vergleich der Verfahren wurde von Heilmann et al. [61] an mehrerer Datensätzen der Leber durchgeführt.

- Live-Wire Methode

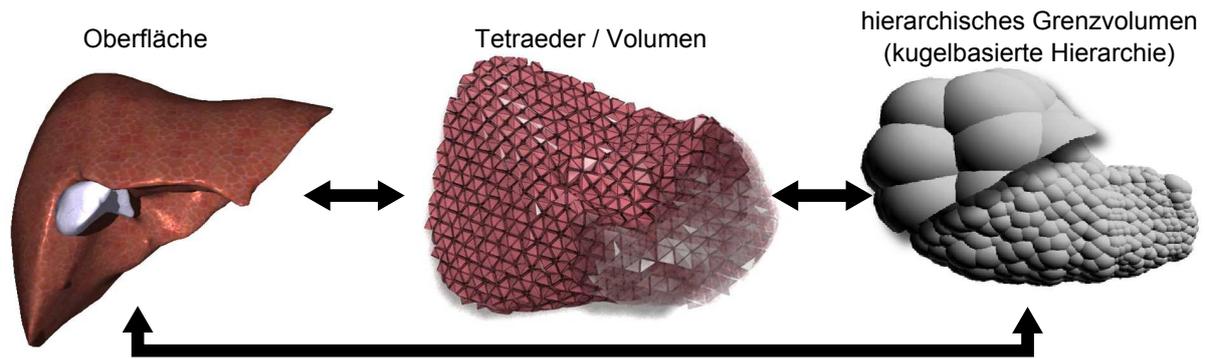


Abbildung 2.15: Multimodale Repräsentation der Leber. Die Oberfläche zur Visualisierung, ein Tetraedervolumen zur Simulation und das hierarchische Grenzvolumen zur Kollisionserkennung müssen synchronisiert werden.

- grauwertbasiert
- modellbasiert
- probabilistische Atlanten
- Level-Sets

Die **Live-Wire Methode** unterstützt den Anwender bei der manuellen Markierung von Gewebegrenzen in zweidimensionalen Grauwertbildern. In einigen Schichten werden mehrere Punkte auf der Kontur der zu segmentierenden Struktur angegeben. Zwischen diesen Punkten wird die Kontur interpoliert, indem durch eine Kostenfunktion der Pfad mit den geringsten Kosten ermittelt wird. Die Pixel des Grauwertbildes werden als Knoten eines Graphen interpretiert, die mit den benachbarten Pixeln über Kanten verbunden sind. Die Kostenfunktion bewertet zum Beispiel die Intensitätsunterschiede oder den Gradientenverlauf in den Bilddaten. Bei dieser halb-automatischen Segmentierung hat der Anwender eine hohe Kontrolle. Es ist nicht erforderlich, in jeder Schicht des Volumendatensatzes die Konturen der Zielstruktur zu definieren, da durch entsprechende Verfahren die Konturen in den Zwischenschichten interpoliert werden können, wobei die eingezeichneten Konturen als Stützstellen der Interpolation dienen.

Bei der **grauwertbasierten Segmentierung** wird der Grauwertbereich des Lebergewebes durch statistische Analyse aus zuvor manuell segmentierten Referenzdaten ermittelt. Zusätzlich kann der Histogramm-Bereich ermittelt werden, indem die Grauwerte der Leber ein Verteilungsmaximum bilden. Der Grauwertbereich kann durch Schwellenwertverfahren extrahiert werden. Um nur das Lebergewebe zu erfassen (und nicht weitere Gewebe im selben Grauwertbereich) müssen die entsprechenden und meist bekannten Bereiche isoliert werden. Des Weiteren müssen die Segmentierungsgrenzen nachbearbeitet werden. So ist häufig eine Korrektur von Segmentierungsfehlern und ein Abrunden der Segmentierungsgrenzen erforderlich. Hierbei wird unter anderem auf die Live-Wire Methode zurückgegriffen. Um die Robustheit des Verfahrens zu verbessern, die von den

Schwellenwerten der Grauwerte bestimmt wird, können alternativ neuronale Netze mit den Grauwerten angelernt werden.

Bei **modellbasierten Verfahren** wird eine a priori Beschreibung der Leber in Form, Größe und Lokalisation angenommen. Das Verfahren hat die Minimierung einer Energiefunktion zwischen den Intensitäten der Bilddaten und dem zu adaptierenden Modell zum Ziel, indem durch Verformung das Ausgangsmodell an die Zielstruktur angepasst wird. Die Verformung des Modells muss gegenüber Störungen und Ausreißern in den Bilddaten robust gehalten werden. Trotzdem müssen ausreichende Freiheitsgrade bestehen, um auch komplexe Formen abbilden zu können. Neben dieser Abwägung besteht das Problem, dass die Form der Leber aufgrund von Altersunterschieden, ethnischen Gruppen oder durch Erkrankungen teils stark variieren kann [123]. Bildet die Leber einer ethnischen Gruppe die Ausgangsbasis, kann das Verfahren bei der Erkennung einer Leber eines Patienten einer anderen ethnischen Gruppe fehl schlagen, so dass viele Ausgangsmodelle benötigt werden.

Für **probabilistische Atlanten** werden in Trainingsdaten gemeinsame Bildmerkmale (Landmarken) im Abdomen bestimmt. In diesen Trainingsdaten sind die Voxel des Lebergewebes bekannt. Bei einer neuen Segmentierung werden die entsprechenden Landmarken in den Bilddaten ermittelt. Anhand der Ähnlichkeit zu den Trainingsdaten wird die Wahrscheinlichkeit jedes Voxels ermittelt, mit der er dem Lebervolumen angehört.

Bei **Level-Set-Segmentierungen** wird ein Ausgangspunkt oder eine Ausgangsfläche expandiert, bis die Außengrenze des Lebergewebes in den Bilddaten erreicht wurde, wobei diese Außengrenze anhand einer Kostenfunktion beschrieben wird. Dabei wird die Expansionsgeschwindigkeit entsprechend der Historie der Expansionsfront angepasst. Erreicht die Expansionsfront die Grenze des Lebergewebes, erfolgt eine Verlangsamung, um Details zu erfassen. Dieses Verfahren wird auch eingesetzt, um Segmentierungen der anderen Verfahren zu verbessern.

Da Organe wie die Leber von anderen Weichteilen umgeben sind, die in den CT-Daten ähnliche Intensitäten aufweisen, ist die Segmentierung nicht trivial und hängt von den anatomischen Gegebenheiten sowie der Art und Qualität der anatomischen Bilddaten ab. Häufig ist nur eine halb-automatisierte Segmentierung möglich und es sind weitere Nachbearbeitungen notwendig, um Segmentierungsartefakte zu korrigieren [95, 100].

Im Idealfall wird aus der Segmentierung eine vollständige Binärmaske, die nur das Volumen der Zielstruktur in den anatomischen Bilddaten beschreibt, gewonnen. Mit der Binärmaske und der bekannten räumlichen Ausdehnung der Voxel können die Bilddaten durch Verfahren der Volumenvisualisierung in virtuellen Umgebungen dreidimensional dargestellt werden. Die Binärmaske ist hierbei optional und ermöglicht die Darstellung eines semantischen Ausschnittes aus den Bilddaten. Für die realitätsnahe Visualisierung werden Transferfunktionen eingesetzt, die Grauwerte auf Transparenzwerte und Farben abbilden. Für die Berücksichtigung von Beleuchtungen und einfachen Schattierungen ist außerdem der Gradient (Kanten, erste Ableitung) in jedem Voxel zu berechnen [11, 38, 97, 98].

2.3.1.2 Segmentierung von Gefäßen

Blutgefäße können in der medizinischen Bildgebung häufig nicht mit dem zur Segmentierung erforderlichen Kontrast erfasst werden. Deswegen wird bei der Aufnahme von Gefäßen zusätzlich jodhaltiges Kontrastmittel injiziert. Die Bildaufnahme muss in dem Moment erfolgen, indem sich das Kontrastmittel im diagnoserelevanten Bereich befindet. Das Kontrastmittel wird vom Körper nicht gleichmäßig abgebaut, so dass selbst bei einer guten Aufnahme nicht von einer gleichmäßigen Kontrastierung ausgegangen werden kann. Das Kontrastmittel durchströmt das Gefäßlumen, so dass von der Segmentierung nicht die Gefäßwand sondern das Lumen erfasst wird. Eine Gefäßverengung (Stenose) kann darüber hinaus nicht unbedingt von einer ungleichmäßigen Ausbreitung des Kontrastmittels unterschieden werden. Blutgefäße in der diagnostischen Bildgebung unterliegen damit immer einer gewissen Unsicherheit und müssen abschließend durch Experten mit einem hohen anatomischen Verständnis interpretiert werden.

Gefäße haben eine komplexe Struktur. Ihr Querschnitt kann in vielen Fällen als Ellipse beschrieben werden. Sie weisen im Verlauf starke Krümmungen auf. Der Verlauf größerer Gefäße, gerade im Bereich Halsbereich oder in den Extremitäten ist weitestgehend bekannt. Die Leber wird hingegen von mehreren Gefäßbäumen durchzogen (Abs. 2.1.3.1). Bei Gefäßbäumen ist der Ein- oder Austrittspunkt in das Organ häufig bekannt. Der genaue Verlauf und die Verzweigungen der Gefäße sind hingegen patientenindividuell. Die Gefäßbäume verzweigen sich, wobei sich der Durchmesser der Gefäße immer weiter verringert, bis er in den Bilddaten nicht mehr vom Lebergewebe unterschieden werden kann.

Für Gefäße, deren Verlauf nahezu senkrecht zu den Schnittbildern verläuft, kann eine modellbasierte Segmentierung erfolgen. An den Querschnitt eines Gefäßes wird dabei eine Kreisform durch Verformung an den Gefäßquerschnitt angepasst. Dieses Verfahren ist daher auf Gefäße der Extremitäten und der Halsregion spezialisiert. Bei dem Verfahren nach Dornheim et al. [46] werden in den Bilddaten manuell Markierungen in der Gefäßmitte definiert, wobei mindestens die End- und Verzweigungspunkte der Gefäße anzugeben sind. Die Markierungen werden anschließend durch Splines verbunden, wodurch für jedes Schnittbild die initiale Position des Kreismodells definiert ist. Das Modell ist ein doppelwandiges FMS, bei dem die externen Kräfte aus den Grauwerten in den Bilddaten erzeugt werden. Vertices der inneren Wand werden durch Intensitäten des Gefäßlumen und die der äußeren Wand von Intensitäten der Gefäßwand angezogen. Hierfür ist jedoch eine gute Differenzierung zwischen Gefäßwand und -lumen gegenüber dem umgebenden Gewebe erforderlich.

Bei Vessel-Crawlern [89] ist es nicht erforderlich, dass die Gefäße senkrecht zu den Schnittbildern verlaufen. Ein Vessel-Crawler verfolgt aufgrund von Sensor-Informationen den Verlauf von Gefäßen. Hierfür wird eine Kugel um die aktuelle Sensorposition angenommen. Die Analyse erfolgt für alle Intensitäten des Bildvolumens, die von der Kugeloberfläche geschnitten werden. Hierbei wird die Hesse-Matrix zu Grauwertregionen, die Gefäßlumen entsprechen, gebildet. Die Eigenwerte der Hesse-Matrix beschreiben dabei

die lokale Ausdehnung des Gefäßes, wobei die weitere Richtung des Gefäßverlaufes den Eigenvektor mit dem größten Eigenwert entspricht. Durch die Betrachtung von Intensitäten in einem sphärischen Umfeld können Gefäßverzweigungen erkannt werden, wobei für jeden weiteren Gefäßzweig ein weiterer Vessel-Crawler erzeugt wird.

Für die Segmentierung von Gefäßen können auch Verfahren der Organsegmentierung verwendet werden. Mcintosh und Hamarneh [89] verweisen für Schwellenwert- und Region-Growing Verfahren auf Higgins et al. [62] und Niki et al. [110] sowie für weitere Verfahren wie Mustererkennung, modellbasierte Ansätze oder Verfahren, basierend auf neuronalen Netzen, auf Kirbas und Quek [70]. Der Vorteil der hier vorgestellten Verfahren ist, dass zusätzlich die Gefäßmittellinie und die Hierarchie der Gefäßbäume erfasst wird, die unter anderem für Analysen (u.a. Abstands-, Volumenberechnungen) verwendet wird. Selle et al. [127] verwenden das Region-Growing mit einem angepassten Schwellenwert zur Segmentierung von Lebergefäßen. Hierbei wird interaktiv ein Voxel der Gefäße am Eintrittspunkt der Leber bestimmt, von dem aus anliegende Voxel aufgenommen werden, deren Intensitäten größer oder gleich sind. Anschließend wird der Schwellenwert verringert und nähert sich damit der Intensität des Lebergewebes an. Da es einen Sprung in den Intensitäten zwischen Gefäßen und dem Leberparenchym gibt, führt eine zu starke Verringerung des Schwellenwertes zu einem plötzlichen Anstieg der Anzahl segmentierter Voxel, wodurch ein Schwellenwertoptimum ermittelt werden kann.

Aus der Segmentierung resultiert eine semantische Zuordnung von Voxeln zu relevanten anatomischen Regionen. Diese Zuordnung bildet im Folgenden die Grundlage zur Modellgenerierung.

2.3.2 Modellgenerierung

Die Anforderungen an Modelle sind anwendungsabhängig. Für die physikbasierte Echtzeitsimulation ist eine Aufteilung des Volumens in wenige gleichmäßige Elemente erforderlich, deren mechanisches Verhalten mathematisch beschrieben und in Echtzeit berechnet werden kann. Zur Visualisierung ist hingegen eine hoch aufgelöste Beschreibung der Oberfläche oder eine direkte Visualisierung der Voxel für eine realitätsnahe Darstellung. Für die Kollisionserkennung werden hierarchische Grenzvolumina oder Raumpartitionierungen verwendet, um möglichst effizient Bereiche potentieller Kollisionen eingrenzen zu können, wofür eine adaptive Approximation des Modells notwendig ist.

Ein Modelltyp kann diese teils konkurrierenden Anforderungen nicht erfüllen, so dass bei interaktiven Echtzeitsimulationen eine Kombination mehrerer Modelltypen verwendet wird (hybride oder multimodale Repräsentation, Abb. 2.15). Bei der interaktiven Simulation chirurgischer Interventionen ist während der Synchronisation der Multimodalrepräsentation zu berücksichtigen, dass simulierte Gewebeschnitte topologischen Änderungen entsprechen. Hierdurch muss nicht nur eine Aktualisierung der Vertexpositionen, sondern ebenso eine strukturelle Aktualisierung erfolgen, die zu einem erhöhten Synchronisationsaufwand führt.

Um ein Oberflächenmodell zu generieren wird häufig zuerst ein Volumennetz generiert, dessen Oberfläche verwendet wird. Zur Generierung detaillierter Oberflächen sind entsprechend kleine Unterteilungen des Volumens erforderlich. Bei Volumengeometrien zur physikbasierten Simulation werden auch innere Volumenelemente verwendet. Um eine Berechnung der physikbasierten Simulation in Echtzeit zu ermöglichen, ist eine Volumenapproximation durch möglichst wenig Elemente erforderlich.

Die Verfahren zur Generierung der Modelle erfordern eine Beschreibung des zugrunde liegenden Volumens der Zielstruktur. Die Repräsentation des Zielvolumens muss die eindeutige Berechnung des Isowertes $\varphi(p)$ für den Punkt \mathbf{p} ermöglichen. Der Betrag $|\varphi(p)|$ entspricht dem kürzesten Abstand des Punktes zur Oberfläche des Zielvolumens. Negative Isowerte liegen außerhalb des Zielvolumens, während positive Isowerte innerhalb des Zielvolumens liegen. Punkte auf der Volumenoberfläche haben den Isowert $\varphi(p) = 0$. Das Zielvolumen kann durch segmentierte anatomische Bilddaten, eine implizite Beschreibung oder durch andere geometrische Modelle beschrieben werden.

2.3.2.1 Oberflächengeometrie

Die Generierung polygonaler Oberflächenmodelle kann mit dem *Marching Cubes* Verfahren [80, 84] erfolgen. Marching Cubes wird häufig verwendet, um Oberflächenmodelle auf Basis segmentierter anatomischer Bilddaten zu generieren. Unabhängig von der Repräsentation des Zielvolumens wird ein strukturiertes Gitter um das Zielvolumen gebildet, für dessen Gitterpunkte die Isowerte des Zielvolumens berechnet werden. Wenn für eine Gitterzelle Isowerte mit unterschiedlichen Vorzeichen vorliegen, verläuft die zu generierende Oberfläche durch die Gitterzelle. Abhängig davon, welche Eckpunkte innerhalb und außerhalb des Zielvolumens liegen, wird die Gitterzelle entsprechend eines Kataloges durch Dreiecke ersetzt (Abb. 2.16, links). Bei Marching Cubes nach Lorensen und Cline [84] umfasst dieser Katalog 15 Varianten der Triangulierung. Da bei der Verwendung dieses Kataloges Mehrdeutigkeiten und dadurch Risse und Löcher in der Geometrie auftreten können wurde der Katalog von Lewiner et al. [80] auf 32 Varianten erweitert.

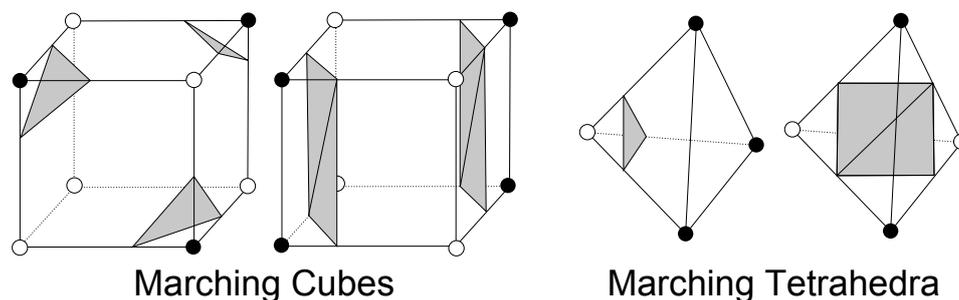


Abbildung 2.16: Oberflächentriangulierung von Volumen. Zwei exemplarische Fälle der Triangulierung mit Marching-Cubes für Hexaeder- (links) und Marching-Tetraeder für Tetraederelemente (rechts). Der anzuwendende Fall hängt von der Zugehörigkeit der Elementeckpunkte zum Zielvolumen ab (Farbe der Eckpunkte) Quelle: Lorensen und Cline [84]

Treece et al. [135] verfolgt mit *Regularised Marching Tetrahedra* einen ähnlichen Ansatz basierend auf Tetraedern, die in der Grundstruktur in einem kubisch raumzentrierten Kristallgitter (Body Centric Cubic (BCC)-Lattice) angeordnet sind. Bei Tetraedern werden zwei Triangulierungsvarianten für die Oberflächengenerierung verwendet (Abb. 2.16, rechts), wobei eine höhere Elementanzahl erforderlich ist, als bei Marching Cubes. Die resultierende Oberfläche ist jedoch gleichmäßiger unterteilt und enthält keine Mehrdeutigkeiten.

2.3.2.2 Volumenmodelle

Die Verfahren zur Oberflächentriangulierung (Abs. 2.3.2.1) verwenden ein Volumengitter, dessen Elemente anhand der Eigenschaften der Eckpunkte trianguliert werden. Bei der Generierung von Volumenmodellen, deren Oberfläche eine Approximation des Zielvolumens ist, müssen die inneren Elemente zusätzlich berücksichtigt werden.

Die Oberfläche eines Tetraedernetzes entspricht Dreiecken, so dass mit Tetraedernetzen alle Volumenoberflächen abgebildet werden können. Als Grundlage wird ein kubisch raumzentriertes Kristallgitter verwendet, für dessen Endpunkte die Isowerte zur Oberfläche des Zielvolumens bestimmt werden.

Labelle und Shewchuk [77] verwenden hierfür zwölf Unterteilungsvarianten, bei denen die Ausrichtung der Tetraederkanten im initialen Kristallgitter und Eigenschaften der Eckpunkte verwendet werden, um mehrdeutige Unterteilungen zu verhindern. Das Verfahren kann Innenwinkel ($[9^\circ, 159^\circ]$) für generierte Tetraeder garantieren, so dass ein Degenerieren der Tetraeder (Tetraeder ohne Volumen) ausgeschlossen ist. Der Detailgrad der erreichbaren Oberflächenapproximation wird durch die Dichte des initialen Kristallgitters definiert, so dass auch im Inneren des Volumens kleine Volumenelemente erzeugt werden. Bei der Approximation eines Gefäßvolumens ist ein Kristallgitter erforderlich, dessen Auflösung von dem kleinsten zu approximierenden Gefäßradius abhängt, wodurch zur Approximation eines Gefäßbaumes eine sehr hohe Tetraederanzahl erforderlich ist.

Molino et al. [96] verwenden vier Unterteilungsvarianten, die von Anzahl und Anordnung der zu unterteilenden Kanten eines Tetraeders abhängen. Eine der Varianten entspricht einer vollständigen Zerlegung in acht Tetraeder, die erfolgt, wenn keine der anderen Varianten angewendet werden können. Bei dieser Zerlegung werden zusätzliche Eckpunkte in das initiale Tetraedernetz eingefügt, so dass benachbarte Tetraeder ebenfalls unterteilt werden müssen. Dieses Verfahren kann auf alle initialen Tetraederanordnungen angewendet werden, da es nicht auf einer Anordnung in einem raumzentrierten Kristallgitter basiert. Werden als Ausgangsbasis große Tetraeder verwendet, wird durch die wiederholte Unterteilung ein adaptives Tetraedernetz erzeugt mit großen Elementen im Volumeninneren und kleinen Tetraedern an der Oberfläche des Volumens. Durch die Unterteilung der Tetraeder über die Kantenmitten kann das Tetraedernetz eine Volumenoberfläche nur approximieren. Nach der Unterteilung werden verbleibende Abweichungen zwischen der Oberfläche des Tetraedernetzes und der Volumenoberfläche

durch physikbasierte Optimierungsverfahren (FMS, FEM) korrigiert. Hierbei werden die Oberflächenpunkte des Tetraedernetzes durch externe Kräfte von der Volumenoberfläche angezogen.

2.3.2.3 Mittellinien

Gefäßbäume bestehen aus sich verzweigenden Segmenten mit unterschiedlichen Krümmungen und variierenden Durchmessern. Für umfangreiche Berechnungen, wie die Bestimmung von Abständen, Volumina oder die Simulation in Echtzeit, ist eine Repräsentation der Gefäße durch Oberflächen- oder Volumennetze ungeeignet, da die hierfür erforderliche Auflösung zu einer sehr hohen Anzahl der Netzelemente (Dreiecke, Tetraeder) führt. Für aufwendige Berechnungen anhand von Gefäßbäumen wird daher in chirurgischen Planungssystemen eine Repräsentation durch Mittellinien (auch Skelett) verwendet.

Die Mittellinie beschreibt die topologische Struktur eines Volumens und entspricht der Verbindung von Punkten innerhalb des Volumens mit maximalem Abstand zur Oberfläche. Blum [21] definiert die Mittellinie als die Menge der Punkte, die zu mindestens zwei Punkten der Zieloberfläche äquidistant sind.

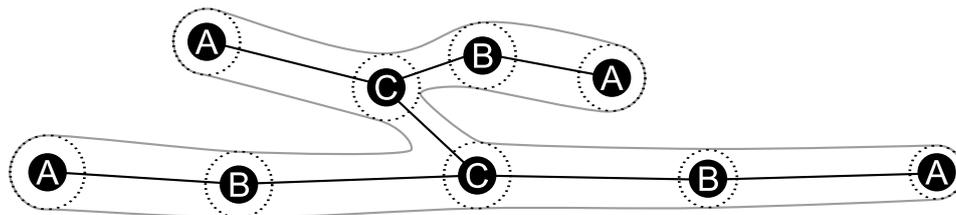


Abbildung 2.17: Struktur einer Mittellinie aus Endpunkten (A), Mittelpunkten (B) und Verzweigungspunkten (Bifurkationen) (C). Die Eckpunkte mit assoziierten Radien sind durch Linien-segmente verbunden und beschreiben ein Volumen.

Die Mittellinie besteht aus Linienpunkten \mathbf{p}_i^l für die der Gefäßradius r_i^l definiert ist. Linienpunkte werden nach Gleichung 2.34 anhand der Anzahl der n verbundenen Nachbarn als End-, Mittel- oder Verzweigungspunkt klassifiziert. Die Verbindung zwischen zwei Linienpunkten \mathbf{p}_i^l und \mathbf{p}_j^l wird im Folgenden als *Liniensegment* l_{ij} bezeichnet. Durch die Interpolation der Radien entlang der Segmente kann durch die Mittellinie das Volumen (und die Volumenoberfläche) einer Struktur (hier: Gefäße) implizit beschrieben werden.

$$p_{typ} = \begin{cases} n = 1, & \text{Endpunkt} \\ n = 2, & \text{Mittelpunkt} \\ n > 2, & \text{Verzweigung} \end{cases} \quad (2.34)$$

Die Mittellinie entspricht strukturell einem Graphen. Die physikbasierte Simulation und Generierung weiterer Geometrien (u.a. Dreiecksnetz der Oberfläche) kann häufig

vereinfacht werden, wenn Zyklen ausgeschlossen oder entfernt werden, so dass der Graph als Baumstruktur verwendet wird. Die Topologie oder Konnektivität der Linienpunkte wird zum Laden und Speichern der Datenstruktur häufig als Indexliste angegeben. Eine Folge von Indizes entspricht hierbei einer azyklischen Sequenz mehrerer verbundener Segmente, die an End-, Mittel- und Verzweigungspunkten beginnen und enden kann. Im Folgenden wird hingegen der *Pfad* als stärkere Restriktion eingeführt, da hierdurch die Traversierung der Mittellinie häufig vereinfacht werden kann. Ein *Pfad* beginnt und endet in End- und Verzweigungspunkten die miteinander oder durch weitere Mittelpunkte verbunden sind.

Die Mittellinie und die Radien der Linienpunkte können sowohl auf Basis anatomischer Bilddaten, als auch anhand geschlossener Oberflächen, die als Isofläche des Zielvolumens dienen, generiert werden.

Beim Verfahren nach Sharf et al. [129] wird hierfür die sukzessive Ausbreitung einer initialen Geometrie durch eine physikbasierte Simulation verwendet. Die Mitten der Fronten werden während der Ausbreitung verfolgt und zur Mittellinie verbunden. Das Verfahren ist ähnlich dem Vessel-Crawler für Gefäße [89], durch das während der Segmentierung der Gefäßintensitäten die Mittellinien erfasst werden. In 2D-Bilddaten kann die Mittellinie auch durch die wiederholte Erosion der Binärmaske extrahiert werden [76, 103, 114]. Ogniewicz und Kübler [111] gewinnen die Mittellinie aus Voronoi-Diagrammen der Objektkontur in 2D Bilddaten, wobei das Prinzip auch auf 3D Voronoi-Diagramme³ erweitert werden kann [107].

Liegen in der Kontur, innerhalb derer die Mittellinie bestimmt werden soll, Artefakte vor, werden die Ausdehnungen der Artefakte ebenfalls als Teil der topologischen Struktur betrachtet und somit von der Mittellinie repräsentiert. Um diese Artefakte zu entfernen, sind Glättungen der Kontur oder eine nachträgliche Identifizierung und Entfernung unerwünschter Mittelliniensegmente erforderlich. Bei der Verwendung von medizinischen Bilddaten muss hier jedoch zwischen einem Artefakt und einer Pathologie durch Einbeziehung von Expertenwissen unterschieden werden.

Das „*Vascular Modeling Toolkit (VMTK)*“⁴ ist eine Softwarebibliothek zur Modellgenerierung, Mittellinien- und Geometrieanalyse für Blutgefäße. Sie basiert auf der Visualisierungsbibliothek Visualization Toolkit (VTK)⁵ und dem Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK)⁶ zur Segmentierung von Gefäßen aus diagnostischen Bilddaten. Antiga et al. [15] beschreiben die Zielstellung der VMTK sowie die Verfahren der Modellgenerierung. Eine detaillierte Beschreibung der Modellgenerierung durch Level-Sets erfolgt in [14]. Das VMTK adressiert die Hämodynamik und die hierfür erforderliche Strömungssimulation (Computational Fluid Dynamics) (CFD). Bei der Segmentierung werden die Anwenderinteraktionen minimiert und auf übergeordnete (high-level) Fra-

³Die Bibliothek qhull (<http://www.qhull.org/>) ermöglicht die Berechnung eines 3D Voronoi Netzes

⁴<http://www.vmtk.org>, besucht 24.08.2013 22:23 Uhr

⁵<http://www.vtk.org>, besucht 24.08.2013 22:23 Uhr

⁶<http://www.itk.org>, besucht 24.08.2013 22:24 Uhr

gestellungen durch eine Reduzierung der Parameter beschränkt [15]. Ein wesentlicher Aspekt ist die Generierung hochaufgelöster Volumen- und Oberflächennetze. Durch die Hämodynamik wird unter anderem die Veränderung des Blutflusses durch Entstehen und Behandeln von Erkrankungen wie Aneurysmen oder Stenosen untersucht. Antiga und Steinman [13] beschreibt hierfür ein im VMTK integriertes Verfahren zur robusten Registrierung leicht unterschiedlicher Gefäßbäume über die Identifikation übereinstimmender Bifurkationen. Für die Echtzeitsimulation kann durch die VMTK insbesondere ein Oberflächenmodell zur Visualisierung sowie ein Mittellinienmodell des Blutgefäßes aus diagnostischen Bilddaten generiert werden.

Kapitel 3

Trainingssimulatoren in der minimal-invasiven Chirurgie

Bis heute werden Chirurgen durch Anleitung erfahrener Experten nach dem Halsted-Modell [60] ausgebildet. Der Experte zieht den lernenden Chirurg bei Operationen hinzu, deren Durchführung der Ausbildung dient. Der lernende Chirurg bekommt hierbei die Möglichkeit, zu beobachten, zu assistieren und in späteren Phasen die erlernten Prozeduren selbst durchzuführen. Dieses Ausbildungsmodell basiert wesentlich auf dem Verhältnis zwischen dem Experten und dem lernenden Chirurg und führt zur subjektiven Bewertung des Lernfortschritts. Um dies zu vermeiden, wurden verschiedene Bewertungsschemata entwickelt. Während die Objective Structural Clinical Examination (OSCE) eine systematische Wissenskontrolle des Experten mit Fragelisten und Berichten ermöglicht und damit die kognitiven Fähigkeiten bewertet, konzentriert sich das Objective Structural Assessment of Technical Skills (OSATS) und das Global Operative Assessment of Laparoscopic Skills (GOALS) für die Laparoskopie auf die systematische Bewertung motorischer Fähigkeiten [113].

Als Argumentation für den zunehmenden Einsatz von Simulatoren wird häufig fälschlicherweise primär der demografische Wandel und die daraus resultierenden Veränderungen benannt. Im Folgenden werden diese Argumente aufgegriffen und widerlegt, bevor weitere Gründe für den Einsatz von Simulatoren aufgezeigt werden, die die Grundlage der Anforderungsanalyse bilden.

Der demografische Wandel führt zu einer Überalterung der Gesellschaft. Hierdurch ist mit einem häufigeren Auftreten typischer Alterserkrankungen (u.a. Kolonkarzinom) zu rechnen. Durch die Überalterung und zunehmend weniger Studenten wäre zu erwarten, dass immer weniger Studienplätze in der Humanmedizin besetzt werden können, wenn die aktuellen Zugangsbeschränkungen zum Medizinstudium beibehalten werden. Diese Entwicklung wird durch ein steigendes Durchschnittsalter der Krankenhausärzte (1993: 38,05 Jahre - 2010: 41,12 Jahre¹) scheinbar bestätigt. Zukünftig werden flexible Arbeitszeitmodelle (Teilzeit, Elternzeit, Familienpflegegesetz) zunehmend an Bedeutung gewinnen. Das Rombøll Gutachten [28], ein Gutachten des *Bundesministerium für Gesundheit (BMG)*, weist entgegen dieser Befürchtungen eine steigende Anzahl der Studienbewerber aus. Die Datenbasis, die diesen positiven Trend vermuten lässt, wird von Kaiser et al. [67] diskutiert. Sie führen außerdem an, dass der Anteil der Frauen in der Humanmedizin gestiegen ist (Mitte der 90er 50%, 2002: 60,3% [67]) und dass die Arbeitssituation von Chirurgen nicht familienfreundlich ist, weswegen weniger weibliche Absolventen diese Laufbahn wählen. Hieraus könnte sich, trotz der steigenden Anzahl

¹Quelle: Statistik der Bundesärztekammer, Tabellen der Ärztestatistik zum 31.12.2010

| | 2005 | 2006 | 2007 | 2008 | 2009 | 2010 |
|---------------------------------|---------|---------|---------|---------|---------|---------|
| Bevölkerung | | | | | | |
| Quelle: Statistisches Bundesamt | | | | | | |
| insgesamt (in 1000) | 82438,0 | 82314,9 | 82217,8 | 82002,4 | 81802,3 | 81751,6 |
| ♀(in 1000) | 42098,0 | 42013,7 | 41943,5 | 41818,1 | 41698,7 | 41639,2 |
| ♀(%) | 51,07 | 51,04 | 51,02 | 51,00 | 50,97 | 50,93 |
| Ärzte | | | | | | |
| Quelle: Bundesärztekammer | | | | | | |
| insgesamt | 307.577 | 311.230 | 314.912 | 319.697 | 325.945 | 333.599 |
| ♀ | 120.501 | 124.354 | 128.009 | 132.613 | 137.574 | 143.553 |
| ♀(%) | 39,2 | 40,0 | 40,6 | 41,5 | 42,2 | 43,0 |
| Chirurgen | | | | | | |
| Quelle: Bundesärztekammer | | | | | | |
| insgesamt | 19.398 | 19.508 | 19.430 | 19.441 | 19.549 | 19.786 |
| ♀ | 2.819 | 2.990 | 3.133 | 3.275 | 3.449 | 3.649 |
| ♀(%) | 14,5 | 15,3 | 16,1 | 16,8 | 16,6 | 18,4 |
| Anteil Chirurgen an .. | | | | | | |
| .. Bevölkerung (%) | 0,0235 | 0,0237 | 0,0236 | 0,0237 | 0,0239 | 0,0242 |
| .. Ärzten (%) | 6,31 | 6,27 | 6,17 | 6,08 | 6,00 | 5,93 |
| Anteil ♀ Chirurgen an .. | | | | | | |
| .. ♀ Bevölkerung (%) | 0,0067 | 0,0071 | 0,0075 | 0,0078 | 0,0083 | 0,0088 |
| .. ♀ Ärzten (%) | 2,34 | 2,40 | 2,45 | 2,47 | 2,51 | 2,54 |

Tabelle 3.1: Frauenanteil in der Bevölkerung, unter Ärzten und unter Chirurgen. Der Frauenanteil unter den Chirurgen steigt an.

der Studienbewerber, ein Ärztemangel in der Chirurgie ergeben. Aktuelle Daten des Statistischen Bundesamtes und der Bundesärztekammer (Tab. 3.1) zeigen jedoch, dass auch der Anteil weiblicher Chirurgen weiter zunimmt. Obwohl der Wachstumstrend aktuell steigende Absolventenzahlen verspricht, besteht aufgrund des zunehmenden Alters der Krankenhausärzte die Notwendigkeit in den nächsten Jahren viele Stellen neu zu besetzen. „Im Moment geben 28% der Krankenhäuser an, offene Stellen im ärztlichen Dienst nicht besetzen zu können (Ost: 55%, West: 24%)“². Der Anteil der Chirurgen an der Gesamtbevölkerung hat in den letzten Jahren zugenommen (Tabelle 3.1), so dass ein bundesweiter Ärztemangel auch dann nicht zu erwarten ist, wenn nicht alle Stellen wieder neu besetzt werden können. Trotzdem sind Krankenhäuser aus ökonomischer Sicht bestrebt, die Stellen neu zu besetzen und treten in zunehmend starke Konkurrenz beim Werben um Absolventen. Neben dem Gehalt, den Entwicklungsmöglichkeiten und dem (familienfreundlichen) Dienstplan sind auch die Aussicht auf interessante medizi-

²Dr. Thomas Kopetsch, Leiter des Bundesarztregisters, Vortrag zur *Studie zur Altersstruktur und Arztlentwicklung* der Kassenärztlichen Bundesvereinigung und der Bundesärztekammer, 2007, September. <http://www.bundesaeztekammer.de>

nische Fälle, die Expertise der im Krankenhaus tätigen Chirurgen sowie die technische Ausstattung, zu der auch zunehmend Simulationssysteme für die Ausbildung zählen, Entscheidungskriterien.

Um das Erlernen motorischer Fähigkeiten ohne Betreuung eines Experten zu ermöglichen, muss der Lernfortschritt systematisch, objektiv und automatisch bewertet werden. Diese Bewertung kann durch Effizienz- und Qualitätsmaßstäbe erfolgen [112]. Effizienzmaßstäbe orientieren sich an messbaren Kenngrößen, wie die angewendete Kraft, die erforderliche Zeit oder die zurückgelegten Wege mit dem Instrument. Die Qualitätsmaßstäbe bewerten das Ergebnis der Lernaufgabe, indem zum Beispiel die Anzahl der Fehler, die Anzahl der wiederholten Bewegungsabläufe oder die Dauer, die der Lernende inne hält, erfasst werden. Ein Problem bei der Bewertung chirurgischer Fähigkeiten besteht darin, dass es weder für kognitive noch für motorische Fähigkeiten einen Gold-Standard gibt. Um kognitive Anforderungen an einen Chirurgen aufzustellen, wurden von Peters et al. [115] ein Programm zur Ausbildung und Bewertung von Chirurgen entwickelt, bei dem 13 Themenschwerpunkte durch die Befragung mehrerer Chirurgen des Fundamentals of Laparoscopic Surgery (FLS)-Komitees ausgearbeitet wurden. Diese, durch Experten in einem iterativen Prozess aufgestellten kognitiven Anforderungen können als Basis für eine systematische Bewertung der kognitiven Fähigkeiten dienen.

Die motorischen Fähigkeiten können nicht durch Befragungen spezifiziert werden. Statt dessen werden Daten der Handlungsweisen erfahrener Chirurgen (z.B. Zeiten, Fehlerraten, Art der Instrumentenführung) erfasst und mit denen eines Lernenden verglichen. Diese Daten werden während der Durchführung definierter Aufgaben in Simulationen erhoben. Für eine Simulation können physische Box-Trainer (auch Video-Trainer) oder Virtual Reality (VR)-Simulationen eingesetzt werden. Bei Box-Trainern werden die Instrumente durch Trokare in ein Phantom eingeführt, indem sich Tier- oder Kadaverpräparate befinden. Der Eingriff kann so mit realen Instrumenten an realem Gewebe durchgeführt werden, wodurch eine realistische haptische Rückkopplung bei der Interaktion gegeben ist [138]. Da es sich bei dem Gewebe um Präparate handelt, liegen keine umgebenden Strukturen und wenig Fettgewebe vor. Außerdem werden die Strukturen nicht mehr durch Körperflüssigkeiten versorgt, die bei einem Fehler zu starken Sichtbehinderungen führen können. Diese *Effekte* können in computergenerierten VR-Simulationen abgebildet werden, so dass umfangreichere Umgebungen simuliert werden können. Die physikbasierte Simulation des Gewebeverhaltens stellt jedoch eine Herausforderung dar. Einen Kompromiss stellen die noch wenig vertretenen Augmented Reality (AR)-Simulatoren dar, bei denen die Gewebepräparate eines Box-Trainers mit zusätzlichen virtuellen Inhalten im Kamerabild des Endoskops, überlagert werden [138].

In der Computersimulation können während der Interaktion des Anwenders Daten über die Instrumentenbewegung und die Auswirkung der Interaktion auf das Gewebe (Kraft, Eindringtiefe, Temperatureinwirkung) erhoben werden. Bei Box-Trainern werden üblicherweise keine Daten erfasst, wobei Erweiterungen wie der *TrEndo* prinzipiell das Tracking der Instrumente ermöglicht [33].

Trotzdem existieren Zweifel und Widerstände bei dem Einsatz von VR-Simulationen für die Ausbildung von Chirurgen. VR-Simulatoren sind in der Anschaffung sehr teuer. Sutherland et al. [132] führen Kosten zwischen 5.000\$ und 200.000\$ von einfachen Laparoskopiesimulatoren bis zu umfangreichen Anästhesie-Simulatoren auf. In der Arbeit von van Empel et al. [138] werden Kosten von Box-Trainern mit 2.500 €, von VR-Simulatoren mit 2.500-66.000 € und von AR-Simulatoren mit 45.000-53.000 € aufgeführt. Box-Trainer und AR-Trainer erfordern jedoch für jedes Training neue Präparate, so dass von höheren laufenden Kosten auszugehen ist. Da bei Box-Trainern keine automatisierte Bewertung erfolgt, muss ein Experte für eine Bewertung nach dem OSATS-Modell hinzugezogen werden, dessen Kosten hier zusätzlich zu berücksichtigen sind. Des Weiteren bleibt die Abhängigkeit zwischen Lehrer und Lernendem weiter bestehen.

Simulatoren sollen die Fort- und Ausbildung unterstützen, wobei sich die Motivationen der Zielgruppen unterscheiden. Lernende Chirurgen streben einen Ausbildungsabschluss an. Dies würde durch eine Simulation erleichtert werden, da der Chirurg nicht mehr auf die Verfügbarkeit des Experten angewiesen ist. Bei der Fortbildung besteht hingegen das Problem, dass Chirurgen häufig terminlich ausgelastet sind, so dass fraglich ist, ob Chirurgen im Tagesgeschäft freigestellt werden können (und wollen), um die Simulationen zu nutzen. Hier würde eine Simulation nur dann akzeptiert werden, wenn durch ihre Nutzung entsprechende Fortbildungspunkte³ erlangt werden können.

Die Kosten der Computersimulation, die Portabilität des Systems und die Möglichkeit, reale Instrumente direkt verwenden zu können (inklusive der Optik) sind Argumente um Box-Trainer zu bevorzugen [115]. Computersimulatoren werden aufgrund der computergenerierten Visualisierung und ihrer Interaktivität mit Computerspielen verglichen. Hierdurch existieren Vorurteile, dass kein didaktischer Nutzen besteht und dass das Lernen mit weniger Angst und Stress, verglichen mit dem Lernen am Patienten, zu einem falschen Sicherheitsgefühl beim Lernenden führt [78]. Es entstehen außerdem hohe Erwartungen gegenüber dem Realitätsgrad der Visualisierung [112], denen oft nicht entsprochen werden kann, weil Computerressourcen (Speicher, Datentransfer, CPU) vor allem zur Berechnung der physikbasierten Modelle eingesetzt werden müssen. Eine realitätsnahe Visualisierung ist nicht unbedingt für den Lernerfolg erforderlich, da schematische Darstellungen zum Beispiel eine bessere Übersicht bieten und für das Erlernen motorischer Fähigkeiten ausreichen können. Um die Navigation und Interaktion im unübersichtlichen Abdomen zu erlernen, ist hingegen eine realitätsnahe Visualisierung mit Fettgewebe, schlechten Lichtverhältnissen oder Sichtbehinderungen durch Blutungen erforderlich. Außerdem wird von medizinischen Anwendern häufig erwartet, dass die Visualisierung nahezu perfekt die Realität abbildet. Diese Erwartungshaltung kann bei Chirurgen verstärkt bestehen, wenn diese bisher wenig Erfahrungen mit Computersimulationen haben.

Sutherland et al. [132] versuchen durch eine systematische Aufarbeitung von Evaluierungen verschiedener Simulatoren die generelle Effektivität von VR-Simulatoren zu er-

³Fortbildungspunkte müssen durch Fachärzte nachgewiesen werden und sind seit dem GKV-Modernisierungsgesetz (2004) auch für Ärzte im stationären Betrieb erforderlich.

mitteln, wobei 760 randomisierte Kontrollstudien (Randomized Controlled Trials (RCT)) einbezogen wurden. Einige Evaluierungen belegen, dass Computersimulatoren dem Box-Training unterlegen sind, während andere eine Überlegenheit zeigen. Die widersprüchlichen Ergebnisse resultieren daraus, dass Art und Umfang der Evaluierungen vielfach als unzureichend eingestuft wurden und dass die Zeit und Intensität, in denen die Simulationen durch die Testgruppen verwendet wurden, stark variierten. Oropesa et al. [112] verweisen außerdem darauf, dass verschiedene Simulatoren zu einem medizinischen Schwerpunkt nur unzureichend miteinander verglichen werden können. Die simulierten Aufgaben unterscheiden sich zwischen verschiedenen Simulatoren, so dass ein Vergleich der Aufgaben miteinander, die jedoch die Grundlage einer Evaluierung bilden, nicht möglich ist. Simulatoren haben einen Effekt beim Erlernen motorischer Fähigkeiten, der auch auf die reale Operation übertragen wird [138]. Es kann jedoch nicht belegt werden, ob VR-Simulatoren den Box-Trainern überlegen sind. Computersimulatoren bilden durch die Möglichkeit der umfangreichen Datenerfassung jedoch die Grundlage für eine systematische und objektive Lernumgebung.

Die Akzeptanz und die Aussagefähigkeit einer Computersimulation hängt von ihrer Qualität ab, die durch den Umfang (Anzahl der simulierten Strukturen, Interaktionsmöglichkeiten), den Realitätsgrad (Genauigkeit der Simulationsmodelle) und den Detailgrad der Simulation (Berücksichtigte Eigenschaften der Simulationsmodelle wie Blutdruck, Puls und Strömungen) bestimmt werden. Diese Faktoren werden jedoch auch weiterhin von den vorhandenen Computerressourcen und ihren Kosten limitiert. Aufgrund der steigenden Anzahl der Operationen und der zukünftigen Ausbildungssituation wird die Notwendigkeit von Computersimulationen steigen.

Im Folgenden werden verschiedene Computersimulatoren vorgestellt, die entweder ihren Schwerpunkt in der minimal-invasiven Chirurgie haben oder eine wesentliche Grundlage für minimal-invasive Simulationssysteme bilden. Jedes System wird hierbei anhand folgender charakteristischen Aspekte beschrieben:

- Erfassung von Materialparametern
- Simulations- oder Interaktionshardware
- Modellgenerierung
- physikbasierte Simulation
- Kollisionserkennung
- Simulation von Schnitten
- Visualisierung

Es existiert eine Reihe von Arbeiten, die einige dieser Aspekte in Hinblick auf eine Chirurgiesimulation diskutieren. In diesem Kapitel werden verwandte Arbeiten beschrieben, die sich mit weitestgehend vollständigen Systemen befassen und mindestens drei der dargestellten Aspekte umfassen.

In Abschnitt 3.1 werden Verfahren und Methoden vorgestellt, die eine Chirurgiesimulation zum Ziel haben. Die Beschreibung der Verfahren und Methoden kann dabei sowohl wesentliche Bestandteile als auch vollständige Simulationssysteme umfassen. Kommer-

zielle Simulationssysteme werden im Abschnitt 3.2 vorgestellt, wobei hier eine Beschreibung der entsprechenden Aspekte nur bedingt möglich ist. In Abschnitt 3.3 wird auf Bibliotheken für Software-Entwickler eingegangen, die wesentliche Aspekte der Eigenentwicklung einer Chirurgiesimulation unterstützen.

3.1 Verfahren und Methoden

Die erste Simulationsumgebung für Abdominalorgane wurde 1994 von Kühnapfel und Çakmak in [74, 75] beschrieben. Eine Übersicht über den aktuellen Stand der Entwicklung des modularen Simulationssystems am Kernforschungszentrum in Karlsruhe wird in [30] gegeben. Die Interaktion erfolgt mit speziellen Haptikgeräten wie dem IOMentor3D, der ebenfalls am Kernforschungszentrum entwickelt wurde. Das zentrale Modul bildet die *Kinematic Simulation, Monitoring and Off-Line Programming Environment for Telerobotics (KisMet)* Simulationsumgebung. KisMet kann für die Gallenblasenresektion, Gynäkologie, Arthroskopie, Ventrikulostomie, Mastoidektomie, Spinalbiopsie und Nasennebenhöhlenoperationen eingesetzt werden. Das Modul *KisMo* unterstützt die manuelle Modellierung geometrischer Modelle (*KisMo-Mesh*) und Volumenmodellen (*KisMo-VolEd*). *KisGrid* ermöglicht die verteilte kollaborative Simulation und ermöglicht das Einbeziehen eines Experten über eine Videokonferenz. Das Ziel von *KisMet* ist das Training und die Ausbildung. Den Schwerpunkt bildet die Beurteilung und die Betrachtung des Lernfortschritts. Durch das Assessment-Modul *KisAssess* wird die Trainingsdurchführung anhand der Schwerpunkte der Tiefenwahrnehmung, Auge-Hand-Koordination, Instrumentenbewegung, Krafteinwirkung sowie Fehlern bei der Durchführung des Trainings bewertet, wobei optional die Einbeziehung vergangener Trainingsergebnisse möglich ist. Die physikbasierte Simulation, essentieller Bestandteil von *KisMet*, erfolgt mit verschiedenen Verfahren. Die FEM ist bei der Berechnung aufwendig, so dass vor allem FMS eingesetzt werden. Die Materialeigenschaften der Modelle wurden auf Basis von Messungen an realen Geweben gewonnen und können für das vollständige Modell oder ausgewählte Bereiche nicht-linear parametrisiert werden. Das Schneiden in Gewebe erfolgt abhängig vom Gewebe und dem verwendeten Instrument.

Werden beim Koagulieren Blutungen behandelt, wird die Oberfläche des Simulationsmodells verfärbt. Wird durch Koagulation geschnitten, werden Elemente aus der Geometrie entfernt, wodurch die Rissbildung des Schnittes simuliert wird. Bei Gefäßen werden zusätzlich der Puls animiert und Blutungen bei verletzten Gefäßen durch Partikeleffekte berücksichtigt.

Der EyeSi Simulator wurde von Schill et al. [126] entwickelt und ermöglicht die Simulation intraokularer Interventionen. Die Eingriffe am Auge erfolgen mit zwei Instrumenten, die mit stark begrenzten Freiheitsgraden und unter einem Mikroskop ins Auge eingeführt werden. In der Simulation wird eine Vitrektomie, eine Absaugung des Glaskörpers, durchgeführt. Dieser Eingriff ist bei vielen Augenoperationen erforderlich, weil hierdurch der Zugang zum Augenhintergrund geschaffen wird. Die Vitrektomie muss

sehr vorsichtig durchgeführt werden, um eine Schädigung des Augenhintergrundes zu verhindern. Die Beschränkung der Freiheitsgrade durch die kleinen Zugänge, der geringe Arbeitsraum und die große Bedeutung der Gewebesimulation sind Herausforderungen des EyeSi, die mit Laparsokopie Simulatoren eng verwandt sind. Für die Interaktion im simulierten Glaskörper wurde ein mechanisches Modell des Auges entwickelt. In der Aufhängung wird mit Federn die Augenmuskulatur abgebildet. Die Positionen der Instrumente werden durch optisches Tracking erfasst und auf das virtuelle Modell übertragen. Das Innere des Glaskörpers wird durch einen Chainmail Algorithmus und die Außenwand des Auges durch ein FMS simuliert (Abs. 2.2.1). Ein Teil des Außenwandmodells wird fixiert, um eine Destabilisierung der Simulation bei großen Zeitschrittweiten zu verhindern. Das Auge ist ein komplexes Weichgewebe, bei dessen Simulation die innere Struktur der Augenflüssigkeit mit der Außenwand des Auges gekoppelt ist, so dass der EyeSi bereits Verfahren zur Weichgewebesimulation verwendet, die in heutigen Laparoskopiesimulatoren verwendet werden.

An der ETH-Zürich wurde die *Open Surgery Simulation* entwickelt [18, 19, 20]. Für die Interaktion werden Haptikgeräte verwendet. Die Geometrien entsprechen Tetraedernetzen, die als FMS interpretiert werden. Die Kollisionsberechnung zwischen den Instrumenten und den Organen erfolgt über hierarchische Grenzvolumina [19]. Bei einer eintretenden Kollision zwischen Organ und Instrument können Schnitte simuliert werden, indem die Tetraeder an ihren Kanten und Flächen unterteilt werden. Durch die neuen Geometriepunkte wird der Schnitt approximiert und eine Auftrennung der Geometrie ermöglicht.

Am INRIA⁴ wurde ein nahezu vollständiger Chirurgesimulator entwickelt [36, 116]. Die geometrischen Modelle basieren auf den Bilddaten des „Visible Human Project“ der „U. S. National Library of Medicine“.⁵ Die Kollisionserkennung basiert auf hierarchischen Hüllkörpern. Die Deformationssimulation erfolgt durch die FEM (Abs. 2.2.1.2). Cotin et al. [36] fokussieren die Simulation eines möglichst realistischen Deformationsverhaltens. Die vorgestellte FEM erfordert den Aufbau einer großen Matrix für die Realisierung der Deformation, die bei Schnitten anzupassen ist. Picinbono et al. [116] erweitern das Verfahren um anisotrope Gewebeverhalten. Hierbei ist die resultierende Kraft von der Dehnungsrichtung des Gewebes abhängig. Dieses Verhalten ist unter anderen bei Muskelgewebe, der Simulation von Gefäßen oder Bindegewebe relevant. Um bei Schnitten keine Neuvernetzung der Modelle durchzuführen, werden Schnitte durch das Löschen betroffener Primitive realisiert. Das Szenario fokussiert auf die Leber als einzelnes Zielorgan und berücksichtigt keine Beeinflussung mit anderen Organen.

Eine realitätsnahe Simulation des Gewebeverhaltens der Leber wurde von Laugier et al. [79] entwickelt. Als Deformationsmodell wird die Longest Element Method (LEM) verwendet, bei der die Geometrie durch raumachsen-orientierte Stäbe (Longest Element) approximiert wird. Die Deformation der Geometrie führt zur Kompression der Stäbe. Es wird angenommen, dass die Stäbe mit einer Flüssigkeit gefüllt sind. Das Kompressions-

⁴INRIA: Institute national de recherche en informatique et en automatique

⁵<http://www.nlm.nih.gov/>

verhalten und der Volumenerhalt der Stäbe bildet die Grundlage für das Verformungsverhalten. Das Verfahren erreicht eine hohe Genauigkeit in der physikalischen Simulation und kann bei Schnitten entsprechend angepasst werden.

Lian und Chen [82] stellen einen Simulator für das Nähen von Haut vor. Die Haut wird durch ein reguläres Gitter abgebildet, das durch ein Feder-Masse System simuliert wird. Das nicht-lineare Verhalten des Gewebes wird durch eine stückweise lineare Approximation umgesetzt, wobei unterschiedliche Parametrierungen für Haut und Muskeln verwendet werden. Die Interaktion erfolgt mit einer Nadel, die eine punkt-basierte Kollisionserkennung für die Haptik erfordert. Die Visualisierung der Wunden während des Nähens erfolgt über Texturen, so dass keine Geometrie-anpassung erforderlich ist.

Maciel und De [85] beschreiben ein Verfahren zur Kollisionserkennung zwischen virtuellen Instrumenten und Organen mit dem Ziel eines realitätsnahen haptischen Feedbacks. Die visuelle Darstellung erfolgt mit 30Hz, während das verwendete Haptikgerät eine Aktualisierungsrate von 1kHz benötigt. Die Kollisionserkennung erfolgt auf Basis hierarchischer Grenzvolumen, wobei das chirurgische Instrument als Linie repräsentiert wird, so dass bei der Kollisionserkennung der kürzeste Abstand zwischen Linie und Geometrieoberfläche zu bestimmen ist.

3.2 Kommerzielle Simulatoren

Bei kommerziellen Simulatoren liegen häufig keine Veröffentlichungen über die Beschreibung der algorithmischen Umsetzung vor. In Tabelle 3.2 wird eine Übersicht der kommerziell verfügbaren Simulatoren gegeben und ihr Anwendungsgebiet dargestellt. Für einige Simulatoren wurden medizinische Evaluierungen durchgeführt, über die Sutherland et al. [132] eine Übersicht gibt.

Die folgenden Angaben wurden den entsprechenden Produktblättern entnommen.

Das *da Vinci* Chirurgesystem der Firma Intuitive Surgical⁶ ist ein Teleroboter-System für die laparoskopische Chirurgie, bei dem der Chirurg über eine Kontrollstation einen Roboter steuert, der die Instrumente im Patienteninneren bewegt. Durch das System können spezielle Instrumente verwendet werden, die aufgrund der mechanischen Umsetzung über den Telemanipulator das Operieren mit mehr Freiheitsgraden ermöglichen. Ein weiterer Vorteil ist, dass die Bewegungen des Chirurgen skaliert werden können. Hierdurch kann eine Bewegungen des Chirurgen auf Submillimeter-Bewegungen des Instrumentes übersetzt werden, um mit höherer Genauigkeit zu arbeiten. Durch die Skalierung und die erweiterten Freiheitsgrade ist so zum Beispiel das Umgreifen beim Nähen möglich, bei dem ein Faden von einem zum anderen Instrument übergeben wird. Der Umgang mit dem *da Vinci*-Chirurgesystem muss trainiert werden, wofür als Zusatzmodul der *da Vinci Skills Simulator* angeboten wird, bei dem die Instrumente des Roboters und das

⁶Intuitive Surgical: <http://www.intuitivesurgical.com/>

| Name | Anwendung |
|--|---|
| Simbionix (http://simbionix.com) | |
| LAP Mentor | Laparoskopie |
| ANGIO Mentor | Angiographie |
| Uro Mentor | Urologie |
| GI-Mentor | Gastrointestinal |
| BRONCH-Mentor | Erweiterung des GI für Bronchoskopie |
| PERC-Mentor | Punktierungen (Percutaneous Access Procedures) |
| VirtaMed Hyst | Hysteroscopic Training / Gebärmutter Spiegelung |
| VitalMed TURPSim | Transurethrale Resektion der Prostata (TURP) |
| PELVIC-Mentor | Rekonstruktion der Beckenbodenmuskulatur |
| ARTHRO-Mentor | Athroskopie Simulator |
| Surgical Science (http://www.surgical-science.com) | |
| LapSim | Laparoskopie |
| Mentice (http://www.mentice.com) | |
| MIST-VR | Laparoskopie |
| VIST | Endovaskulär |
| VIST-C | Endovaskulär (portabel) |
| CEA Healthcare (http://www.cae.com) | |
| CEA ProMIS | Laparoskopie (MIC und SPT) |
| VEST Systems AG (http://iregt1.iai.fzk.de/KISMET/VestSystem.html) | |
| Vertrieb des KisMet Simulatorsystems, siehe Abschnitt 3.1 | |
| Simendo BV / Delta Tech (http://www.simendo.eu/) | |
| SIMENDO laparoscopy | Hand-Auge Koordination für die Laparoskopie |
| SIMENDO camera | Endoskopische Navigation für Krankenschwestern |
| SIMENDO athroscopy | Basis Training Athroskopie am Knie |
| MySimendo | Online-Plattform zur Review der Trainingsergebnisse |

Tabelle 3.2: Übersicht kommerzieller Simulatoren (Prüfung der URLs: 08. September 2013)

Kamerabild durch virtuelle Modelle ersetzt werden. Der Skills-Simulator ermöglicht das Training der motorischen Fähigkeiten, wie der Umgang mit den speziellen Instrumenten (EndoWrist, mono- und bipolare Energieinstrumente), dem Stereo-Kamerasystem und das Üben der Nadelführung.

Der für die Laparoskopie relevante Simulator *LAP-Mentor* (Simbionix) besteht aus mehreren Modulen. Als Basisaufgaben kann der Trainierende die Hand-Auge Koordination sowie das Nähen üben, bei dem unter anderem das Übergeben des Fadens von einem Instrument an das andere erforderlich ist. Die Anwendungsmodule (Procedure-Modules) erlauben das Training der Gallenblasenresektion, das Behandeln eines Leistenbruchs, Magenverkleinerung (Gastric Bypass) oder gynäkologische Eingriffe.

LapSim (Surgical Science) ermöglicht ebenfalls das Trainieren von Basisfertigkeiten für die Hand-Auge Koordination und die Kameranavigation. Des Weiteren sind Module für

das Nähen, die Entfernung der Gallenblase, gynäkologische Eingriffe oder die Entfernung des Wurmfortsatzes (Blinddarm) vorhanden. In diesen Modulen besteht außerdem die Möglichkeit eines kollaborativen Trainings.

Der MIST-VR (Mentice) ermöglicht das Training von Basisfertigkeiten mit zwei laparoskopischen Instrumenten und chirurgischen Eingriffen, wie die Gallenblasenentfernung, wobei einfache Darstellungen verwendet werden, um dem Trainierenden die Konzentration auf motorische Fähigkeiten zu ermöglichen. Das Training wird dabei durch Online-Hilfen und Videomaterial realer Eingriffe begleitet. Die Beurteilung des Trainierenden erfolgt anhand der benötigten Zeit, der Fehleranzahl und der Effizienz des durchgeführten Eingriffs.

Der CEA-ProMIS (CEA Healthcare) ermöglicht die Interaktion mit zwei Instrumenten und einem Endoskop sowie das Trainieren von Basisfertigkeiten und komplexeren Eingriffen mit dem Ziel, das richtige Reagieren bei Komplikationen zu erlernen.

3.3 Bibliotheken zur Entwicklung von Chirurgesimulatoren

Neben den kommerziellen Simulatoren gibt es Projekte, die das Ziel haben Bibliotheken zu entwickeln, die die Entwicklung von Chirurgesimulatoren unterstützen. Diese Bibliotheken stellen dabei Algorithmen und Datenstrukturen für mehrere Aspekte einer Chirurgesimulation zur Verfügung.

Das *General interactive Physical Simulation Interface (GiPSI)* Open-Source-Framework⁷ ermöglicht die Integration und Kombination unterschiedlicher physikbasierter Modelle [31]. GiPSI umfasst mathematische Module (u.a. Lösungsverfahren für Differentialgleichungen, numerischen Algebra) die auf BLAS⁸ und LAPACK⁹ basieren. Die physikbasierte Simulation wird durch lineare und nicht-lineare FEM sowie Feder-Masse Modelle ermöglicht. Der Simulationskern synchronisiert die Modelle zur physikbasierten Simulation mit der Visualisierung, so dass Multimodalrepräsentationen eingesetzt werden können. Außerdem wird die Interaktion zwischen den unterschiedlichen Simulationsmodellen ermöglicht. Die Entwicklung des Frameworks wurde mit dem Ziel einer Herzsimulation motiviert, so dass vor allem die Interaktion zwischen Blutfluss und Herzkontraktion, also die Kopplung unterschiedlicher Simulationsverfahren im Vordergrund stand. Das Framework beinhaltet keine Kollisionserkennung oder Anbindung von Haptikgeräten zur Interaktion, bietet jedoch Schnittstellen für die Erweiterung. Dementsprechend sind innerhalb des Frameworks auch keine topologischen Änderungen der Simulationsmodelle vorgesehen, da hierbei eine Kollisionserkennung essentiell ist.

⁷<http://gipsi.case.edu/> (Stand: 08.09.2013)

⁸<http://www.netlib.org/blas/> (Stand: 18.09.2013)

⁹<http://www.netlib.org/lapack/> (Stand: 08.09.2013)

Montgomery et al. [104] haben das *Spring*-Framework entwickelt, das in dem Zeitraum, indem diese Arbeit verfasst wurde, eingestellt wurde und nicht mehr verfügbar ist. Das Framework nutzte CPU-basierte Parallelisierungsmethoden und bot Algorithmen für die Gewebesimulation, Kollisionserkennung, Visualisierung und die Interaktion. Die Visualisierung konnte zusätzlich stereoskopisch und auf einem Head-Mounted-Display (HMD) erfolgen. Die Bedienung der Simulation bei der Verwendung eines HMD wurde durch Sprachsteuerung unterstützt. Für das kollaborierende Arbeiten mit anderen Trainierenden oder um in einer Simulation einen Experten hinzuziehen zu können, war außerdem eine Videointegration vorgesehen. Die Gewebesimulation basierte auf FMS. Eine Volumenerhaltung wurde ermöglicht, in dem die Elemente so deformiert wurden, dass auftretende Volumenfehler kompensiert wurden. Zur Interaktion konnten magnetisches und optisches Tracking sowie haptische Eingabegeräte integriert werden.

Das *SOFA*-Framework[12]¹⁰ (Simulation Open Framework Architecture) ist ebenfalls ein Open-Source Projekt, mit dem Ziel „*ein Framework für alle Aspekte*“ (Kollisionserkennung, physikbasierte Simulation, Visualisierung und Interaktion) zur Verfügung zu stellen. Durch die SOFA können Szenen durch XML-Beschreibungen erstellt werden, die auch zur Laufzeit der Simulation angepasst werden können. Die SOFA basiert auf der Verwendung von Multimodalrepräsentationen und stellt Simulationsverfahren für Festkörper, Weichgewebe und Flüssigkeiten zur Verfügung. Es werden Verfahren der FEM und das FMS verwendet sowie verschiedene implizite und explizite Zeitintegrationsverfahren. Einige der Verfahren können unter Verwendung der Grafikkartenhardware parallelisiert werden, so dass eine Echtzeitsimulation komplexer Modelle ermöglicht wird. Die SOFA adressiert die Entwicklung von Prototypen für die MIC. Das Framework bietet Möglichkeiten für die Anbindung von Haptikgeräten für die Interaktion. Das Durchführen von Schnitten ist in Weiterentwicklungen vorgesehen.

3.4 Zusammenfassung

Die hier vorgestellten Methoden, Verfahren, Systeme und Bibliotheken sowie deren Kombinationen unterliegen bei VR-Simulationen einer Reihe von Restriktionen und Randbedingungen. Die Visualisierung, physikalische Simulation, Kollisionserkennung und Interaktion sowie die optionale Integration von Haptikgeräten erfordert eine Priorisierung dieser Schwerpunkte zur Erhaltung der notwendigen Echtzeitfähigkeit einer Gesamtanwendung. Hierfür muss entschieden werden, ob die resultierende Simulation eher sehr detailliert und realitätsnah oder eher umfangreich sein soll. Bei einem Simulator für Operationsverfahren, die auf einzelne anatomische Strukturen beschränkt sind, können diese Strukturen detaillierter dargestellt werden, als das komplette Abdomen oder der Thorax zu simulieren sind.

¹⁰<http://www.sofa-framework.org> (Stand: 08.09.2013)

Ein weiterer Aspekt ist die Simulation mit patientenindividuellen oder parametrischen Modellen. Parametrische Modelle können für die Simulation entsprechend optimiert werden und müssen häufig manuell anhand von anatomischen Atlanten oder angelehnt an anatomische Bilddaten modelliert werden. Dieser hohe Aufwand wird nur für wenige Trainingsaufgaben durchgeführt. Der Nachteil ist, dass hierdurch die Trainingsaufgaben in idealisierten anatomischen Umgebungen durchgeführt werden und dass die beschränkte Modellanzahl nicht die vielfältigen patientenindividuellen Unterschiede abbilden. Insbesondere bei laparoskopischen Operationen ist unter anderem der Körperumfang des Patienten ausschlaggebend, so dass einige Verfahren nicht angewendet werden können, weil die Instrumentenlänge für korpulente Patienten nicht ausreicht. Des Weiteren sind zusätzliche Erkrankungen von Bedeutung, durch die das Aussehen und die Funktionsfähigkeit der Organe stark verändert werden. Eine Leberzirrhose führt anfänglich zu Verfärbungen und in fortgeschrittenen Stadium zu Formveränderungen der Leber. Eine leichte Zirrhose kann einen operativen Eingriff erschweren und in fortgeschrittenen Stadien ein Ausschlusskriterium für einen operativen Eingriff darstellen.

Solche vielfältigen Unterschiede können durch patientenindividuelle Modelle repräsentiert werden. Die Modelle werden aus diagnostischen Bilddaten halb-automatisch erzeugt (Abs. 2.3). Aus den Intensitäten der diagnostischen Bilddaten müssen die anatomischen Strukturen erkannt, isoliert und gruppiert werden. Anschließend können die Regionengrenzen ermittelt werden, aus denen die Modelle generiert werden. Die Generierungsverfahren erfordern manuelle Korrekturen durch Experten und eine Validierung der Ergebnisse durch Radiologen, da die anatomischen Bilddaten Störungen und Helligkeitsschwankungen aufweisen oder die Grauwerte verschiedener Strukturen nur schwer differenziert werden können. Des Weiteren können nicht alle anatomischen Strukturen, die für das Training eines Eingriffes erforderlich sind, in den Bilddaten erkannt werden. Kleinere Gefäße oder Gefäße, die sehr nahe an anderen Organen verlaufen (z.B. Milzvene), können auch mit Kontrastmittel schlecht von umgebenden Gewebe differenziert werden. Fettgewebe, das insbesondere für einen hohen Realitätsgrad und die im Abdomen vorzufindende Unübersichtlichkeit erforderlich ist, hat eine sehr ungleichmäßige Struktur und einen sehr geringen Kontrast und kann daher nicht aus der anatomischen Bildgebung gewonnen werden. Das Zwerchfell ist sehr dünn und liegt in der Transversalebene. Es ist daher nur partiell in wenigen Schnittbildern der bildgebenden Verfahren vorhanden, so dass die Datengrundlage nicht für die Segmentierung ausreicht. Generell muss beachtet werden, dass die Bildaufnahme mit CT zu einer Strahlenbelastung führt. Wenn eine Aufnahme erforderlich ist, wird der Aufnahmebereich nach Möglichkeit begrenzt. Für eine qualitativ hochwertige Generierung aller erforderlichen Strukturen des Abdomens sind jedoch eine hohe Auflösung und eine komplette Abdomenaufnahme erforderlich, für die nur selten eine entsprechende medizinische Indikation gegeben ist.

Im Gegensatz zu parametrischen Modellen stellen patientenindividuelle Modelle eine Herausforderung dar, weil die Oberflächenstrukturen wesentlich detaillierter sind und zwischen verschiedenen Datensätzen stärker variieren. Die Simulationsverfahren sollen

nicht nur für ausgewählte Modelle optimiert werden, sondern müssen geeignet sein, um die Formvielfalt der patientenindividuellen Modelle zu simulieren.

Simulatoren für die Ausbildung werden bereits in einigen Krankenhäusern neben Simulationen für die Planungs- und Navigationsunterstützung von Operationen verwendet. Hieraus entsteht die Vision zukünftig interaktive und dynamische Simulationen, entsprechend den Trainingssimulatoren, präoperativ einzusetzen, um komplizierte Operationen vorzubereiten. Dieser Vorgang wäre nur bei besonders komplizierten Eingriffen, die keine Routine sind, sinnvoll. Diese Operationen dauern häufig sehr lange und betreffen ein oder mehrere Teams. Die Simulation zur OP-Vorbereitung entspricht einer zusätzlichen Durchführung der im Anschluss erfolgenden realen Operation am Patienten. Sie muss auf wesentliche Aspekte beschränkt werden, damit sich die Simulation nicht als eine zu hohe zusätzliche Arbeitsbelastung darstellt. Damit die Erkenntnisse einer simulierten Operation auf einen realen Patienten übertragen werden können ist außerdem eine schnelle, detaillierte und weitestgehend automatisierte Generierung der Simulationsmodelle auf Basis der diagnostischen Bilddaten des konkreten Patienten erforderlich.

Während für eine Diagnose eine auf die Zielregion optimierte Bildaufnahme ausreichend ist, wäre für eine patientenindividuelle Simulation eine Reihe von zu fusionierenden Aufnahmen erforderlich, woraus eine zusätzliche Patientenbelastung entsteht. Diese Belastung, nur zur Datenakquise für die Simulation ist nicht praktikabel, so dass hier neue Verfahren in der Bildgebung zu entwickeln wären. Geeignete Modelle vorausgesetzt, wäre es für die Aussagefähigkeit eines präoperativ erprobten Eingriffes erforderlich, dass das simulierte Organewebe dem Gewebe des Patienten entspricht. Die Gewebesimulation basiert auf Parametern die anhand von Gewebeproben messbar sind. Genaue Messungen erfordern jedoch mehrere große Proben aller simulierten Gewebe, so dass die Messungen nicht mit dem Gewebe des Patienten erfolgen können. In-vivo Messungen sind aufwendig (erforderlicher Aufbau, Zeitaufwand) und weisen eine hohe Fehlerrate auf [32, 71]. Durch die deshalb erforderlichen Vereinfachungen für eine interaktive Simulation treten zusätzliche Abweichungen zum realen Gewebeverhalten auf. Erkenntnisse einer Simulation können daher nur bedingt auf reale Operationen übertragen werden.

Die technologischen Problemstellungen stellen auch langfristig noch Herausforderungen bei der Erstellung chirurgischer Simulationsumgebungen dar. Die zusätzlichen Belastungen für Patienten und das Operationsteam, die entstehenden Kosten und der geringe Anteil von Operationen, bei denen durch eine präoperativ simulierte Operationsdurchführung eine verbesserte Patientensicherheit zu erwarten ist, führen dazu, dass auch langfristig eine Trennung zwischen dynamischen Trainingssimulationen und Planungssystemen sinnvoll ist. Das Hauptproblem ist, dass ein ausreichend detailliertes Modell mit möglichst allen erforderlichen Strukturen erstellt werden muss.

Für eine Lernumgebung oder zur Erprobung von Instrumenten und Methoden müssen, im Vergleich zur Trainingssimulation, durch die Modelle nur die patientenindividuellen Unterschiede repräsentiert werden. Dies ist auch möglich, wenn generalisierte Simulati-

onsparameter oder modellierte Strukturen, die nicht direkt aus der Bildgebung ableitbar sind, integriert verwendet werden.

Kommerzielle Simulatoren müssen einen gewissen Umfang der Simulation anbieten und daher in einer robusten Umgebung das Training motorischer Fähigkeiten ermöglichen. Hierzu werden entweder parametrische oder wenige ausgewählte und nachträglich optimierte patientenindividuelle Modelle verwendet. Die Entwicklung neuer Verfahren und Methoden konzentriert sich stärker auf die Genauigkeit sowie den Detailgrad der Modelle und fokussiert in aktuellen Arbeiten oft patientenindividuelle Modelle, da diese perspektivisch erforderlich sind, um einen breiten Einsatz von Simulatoren zu ermöglichen. Durch Simulation patientenindividueller Modelle könnte der Übergang vom motorischen Lernen zum kognitiven Lernen in der Simulation erfolgen, da für jede simulierte Patienten-anatomie eine eigene Interventionentscheidung erforderlich wäre.

Kapitel 4

Anforderungsanalyse für Testumgebungen

Die Entwicklung neuer Systeme erfordert eine detaillierte Anforderungsbeschreibung. Bei einer Softwareentwicklung sollen möglichst im Vorfeld, zusammen mit dem Endanwender, die erforderlichen Softwarefunktionen ermittelt werden. Diese Spezifikation führt in einem anschließenden Software-Design-Prozess zur Definition von Softwaremodulen, die Teilfunktionalitäten zielgerichtet realisieren, über Schnittstellen kooperieren und das Gesamtsystem abbilden. Viele Softwaresysteme haben die Erstellung oder Verarbeitung problemspezifischer Daten zum Ziel, wobei Art und Umfang der Daten wesentlich die Grundfunktionalitäten der Software implizieren. Je mehr der Anwender mit dem System interagieren soll, desto wichtiger ist die Gestaltung der Mensch-Computer Interaktion (Human-Computer Interaction (HCI)). Die HCI kann auditiv (Spracheingabe, Audioausgabe), haptisch (Eingabegeräte, Force-Feedback-Systeme) oder durch visuelle Methoden (grafische Darstellung, Bilderkennung) erfolgen. Für Software hat die GUI die größte Bedeutung. Sie folgt bei Anwendungen zur Datenverarbeitung traditionell dem „*Windows, Icons, Menus, and Pointer (WIMP)-Paradigma*“, also der Interaktion mit einem Zeiger über den Icons und Menüs bedient werden, die in Fenstern gruppiert sind. Obwohl hierfür Gestaltungsrichtlinien existieren, erfordert die Softwareerstellung für Anwender häufig mehrere Iterationen, da die mentalen Modelle von Anwendern und Entwicklern des Systems variieren.

Wenn die Interaktivität das zentrale Element des Systems darstellt, muss der Anwender bereits in frühen Phasen des Entwicklungsprozesses berücksichtigt werden. Bei der Entwicklung einer Trainings- oder Testumgebung für minimal-invasive Verfahren soll das System eine Umgebung simulieren, in der Interaktionen erprobt werden können. Hierfür wird durch die Interaktionsmöglichkeiten ein wesentlicher Teil der Anwendungsfunktionalität definiert. Wenn der Chirurg zum Beispiel mit dem Instrument Gefäße durchtrennen muss, ist in der Simulation eine entsprechende Gefäßsimulation zu berücksichtigen. Bei dieser Art der interaktiven Systeme ist eine formalisierte Beschreibung des Funktionsumfanges schwierig, so dass eine *agile Softwareentwicklung* [16] erforderlich ist. Für interaktive Systeme werden anwenderkonzentrierte Entwicklungsmethoden verwendet, deren Fokus auf den Aktivitäten, Fähigkeiten und Bedürfnissen der zukünftigen Benutzer liegt [99].

Wenn die Interaktionen der Anwender präzise erfasst werden können oder streng formal vorgegeben sind (z.B. Tätigkeiten am Fließband), kann eine Systematisierung mit der Goals, Operators, Methods and Selection rules (GOMS)-Methode erfolgen. Hierbei werden Interaktionen als Regeln, die auf Basishandlungen (z.B. „greifen“, „stellen“, „legen“) beruhen, beschrieben. Interaktionen bei chirurgischen Interventionen können im besten Fall nur dann durch Regeln beschrieben werden, wenn eine Durchführung nach

Lehrbuchangaben erfolgt und weder die Anatomie des Patienten noch auftretende Komplikationen eine Improvisation (Regelvariation) erfordern.

Für die Softwareentwicklung von hoch dynamischen interaktiven Umgebungen stellt das *Szenariobasierte Design (Scenario-Based Development) (SBD)* eine Alternative dar. Hierbei werden Szenarien durch Anwender beschrieben und zu Designkonzepten weiterentwickelt. Die Designkonzepte werden unter anderem dokumentiert sowie als Mock-Up oder Prototyp realisiert. Durch die Diskussion der Umsetzungen oder die Evaluierung der Prototypen kann frühzeitig das Anwenderfeedback in nachfolgende Entwicklungsschritte einbezogen werden.

In diesem Kapitel werden die Anforderungen an eine Testumgebung für minimal-invasive Verfahren konkretisiert. In Abschnitt 4.1 wird die Zielstellung erläutert, die durch eine Testumgebung adressiert werden soll und es wird eine Abgrenzung gegenüber Trainings- und Planungsumgebungen vorgenommen. Das Prinzip des SBD, durch das die Anforderungen an interaktive Systeme systematisch ermittelt werden können, wird in Abschnitt 4.2 beschrieben, wobei auf Besonderheiten bei dem Design medizinischer Trainingsumgebungen Bezug genommen wird. In Abschnitt 4.3 werden anschließend Validierungs- und Evaluierungsmethoden erläutert. Ausgehend von medizinischen Vorgehensweisen, bei der Splenektomie und Cholezystektomie, die als User Stories dienen, wird im Abschnitt 4.4 ein konkretes Konzept für eine Simulation für Trainings- und Testsysteme abgeleitet. Die Ergebnisse der Anforderungsanalyse werden in Abschnitt 4.5 abschließend zusammengefasst.

4.1 Problemspezifikation

Trainingssimulatoren werden bereits in der Chirurgie für das Training motorischer Fähigkeiten mit dem Ziel, die Ausbildungszeiten zu verkürzen, eingesetzt (Kapitel 3). Für erfahrene Chirurgen haben Trainingssimulatoren vor allem dann einen Mehrwert, wenn durch ihre Nutzung die erforderlichen Fortbildungspunkte erlangt werden können oder kognitive Fähigkeiten nachweislich gefördert werden könnten. Erfahrene Chirurgen verwenden jedoch häufig Planungssysteme (Computer Assisted Surgery (CAS)), um auf Basis der diagnostischen Bildgebung unter anderem Resektionsebenen festzulegen, Volumen und Abstände zu bestimmen oder Zugangswege zu planen, die intraoperativ zur Navigationsunterstützung verwendet werden.

Die diagnostischen Daten werden in Planungssystemen entweder als Schnittbilder, 3D Voxel oder hochaufgelöste Geometrienetze visualisiert. In Planungssystemen erfolgt meist keine Gewebesimulation, da durch dynamische Gewebe Planungsprozesse (u.a. Festlegung von Resektionsebenen, Abstandsmessungen) erschwert werden. Es kann außerdem nicht gewährleistet werden, dass das simulierte Gewebeverhalten mit einer Modellannahme und Parametrierung dem Organverhalten eines konkreten Patienten entspricht. Hierdurch ist nicht sichergestellt, dass Planungen anhand dynamischer Gewe-

besimulationen in Echtzeit auf den realen Patienten übertragen werden kann. Bei der Verwendung statischer Modelle werden die Informationen der diagnostischen Bildgebung dargestellt, weswegen der Chirurg mit der Übertragbarkeit der Planung in die reale Operation vertraut ist.

Chirurgen stehen bei der Entwicklung neuer Operationsmethoden vor einer weiteren Problemdomäne, die bisher weder von Trainings- noch von Planungsumgebungen unterstützt wird. Neue Operationsmethoden (z.B. Single-Port Technik (SPT), Natural Orifice Translumenal Endoscopic Surgery (NOTES)) werden anfangs nur für eine oder wenige Operationen eingesetzt. Die Laparoskopie und die SPT werden zum Beispiel häufig bei einer Cholezystektomie angewendet, da die Gallenblase von der Bauchdecke aus gut erreicht werden kann. Durch die Vorteile, die die MIC für den Patienten hat, sollen offen-chirurgische Operationen zunehmend durch die MIC ersetzt werden. Hierfür muss untersucht werden, welche weiteren offen-chirurgische Operationen ebenfalls minimal-invasiv durchgeführt werden können und welche Gegebenheiten (Grunderkrankung, anatomische Eigenschaften, Alter, Körperumfang) dabei vorliegen müssen. Insbesondere bei der Laparoskopie und der SPT kann außerdem eine Anpassung vorhandener Instrumente, z.B. durch Veränderung der Instrumentenlänge, neue minimal-invasive Operationen ermöglichen. Die Weiterentwicklung solcher Methoden erfolgt beispielsweise an Tierversuchen, Leichen oder während Operationen am Patienten. Geeignete Tiere und Leichen müssen jedoch verfügbar sein, sind teuer und ethisch bedenklich.

Die Methodenentwicklung am Patienten erfolgt hingegen nicht ad hoc, sondern in Schritten, was am Beispiel der Cholezystektomie verdeutlicht wird. Wenn eine Gallenblase entfernt werden muss, besteht die Möglichkeit, dass intraoperativ kleine Tumoren am Leberrand festgestellt werden. Erfahrene Chirurgen müssen den MIC-Eingriff nicht in eine offen-chirurgische Intervention umwandeln, sondern kann diese Tumoren ebenfalls minimal-invasiv behandeln. Die Entwicklung zu vollkommen neuen Operationsverfahren unterliegt jedoch sehr langen Entwicklungszyklen und ist nur begrenzt möglich.

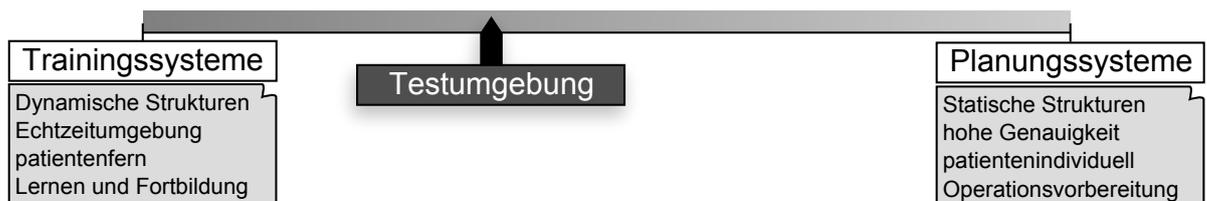


Abbildung 4.1: Einordnung der Testumgebung zwischen der Trainings- und Planungsumgebung

Eine Erprobung potentieller Operationen in einer Testumgebung würde die Möglichkeit bieten, erste Abschätzungen zur Machbarkeit patientenfern und ohne Tierpräparate oder Leichen durchzuführen. Eine solche Testumgebung ist zwischen einer Trainings- und Planungsumgebung einzuordnen (Abb. 4.1). Neue Operationsverfahren erfordern unter Umständen alternative Vorgehensweisen, so dass andere Zugänge oder Instrumente ausgewählt werden müssen. Hierfür muss eine Testumgebung grundlegende Planungs-

aspekte beinhalten, die auf patientenindividuellen Daten beruhen, um die Grenzen der anatomischen Gegebenheiten zu ermitteln, bei denen das geplante Vorgehen prinzipiell möglich ist. Wenn ein Verfahren für eine neue Zielstruktur erfolgreich geplant werden konnte, kann eine Durchführung der Operation dennoch daran scheitern, dass die Bewegungsfreiheit auf dem Weg zum oder im Zielgebiet nicht ausreicht, um die notwendigen Schritte der Operation durchzuführen. Des Weiteren ist zu prüfen, ob im Falle einer Resektion das resezierte Gewebe ohne Risiko geborgen werden kann. Hierfür müssen jedoch die Operationsschritte unter Einbeziehung der Gewebesimulation durchgeführt werden. Im Gegensatz zur Trainingssimulation sind hierfür parametrische Modelle (Abs. 3) ungeeignet. Eine Auswahl repräsentativer Patientenanatomien kann genutzt werden, um die erforderlichen Randbedingungen für Patienten zu ermitteln, bei denen eine Durchführung prinzipiell möglich ist. Analog zur Trainingsumgebung wären automatische Bewertungsverfahren wünschenswert, die Risiken für die betroffenen anatomischen Strukturen ermitteln und darstellen. Geeignete Metriken vorausgesetzt, würde sich hierdurch auch die Möglichkeit bieten, Behandlungsstrategien zu vergleichen. Durch die Verwendung einer computergenerierten Umgebung könnten hierbei vor allem Interaktionskräfte und das potentielle Risiko für anatomische Strukturen protokolliert werden.

4.2 Szenariobasiertes Design

Nach Benyon [16] ist das Ziel der HCI die beste Kombination der PACT-Elemente (**P**eople, **A**ctivities, **C**ontexts, **T**echnologies) unter Berücksichtigung der Zieldomäne. Die Technologie soll Zielanwendern Aktivitäten bei der Bewältigung von Aufgaben in einem speziellen Kontext (z.B. Arbeitsumfeld) ermöglichen. Anwender unterscheiden sich hinsichtlich ihrer mentalen Modelle, ihrer physischen, psychologischen und sozialen Eigenschaften. Damit Designer eine Technologie für Zielanwendergruppen gestalten können, müssen die Eigenschaften und mentalen Modelle der Anwender sowie die Gegebenheiten des Kontextes und die notwendigen Aktivitäten zur Bewältigung einer Aufgabe verstanden und als Anforderungen systematisch erfasst werden. Insbesondere bei interaktiven Systemen wirkt sich die Wechselbeziehung zwischen den Anforderungen an die Technologie und die durch sie ermöglichten Aktivitäten aus. Die Veränderung einer Technologie führt zur Veränderung der von ihr abhängigen Aktivitäten, wodurch neue Technologieanforderungen entstehen.

Das Szenariobasierte Design (Scenario-Based Development) (SBD) nutzt Szenariobeschreibungen, um aus ihnen die Technologieanforderungen abzuleiten. Benyon [16] definiert Szenarien durch:

„Scenarios are stories about people undertaking activities in contexts using technologies.“ [16]

Szenarien sind Berichte über von Menschen durchgeführte kontextbezogene Aktivitäten, bei denen Technologien genutzt werden.

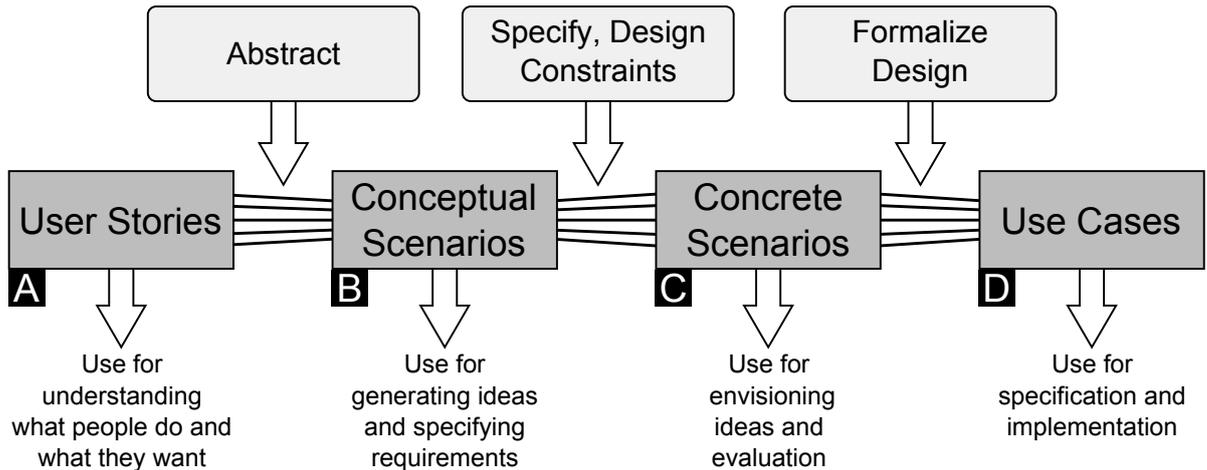


Abbildung 4.2: Framework zur szenariobasierten Entwicklung nach Benyon [16]

Bei dem Design interaktiver Systeme durch das Framework nach Benyon [16] (Abb. 4.2) werden Szenarien verwendet, um zu verstehen, was Anwender tun (Aktivitäten) und wollen (Potentiale). Für verschiedene Anwender werden hierzu Handlungsbeschreibungen (*Stories*) erstellt, die unter anderem Erfahrungen und Ideen der Anwender abbilden. Diese Berichte werden zu Konzepten (*Concept Scenarios*) zusammengefasst indem Gemeinsamkeiten aggregiert und auf wesentliche Aspekte beschränkt werden. Diese noch groben Konzepte dienen vor allem dazu, Systemanforderungen zu verstehen. Aus jedem dieser Konzepte werden mehrere Konkretisierungen (*Concrete Scenarios*) abgeleitet. Dabei werden Details, Funktionalitäten und Designentscheidungen konkret festgelegt. Durch die hierbei zu treffenden Entscheidungen werden auch die eingesetzten Technologien festgelegt (z.B. welche Ein- und Ausgabegeräte werden verwendet). Durch die Festlegungen während der Konkretisierung ergeben sich Einschränkungen (Constraints) aufgrund der Eigenschaften dieser Technologien. Die Konkretisierungen können mit potentiellen Endanwendern diskutiert werden, um die vielversprechendsten konkreten Konzepte auszuwählen. Anwendungsfälle (*Use-Case*) formulieren Aktivitäten von Benutzern und daraus resultierenden Systemreaktionen, um so die Benutzung eines Systemdesigns zu beschreiben. Ein Anwendungsfall kann dabei zum Beispiel als Dokument (z.B. Unified Modeling Language (UML), Pseudo-Code) oder als Prototyp realisiert werden. Durch den Anwendungsfall sollen mit Anwendern die potentiellen Interaktionen der Designvorschläge diskutiert und konkretisiert werden.

Bei Systemkomponenten, bei denen die Interaktion einen hohen Stellenwert hat, sind Umsetzungen als Prototypen notwendig, um Interaktionsmöglichkeiten durch Anwender zu evaluieren. Aufgrund der Evaluierungsergebnisse kann das Systemdesign in weiteren Designiterationen verbessert werden.

Bei der virtuellen Simulation anatomischer Strukturen besteht eine Besonderheit darin, dass die Interaktion nur im geringen Umfang durch eine GUI erfolgt. Für die Interaktion werden häufig spezielle Interaktionsgeräte verwendet, durch die der Chirurg mit

realen oder real nachempfundenen Instrumenten in der Simulation reale Handlungsabläufe durchführen kann.

Die Rückmeldung der Simulation auf die Interaktionen erfolgt im wesentlichen durch das Verhalten der anatomischen Strukturen, welches wiederum auf physikbasierten Simulationen beruht. Für Chirurgesimulationen ist die Auswahl des Simulationsverfahrens ein Teil des Interaktionsdesigns. Hierbei muss bei gegebenen Computerressourcen ein Kompromiss zwischen dem Umfang und der Qualität der Simulation getroffen werden, um eine robuste Echtzeitsimulation zu gewährleisten. Strukturen, mit denen eine Interaktion zur Zielerreichung der Intervention erforderlich sind, müssen häufig mit Verfahren simuliert werden, die eine aufwendige Berechnung erfordern. Um dennoch eine Echtzeitsimulation des Abdomen zu ermöglichen, können Verfahren geringerer Genauigkeit, die effizient berechnet werden können, für Kontextstrukturen eingesetzt werden. Interaktive Simulationen für die Chirurgie nutzen vorhandene Computerressourcen häufig vollständig. Der Designprozess ist daher besonders wichtig, da neue Aspekte bei der Evaluierung von Prototypen umfangreiche Änderungen nach sich ziehen können. Wird erst bei der Erprobung des Prototypen bekannt, dass in ein Organ geschnitten werden muss, muss die Simulation dieses Organmodells angepasst werden und Möglichkeiten gefunden werden, den zusätzlichen Berechnungsaufwand zu kompensieren.

Rosson und Carroll [121] verwendet das SBD als Methode des *Usability Engineering*, bei der die Nutzbarkeit (i.S.v. Anwenderfreundlichkeit) eines Systems im Fokus steht. Usability Engineering ist definiert als:

| | |
|--|--|
| „Concepts and Techniques for planing, achieving, and verifying objectives for system usability.“ [121] | <i>Konzepte und Techniken zur Planung, Erreichung und Überprüfung von Zielen der Benutzbarkeit eines Systems</i> |
|--|--|

Das Framework nach Rosson und Carroll [121] führt ebenfalls zur Entwicklung von Prototypen. Rosson und Carroll [121] unterscheiden bei der Bewertung der Prototypen zwischen *formativer* und *summativer* Evaluierung nach *analytischen* oder *empirischen Methoden*. Die formative Evaluierung erfolgt während der Entwicklung und soll notwendige Design-Änderungen aufzeigen. Die summative Evaluierung erfolgt hingegen nach der Entwicklung, um die Qualität des Designs abschließend zu bewerten. Die analytische Methode zielt auf einzelne Funktionen des Prototyps ab. Hierbei erfolgt der Abgleich zwischen Anforderungen und der Umsetzung sowie die Identifikation ungeeigneter Beschränkungen durch die verwendeten Technologien. Sie beinhaltet eine Serie von Validierungen und ist meist *formativ-analytisch*. Bei der *summativ-empirischen* Evaluierung wird der fertiggestellte Prototyp von Zielanwendern bewertet.

Die Umsetzung der in dieser Arbeit dargestellten Verfahren und Methoden erfolgte mittels der iterativen Implementierung dreier aufeinander aufbauender Prototypen. Für die Prototypen erfolgen formativ-analytische Validierungen von Teilaspekten, die jeweils Schwerpunkte der Prototypen darstellten. Der erste Prototyp hat seine Schwerpunkte in der Modellgenerierung von Tetraedernetzen sowie in der Schnittrealisierung

in Tetraeder- und Oberflächennetze. Die verwendeten Datenstrukturen waren jedoch zu unflexibel für eine Integration zusätzlicher Volumenmodelle oder die Abbildung von Gefäßen. Der zweite Prototyp integrierte zusätzlich Haptikgeräte, Infrarot-Trackingsysteme und eine Überarbeitung der Datenstrukturen. Es wurden zusätzliche Simulationsverfahren implementiert, wobei eine strikte Trennung zwischen der Kraftberechnung und der Zeitintegration erfolgte. Das GUI-Design und der Funktionsumfang entsprechen in diesem Prototypen einer *Toolbox* zur Modellgenerierung und Qualitätsanalyse, wobei die Aspekte des ersten Prototypen übernommen wurden. Die Szenarien werden als XML-Datei beschrieben und nutzen die Funktionalität der Toolbox. Bei der Aktualisierung der Simulation mussten hierdurch jedoch häufig Module in der Hauptanwendung aktualisiert werden, die nur in Ausnahmen erforderlich waren. Des Weiteren bestanden Konsistenzprobleme zwischen den Modulen, wodurch die Anwendung durch die prototypische Implementierung neuer Verfahren und Methoden unflexibel wurde. Insbesondere die Verwendung unterschiedlicher Modellrepräsentationen oder der Vergleich verschiedener Kollisionserkennungen, physikbasierter Verfahren oder Visualisierungen wird hierdurch erschwert. Der dritte Prototyp verwendet hierfür einen modularen Ansatz, bei dem für jeden Arbeitsschritt der zu simulierenden Intervention (u.a. Zugangsplanung, Navigation, Präparation) eigene virtuelle *Szenen* verwendet werden, die spezielle und optimierte Funktionalitäten anbieten können. Weitere Vorteile sind, dass der Anwender nur diejenigen Szenen interaktiv nutzt, die für ihn eine Relevanz haben und dass die HCI in jedem Modul auf das wesentliche beschränkt bleiben kann.

4.3 Validierung und Evaluierung von Trainingssystemen

Die Akzeptanz von Simulationssystemen hängt wesentlich von Validierungs- und Evaluierungsergebnissen ab. „Bei der Evaluierung wird überprüft, ob ein Entwurf (möglicherweise auch nur ein Teilentwurf) bestimmte Anforderungen erfüllt. Bei der Validierung wird überprüft, ob ein bestimmter Entwurf oder ein Teil davon seinem Zweck entspricht und sich wie erwartet verhalten wird.“ [86]. Die Validierung und Evaluierung interaktiver Simulationssysteme ist jedoch häufig schwierig und sollte daher im Design- und Entwicklungsprozess berücksichtigt werden.

Van Nortwick et al. [139] gehen darauf ein, dass Simulatoren und simulierte Interventionen nur evaluiert und nicht validiert werden können.

„Neither a simulator itself nor a simulator-based educational intervention can be validated. The concepts of validity and reliability should be strictly applied to assessment instruments that may or may not be associated with an educational intervention“ [139]

Weder ein Simulator, noch ein simulierter Ausbildungseingriff kann validiert werden. Die Konzepte für Validität und Reproduzierbarkeit sollten strikt auf die Bewertungsinstrumentarien angewendet werden, die mit dem Ausbildungseingriff in Zusammenhang stehen können, aber nicht müssen.

Die Bewertungsverfahren basieren oftmals auf Daten, die über die Anwenderinteraktion erfasst werden. Eine korrekte automatisierte Bewertung bildet nicht nur die Grundlage, damit die Simulationsumgebung die Ausbildung unterstützt, sondern dient auch der systematischen Evaluierung eines Trainingssystems. Die Ursachen einer fehlerhaften Bewertung sind hingegen schwierig zu identifizieren, da sie sowohl aus einer falschen Datengrundlage, der fehlerhaften Dateninterpretation oder einer falschen oder unzureichenden Simulation resultieren kann.

| Name | Beschreibung |
|-----------------------|---|
| subjektiv | |
| Face validity | Plausibilität (wird die Simulation als Trainingsinstrument akzeptiert?) |
| Content validity | Sind Umfang und Inhalt für das Ausbildungsziel angemessen? |
| objektiv | |
| Construct validity | Korrektheit der Simulation und der Krafterfassung |
| Predictive validity | Übertragbarkeit des Simulationsergebnisses auf die Patientenbehandlung |
| Descriminate validity | Übertragbarkeit von Fähigkeiten in der Simulation in Fähigkeiten im realen OP |
| Concurrent validity | Zwei Bewertungen die miteinander oder gegen einen Gold-Standard verglichen werden, müssen entsprechend verhältnismäßig sein |

Tabelle 4.1: Validierungsaspekte für Trainingsumgebungen nach [138]

Für eine Akzeptanz von Simulationssystemen müssen die Bewertungen reproduzierbar und valide sein [139]. Die Reproduzierbarkeit gewährleistet, dass Bewertungen ähnlich durchgeführter Prozeduren zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu vergleichbaren Ergebnissen führen. Die Validierung der Bewertungsverfahren wird von van Empel et al. [138] entsprechend Tabelle 4.1 unterteilt.

Die subjektiven Validierungen beruhen auf Auswertungen durch Anwender, die Aspekte der Anwendung erproben und anschließend über Fragebögen oder Interviews befragt werden. Durch die *Face-Validity* wird die Plausibilität und Akzeptanz beim Anwender

beschrieben. Bei chirurgischen Anwendungen wird hierbei die Visualisierung der anatomischen Strukturen, die Interaktion mit den Instrumenten und ein erster Eindruck der physikalischen Modelle durch medizinische Experten erfasst. Die *Content-Validity* geht hingegen auf die Frage nach dem didaktischen Nutzen ein und fokussiert für Trainingssimulationen die Frage, ob die Simulation das angestrebte Ausbildungsziel nach Meinung von Experten adäquat unterstützt.

Objektive Validitäten verwenden Metriken auf Basis der Daten, die durch die Simulation erfasst werden. Die *Construct Validity* bewertet die Korrektheit der Simulation. Hierfür wird zum Beispiel die Verformung eines realen Kröpers bei einwirkung einer bekannten Kraft in der virtuellen Simulation nachgebildet. Die hierbei simulierte Kraft kann mit der real angewendeten Kraft verglichen werden. Bei organischem Gewebe liegen bei ex-vivo Messungen häufig andere Bedingungen vor, da das Organgewebe beispielsweise nicht mehr mit Blut versorgt wird. Die erforderlichen Messungen des realen Gewebes können daher oftmals nicht oder nur aufwendig durchgeführt werden. Alternativ kann in diesem Fall die Verformung von realen und virtuellen Gewebe visuell verglichen werden. Durch die *Predictive Validity* soll nachgewiesen werden, ob von einem Bewertungsergebnis in der Simulation auf das Behandlungsergebnis an einem realen Patienten geschlossen werden kann. Hierfür sind umfangreiche Langzeitbeobachtungen mit mehreren Probanden erforderlich. Die *Descrimintate Validity* soll bewerten, ob und inwieweit Fähigkeiten in der Simulation auf die reale OP übertragen werden können. Wenn das Nähen in der Simulation trainiert wird, soll zum Beispiel erfasst werden, ob das Nähen im realen Operationsverlauf ähnlich verlaufen kann und ob die motorischen Fähigkeiten des Chirurgen durch das Training verbessert wurden. Die *Concurrent Validity* wird häufig für Trainingssimulatoren durchgeführt und soll nachweisen, dass die Bewertung von zwei Probanden miteinander oder gegen einen Gold-Standard möglich ist. Diese Validierung ist besonders wichtig, um nachzuweisen, dass die Bewertung einen didaktischen Nutzen hat und angemessen ist, um den Lernverlauf des Trainierenden zu beschreiben. Für den Nachweis der *Concurrent Validity* wird die Simulation beispielsweise verwendet, um die Anwender anhand ihrer Leistung als Anfänger, Fortgeschrittener oder Experte einzuordnen. Die *Concurrent Validity* wurde nachgewiesen, wenn zum Beispiel erfahrene Chirurgen, unerfahrene Chirurgen und Studienanfänger durch das System automatisch identifiziert und diskriminiert werden können.

Die *Predictive* und *Desciminate Validity* haben die größte Aussagefähigkeit über einen Langzeitnutzen der Simulation, sind aber nur mit hohem Aufwand nachweisbar. Durch den zeitlichen Aufwand können Weiterentwicklungen des Systems die Durchführung der Validierung potentiell überholen. Meistens liegt aufgrund des erforderlichen Aufwandes bei kommerziellen Systemen keine Angabe zu diesen Validierungstypen vor. Die *Concurrent* und *Content Validity* haben vor allem eine Bedeutung für den Eignungsnachweis der Simulation als Lernsystem. Diese vier Validierungen können vor allem als summative Verfahren bei der Auswertung eines vollständigen Prototyps durchgeführt werden.

Die *Construct Validity* untersucht grundlegende Funktionalitäten und kann formal, anhand gemessener Kenngrößen durchgeführt werden. Sie eignet sich als formal-

analytisches Verfahren, um bereits während der Entwicklung eines Prototyps die Korrektheit wesentlicher Module und Funktionalitäten nachzuweisen. Die *Face-Validity* kann ebenso begleitend zur Entwicklung von Prototypen durchgeführt werden, indem die Funktionsweise einzelner Module (z.B. Visualisierung einzelner Organe, Handhabung simulierter Instrumente) durch medizinische Experten erprobt oder begutachtet wird, so dass ihr Feedback frühzeitig einbezogen werden kann.

Bei der Entwicklung der Prototypen für eine Trainings- und Testumgebung wurde vielfach in Rahmen dieser Arbeit die *Face-Validity* genutzt, die zum einen zu Korrekturen durch Empfehlungen medizinische Experten führte und zum anderen aus einem Abgleich mit der medizinischen Literatur resultierte. Korrekturen der Prototypen durch die *Construct Validity* wurden häufiger dadurch initiiert, dass vorhandene Umsetzungen notwendige Weiterentwicklungen nicht mehr zugelassen haben. Außerdem kann die Construct Validity häufiger durchgeführt werden, da hierbei technologische Teilaspekte betrachtet werden, während bei der Face-Validity der Prototyp einen fortgeschrittenen Entwicklungsstand haben muss, da die Ergebnisse dem potentiellen Endanwender vorgestellt werden.

4.4 Szenarienbeschreibung für eine Testumgebung

Das Ziel bei der szenariobasierten Entwicklung ist die Entwicklung oder Verbesserung einer Technologie. Im Falle chirurgischer Eingriffe besteht die Technologie unter anderem aus den verwendeten Instrumenten und Methoden mit denen die Operation durchgeführt wird. Um Anforderungen an die Simulationsumgebung zu erfassen, werden im Folgenden die Durchführungen einer minimal-invasiven Cholezystektomie und Splenektomie beschrieben. Die Beschreibungen wurden aus der Literatur abgeleitet und durch medizinische Experten validiert, um Praxisaspekte erweitert und bilden im Kontext des SBD *User Stories* (Abb. 4.2A). Im SBD sind Szenarien die Beschreibungen von Anwendern die Technologien verwenden. Während bei der Entwicklung ergonomischer oder benutzerfreundlicher Systeme die Verbesserung der Benutzerschnittstelle einen Schwerpunkt bildet, ist für die Chirurgie eine Simulationsumgebung notwendig, die die notwendigen Umgebungseigenschaften abbildet, um freie Interaktionen zu ermöglichen. Im Anschluss an die Beschreibung der Operationsmethoden werden die User Stories zu Konzepten entsprechend des SBD abstrahiert und konkretisiert, um so die Anforderungen an die Gewebesimulation und den erforderlichen Interaktionsumfang abzuleiten.

Die User Stories bestehen aus einer kurzen Patientengeschichte, die bei der Simulation auch zur Einleitung dienen kann. Sie sollen nicht nur die Notwendigkeit des Eingriffes motivieren, sondern beispielsweise auch die Begleiterkrankungen erläutern, die wesentlich die Interventionsentscheidung beeinflussen können. Im Anschluss wird jeweils die Durchführung der Interventionen textuell erläutert, wobei Schwerpunkte numerisch gekennzeichnet werden. Diese Nummern werden anschließend tabellarisch aufgeführt und den involvierten Strukturen und Instrumenten aus Tabelle 4.2 zugeordnet.

| # | Organe | Instrumente |
|----|-------------|-----------------------------|
| 1 | Leber | Endoskop |
| 2 | Gallenblase | Fasszange |
| 3 | Darm | Haken- / Plättchenelektrode |
| 4 | Pankreas | Ultraschallskalpell |
| 5 | Magen | Klammernahtgerät (Stapler) |
| 6 | Milz | Bergebeutel |
| 7 | Gefäße | Schere / Hakenschere |
| 8 | Ligamente | Taststab |
| 9 | Bauchfett | |
| 10 | Bauchdecke | |

Tabelle 4.2: Nummerierte Aufstellung abdominaler Strukturen und minimal-invasiver Instrumente zur späteren Zuordnung

4.4.1 Szenario Splenektomie: Entfernen der Milz

Die Splenektomie wird vor allem dann durchgeführt, wenn die Milz stark verletzt ist (Milzruptur) und stark blutet. Sie tritt häufig bei starken äußeren Verletzungen, beispielsweise durch einen Autounfall auf, die zu einem Überdehnen der Milz und zum Milzriss führen. In einem solchen Fall stellt ein minimal-invasiver Eingriff keine Option dar. Eine weitere Indikation ist eine Schwellung der Milz (Splenomegalie), z.B. durch eine Leukämie. In seltenen Fällen kann eine Splenomegalie bereits bei Säuglingen (z.B. Sichelzellanämie) auftreten. Insbesondere bei Kindern haben MIC-Verfahren durch die geringe Patientenbelastung Vorteile. Im Gegensatz zum Erwachsenen sind die Wege zwischen Bauchdecke und Milz bei Kindern kürzer, so dass die Milz mit den Instrumenten besser erreicht werden kann. Die Durchführbarkeit für Erwachsene und insbesondere korpulente Patienten ist stark von der Anatomie abhängig. Folgende exemplarische Patientenvorgeschichte für eine Splenektomie wurde von der Universitätsklinik Magdeburg für Viszeral- und Gefäßchirurgie beschrieben:

Durchführung der Splenektomie

Die folgende Beschreibung der Arbeitsschritte einer Splenektomie wurde aus der Literatur von Doris Henne-Bruns [45] und Siewert [130] abgeleitet und durch die Experten des Universitätsklinikums für Viszeral- und Gefäßchirurgie überarbeitet und um Praxisaspekte erweitert:

Für die Vorbereitung der minimal-invasiven Splenektomie wird der Patient in angekippter Rückenlage gebettet (1), wodurch es zu einer Organverschiebung kommt, durch die der Zugangsweg zur Milz verbessert wird. Nachdem ein Zugang geschaffen wurde, wird der Bauchraum mit CO_2 insuffliert (2), um das Abdomen zu vergrößern. Anschließend werden drei Zugänge für ein Endoskop und zwei Instrumente geschaffen (3). Einer der Zugänge ist häufig (nicht zwingend) im Bauchnabel lokalisiert, um die Narbe für ein besseres kosmetisches Ergebnis zu verbergen. Durch die Zugänge werden Tro-

| # | Beschreibung | Strukturen | Instrumente |
|---------------|--|------------|-------------|
| Vorbereitung | | | |
| 1 | Patient in angekippter Rückenlage betten | - | - |
| 2 | Erweiterung des Abdomen (CO_2 Insufflation) | 10 | - |
| 3 | Festlegen und Eröffnen der Zugänge | 10 | - |
| Resektion | | | |
| 4 | Einführen von Elektrode und Endoskop | | 1,3 |
| 5 | Navigieren in das Zielgebiet | 3-6,9 | 1,3 |
| 6 | Entfernen von Fettgewebe | 9 | 1,3 |
| 7 | Freilegen der Gefäße aus dem Bauchfett | 4,6-7,9 | 1,3,4 |
| 8 | Klammern von Milzarterie und -vene | 7 | 1,5 |
| 9 | Milzinfarkt durch grau-lila Verfärbung sichtbar | 6 | - |
| 10 | Lösen aus umgebenden Fett und von Ligamenten. | 6,8,9 | 1-2,4 |
| Bergung | | | |
| 11 | Umlagern der Milz in einen Bergebeutel | 6 | 1-2,6 |
| 12 | Zerkleinern der Milz im Bergebeutel | 6 | 1,6-7 |
| 13 | Bergung der Milz über einen Zugang | 6 | 1,6 |
| Nachkontrolle | | | |
| 14 | Koagulieren von auftretenden Nachblutungen | 7,10 | 1,3-4 |
| 15 | Entfernen von Instrumenten und Trokaren. Zugänge zunähen | 10 | - |

Tabelle 4.3: Schritte der Splenektomie mit verwendeten Instrumente und Zuordnung der anatomischen Strukturen entsprechend Tabelle 4.2

kare eingeführt, die den Zugang offen halten und die den Einschub und Wechsel der Instrumente ermöglichen. Durch die Trokare werden ein Endoskop sowie Haken- oder Plättchenelektroden eingeführt (4). Anschließend wird in das Zielgebiet navigiert (5), wobei Milz und Milzgefäße mit der Elektrode vom hinderlichen Fettgewebe frei präpariert werden (6). Um die Milz freizulegen, muss ihre Blutversorgung unterbunden werden, wofür zuerst Venen und Arterien mit einem Ultraschallskalpell soweit von Fett freigelegt werden müssen, dass eine Klammerung möglich ist (7). Es besteht hierbei ein Risiko für das Pankreas, weil die Milzarterie entlang der Pankreasoberfläche verläuft. Die Milz ist zum Magen und zum Darm (Kolon) benachbart, die ebenfalls verletzt werden können, wodurch nicht nur Blutungen, sondern auch Magen- oder Verdauungssäfte freigesetzt werden können. Wurden Arterien und Venen freigelegt, erfolgt das Verschließen der Milzarterie und anschließend der -vene durch Klammerung oder durch Koagulation (8). Hierdurch tritt Blut aus, wodurch die Milz abschläft und Sichtbehinderungen resultieren können. Die Folge ist ein Milzinfarkt bei dem sich die Milz grau-lila verfärbt (9). Im Anschluss kann die Milz vom umgebenden Fett und den fixierenden Ligamenten freigelegt werden (10). Die Kapsel der Milz ist empfindlich, so dass beim Loslösen der Milz durch Verletzungen Restblut austreten kann. Die abgeschlafte Milz wird in einen Bergebeutel gepackt (11) und bei Bedarf mit einer Schere zerkleinert (12) damit sie durch die Zugangsöffnungen passt. Zur Bergung werden Kamera und Bergebeutel dicht an den Zugang geführt und anschließend geborgen (13). Nach Entfernung der Milz erfolgt die Nachkontrolle des Operationsgebietes, wobei durch Koagulationen aufgetretene

Blutungen gestoppt werden (14). Zum Abschluss werden die Instrumente und Trokare entfernt und die Zugänge zugenäht (15).

4.4.2 Szenario Cholezystektomie: Resektion der Gallenblase

Die Cholezystektomie ist ein Standardeingriff in der MIC zur Entfernung der Gallenblase. Eine Indikation sind Gallensteine die zu Schmerzen, welche in die Schulter ausstrahlen, führen [94]. Gallensteine können zu einem Verschluss der Gallenwege und zu einer Pankreatitis führen. Um dies zu vermeiden und um das wiederkehrende Auftreten von Gallensteinen zu verhindern, kann eine chirurgische Entfernung der Gallenblase erforderlich sein. Im Gegensatz zur Splenektomie (Abschnitt 4.4.1) bestehen weniger Probleme das Operationsgebiet zu erreichen, da die Gallenblase im rechten vorderen Oberbauch lokalisiert ist und an der Unterseite der Leber anliegt, mit der sie durch die Gallengänge verbunden ist.

Durchführung der Cholezystektomie

Die Vorbereitung der Cholezystektomie erfolgt analog zur Splenektomie. Die Beschreibung wurde ebenfalls auf Grundlage von Doris Henne-Bruns [45] und Siewert [130] erstellt und durch Experten des Universitätsklinikums Magdeburg für Viszeral- und Gefäßchirurgie überarbeitet und um Praxisaspekte erweitert.

Der Patient wird in Rückenlage gebettet (nicht angekippt) (1), wodurch es zur Organverschiebung kommt. Nachdem der Zugang geschaffen wurde, wird der Bauchraum durch CO_2 Insufflation vergrößert (2). Anschließend werden vier Zugänge für die endoskopische Optik und drei weitere Instrumente geschaffen, die durch Trokare als Instrumenteneinschub offen gehalten werden (3). Zuerst wird mit dem Endoskop in das Zielgebiet navigiert (4). Anschließend wird ein Taststab eingeführt, mit dem die Leber aus dem Sichtfeld gehalten wird (5), während durch den dritten Zugang mit der Faszange die Gallenblase gespannt (6) wird. Über den vierten Zugang wird mit einer Haken- oder Plättchenelektrode das Callot'sche Dreieck¹ präpariert und damit Gallenblasengang und die -arterie freigelegt (7). Anschließend wird ein Klammernahtgerät eingeführt, mit dem der Gallenblasengang und die -arterie doppelt verschlossen werden (8). Zwischen beiden Verschlussklammern kann nun die Trennung mit der Hakenscherre erfolgen (9). Die Gallenblase kann nun mit der Hakenelektrode aus dem Leberbett gelöst werden (10) und muss nun geborgen werden. Hierzu wird der Taststab entfernt und das Endoskop in diesen Trokar umgelegt, um so eine bessere Sicht zu erlangen (11). Die Gallenblase wird nun mit der Faszange, die die Gallenblase noch immer hält, unter Sicht durch den Trokar (am Bauchnabel) in einen Bergebeutel umgelagert und geborgen

¹„Das sog. [...] Callot-Dreieck [...] ist bei der Cholezystektomie, insbesondere in laparoskopischer Technik, ein wichtiger Orientierungspunkt.“[130]. Es wird durch den Gallenblasengang, dem gemeinsamen Lebergang, und der Blasenarterie gebildet[130].

(12). Nach Entfernung der Gallenblase erfolgt die Nachkontrolle und die oberflächliche Behandlung von Blutungen des Leberbettes, aus dem die Gallenblase entfernt wurde (13). Zum Abschluss werden die Instrumente und Trokare entfernt und die Zugänge zugenäht (14).

| # | Beschreibung | Strukturen | Instrumente |
|---------------|--|------------|-------------|
| Vorbereitung | | | |
| 1 | Patient in Rückenlage betten | - | - |
| 2 | Erweiterung des Abdomen (CO_2 Insufflation) | 10 | - |
| 3 | Festlegen und Eröffnen der Zugänge | 10 | - |
| Resektion | | | |
| 4 | Mit Endoskop in das Zielgebiet navigieren | | 1 |
| 5 | Taststab einführen, um die Leber zu halten | 1 | 1,8 |
| 6 | Anspannen der Gallenblase mit Faszange | 2 | 1-2,8 |
| 7 | Gallenblasengang und -arterie freilegen | 2,7 | 1-3,8 |
| 8 | Gallenblasengang und -arterie doppelt klammern | 2,7 | 1,2,5,8 |
| 9 | Trennung mit Hakenschere | 2,7 | 1,2,7-8 |
| 10 | Lösen der Gallenblase aus dem Leberbett | 1,2 | 1-2,8 |
| Bergung | | | |
| 11 | Umsetzen des Endoskopes | - | 1 |
| 12 | Bergen der Gallenblase über Bauchnabel | 2 | 2 |
| Nachkontrolle | | | |
| 13 | Koagulieren von auftretenden Nachblutungen | 1,2 | 1,3 |
| 14 | Entfernen von Instrumenten und Trokaren. Zugänge zunähen | - | 1,3 |

Tabelle 4.4: Schritte der Cholezystektomie mit verwendeten Instrumente und Zuordnung der anatomischen Strukturen entsprechend Tabelle 4.2

4.4.3 Abstraktion der Szenarien

Die Szenarien der Splenektomie und der Cholezystektomie bilden die Basis, um Anforderungen an Simulationsverfahren zu ermitteln. Hierfür werden im Folgenden die Szenarien entsprechend des SBD-Framework abstrahiert (Abb. 4.2), um Gemeinsamkeiten zu formulieren und ein Konzept abzuleiten.

Die tabellarische Aufstellung der Szenarien in Tabelle 4.3 und Tabelle 4.4 mit einer numerischen Referenzierung der beteiligten Instrumente und Organe (Tab. 4.2) zeigt bereits gemeinsame Instrumente und die beteiligten Organen. Die OP-Durchführung wird in Tabelle 4.5 anhand der beschriebenen Szenarien abstrahiert. Den Szenarien ist gemein, dass die Patientenlagerung für die Erreichbarkeit der Zielstrukturen relevant ist. Des Weiteren erfolgt bei minimal-invasiven Abdomeneingriffen eine CO_2 Insufflation zur Erweiterung des Abdomen und es werden auf der Bauchdecke Zugänge definiert, von denen aus das Endoskop und die Instrumente eingebracht werden. Obwohl aus ästhetischen Gründen häufig ein Zugang über den Bauchnabel gewählt wird, ist dies aus medizinischer Sicht nicht zwingend notwendig. Bei der Veränderung des Zugangspunktes müssen jedoch Nerven- und Gefäßgeflechte an der Bauchdecke berücksichtigt werden.

Die Anzahl der erforderlichen Zugänge ist von der Art der Operation und dem angewendeten Verfahren abhängig. Für die klassische minimal-invasive Cholezystektomie sind vier und für die Splenektomie sind drei Zugänge erforderlich, während bei der SPT nur ein Zugang für die Operation verwendet wird. Die Schritte *Patient vorbereiten* (1) und *Instrumente entfernen* (8) sind Bestandteil der Operationen, aber werden häufig nicht vom Chirurgen sondern vom OP-Personal durchgeführt. Diese Schritte werden daher in der Konzeption einer Simulationsumgebung für Chirurgen nicht weiter betrachtet.

| # | Beschreibung | Splene. Tab. 4.3 | Chole. Tab. 4.4 |
|----------------------|--|---------------------|--------------------|
| Vorbereitung | | | |
| 1 | Patient vorbereiten (Lagerung, Insufflation) | 1,2 | 1,2 |
| 2 | Definieren und Festlegen von Zugängen | 3 | 3 |
| Durchführung | | | |
| 3 | In das Zielgebiet navigieren | 4,5 | 4 |
| 4 | Operationsgebiet präparieren | 6,7 | 5-7 |
| 5 | lokale Interaktionen | 8-10 | 8-10 |
| 6 | Bergen | 11-13 | 11-12 |
| Nachkontrolle | | | |
| 7 | Kontrollieren und behandeln von Blutungen | 14 | 13 |
| 8 | Instrumente entfernen, Zugänge verschließen | 15 | 14 |

Tabelle 4.5: abstrahierte Ablaufbeschreibung als Konzeptablauf

Im Folgenden wird zwischen *lokalen* und *globalen Interaktionen* unterschieden. *Lokale Interaktionen* beziehen sich auf eine und *globale Interaktionen* auf mehrere anatomischen Strukturen. Die Lagerung des Patienten und die Dehnung der Bauchdecke durch die CO_2 Insufflation sind beispielsweise globale Interaktionen, während das Klammern von Gefäßen oder das Entfernen von Fettgewebe lokalen Interaktionen entsprechen. In Tabelle 4.6 sind lokale Interaktionen der Szenarien verallgemeinert und den anatomischen Strukturen zugeordnet.

| Interaktionen | Fett / Ligamente | | Organe | | Gefäße | |
|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|-------------------|---------------------|-------------------|
| | Splene. Tab. 4.3 | Chol. Tab. 4.4 | Splene. Tab. 4.3 | Chol. Tab. 4.4 | Splene. Tab. 4.3 | Chol. Tab. 4.4 |
| Deformieren | 6-7 | 5-7 | 10,11 | 5,6,10 | 7 | 7 |
| Schneiden/Trennen | 6-7 | 5-7 | | | | 9 |
| Koagulieren | | | 14 | 13 | | |

Tabelle 4.6: verallgemeinerte Interaktionen entsprechend der Szenarien

Es werden Interaktionen anhand Tabelle 4.6 unterschieden. Das Koagulieren wird im Kontext der Szenarien als Stillung oberflächlicher Blutungen durch Hitzeeinwirkung verstanden. Durch das Koagulieren von Gewebe kann prinzipiell auch ein Durchtrennen oder Verbinden von Gewebe erfolgen. Bei den Use-Cases der Resektionen erfolgt das Koagulieren in der Nachbehandlung zur Blutstillung. Hierbei kommt es zu einer Verfärbung der Oberfläche und zu einer Veränderung der Materialeigenschaften des koagulierten Gewebes.

| Interaktionen | Fett / Lig. | Organe | Gefäße |
|-------------------|-------------|--------|--------|
| Deformieren | ✓ | ✓ | ✓ |
| Schneiden/Trennen | ✓ | (✓) | ✓ |
| Koagulieren | | ✓ | |

Tabelle 4.7: Zusammenfassung der verallgemeinerten Interaktionen aus Tab. 4.6

In Tabelle 4.7 wurden die Interaktionen beider Szenarien zusammengefasst. Für Organe konnte auf Basis der User-Stories keine Notwendigkeit einer Schnitt-Interaktion durchgeführt werden. Die Szenarien beschreiben Resektionen, bei denen das Organ aus dem umgebenden Gewebe entfernt wird. Es erfolgt jedoch kein Eingriff an dem Organ selbst, so wie es beispielsweise bei der Tumorsektionen erforderlich ist. Bei der Entwicklung von Verfahren zur interaktiven Simulation anatomischer Strukturen muss daher das Schneiden in Organe berücksichtigt werden, auch wenn es nicht direkt aus den vorliegenden User-Stories abgeleitet werden kann.

Durch die Zusammenfassung der Szenarien zum generalisierten Ablauf (Tab. 4.5) wird das Konzeptszenario gebildet. Es beschreibt den Operationsablauf als Folge lokaler Interaktionen. Bei der Testumgebung soll kein vordefinierter Operationsablauf absolviert werden, sondern eine interaktive und möglichst freie Durchführung ermöglicht werden. Deswegen wurden die lokalen Interaktionen in den Szenarien bestimmt und den anatomischen Strukturen zugeordnet.

4.4.4 Konkretisierung der Konzepte

Die Konkretisierung erweitert das Konzeptszenario (Abs. 4.4.3) um technologische Randbedingungen (Abb. 4.2). Nach Benyon [16] können aus einem Konzeptszenario mehrere konkrete Szenarien gebildet werden. In diesem Abschnitt wird ein konkretes Konzept für eine Testumgebung für minimal-invasive Eingriffe abgeleitet. Hierbei wird eine Simulationsumgebung beschrieben, die die notwendigen Abläufe abbildet. Soweit erforderlich, werden erste Einschränkungen formuliert, wie die verschiedenen Strukturen in der Simulationsumgebung repräsentiert werden können. Die Simulationsverfahren sind hierbei prinzipiell sowohl für Trainings- als auch für Testumgebungen geeignet.

Da in der Testumgebung die Möglichkeit bestehen soll, Prototypen von Instrumenten zu erproben oder vorhandene Instrumente zu variieren, ist die Testumgebung als VR-Simulation und nicht als AR-Boxtrainer zu realisieren. Bei AR-Simulatoren erfolgt die Interaktion mit realen Instrumenten an realen Gewebeproben, die in der Visualisierung mit computergenerierten Darstellungen von Krankheitsmerkmalen überlagert werden. Eine Variation der Instrumente ist daher in AR-Trainern nicht möglich. Die Testumgebung adressiert im Gegensatz zu Trainingsumgebungen nicht nur Chirurgen in der Aus- oder Fortbildung, sondern auch Chirurgen, die notwendige motorische Fertigkeiten und Kenntnisse bereits besitzen.

Die anatomischen Strukturen der Simulation sollten für die Testumgebung auf diagnostischen Bilddaten basieren. Da durch die Testumgebung Methoden und Instrumente fokussiert wird, sind Daten repräsentativer Patienten (z.B. verschiedene BMI, ASA-Klassifikationen² [122], anatomische Auffälligkeiten) erforderlich. Der Chirurg als Anwender der Testumgebung soll zu Beginn eine Patientenanamnese dargestellt bekommen, damit er in die Simulation eingeführt wird und Informationen über die zu erwartenden anatomischen Eigenschaften erhält.

Die Zielstellungen der Arbeitsschritte im Konzeptscenario sind unterschiedlich. Für die Platzierung der Zugänge (Tab. 4.5, (2)) ist eine Gesamtbetrachtung der Patientendaten erforderlich und der Zugang wird auf der Bauchdecke definiert. Bei der Navigation in das Zielgebiet (Tab. 4.5, (3)) sollte eine Verletzung anatomischer Strukturen auf dem Weg in das Zielgebiet vermieden werden. In der Testumgebung kann bei der Navigation ermittelt werden, ob mit den vorhandenen Instrumenten das Zielgebiet erreicht werden kann, ob Risiken während der Navigation bestehen oder ob Veränderungen vorhandener Instrumente (z.B. Biegung des Instrumentes, Instrumentenlänge oder -durchmesser) oder andersartige Instrumente potentielle Risiken mindern oder die Erreichbarkeit erstmals ermöglichen. Bei der Navigation kann es erforderlich sein, Organe oder Gefäße zu verschieben oder Fettgewebe zu durchtrennen. Nach Erreichen des Zielgebietes wird der Arbeitsbereich präpariert (Tab. 4.5, (4)). Hierbei werden organische Strukturen verformt und Fettgewebe sowie Bindegewebe durchtrennt. Verletzungen von Organen und Gefäßen sollten weiterhin vermieden werden. In der Testumgebung kann hierbei untersucht werden, ob die Präparation mit den im Zielgebiet verbleibenden Freiheitsgraden durchgeführt werden kann oder ob hierbei Risiken für den Patienten bestehen, die wiederum durch die Variation von Instrumenten vermieden werden kann. Im Anschluss an die Präparation erfolgen lokale Interaktionen (Tab. 4.5, (5)), bei denen umfassende Interaktionen (Tab. 4.6) an den Zielstrukturen durchgeführt werden müssen, wobei wiederum ausreichende Freiheitsgrade für die Bewegung erforderlich sind. Die Bergung (Tab. 4.5, (6)) ähnelt dem Vorgang der Navigation mit dem Unterschied, dass hierbei ein Resektat in einem Bergebeutel mitgeführt wird, so dass ein größerer Platzbedarf zur Navigation erforderlich ist. Die Nachkontrolle ist eine Routinetätigkeit. Sollte sich in der Testumgebung zeigen, dass die Freiheitsgrade für das Durchführen des eigentlichen operativen Eingriffes ausreicht, ist zu erwarten, dass die Freiheitsgrade ebenfalls ausreichen, um die Nachkontrolle und die Stillung auftretender Blutungen durchführen zu können. Es besteht jedoch sowohl während der Durchführung der lokalen Interaktionen als auch während der Nachkontrolle das Risiko, dass Blutungen die Sicht durch das Endoskop behindern. In diesem Fall müsste das Endoskop entweder an einer feuchten aber sauberen Oberfläche abgewischt oder ohne Sicht entfernt werden. Diese Interaktionen wirken sich vor allem auf die Oberfläche aus und erfordern die Nachbildung von Effekten wie *Bluten* oder das Abbilden von Gewebeeränderungen (Farbe, Struktur) durch das Koagulieren.

Nachdem die Zielsetzungen bei den einzelnen Schritten im Konzeptablauf konkretisiert wurden, werden die Schritte als Softwarekonzept beschrieben. Die Testumgebung

²American Society of Anesthesiologists: <http://www.asahq.org>

soll modular aufgebaut werden, so dass jeder Schritt im Konzeptablauf einem Modul entspricht. Hierdurch kann der Anwender die Module entsprechend eines vollständigen Arbeitsablaufes anwenden oder einzelne relevante Schritte fokussieren. Beispielsweise ist der Zugang bei einem MIC-Eingriff normalerweise im Bauchnabel lokalisiert. Wenn dieser Zugang beizubehalten ist, kann dieser Schritt im Testverlauf übersprungen werden, so dass sich der Anwender möglichst direkt auf die relevanten Arbeitsschritte fokussieren kann. Ein weiterer Vorteil eines Moduls je Arbeitsschritt ist, dass in jedem Arbeitsschritt optimierte Modellrepräsentationen verwendet werden können.

Anhand der diagnostischen Bilddaten können mehrere repräsentative Patientenmodelle (z.B. verschiedene BMI, ASA-Klassifikationen³ [122], anatomische Auffälligkeiten) verwendet werden. Die Anwendung zeigt zu Beginn eine Anamnese zur Einführung in die Aufgabenstellung und zur Beschreibung des präsentierten Patientenfalls. Die Programmoberfläche in Abbildung 4.3 zeigt, dass der Anwender die Verarbeitungsschritte einzeln auswählen kann.

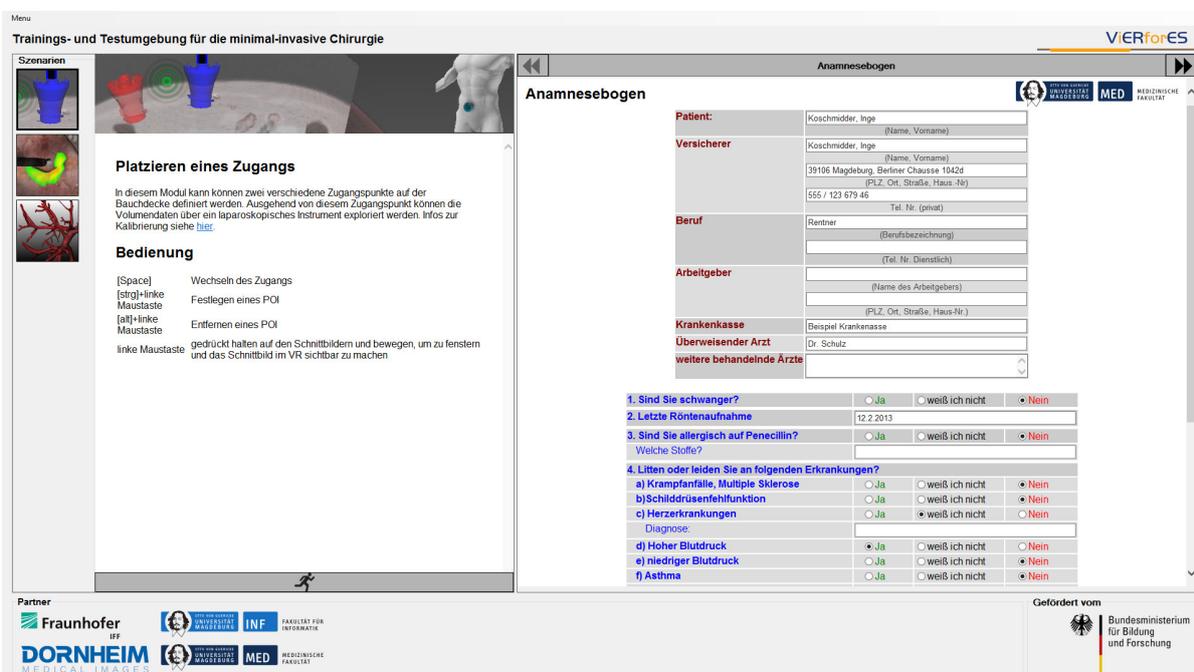


Abbildung 4.3: Mockup des Eingangsfensters der Testumgebung. Der Zugriff auf einzelne Module wird über die Schaltflächen (links) ermöglicht. Daneben wird in die Aufgabenstellung eingeführt. Auf der rechten Seite werden ein entsprechender Anamnesebogen sowie weitere Informationen angeboten.

Beim **Definieren und Festlegen von Zugängen** (Tab. 4.5 (2)) werden die Zugangspunkte auf der Bauchdecke des Patienten festgelegt, durch die die Instrumente eingeführt werden. Mit den Instrumenten muss das Zugangsgebiet mit ausreichenden Freiheitsgra-

³ American Society of Anesthesiologists: <http://www.asahq.org>

den erreicht werden können, um die erforderlichen Prozeduren durchzuführen. In der Testumgebung wird für das Modul eine Volumenvisualisierung der dem Chirurgen bekannten diagnostischen Bilddaten verwendet. Der Anwender kann hierdurch Zugänge definieren und miteinander vergleichen.

Bei der **Navigation in das Zielgebiet** (Tab. 4.5 (3)) und bei der **Bergung** (Tab. 4.5 (6)) müssen Instrumente durch das Abdomen bewegt werden, ohne hierbei Strukturen unbeabsichtigt zu verletzen.

Für die Testumgebung sind Interaktionsmöglichkeiten erforderlich, die möglichst dem realen Umgang mit Instrumenten entsprechen. Ist dies möglich, kann der Chirurg mit einem ähnlichen Interaktionsablauf mit virtuellen Instrumenten in das Zielgebiet navigieren, wobei die Simulationsumgebung potentielle Risiken für organische Strukturen bestimmen und darstellen kann, um so den Chirurgen für Risikobereiche zu sensibilisieren, was zu einer alternativen Positionierung des Zugangs oder zur Veränderung der Instrumentenwahl führen kann. Bei der Realisierung dieses Aspektes sind effiziente Verfahren erforderlich, um den Abstand zwischen Instrumenten und anatomischen Strukturen während der Interaktion bestimmen zu können. Für dieses Modul sind nicht flexible Oberflächenmodelle vorgesehen. Die verbleibenden Abstände vom Instrument zu diesen Strukturen können auf diesen Oberflächen visualisiert werden. Der Chirurg soll diese Abstandsvisualisierung als Basis zur Beurteilung nutzen, um zu entscheiden, ob diese Annäherung aus seiner Expertise ein Patientenrisiko darstellt.

Für das **Präparieren des Operationsgebietes** (Tab. 4.5 (4)) ist ebenso eine Darstellung von Risiken für anatomische Strukturen erforderlich. Bei dem Szenario der Splenektomie müssen zum Beispiel Gefäße aus dem Fettgewebe präpariert werden, ohne dass die Gefäße oder das benachbarte Pankreas verletzt werden. Zusätzlich ist jedoch eine Simulation des Fettgewebes erforderlich, wobei das Problem besteht, dass Fettgewebe eine ungleichmäßige Struktur hat und nur durch komplexe geometrische Modelle repräsentiert werden kann. Alternativ dazu kann Fettgewebe direkt als Volumen oder anhand spezieller Darstellungsmethoden (Renderingeffekte) visualisiert werden.

Die **lokalen Interaktionen** (Tab. 4.5 (5)) erfordern Verfahren zur Simulation von Organen und Gefäßen und müssen dem Chirurgen ermöglichen, die notwendigen Interaktionen (Tab. 4.6) durchzuführen. Hierbei sind neue Verfahren erforderlich, um Gefäße zu simulieren, die deformiert und durchtrennt werden können. Im Szenario der Splenektomie führt das Durchtrennen einer Arterie dazu, dass sich die hierüber versorgten Strukturen aufgrund der Unterversorgung unter anderem farblich verändern. Diese Veränderung kann für die Intervention relevant sein. Wenn zum Beispiel bei einer Klammerung eines Gefäßes keine farbliche Veränderung eintritt, muss die Klammerung korrigiert werden. Für dieses Modul ist es erforderlich, dass die für die Intervention relevanten Strukturen simuliert werden, so dass verschiedene Verfahren zur Gewebesimulation (FMS, FEM (Abs. 2.2.1)) eingesetzt werden, die vor allem auf Geometrien als Oberflächen- oder Volumenmodelle (Tetraedernetze) basieren.

Die **Kontrolle und Behandlung von Blutungen** (Tab. 4.5 (7)) ähnelt dem Arbeitsschritt der Navigation, da hier das Operationsergebnis nochmal betrachtet werden soll, um Blutungen zu identifizieren und diese zu behandeln. Die Blutungen, die im Rahmen der Szenarien beschrieben werden, sind an dieser Stelle vor allem oberflächlich und werden zur Behandlung koaguliert. Hierbei wird das Gewebe durch Hitzeeinwirkung verschlossen, wodurch sich das koagulierte Gewebe verfärbt. Die oberflächlichen Blutungen und das koagulierte Gewebe können durch Grafikeffekte (Texturen, Shader) abgebildet werden, um während der Interaktion ein Feedback zu gewährleisten, welche Regionen bereits behandelt wurden. Des Weiteren soll bestimmt werden, ob und in welchem Umfang die Blutungen behandelt wurden, so dass dem Chirurgen dargestellt werden kann, ob noch Blutungen bestehen. Während diese Angabe bei Trainingsumgebungen genutzt wird, um zu vermitteln, wie solche Blutungen behandelt werden, wird bei der Trainingsumgebung bestimmt, ob die Bereiche der Blutungen erreichbar sind.

Damit die Validierungsverfahren für Traingssysteme (Abs. 4.3) angewendet werden können, ist eine Umsetzung der konkreten Konzepte zu einem Use-Case als Prototyp erforderlich. Für wesentliche Aspekte der Prototypen wird eine formativ-analytische (Abs. 4.2) Evaluierung durchgeführt, indem ermittelt wird, ob zum Beispiel das simulierte Verhalten anatomischer Strukturen bei einer Interaktion den Erwartungen entspricht oder ob die Datenstrukturen und Algorithmen zur Realisierung der Anforderungen geeignet sind. Durch Prototypen wird außerdem die Basis für summativ-empirische Validierungen durch medizinische Experten gebildet.

4.5 Zusammenfassung

Das Konzept der Testumgebung adressiert, im Unterschied zu Trainingsumgebungen, auch Chirurgen, die bereits minimal-invasiv operieren. In der Testumgebung wird daher nicht das Erlernen und Üben motorischer Fertigkeiten, sondern auch die Entwicklung neuer Operationsmethoden fokussiert. Die Testumgebung soll den Chirurgen dabei unterstützen, die Einsatzmöglichkeit chirurgischer Verfahren (klassische MIC, SPT oder NOTES) bei konkreten Operationen zu untersuchen. Die Einsetzbarkeit erfordert unter Umständen eine andere Planung der Operation sowie andere Instrumente. Die virtuelle Simulation soll die Untersuchung der Einsetzbarkeit von der Planung bis zur Durchführung durch das patientenferne Erproben und den Vergleich unterschiedlicher Herangehensweisen ermöglichen. In einer virtuellen Umgebung können nicht nur die Vielzahl verfügbarer chirurgischer Instrumente zur Verfügung gestellt werden, sondern auch Varianten abgeleitet werden, die bisher nicht als reale Instrumente vorliegen. Die Simulation kann außerdem immer wieder auf dieselben anatomischen Gegebenheiten zurückgreifen, wodurch verschiedene Herangehensweisen vergleichbar sind. Dieser Vergleich kann durch automatisierte Bewertungsmethoden unterstützt werden.

Um die Anforderungen an die Testumgebung und die verwendeten Verfahren zur interaktiven Simulation zu bestimmen, wurde ein Konzeptscenario, das auf Operations-

beschreibungen als User-Stories basiert, entwickelt. Bei der Konkretisierung wurde der Aufbau der Testumgebung als modulares System vorgesehen, bei dem die Module die Fragestellungen der Prozeduren aus dem Konzeptszenario adressieren. In den ersten Modulen erfolgt die Planung der Zugänge und die Exploration der Anatomie durch diese Zugänge, um eine Einschätzung zu ermöglichen, ob die Zielregion mit ausreichenden Freiheitsgraden erreicht werden kann. In den weiteren Modulen bildet die Interaktion einen Schwerpunkt, um zu untersuchen, ob die Durchführung der Operation und die dabei notwendigen Interaktionen auf Basis der Planung möglich sind. Die erforderlichen Interaktionen mit den anatomischen Strukturen wurden in Tabelle 4.7 definiert und bilden die Anforderungen an die Auswahl der zur Simulation zu verwendenden Modelltypen (bzw. Multimodalrepräsentationen; Abschnitt 2.3) und Simulationsverfahren.

Das hier erstellte konkrete Konzept sowie die Anforderungen an die Interaktion bilden im Folgenden die Grundlage für die Entwicklung der Simulationsverfahren. Hierbei liegt der Fokus auf der Abstandsberechnung für die Visualisierung von Risiken in interaktiven Echtzeitumgebungen mit komplexen anatomischen Simulationsmodellen sowie auf der Simulation von Gefäßen. Bei der Gefäßsimulation ist für Navigationsaufgaben eine Biegung der Gefäße erforderlich, während für die Gefäßpräparation zusätzliche Querschnittsänderungen erforderlich sind. Für die Vorbereitung der Organresektion ist außerdem das Durchtrennen und Verschließen der Gefäße zu betrachten. Mit einer zusätzlichen Simulation eines Pulses wird außerdem die Grundlage gebildet, um Effekte wie die Verfärbung von Organen bei Durchtrennung der versorgenden Gefäße oder Gefäßblutungen zu berücksichtigen.

Kapitel 5

Organsimulation

In chirurgischen Planungssystemen (CAS-Systeme) werden Organe meistens anhand von Volumenvisualisierungen dargestellt. Den Intensitäten in den diagnostischen Bilddaten werden anhand von Transferfunktionen Farbwerte, Transparenzen aber auch Materialeigenschaften zugeordnet. Durch die Transparenzdarstellung nicht relevanter Voxel der Volumendaten wird die visualisierte Datenmenge reduziert. Es erfolgt jedoch keine weitere Diskretisierung, wie bei der Triangulierung zur Modellgenerierung, da die diagnostischen Daten direkt visualisiert werden. Häufig ist zudem die interaktive Anpassung der Transferfunktionen möglich, so dass Fokusbereiche sowie relevante Strukturen gezielt eingeblendet werden können.

Bei interaktiven Simulationen anatomischer Strukturen sind Simulationsverfahren wie FMS oder FEM zur Abbildung des Gewebeverhaltens der Organe erforderlich (Abs. 2.2.1). Diese Verfahren basieren auf einer topologischen Struktur aus finiten Elementen, für deren Generierung eine Segmentierung der Volumendaten erforderlich ist. Durch die mathematische Beschreibung des makroskopischen Gewebeverhaltens anhand dieser Elemente kann das Gewebeverhalten, abhängig vom Simulationsverfahren, realitätsnah simuliert werden.

Für eine Trainings- oder Testumgebung ist es erforderlich, dass die Simulation für alle in Frage kommenden anatomischen Strukturen (Organe, Gefäße) sowie für die Instrumente in *interaktiver Echtzeit* erfolgt. In jedem Aktualisierungsschritt müssen hierbei folgende Berechnungen für jedes simulierte Objekt durchgeführt werden:

- Kollisionserkennung (Inter- und ggf. Intraobjektkollision)
- Bestimmung von Kollisionsinformationen (u.a. Kollisionsnormale, Durchdringungstiefe)
- Bestimmung der neuen Objektkonfiguration
- Visualisierung
 - **Deformationssimulation**
 - Simulation der Instrumentenfunktion (z.B. Schneiden, Koagulieren)
 - Aktualisierung der Instrumente (durch Anwenderinteraktion)

Nach der DIN-Norm 44300 liegt *Echtzeit* vor, wenn das Ergebnis einer Berechnung in einer vordefinierten Zeit vorliegt. Bei interaktiven Simulationen muss das Simulationsergebnis „unmittelbar“ nach einer Anwenderinteraktion vorliegen. Die Realzeit und der simulierte Zeitraum müssen hierbei übereinstimmen. „Unmittelbar“ bezieht sich auf den sensorischen Reiz, mit dem das Simulationsergebnis interpretiert wird. Während die Visualisierung bei 25-50Hz als kontinuierlich wahrgenommen wird, sind zum Beispiel für eine simulierte Kraftrückkopplung (Force-Feedback) Aktualisierungsraten von

500-1000Hz erforderlich, damit kein unnatürliches Pulsieren wahrgenommen wird. Coles et al. [35] geben eine Übersicht über den aktuellen Stand von Force-Feedback Systemen für medizinische Trainingssimulatoren und gehen hierbei sowohl auf Tastrückkopplung (taktiles Feedback) als auch auf Kraftrückkopplung ein.

Legt man für eine Abdomensimulation die Aktualisierungsrate der Visualisierung zu Grunde, muss die Zustandsänderung aller Strukturen für eine Zeitspanne von 40ms in ebenfalls 40ms vorliegen. In diesem Kapitel werden hierfür Verfahren zur Deformations-simulation von Organen beschrieben, die anhand folgender Kriterien diskutiert werden:

- Elementtyp (z.B. Tetraeder, Hexaeder)
- Elementanzahl und -qualität
- Realitätsnähe und Parametrierbarkeit
- Berechnungsaufwand
- Visualisierungseigenschaften
- topologische Änderungen (Schneiden)

Durch das Prinzip der finiten Elemente wird das Organverhalten als kumuliertes Einzelverhalten einfacher mathematisch zu beschreibender Elemente simuliert. Die Verfahren sind häufig an eine spezifische *Modellrepräsentation* und *-struktur* gebunden. Während der Berechnungsaufwand wesentlich von der *Elementanzahl* abhängt, ist die *Elementqualität* häufig ausschlaggebend für die numerische Stabilität der Simulation.

Die Simulationsverfahren unterscheiden sich in ihrer *Realitätsnähe*, je nachdem welche physikalische Eigenschaft abgebildet und wie das Modell parametrierbar wird. Im Gegensatz zu empirisch parametrisierten Verfahren können physikbasierte Simulationsverfahren auf Grundlage gemessener Kennwerte objektiv parametrierbar werden. Der Realitätsgrad bezeichnet hierbei inwieweit das Modell reale Eigenschaften simuliert. Da hierbei Vereinfachungen getroffen werden, kann eine validierbare physikbasierte Simulation dennoch subjektiv unrealistischer wirken, als ein durch einen Experten empirisch parametrisiertes nicht-physikalisches Verfahren.

Die Herausforderung, Berechnungsressourcen effizient zu verwenden, bleibt auch langfristig bestehen. Es muss davon ausgegangen werden, dass mit steigender Leistungsfähigkeit der Computersysteme der Anspruch an den Realitätsgrad der Simulationen ebenfalls steigt. Auch langfristig ist davon auszugehen, dass Verfahren mit hohem *Berechnungsaufwand* vor allem für szenariorelevante Strukturen eingesetzt werden, während effizientere Verfahren für Kontextstrukturen vorzuziehen sind.

Simulationsmodelle sind nicht unbedingt auch zur *Visualisierung* geeignet. In diesem Fall muss ein zusätzliches Oberflächenmodell zur Visualisierung mit dem Simulationsmodell gekoppelt und synchronisiert werden. Dies erhöht jedoch den Aufwand, beispielsweise bei *topologischen Änderungen* (u.a. Gewebeschnitte), die auch eine Anpassung des Visualisierungsmodells erfordern¹. Des Weiteren ist bei einigen Simulationsverfahren die

¹Darüber hinaus ist auch häufig die Anpassung einer dritten Modellrepräsentation zur Kollisionserkennung erforderlich.

Durchführung topologischer Änderungen nicht in Echtzeit möglich, wenn hierbei umfangreiche Neuberechnungen oder Reparametrierungen der Simulationsmodelle erforderlich sind.

In Abschnitt 5.1 werden Verfahren beschrieben, die keine spezielle Topologie erfordern und mathematisch auf der Nachbarschaftsbeziehung von Punkten basieren. In Abschnitt 5.2 wird ein Verfahren beschrieben, das auch in Physik-Engines eingesetzt wird und auf Oberflächen und der Annahme eines Innendruckes basiert. In Abschnitt 5.3 werden Verfahren nach dem Prinzip der finiten Elemente beschrieben, bei denen das Volumen in kleine Volumenelemente zerlegt wird, für die mathematisch ein Gewebeverhalten auf makroskopischer Ebene formuliert wird. Es werden Varianten aufgezeigt, mit denen Organe als Volumennetze approximiert werden können. Das Kapitel wird mit einer Empfehlung abgeschlossen, welche Verfahren für welche Strukturen geeignet sind.

5.1 Punkt- oder voxelbasierte Simulation

Das Chain-Mail Verfahren [81] ermöglicht die Deformation beliebiger Punktwolken durch äußere Einwirkung. Das Verfahren findet zum Beispiel Anwendung im Voxel-Man Sugery- oder Dental Simulator² oder im Simulator für die Lumbalpunktion[50]. Zu jedem Punkt wird eine Region über die Abstände und den Scherungsbereich zu seinen Nachbarn beschrieben. Der Punkt kann innerhalb dieser Region ohne Einfluss auf seine direkt benachbarten Punkte bewegt werden. Wird ein Punkt aus dieser definierten Region heraus bewegt, wird die Verschiebung auf die betroffenen Nachbarn übertragen, bis alle Punkte wieder innerhalb der durch Zusicherungen definierten Regionen liegen. Je kleiner die Region ist, desto schneller setzt sich eine Verschiebung im Modell fort und desto härter erscheint dieser Modellbereich (Abb. 5.1). Weiche Strukturen, wie bei anatomischem Gewebe, weisen größere Regionen auf, was dazu führt, dass die Auswirkungen bei einer interaktiven Verschiebung von Modellpunkten lokal begrenzt bleiben.

Durch die lokale Auswirkung erfolgt die Berechnung nur für Punkte im unmittelbaren Umfeld der Interaktion. Wenn ein Punkt aufgrund einer Interaktion oder durch das Verlassen seiner Region verschoben wird, werden seine direkten Nachbarn für die Berechnung in den folgenden Aktualisierungsschritten berücksichtigt. Hierdurch kann die Berechnung auch für sehr große Datenmengen durchgeführt werden und ist somit geeignet, um Interaktionen und Verformungen direkt mit den dreidimensionalen Voxeldaten aus den anatomischen Bilddaten durchzuführen.

Wenn jeder Eckpunkt im Chain-Mail Algorithmus dem Voxel diagnostischer Bilddaten entspricht, können die Volumendaten direkt verformt werden. Durch eine zusätzliche Transferfunktion können den Intensitäten der Bilddaten entsprechende Regionengrößen zugeordnet werden, um heterogene Materialeigenschaften für die anatomischen Strukturen abzubilden [49]. Die Parametrierung für die Festlegung spezifischer Regionengrößen

²Voxel-Man Simulatoren: <http://www.voxel-man.com/>, Stand 31.07.2013 11:⁵⁴ Uhr

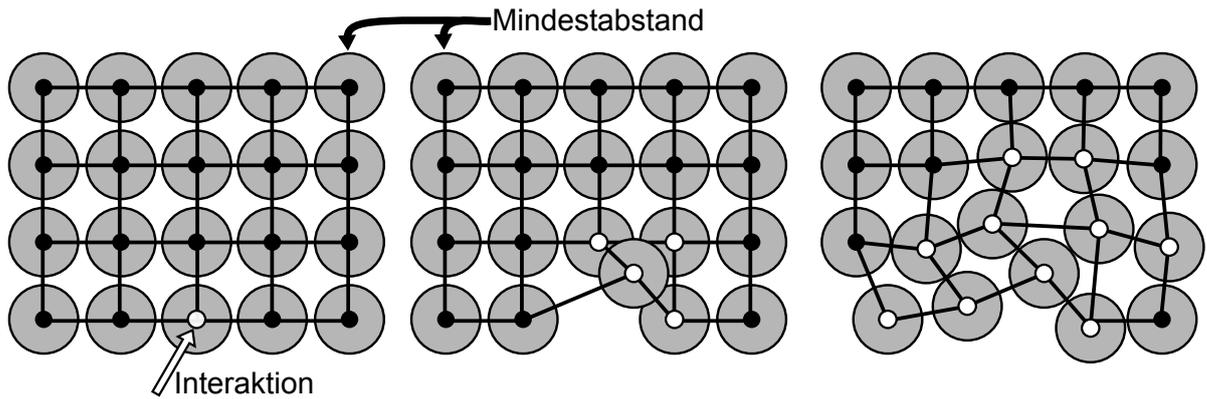


Abbildung 5.1: Ein Gitterpunkt wird durch Interaktion verschoben (links). Regionen um die Gitterpunkte sind grau dargestellt. Durch die Verschiebung sind die direkten Nachbarn betroffen (Mitte). Sie werden ebenfalls verschoben, bis keine Region mehr „verletzt“ wird. Die Verformung wirkt sich dennoch nur lokal aus (rechts).

erfolgt empirisch, so dass der Realitätsgrad der Modelle von subjektiven Parametrierungen ausgewählter Experten abhängt.

Das Chain-Mail Verfahren ist zur Simulation sehr harter Strukturen ungeeignet, da sich die Verschiebung eines Punktes schnell auf viele weitere Punkte auswirkt und das Verfahren hierdurch nicht mehr effizient zu berechnen ist. Verschiebungen bleiben hierdurch kaum noch lokal begrenzt und bei der Aktualisierung muss das Verfahren auf viele Punkte angewendet werden. Die Berechnung wird hierdurch ineffizient. Rößler et al. [118] haben das Chain-Mail Verfahren parallelisiert und führen die Berechnung auf der Grafikkarte (GPU) durch. Damit die Volumendaten in den Grafikkartenspeicher geladen werden können, ist insbesondere bei größeren anatomischen Volumen eine Auflösungsreduzierung erforderlich. Des Weiteren führt die parallelisierte Berechnung dazu, dass die Berechnung für alle Punkte, unabhängig von ihrer „Aktivierung“, ausgeführt wird.

Das Chain-Mail Verfahren kann auch auf Eckpunkte von Gitterstrukturen angewandt werden. Für die Deformationssimulation von Organen ist hierfür jedoch ein Volumennetz (z.B. Tetraedernetz) erforderlich. Das Verfahren erfordert nur die lokale Nachbarschaft der Punkte, so dass prinzipiell die Durchführung topologischer Änderungen möglich ist, da hierfür die Zusicherungen benachbarter Punkte entlang der gewünschten Schnittkante aufgehoben werden können.

5.2 Simulation mit Oberflächenmodellen

Die Deformationssimulation kann auch anhand des Modells einer Volumenoberfläche erfolgen. Hierbei wird angenommen, dass innerhalb dieser Volumenoberfläche ein Innendruck besteht. Die Annahme ähnelt dem Prinzip eines Luftballons bei dem das Modell die Luftballonwand beschreibt, die durch den inneren Luftdruck ihre Form erhält.

Matyka und Ollila [88] haben ein druckbasiertes Modell für die Deformationssimulation entwickelt, das Bestandteil der *Bullet* Physik-Engine ist. Der Innendruck innerhalb einer geschlossenen Oberfläche wirkt entlang der Eckpunktnormalen des Oberflächenmodells. Der Parameter ω beschreibt hierbei die Materialeigenschaften als Produkt von Volumen V und Innendruck P . Matyka und Ollila [88] bestimmen den Innendruck (Gl. 5.1), indem angenommen wird, dass die Oberfläche mit einem Gas gefüllt ist, so dass sich ω aus der Gastemperatur, der Anzahl der Gasmoleküle und einer Gaskonstanten (Clausius Clapeyron Gleichung) zusammensetzt.

$$P = \frac{\omega}{V} \quad (5.1)$$

Während der Simulation muss in jedem Aktualisierungsschritt das Volumen aktualisiert werden. Matyka und Ollila [88] approximieren das Volumen über Grenzvolumen (Axis Aligned Bounding Box (AABB), Kugel, Ellipsoid). Kleinere Interaktionen an der Oberfläche führen jedoch nicht unbedingt auch zu einer Veränderung des Grenzvolumens.

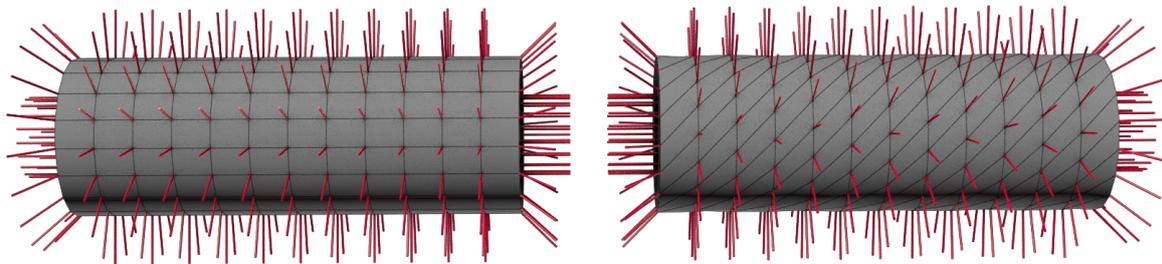


Abbildung 5.2: Modell in Ruhelage (links) und verdreht (rechts) mit Darstellung der Normalen (rot)

Dieses Simulationsverfahren berücksichtigt innere Kräfte bei Zug oder Druck, aber nicht bei Scherungen, die zum Beispiel auftreten, wenn ein Körper verdreht wird (Abb. 5.2), was insbesondere bei der Interaktion mit Strukturen großer Ausdehnung in einer Richtung (z.B. Darm, Gefäße) auftreten kann. Eine Alternative ist die genauere Approximation des Volumens nach Desbrun et al. [40]. Hierbei wird angenommen, dass die Dreiecke des Oberflächenmodells mit dem Mittelpunkt der anatomischen Struktur Tetraeder bilden. Bei konkaven Körpern kann hierbei ein größerer Approximationsfehler auftreten. Für Strukturen, wie den Darm oder Gefäße, kann dieser Fehler reduziert werden, indem die Dreiecke mit dem nächsten Punkt auf der Mittellinie gebildet werden. Große Approximationsfehler können zu unverhältnismäßigen Volumenänderungen bei Interaktionen in einem lokalen Bereich der Oberfläche führen. Die Volumenaktualisierung nach Desbrun et al. [40] kann über alle Oberflächendreiecke parallelisiert werden und bei lokalen Veränderungen auf den lokalen Bereich beschränkt werden. Die Aktualisierung von Grenzvolumina kann hingegen während der Anwendung der Kraft durch den Innendruck auf die Modelleckpunkte erfolgen.

Die Gewebeeigenschaften eines Organs können nicht als einfacher linearer Zusammenhang zwischen Druck und Volumen beschrieben werden. Insbesondere Gewebeverhärtungen durch Tumoren oder innere Gefäße können durch die Simulation auf Grundlage von Volumenoberflächen nicht abgebildet werden. Schnitte in ein Organ entsprechen der Veränderung der Dreiecke im Oberflächenmodell und führen dazu, dass die Oberfläche das Volumen nicht mehr vollständig umschließt. Durch die Approximation des Volumens über die Dreiecke kann eine Veränderung der Dreiecke während der Simulation zu größeren Volumenfehlern führen, wodurch das Modell expandieren oder kollabieren kann. Beim Eröffnen der Oberfläche müsste zudem beachtet werden, dass die Normalen der Eckpunkte an der Schnittkante nicht nur über die lokale Nachbarschaft bestimmt werden dürfen, da sich der Schnitt hierdurch unnatürlich stark vergrößert. Durch diese drei Einschränkungen ist das Verfahren primär zur Simulation von Kontextstrukturen geeignet.

5.3 Simulation mit Volumenmodellen

Bei der Volumensimulation wird das Gesamtvolumen des Organs in kleinere Volumenelemente partitioniert. Organe, wie der Magen, die Gallenblase oder der Darm, sind Hohlorgane, die unter anderem Nahrung oder Flüssigkeiten transportieren. Das Organ- gewebe stellt somit nur einen geringen Anteil des Verformungsverhaltens dar. Einige Organe, wie die Leber, Milz und Bauchspeicheldrüse, besitzen ein inneres Parenchym- gewebe, das weicher als die Organkapsel ist. Das Verhalten dieser Organe wird durch heterogene Gewebearten bestimmt, wobei die festere Organkapsel nur wenige Millimeter dick ist.

Abhängig von dem zu simulierenden Organ bieten sich unterschiedliche *Strukturen der Volumenmodelle* an. Im Folgenden werden als Volumenelemente Tetraeder und Kuben fokussiert. Bei der FEM-Simulation zur Bauteilanalyse oder CFD werden auch Elemente höherer Ordnung (Prismen, Pyramiden) verwendet, deren mathematische Beschreibung für Echtzeitsimulationen zu komplex ist. Damit Volumen spezifische Formen abbilden, können diese Elemente auch nur in heterogenen Netzen eingesetzt werden. Bei der Echtzeitsimulation, unter anderem hinsichtlich der Parallelisierung und Durchführung topologischer Änderungen, sind homogene Volumennetze aus einem Volumenelementtyp zu bevorzugen.

Der Tetraeder ist der 3D-Simplex, also das Volumenelement mit der geringsten Kantenanzahl. Die Deformation von Tetraedernetzen kann sowohl mit der FEM als auch mit FMS simuliert werden, da alle Eckpunkte miteinander verbunden sind. Die Oberfläche der Tetraedernetze ist ein Dreiecksnetz (2D-Simplex), das direkt zur Visualisierung genutzt werden kann. Kubenelemente können nicht jede Form abbilden und werden häufig bei raumbasierten Partitionierungen eingesetzt. Sie haben Vorteile, wenn das Kubennetz während einer FEM-Simulation unterteilt wird.

5.3.1 Modellstrukturen

Die Partitionierung des Organvolumens wird in raum- und objektbasiert unterschieden. Die objektbasierte Partitionierung approximiert die Organoberfläche und kann potentiell auch zur Visualisierung verwendet werden. Die generierten Volumennetze stellen unstrukturierte Gitter dar, bei denen die Elementqualität stark variieren kann. Bei der raumbasierten Unterteilung wird das Grenzvolumen, meist die AABB des Organs, gleichmäßig unterteilt. Das resultierende Volumennetz ist ein strukturiertes Gitter, dessen Elementanzahl und -qualität zum Zeitpunkt der Generierung kontrolliert werden kann.

Bei der objektbasierten Zerlegung werden im Organinneren häufig größere Volumenelemente verwendet als am äußeren Rand, um hierdurch die Elementanzahl zu reduzieren. Bei der raumbasierten Unterteilung kann nicht gewährleistet werden, dass die Volumenelemente nur dem Organ und nicht dem umgebenden Raum zuzuordnen sind. Strukturierte Gitter ermöglichen es hingegen, Gitterstrukturen verschiedener Auflösungen (Multiresolution-Grid) zu verwenden. Bei Multiresolution-Grids können Bereiche, an denen der Anwender durch Interaktionen externe Kräfte verursacht, lokal in hoher Auflösung simuliert werden, während die Simulation des restlichen Modells in geringerer Auflösung erfolgt.

Um das Volumennetz zu generieren, muss das Organvolumen als Isofläche (Volumengrenzfläche) vorliegen (Abs. 2.3.2.1). Prinzipiell kann durch viele Modellrepräsentationen eine Isofläche beschrieben werden. Volumennetze für Organe werden meistens auf Grundlage segmentierter diagnostischer Bilddaten oder aus hieraus generierten triangulierten Oberflächennetzen erzeugt.

5.3.1.1 Raumpartitionierung

Bei der Raumpartitionierung wird das Grenzvolumen eines Objektes (AABB oder Object Aligned Bounding Box (OABB)) in Hexaeder (Kuben) unterteilt. Das Hexaedernetz kann für die direkte physikbasierte FEM-Simulation verwendet werden. Es bildet aber auch die Basis für die Generierung weiterer Raumpartitionierungen durch andere Volumenelemente sowie zur Generierung der Objektpartitionierungen. Bei chirurgischen Simulationen von Abdomenorganen erfolgen Schnitte in das Modell, so dass auch nach der initialen Generierung des Volumennetzes weitere Unterteilungen oder Neuvernetzungen erforderlich sind.

Die Steifematrix von FEM-Hexaederelementen hat eine einfache Beschreibung. Bei der Unterteilung der Hexaederelemente müssen die Matrizen der neuen Subhexaeder nicht neu berechnet werden, sondern werden entsprechend der Steifematrix des Elternelementes mit dem Volumenverhältnis multipliziert. Bei einem FMS, bei dem die Geometrieanten als Federn verwendet werden, müssen Hexaeder durch zusätzliche innere Kanten vernetzt werden, damit Scherkräfte erzeugt werden können (Abb. 5.3). Raumpartitionierungen durch Tetraederstrukturen bilden damit die Basis für Objektpartitionierungen.

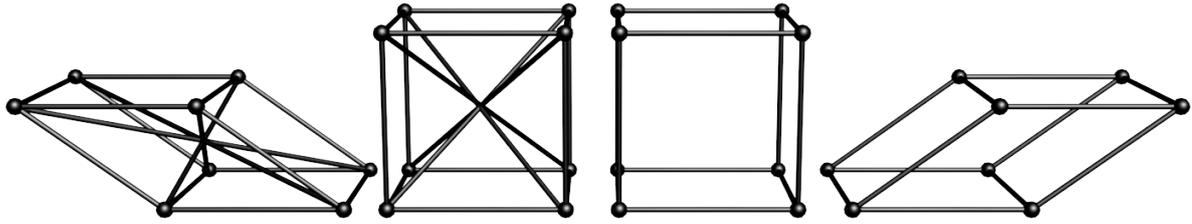


Abbildung 5.3: Bei Scherung eines Hexaeders kann die Länge der Außenkanten unverändert bleiben (rechts). Nur durch eine zusätzliche Innenvernetzung des Hexaeders entstehen bei Scherungen Kräfte .

Die Simulationsstabilität hängt unter anderem von der Tetraederqualität ab, die durch Tetraedermetriken quantifiziert werden kann. Die Tetraedermetrik nimmt den Wert 1 für den regulären Tetraeder (auch Einheitstetraeder) (Abb. 5.4) und den Wert 0 für degenerierte Traeder an. Desto weniger Volumen der Tetraeder umschließt, desto mehr gilt er als degeneriert. Die Länge von mindestens einer Tetraederkante darf dabei nicht null werden³ [44].

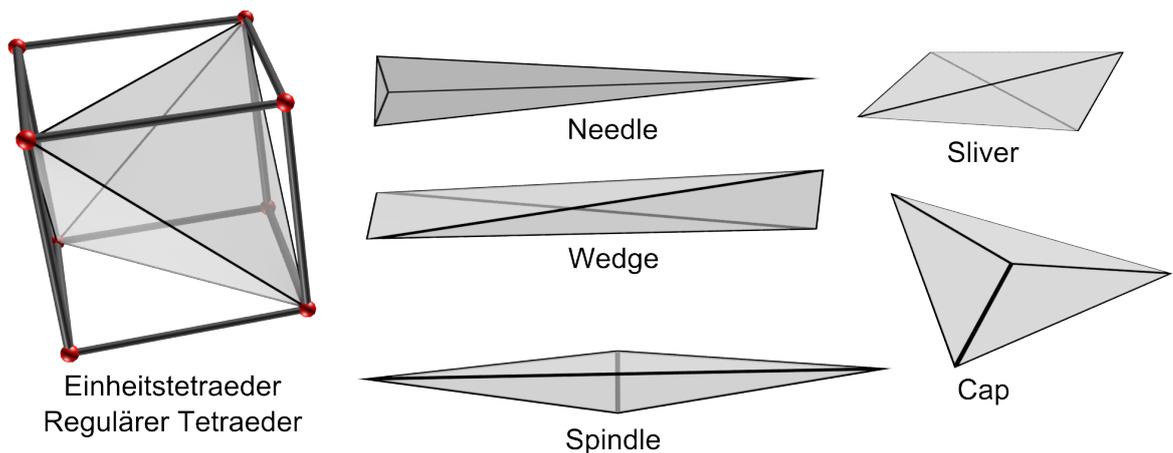


Abbildung 5.4: Einheitstetraeder sowie die fünf möglichen Degenerierungsformen.

Alle Metriken nehmen zwar für degenerierte Tetraeder den Wert 0 und für den regulären Tetraeder den Wert 1 an, aber der Metrikwert zwischen diesen Grenzen kann für den selben Tetraeder durch die Bewertung unterschiedlicher Metriken variieren. Einige Metriken können außerdem nicht alle Degenerierungsarten identifizieren. Durch die Kantenmetrik (Verhältnis der kürzesten zur längsten Kante) können zum Beispiel degenerierte Tetraeder der Typen *Sliver* und *Cap* nicht identifiziert werden (Abb. 5.4). Im Folgenden werden daher immer ergänzende Metriken (z.B. Kanten- und Radiusmetrik, Kanten- und Winkelmetrik) zur Bewertung der Tetraederqualität verwendet. Dompierre et al. [43] geben eine Übersicht über diese und weitere Qualitätsmetriken.

³Die Skalierungen mit $(x, y, z) = (0, 0, 0)$ führt somit nicht zu einem degenerierten Tetraeder

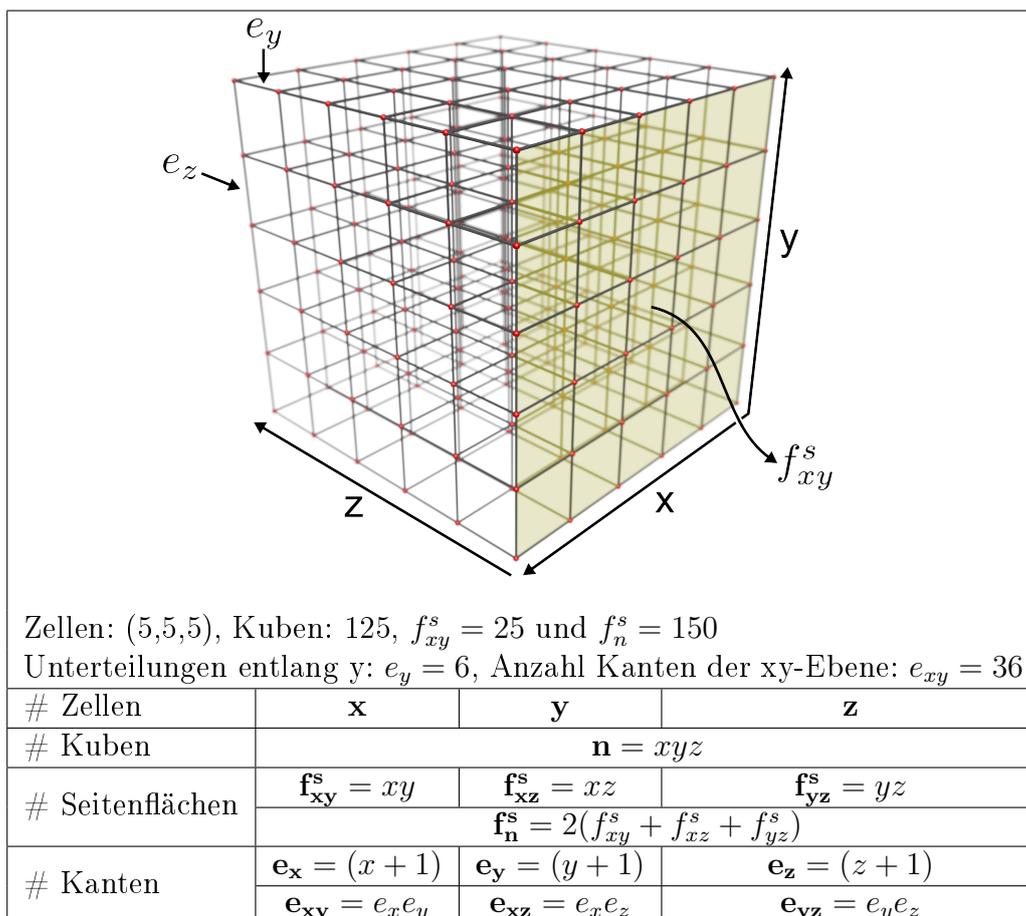


Tabelle 5.1: Berechnungsvorschriften für die Eigenschaften eines gleichmäßig unterteilten Raumgitters. Eine Seitenfläche ist gelb hervorgehoben.

In Tabelle 5.1 ist eine Raumpartitionierung aus 125-Hexaedern dargestellt. Eine Seitenfläche besteht aus $f_{xy}^s = 25$ quadratischen Teilflächen. Die Kantenangabe e_x beschreibt die Anzahl der Unterteilungen senkrecht zur x-Achse, während e_{xy} die Anzahl der Kantensegmente einer Seitenfläche f_{xy}^s ist.

Für die Generierung eines Tetraedernetzes auf Basis eines Hexaedergitters sind verschiedene Tetraederanordnungen in den Hexaedern möglich. Bei der Aufteilung sollte die Tetraederqualität möglichst hoch und die Eckpunktverteilung und Tetraederform möglichst homogen sein, da bei der physikbasierten Simulation die Gesamtmasse anteilig auf die Modelleckpunkte verteilt wird. Das Generieren von Tetraedernetzen oder anderen Volumenelementen auf Basis eines Hexaedergitters ist von der Kristallstruktur von Festkörpern (Crystal Structure of Solids) abgeleitet. Die Anzahl der Elemente beeinflusst die Performanz der Simulation (sowie indirekt die Stabilität).

| Einfache Zellunterteilung | |
|---------------------------|---|
| # Kanten | $e_n = n + (xe_{yz} + ye_{xz} + ze_{xy})$ |
| # Punkte | $p_n = e_x e_y e_z$ |
| # Tetraeder | $t_n = 6n$ |
| # Flächen | $f_n = \frac{1}{2}(4t_n + 2f_n^s)$ |
| Kantenmetrik | 57% |
| Radiusmetrik | 90% |

Tabelle 5.2: Vorschrift zur Berechnung der Anzahl resultierender Elemente auf Basis von Tabelle 5.1

Bei der einfachen Zellunterteilung (Tabelle 5.2) wird die geringste Elementanzahl generiert. Hierbei werden Tetraeder innerhalb einer Hexaedernzelle erzeugt. Die Dreiecke der Tetraeder bilden die Seitenflächen des Hexaeders.

Die Tetraederqualität ist gering und bei der Generierung muss darauf geachtet werden, dass die Konformität des Tetraedernetzes erhalten bleibt. Die durch die Tetraeder entstehende Diagonale auf den Seitenflächen gegenüberliegender Hexaedern muss identisch ausgerichtet sein, damit die Tetraeder über ihre Dreiecksflächen verbunden werden können. In Abbildung 5.5 ist der Fall dargestellt, bei dem gegenüberliegende Seitendiagonalen von zwei Tetraedern senkrecht zueinander stehen. Für die einfache Zerlegung muss die Ausrichtung der Zerlegung jeder zweiten Zelle verändert werden, damit die Diagonalen gegenüberliegender Seitenflächen aufeinander liegen.

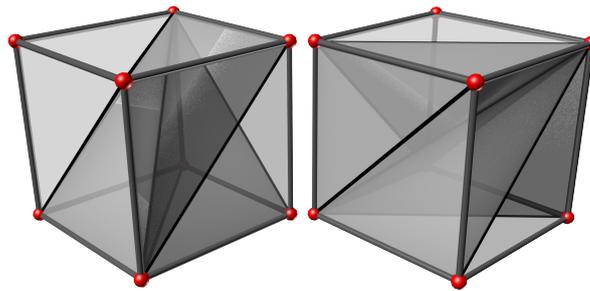


Abbildung 5.5: Gegenüberliegende Seitendiagonalen der einfachen Zellunterteilung stehen senkrecht zueinander

Abgeleitet von den Kristallstrukturen stammen Anordnungen, bei denen eine Verbindung zum Zellenschwerpunkt, dem Baryzentrum (BCC), gebildet wird. Durch diese Mittelpunkte werden zusätzliche Eckpunkte je Hexaederzelle erzeugt. Bei der *internen BCC-Unterteilung* (Tab. 5.3) werden zwei oder vier Tetraeder je Hexaederfläche gebildet. Für zwei Tetraeder bleibt das Problem der gegenläufigen Seitenorientierung bestehen, während bei vier Elementen die Qualität der einfachen Unterteilung entspricht.

| Interne BCC-Unterteilung | |
|--------------------------|--|
| | |
| # Kanten | $e_n = 8n + \frac{1}{2}(6n + f_n^s) + (xe_{yz} + ye_{xz} + ze_{xy})$ |
| # Punkte | $p_n = n + e_x e_y e_z$ |
| # Tetraeder | $t_n = 12n$ |
| # Flächen | $f_n = \frac{1}{2}(4t_n + 2f_n^s)$ |
| Kantenmetrik | 61% |
| Radiusmetrik | 76% |

Tabelle 5.3: Vorschrift zur Berechnung der Anzahl resultierender Elemente auf Basis von Tabelle 5.1

Die Qualität kann durch die *externe BCC-Unterteilung* (Tabelle 5.4) verbessert werden. Ein Tetraeder wird durch eine Hexaederkante, die die Schwerpunkte benachbarter Hexaeder verbindet, gebildet. Bei der FMS breiten sich hierdurch Kräfte (und damit Verformungen) auf benachbarte Zellen schneller aus.

Bei der externen BCC-Unterteilung wird die höchste Tetraederanzahl generiert. In Abbildung 5.6 ist die Anzahl der Punkte, Kanten, Flächen und Tetraeder der internen und externen BCC-Raumunterteilung relativ zur einfachen Raumunterteilung darge-

| Externe BCC-Unterteilung | |
|--------------------------|--|
| | |
| # Kanten | $e_n = 8n + 4f_n^s + (xe_{yz} + ye_{xz} + ze_{xy}) + (f_{xy}^s e_z + f_{xz}^s e_y + f_{yz}^s e_x)$ |
| # Punkte | $p_n = n + f_n^s + e_x e_y e_z$ |
| # Tetraeder | $t_n = \frac{1}{2}(24n + 4f_n^s)$ |
| # Flächen | $f_n = \frac{1}{2}(4t_n + 4f_n^s)$ |
| Kantenmetrik | 87% |
| Radiusmetrik | 95% |

Tabelle 5.4: Berechnungsvorschrift zur Berechnung der Anzahl resultierender Elemente auf Basis von Tabelle 5.1

stellt. Die interne Partitionierung erzeugt für kleine Gittergrößen weniger Elemente als die externe Partitionierung.

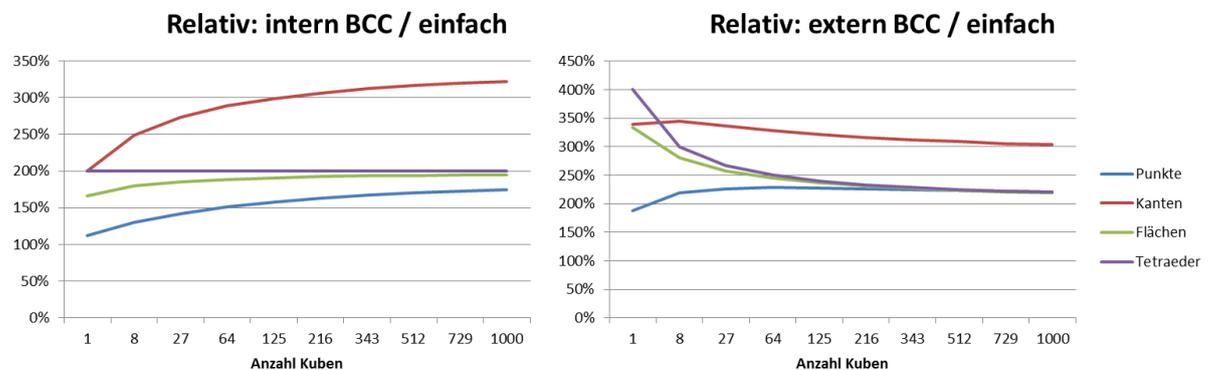


Abbildung 5.6: Vergleich der relativen Tetraederanzahl für interne und externe BCC-Elemente in Bezug zur einfachen Partitionierung. Kubisch vergrößert.

Mit zunehmender Netzgröße nähern sich die generierten Elementzahlen einander an. Die externe Partitionierung verwendet Elemente höherer Qualität, die sich über die Mittelpunkte benachbarter Zellen erstrecken. Dies ermöglicht eine stabilere Simulation und eine verbesserte Kraftübertragung zwischen benachbarten Elementen, so dass insbesondere für komplexere Tetraedernetze die externe Unterteilung zu bevorzugen ist.

5.3.1.2 Objektpartitionierung

Bei der Objektpartitionierung approximiert die Oberfläche des Volumennetzes die Zieloberfläche ab. Für FEM-Simulationen, zum Beispiel bei Bauteilanalysen in der Produktentwicklung, werden häufig Tetraedergeneratoren wie TetGen⁴ oder NetGen⁵ eingesetzt. Bei diesen nicht-echtzeitfähige FEM-Simulationen ist ein wesentliches Ziel die Prognose von Materialbelastungen anhand virtueller Bauteile. Für die Aussagefähigkeit muss die äußere Form des Volumennetzes dem mechanischen Bauteil entsprechen. Bauteile weisen jedoch häufig Kanten oder Löcher (für Schrauben) auf. Für Analyseberechnungen werden lokale Verfeinerungen vorgenommen, um die Berechnung an besonderen Interessenspunkten detaillierter durchführen zu können. Bei Forminterpolationen entstehen Tetraeder unterschiedlicher Größe und Qualität, was jedoch durch kleine Zeitschritte der Simulation kompensiert werden kann.

Für eine interaktive Simulation muss für die Visualisierung eine Aktualisierungsrate von wenigstens 25Hz gewährleistet werden. Für eine numerisch stabile Simulation, insbesondere bei geringer Modellqualität, müssen wesentlich geringere Zeitschritte beim iterativen Lösungsverfahren über die Zeitintegration verwendet werden. In einem Aktualisierungsschritt der Visualisierung können prinzipiell mehrere Schritte im iterativen Lösungsverfahren der Simulation berechnet werden. Meistens ist jedoch die Berechnungszeit für einen Berechnungsschritt höher. Für die interaktive Echtzeitfähigkeit können nur wenige Simulationsschritte in einem Aktualisierungsschritt der Visualisierung berechnet werden. Bei der Volumennetzgenerierung für Organmodelle kann die Form des Organs approximiert werden, so dass insbesondere in interaktiven Trainings- oder Testsimulationen Qualitätsaspekte gegenüber leichten Formabweichungen priorisiert werden können.

Hohlorgane

Zur Simulation von Hohlorganen oder Organkapseln wird eine Tetraederaußenschicht generiert, indem die Dreiecke der Oberflächengeometrie zu Prismen erweitert werden, die anschließend in Tetraeder zerlegt werden [44]. Die Organwanddicke ist üblicherweise sehr gering (Gallenblase und Magen: 3mm). Aufgrund der Echtzeitanforderung erfolgt die Diskretisierung in möglichst geringer Auflösung und dadurch entstehen relativ große Dreiecke. Für die Generierung der Volumenelemente der Organwand wird eine Wanddicke angenommen, so dass aus jedem Dreieck ein Prisma erzeugt wird. Durch die häufig geringe Wanddicke der Hohlorgane führt die Zerlegung dieser Prismen zu Tetraedern mit geringer Qualität.

Um Schnitte in Hohlorgane zu simulieren, ist die Visualisierung der Organwand bei Eröffnung des Hohlorgans erforderlich. Entweder muss hierfür das Tetraedernetz der Organwanddicke verwendet werden oder es ist die Generierung der aus dem Schnitt resultierenden Oberfläche erforderlich.

⁴TetGen: <http://tetgen.berlios.de/>, Stand 7. Mai 2013 10:²³ Uhr

⁵NetGen: <http://www.hpfem.jku.at/netgen/>, Stand 7. Mai 2013 10:²³ Uhr

Eine Simulation mit Schnitten in die Organwand von Hohlorganen wurde in dem zweiten entwickelten Prototypen realisiert. In Abbildung 5.7 ist das Ergebnis einer Eröffnung des Pharynx (Speiseröhre) dargestellt. Hierbei wurde ein Schnittpfad auf der Oberfläche des Pharynx definiert. Entlang dieses Pfades wurden die Tetraeder nach [96] zerlegt. Durch die physikbasierte Deformation (FMS) wurde der Schnitt eröffnet.

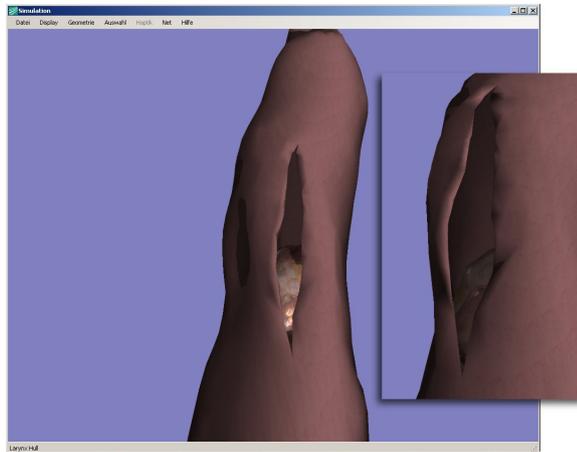


Abbildung 5.7: Simulierter Schnitt durch das Modell eines Pharynx (Speiseröhre) und Auf Falten durch physikbasierte Deformation. Die Modelldicke wird aus drei Tetraederschichten gebildet. Die Simulation und Visualisierung erfolgte im 2. Prototyp, der im Rahmen dieser Arbeit entwickelt wurde.

Während Schnitte generell eine hohe Relevanz in der Chirurgesimulation haben, führen Schnitte in die Außenwand der Hohlorgane potentiell zum Austritt von Körperflüssigkeiten (Verdauungssäfte wie Galle oder Magensäure sowie Fäkalien) und zu schweren Folgeerkrankungen (u.a. Blutvergiftung). Der Austritt solcher Körperflüssigkeiten stellt häufig eine Komplikation in minimal-invasiven Interventionen dar, der zur Umwandlung in einen offen-chirurgischen Eingriff führt. Es ist daher nur bedingt erforderlich Schnitte in Hohlorgane in Trainings- und Testumgebungen für MIC-Interventionen zu simulieren. Eine detaillierte Betrachtung von Schnitten in Hohlorgane ist in den Anforderungen, auf Grundlage der ausgewählten Szenarien, in dieser Arbeit nicht vorgesehen.

Parenchymatöse Organe

Molino et al. [96] und Bridson et al. [25] haben Generierungsverfahren für objektpartitionierte Tetraedernetze auf Basis einer zuvor durchgeführten BCC-Raumpartitionierung entwickelt. Die Tetraeder werden, ausgehend von der zu approximierenden Oberfläche unterteilt, bis die Tetraederoberfläche die Modelloberfläche ausreichend (schwollenwertabhängig) approximiert.

Zu jedem Eckpunkt der Raumunterteilung wird der Isowert zum Zielvolumen bestimmt. Durch die Tetraederunterteilung erfolgt eine Zerlegung von Kanten, bei denen die Isowerte einen Vorzeichenwechsel (inner- (+) und außerhalb (-) des Volumens) aufweisen.

Das Verfahren nach Molino et al. [96] basiert auf vier Regeln (Tab. 5.5), die sich nach der Anzahl der zu zerlegenden Kanten richten und als *grün 1-3* und *rot*-Regel bezeichnet werden.

Die *rot*-Regel entspricht einer Zerlegung in acht Tetraeder an allen Kanten. Die *grün 1-3* Regeln entsprechen einer Zerlegung an einer, zwei gegenüberliegenden Kanten oder drei Kanten einer Seitenfläche. Liegen die zwei Kanten der *grün 2* Regel nicht einander gegenüber, erfolgt eine zusätzliche Unterteilung einer weiteren Kante und die Anwendung der *grün 3* Regel. Wenn die *grün 3* Regel nicht angewandt werden kann oder mehr als drei Kanten zu unterteilen sind, erfolgt die Anwendung der *rot* Regel die somit der Basisregel (Default) entspricht.

Die Unterteilung erfolgt immer an der Kantenmitte, wodurch die Tetraederqualität durch die *grün*-Regeln halbiert wird (Kantenmetrik). Die Tetraederzerlegung kann in mehreren Iterationen erfolgen, bis die Zieloberfläche ausreichend (Vorgabe eines Schwellenwertes) approximiert wurde. In der Nachverarbeitung wird ein iteratives Optimierungsverfahren (physikbasierte Deformation) angewendet, bis sich die Oberflächenpunkte des Tetraedernetzes auf der Volumenoberfläche befinden.

Die Unterteilungsregeln nach Labelle und Shewchuk [77] garantieren eine Tetraederqualität bei der Zerlegung. Die 12 Regeln richten sich nach den Vorzeichen der Eckpunktisowerte und der Kantenart. Basierend auf der BCC-Raumunterteilung werden Haupt- und Nebenkanten unterschieden, wobei Hauptkanten entlang der Raumachsen ausgerichtet sind (In Tab. 5.6 hervorgehoben). Im Vergleich [2] wird deutlich, dass die Zerlegungsverfahren eine hohe Ähnlichkeit aufweisen (Tab. 5.6). Molino et al. [96] verursachen jedoch zusätzliche Zerlegungen von Kanten und eine größere Tetraederanzahl.

5.3.2 Simulationsverfahren

Im Folgenden werden Simulationsverfahren für die Organsimulation in medizinischen Trainingssimulatoren vorgestellt. Eine Übersicht über Verfahren zur Echtzeitsimulation deformierbarer Körper wird in [124] gegeben. Eine weitere Übersicht geben Meier et al. [90] mit Fokus auf den Bereich der medizinischen Simulation.

Eine physikbasierte Simulation weicher Strukturen wird in der Medizin nicht nur im Bereich der Trainingssimulationen genutzt, sondern auch für Segmentierungsverfahren, Verfahren der Modellgenerierung oder zur Ergebnisvorhersage operativer Eingriffe in der plastischen Chirurgie.

Für die chirurgische Simulation ist neben der physikbasierten Simulation der Organverformung die Durchführung chirurgischer Gewebeschnitte erforderlich. Die Deformationsmodelle werden häufig empirisch durch Expertenbefragungen parametrisiert. Es besteht zunehmend die Anforderung die Parametrierung anhand gemessener Kennwerte, wie E-Modul und Poisson-Zahl, vorzunehmen. Die Kennwertmessung ist jedoch hoch komplex, da die Materialeigenschaften nicht linear sind. Des Weiteren bestehen hohe

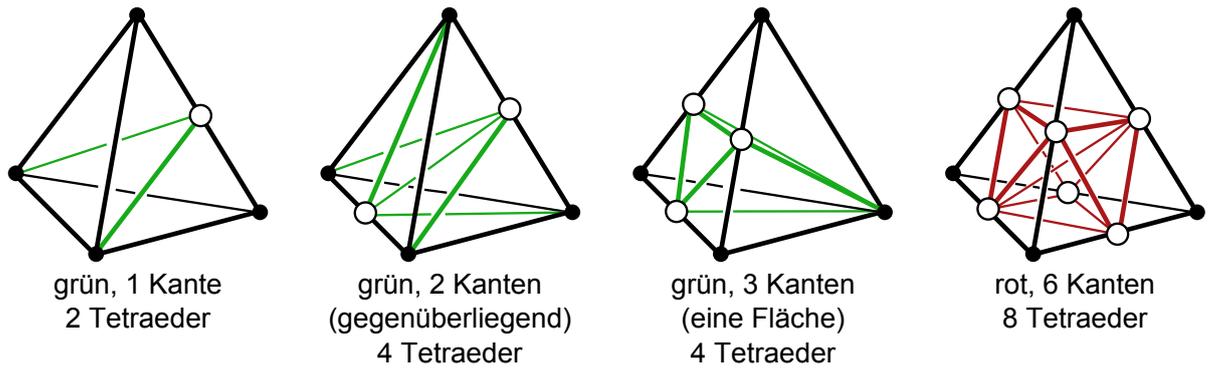


Tabelle 5.5: Subdivision nach [96] mit resultierender Tetraederanzahl.

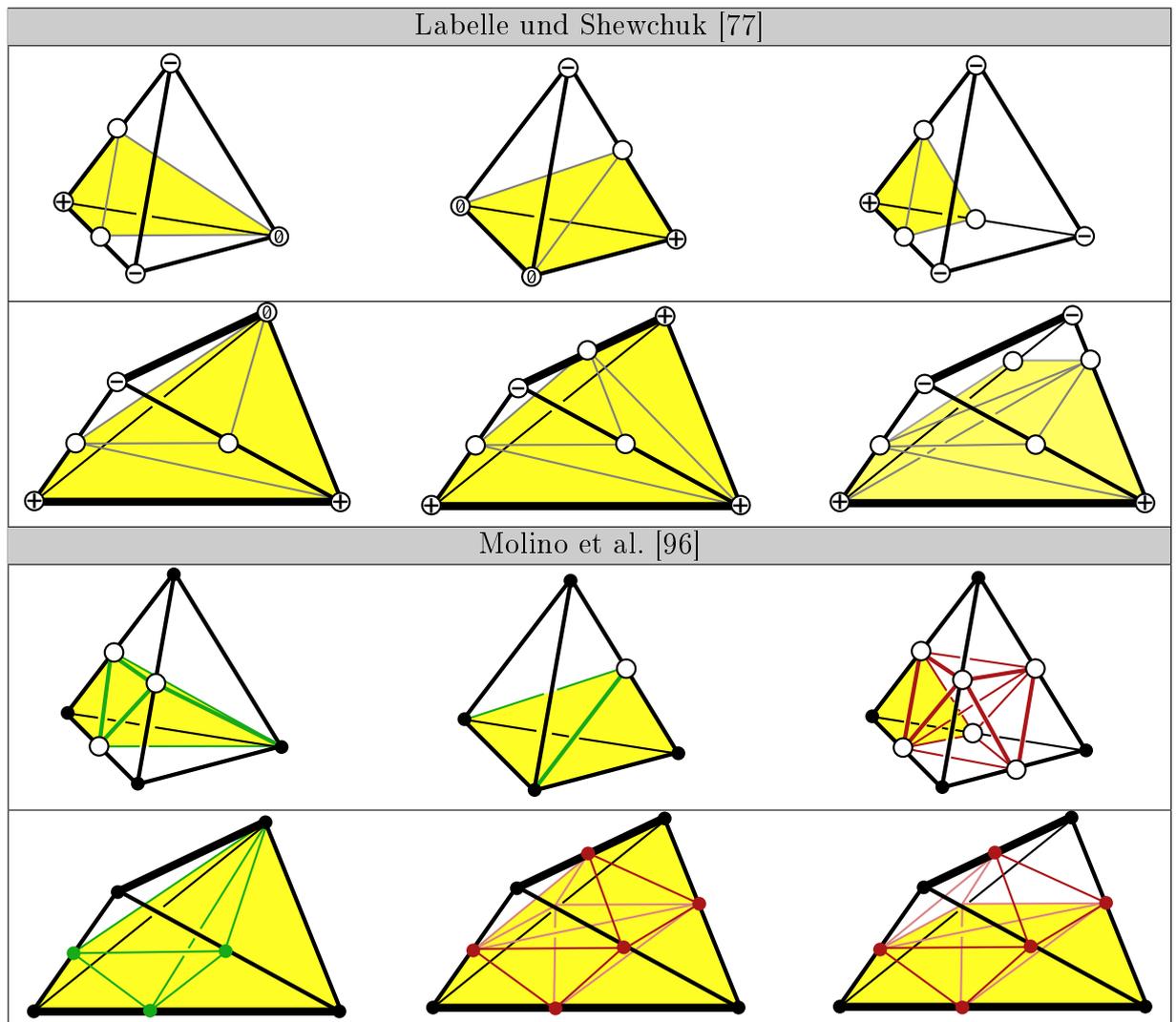


Tabelle 5.6: Vergleich der Tetraederzerlegungen zur Adaption von BCC-Raumunterteilungen an Objektpartitionierungen. Hauptkanten beim Verfahren nach Molino et al. [96] sind hervorgehoben.

Unterschiede zwischen den Organen verschiedener Patienten (individuelle Anatomie, ethnische Herkunft, Geschlecht, ASA-Stufe).

Gewebemessungen können ex-vivo bei Transplantationen, an Resektaten oder posthum erfolgen. In-vivo Messungen können durch Magnetresonanzelastographie (MRE)[71] oder mit Ultraschall (US)[32] gemessen werden. Bei der US-Messung wird mit einem Ultraschallsensor Druck auf das Gewebe ausgeübt. Die Materialsteife wird aus dem Druck und der Veränderung der Laufzeit der Schallwellen durch das gemessene Gewebe bestimmt. Bei der MRE wird ein Organ im MRT gemessen, während gleichzeitig Schallwellen (50-80Hz) von außen auf den Patienten wirken. Hierbei wird die Materialsteife aus dem Verhältnis von Schalldruck und Formveränderung des Organs in den MRT Bildern bestimmt. Der mittlere Fehler zwischen Messverfahren liegt bei über 30% [32]. Bei der Echtzeitsimulation entstehen zusätzliche Ungenauigkeiten durch die erforderliche Diskretisierung in möglichst wenige Elemente sowie Vereinfachungen in den numerischen Berechnungsverfahren.⁶

Die Echtzeitsimulation auf Basis gemessener Materialkennwerte muss nicht realistischer sein, als empirische Parametrierungen auf Grundlage subjektiver Experteneinschätzungen. Aufgrund der steigenden Leistung von Computersystemen können zunehmend komplexere Simulationsverfahren und -modelle eingesetzt werden. Obwohl auch langfristig Beschränkungen in der Modellkomplexität und hinsichtlich numerischer Vereinfachungen bestehen bleiben, ist eine zunehmende Parametrierung mit gemessenen Materialkennwerten erforderlich. Hierdurch werden langfristig Simulationsszenarien und -modelle vergleichbar und objektiviert, was insbesondere die Akzeptanz von Simulatoren bei chirurgischen Experten verbessern kann.

Im Folgenden wird auf physikbasierte Verfahren eingegangen, die insbesondere für große Szenarien (nicht nur eine, sondern mehrere Abdomenstrukturen) geeignet sind und die Durchführung von Schnitten unterstützen. Des Weiteren werden Möglichkeiten zur Parametrierung anhand des Elastizitätsmoduls (E-Modul) aufgezeigt.

5.3.2.1 Feder-Masse Modell

Das klassische FMS [133] basiert auf Arbeiten zur Computersimulation von Gesichtsausdrücken [117]. In Abschnitt 2.2.1.1 wird das Grundprinzip des Verfahrens dargestellt, bei dem Kräfte durch Längenänderungen von Federn verursacht werden. Der Zusammenhang zwischen Längenänderung (Strain) und resultierender Kraft (Stress) wird über die Federsteife, eine materialspezifische Konstante (bei linearem Materialverhalten) hergestellt.

In Tetraedernetzen repräsentiert jeder Eckpunkt ein Viertel des mit ihm assoziierten Tetraedervolumens. Entsprechend des Verhältnisses dieses Volumens zum Gesamt-

⁶Obwohl aus Messungen bekannt ist, dass das Materialverhalten anatomischer Strukturen nicht linear [32, 71] und bi-viskos [53] ist, wird aufgrund der Berechenbarkeit der physikbasierten Echtzeitsimulation oft ein lineares Materialverhalten angenommen.

volumen wird dem Eckpunkt ein Anteil an der Körpergesamtmasse zugeordnet (Mass-Lumped). Ein niedrig aufgelöstes Tetraedernetz kann bereits aus mehreren tausend Eckpunkten bestehen, so dass am Beispiel der Leber (Masse: 1.5-2.0kg) die Eckpunkte nur wenige Gramm der Gesamtmasse repräsentieren. Durch die Zeitintegration führt die Kraft, die eine Feder auf die Masse ausübt, zur beschleunigten Bewegung und Verschiebung der Eckpunkte, bis sich alle Kräfte innerhalb des Systems im Gleichgewicht befinden. Die Berechnung des FMS kann durch Parallelisierung effizient erfolgen, da die Feder- und die Masseberechnung jeweils je Element parallel erfolgen kann [3, 55] und lediglich nach Berechnung der Federkräfte eine Summierung je Massepunkt erfolgen muss. Die Feder- und Masseberechnung kann damit auch als Map-/Reduce Problem zur Berechnung in heterogen verteilten Systemen betrachtet werden [39].

Die Federsteife k ist eine messbare Größe, die im Versuch ermittelt werden kann. Bei der Simulation mit Tetraedernetzen wird jedoch das Prinzip der FMS genutzt, um heterogene Materialien, wie Organe, zu simulieren. Die Annahmen, die für ideale Federn gelten, können hier nicht direkt angewendet werden. So weisen viele anatomische Strukturen, vor allem Muskeln aufgrund ihrer Faserstruktur, ein anisotropes Materialverhalten auf [116], bei dem die Stärke der Kraft, die aus der Gewebeerformung resultiert, aufgrund der Verformungsrichtung variiert. Für den einfachen Fall einer Feder besteht ein Zusammenhang zwischen dem E-Modul (Abs. 2.2.1.2) und der Federsteife. Das E-Modul E ist eine Materialkonstante (lineares Materialverhalten), die für Gewebeproben gemessen werden kann und unter anderem auch vom Flächenquerschnitt A der Probe abhängt, so dass für eine Feder (bzw. Stab) der Länge L gilt:

$$k = \frac{AE}{L} \quad (5.2)$$

Dieser Zusammenhang gilt jedoch nur für die Längenänderung eines Stabes. Lloyd et al. [83] haben das Verhalten eines FEM-simulierten regulären Tetraeders mit einem FMS simulierten regulären Tetraeder verglichen, bei dem die Federn den Geometriekanten entsprechen. Für die Federn des FMS konnte der Zusammenhang zwischen Federsteife und E-Modul (Poisson Zahl: $\frac{1}{3}$) über alle Tetraeder T einer Kante entsprechend Gleichung 5.3 hergestellt werden.

$$k = \sum_T \frac{2\sqrt{2}}{25} LE \quad (5.3)$$

Der Zusammenhang hängt von der Anordnung der Federn ab. Die Formen der Tetraeder innerhalb eines objektpartitionierten Modells variieren und entsprechen nicht dem regulären Tetraeder. Außerdem sind die Materialeigenschaften der Organe nicht linear oder können bei genauer Betrachtung nur bei kleinen Verformungen als linear angenommen werden. Dennoch stellt der Zusammenhang nach [83] eine sinnvolle Ausgangsbasis für die Parametrierung eines FMS auf Basis gemessener E-Module dar.

Bei der Zeitintegration ist ein Term der Differentialgleichung geschwindigkeitsabhängig und wird in einer physikalischen Interpretation als geschwindigkeitsabhängige Dämpfung betrachtet. Durch die Dämpfung soll das iterative Lösungsverfahren der Differentialgleichung möglichst schnell konvergieren. Die erforderliche Dämpfung hängt beim FMS vom Zeitintegrationsverfahren, dem Gewicht des Massepunktes, der Zeitschrittweite Δt und der Federsteife ab.

Bhasin und Liu [17] haben die Grenzen für die Dämpfung γ_i von FMS für das explizite Euler-Verfahren ermittelt, innerhalb derer die FMS Stabilität garantiert ist (Gl. 5.4). Für die Bestimmung des Dämpfungsparameters der Massepunkte wird angenommen, dass alle Federn des Systems durch eine Federkonstante k parametrisiert sind. Für eine heterogene Parametrisierung oder nicht-lineare Materialeigenschaften ist das Modell daher nur bedingt geeignet. Bei heterogenen Parametern muss die maximale Federsteife der Federn jedes Massepunktes bestimmt werden, so dass in Gleichung 5.4 $k = \max(k_e)$ die maximale Kantensteife für n Federn e eines Massepunktes ist. Bei linearen Materialeigenschaften kann die Untergrenze des Intervalls für die Massepunkte vorberechnet werden. Bei nicht-linearen Eigenschaften ist die Federsteife k abhängig von der Federdehnung, wodurch die Intervallgrenzen in jedem Zeitschritt neu zu bestimmen sind.

$$2\sqrt{m_i k} \leq \gamma_i \leq \frac{|\mathbf{v}_i^t \frac{m_i}{\Delta t} + \mathbf{F}_i^t|}{|\mathbf{v}_i^t|} \quad (5.4)$$

Gleichung 5.4 ist nicht immer lösbar. Insbesondere bei Massepunkten an denen geringe Kräfte auftreten ($\mathbf{F}_i^t \rightarrow 0$) ist eine Vereinfachung zu Gleichung 5.5 möglich.

$$\begin{aligned} 2\sqrt{m_i k} &\leq \gamma_i \leq \left| \frac{m_i}{\Delta t} \right| \\ 4m_i k &\leq \gamma_i \leq \frac{m_i^2}{\Delta t^2} \\ \frac{4k}{m_i} &\leq \gamma_i \leq \frac{1}{\Delta t^2} \end{aligned} \quad (5.5)$$

Bei einer interaktiven Echtzeitsimulation mit 50Hz ist $\Delta t = \frac{1}{50}$, so dass daraus das Intervall $\frac{k}{m_i} \leq \gamma_i \leq 625$ resultiert. Wird die Masse einer Leber (1.5kg) auf ein Modell aus 5.000 Eckpunkten gleichverteilt, repräsentiert ein Massepunkt $m_i = 0.3g$, so dass $k \leq \gamma_i \leq 0.1875 \frac{kg}{s^2}$, was einem weichen Materialverhalten entspricht.

Die Annahme, dass $F_i^t \rightarrow 0$ entspricht einer Ausnahme. Hierdurch wird jedoch deutlich, dass bei der Organsimulation der einzig freie Parameter die Anzahl der Modell-eckpunkte ist. Die Masse des Organs kann durch Messungen erhoben werden. Für die Visualisierung ist eine Wiederholrate von 25 – 50Hz erforderlich. Durch den erforder-

lichen Berechnungsaufwand kann jedoch in einer Simulation⁷ mit mehreren Organen eine Aktualisierungsrate mit mehr als 100Hz häufig nicht gewährleistet werden. Die Dämpfung hängt von der Federsteife der an den jeweiligen Massepunkten anliegenden Federn ab. Bei der Parametrierung über ein E-Modul hängt diese wiederum von der Zeitschrittweite und Masse der Eckpunkte ab. Je weniger Eckpunkte das Simulationsmodell aufweist, desto höher ist die Masse eines Eckpunktes und desto größer kann die Federsteife der mit ihm verbundenen Federn sein.

Bei niedrig aufgelösten Modellen wird die Gesamtmasse des Körpers auf wenige Eckpunkte verteilt. Je geringer die Auflösung, desto kantiger ist die Visualisierung und desto niedriger ist die Akzeptanz der Organe in der Simulation. Da während der Generierung objektpartitionierter Tetraedernetze die Tetraeder an der Objektoberfläche unterteilt werden, wird die Masse an der Modelloberfläche auf mehr Eckpunkte verteilt als im Inneren, wodurch an der Oberfläche eine geringere Modellsteife simuliert werden kann (Abb. 5.8).

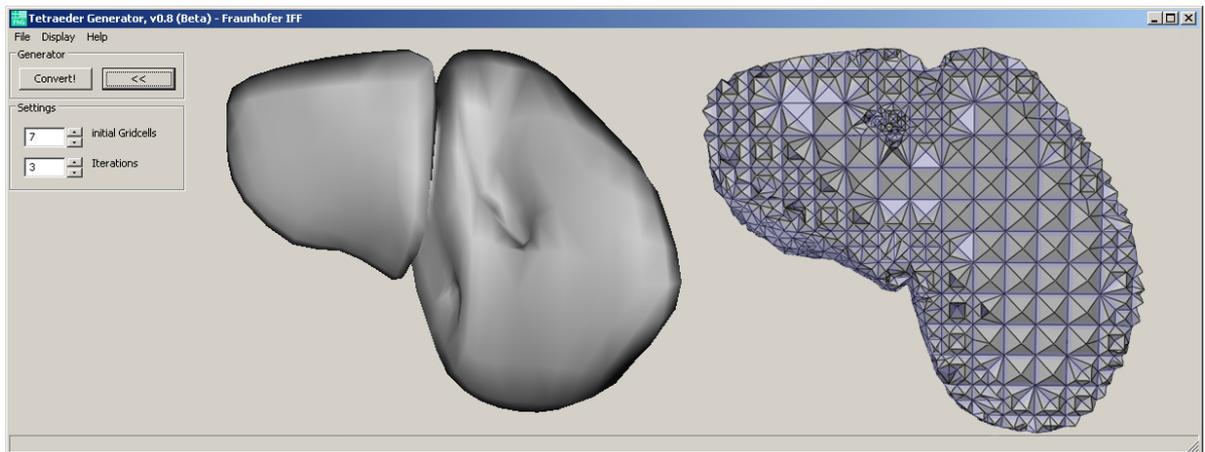


Abbildung 5.8: Tetraedergenerator für organische Modelle basierend auf dem Algorithmus nach [96] mit dem Beispiel eines Tetraedernetzes für das Modell einer Leber (rechts)

Schnitte in die Organoberfläche können weitere Tetraederzerlegungen verursachen, wodurch die Masse während der Schnittinteraktion lokal auf immer mehr Eckpunkte verteilt und die maximal simulierbare Materialsteife lokal weiter verringert wird. Durch die zusätzlichen Eckpunkte steigt die erforderliche Berechnungszeit und die Zeitschrittweite, so dass eine zunächst stabile Simulation aufgrund der Interaktion zu oszillieren beginnen kann.

⁷Die Simulation enthält neben der physikbasierten Simulation auch Berechnungen für Interaktionen, Kollisionserkennung, -reaktion sowie Visualisierung

5.3.2.2 Anisotrope Feder-Masse Modelle

Die FMS-Simulation von Körpern, wie dem Tetraeder, wird durch Anordnungen mehrerer Federn erreicht. FMS verursachen keine Kräfte, wenn sich der Winkel zwischen Federn in einer Anordnung verändert. Entstehen während der Simulation degenerierte Tetraeder wie *Cap* oder *Sliver* (Abb. 5.4), werden die Kanten der Tetraeder nicht oder nur gering gestaucht. Bei der Interaktion, insbesondere wenn kleine Tetraeder betroffen sind, kann die Orientierung einer Kante umgekehrt werden, was zu einem negativen Tetraedervolumen führt. Durch degenerierte Tetraeder mit sehr geringem oder negativem Volumen kann die Simulationsberechnung beginnen zu oszillieren.

Bourguignon und Cani [22] beschreiben ein anisotropes Feder-Masse System (aFMS)⁸ für Tetraeder- und Hexaedernetze mit zusätzlichen Winkelfedern. Im Tetraedermittelpunkt wird ein Koordinatensystem angenommen, für dessen (verlängerte) Achsen die Durchstoßungspunkte mit den Tetraederflächen ermittelt werden (Abb. 5.9, links). Die Achsen des Koordinatensystems und der Tetraeder sind über die baryzentrischen Koordinaten der Durchstoßungspunkte gekoppelt. Die berechneten Kräfte der Achsen werden über die baryzentrischen Koordinaten gewichtet auf die Eckpunkte der Tetraederfläche verteilt. Eine Verformung des Tetraeders durch externe Kräfte führt hierdurch auch zur Verschiebung der Koordinatenachsen.

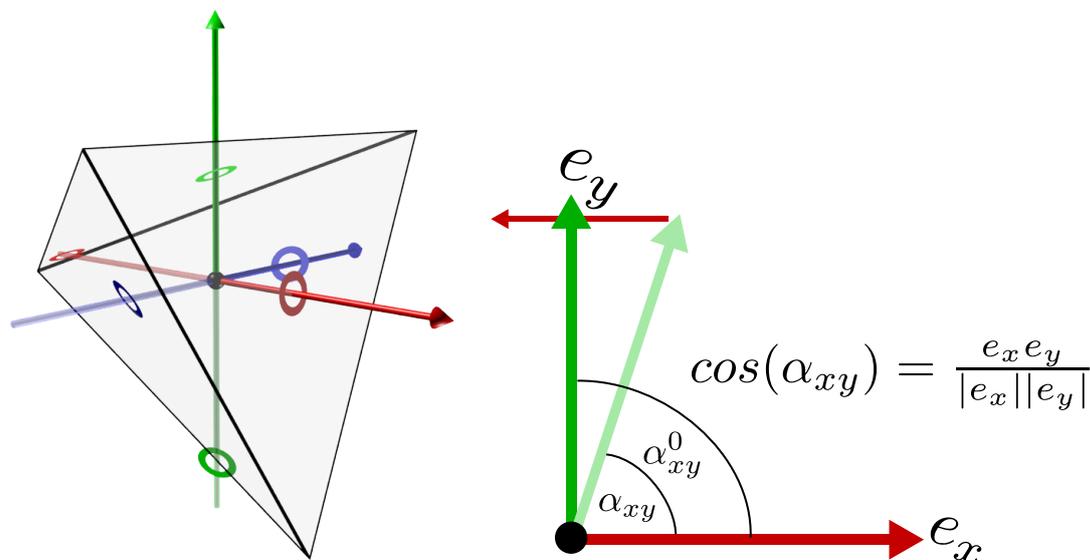


Abbildung 5.9: Tetraeder mit lokalem Koordinatensystem, das anhand der hervorgehobenen Durchstoßungspunkte mit den Tetraederflächen beschrieben wird (links). Schema zur Berechnung der Winkelkraft (rechts)

Für jedes Achsenpaar i, j ist der Ruhewinkel α_{ij}^0 bekannt, an dem keine Winkelkräfte erzeugt werden. Für das Beispiel in Abbildung 5.9 (rechts) bestimmen Bourguignon und Cani [22] die Winkelkraft für Vektor e_y gegenüber e_x durch Gleichung 5.8 (für

⁸Die Kräfte bei Verformung hängen von der Verformungsrichtung ab

die weiteren Achsen erfolgt die Berechnung analog). Für eine effizientere Berechnung, werden die Winkel durch ihren Kosinus approximiert. Es wird angenommen, dass der hierbei entstehende Fehler bei kleinen Zeitschrittweiten vernachlässigt werden kann.

Zur Bestimmung des Fehlers wird der Vektor $\mathbf{v}(\alpha)$ mit zunehmendem Winkel ausgehend von der x-Achse \mathbf{e}_x der y-Achse \mathbf{e}_y angenähert. Der Vektor beschreibt hierbei eine Kreisbahn, so dass $\mathbf{v}(\alpha) = (\cos(\alpha), \sin(\alpha))$ (Abb. 5.9, rechts). Das Punktprodukt entspricht $\mathbf{v}(\alpha) \cdot \mathbf{e}_x = \cos(\alpha)$ mit $\mathbf{e}_x = (1, 0)$. Bei $\alpha = 90^\circ$ entspricht α der y-Achse, wobei $\alpha \cdot \mathbf{e}_x = 0$. Die Werte des Winkels und seines Kosinus sind einander entgegengesetzt. Während $\alpha \in [0, \frac{\pi}{2}]$ ist $\cos(\alpha) \in [1, 0]$. Zur Fehlerbestimmung wird die Winkelangabe für eine Vergleichbarkeit in Gleichung 5.6 normiert und auf das selbe Intervall wie sein Kosinus bezogen. Der Fehler der Approximation des Winkels durch seinen Kosinus $\text{err}(\alpha)$ wird durch Gleichung 5.7 bestimmt und ist in Abbildung 5.10(rechts) dargestellt. Bei einem Koordinatensystem, bei dem die Vektoren einen Ruhewinkel von 90° aufweisen, tritt bereits ein Fehler von $> 10\%$ bei einer Winkeländerung von 15° ein. Bei der Simulation von sehr weichem Gewebe können solche Verformungen häufig auftreten. Des Weiteren muss diese Approximation bei der Parametrierung mit gemessenen Kenngrößen berücksichtigt werden.

$$\alpha' = 1 - \alpha \frac{2}{\pi} \tag{5.6}$$

$$\text{err}(\alpha) = \cos(\alpha) - \alpha' \tag{5.7}$$

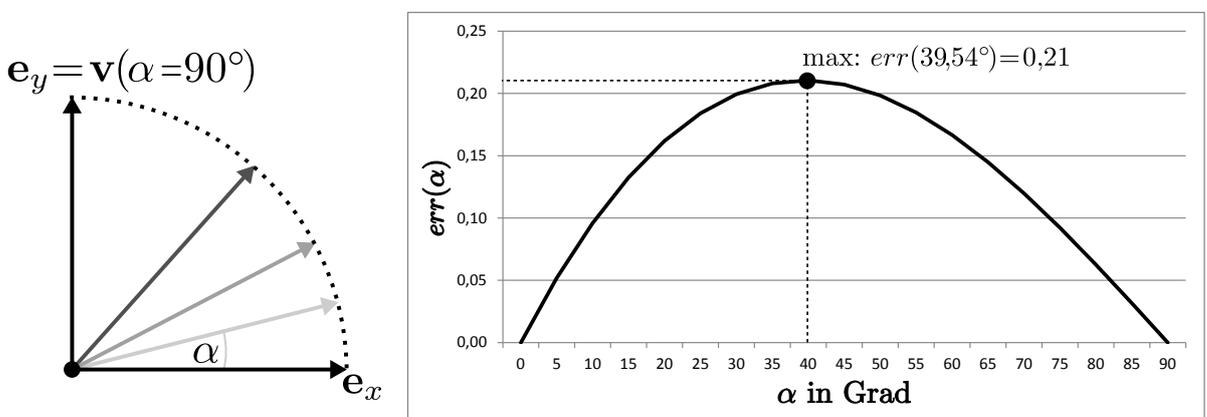


Abbildung 5.10: Der Winkel zwischen dem Vektor $\mathbf{v}(\alpha)$ zu \mathbf{e}_x beschreibt eine Kreisbahn (links). Graph des Winkelfehlers $\text{err} \alpha$ mit dem maximalen Fehler $\text{err}(39,54^\circ) = 21\%$ (rechts)

Für die y-Achse e_y (Abb. 5.9, grün) ist die Richtung der Winkelkraft zwischen e_x und e_y entlang der x-Achse gerichtet. Wird weiterhin angenommen, dass die Vektoren in Ruhelage ein kartesisches Koordinatensystem bilden ($\alpha_{xy}^0 = \frac{\pi}{2}$) und die Achsen normiert sind ($|e_{x,y,z}| = 1$) kann Gl. 5.8 zu Gl. 5.9 vereinfacht werden.

$$\mathbf{f}_y = -k_s \left(\frac{e_x \cdot e_y}{|e_x||e_y|} - \alpha_{xy}^0 \right) e_x \quad (5.8)$$

$$\mathbf{f}_y = -k_s (e_x \cdot e_y) e_x \quad (5.9)$$

In dem Verfahren nach Bourguignon und Cani [22] werden zusätzlich über die inneren Achsen des Tetraeders die axialen Kräfte simuliert. Die anisotrope Eigenschaft des aFMS resultiert aus der initialen Anordnung der Achsen. Die axialen Federn führen zu Kräften bei Verformungen des Tetraeders in axialer Richtung. Wird der Tetraeder nicht axial verformt, treten nur anteilige Gegenkräfte durch die Achsen auf. Um isotrope Materialien mit diesem Verfahren zu simulieren, müssen die lokalen Koordinatensysteme zufällig⁹ orientiert werden.

Beim aFMS werden drei Axialfedern und drei Winkelfedern je Tetraeder berechnet. Beim FMS wird meistens eine Feder je Modellkante verwendet. Zwar entspricht dies bei einem Tetraeder sechs Tetraederkanten, aber diese werden in einem Netz von benachbarten Tetraedern geteilt, so dass beim aFMS mehr Federn zu berechnen sind als im FMS. Die Parametrierung eines Modells zur Simulation eines spezifischen E-Moduls hängt, aufgrund der Anisotropie, von der Anordnung der Koordinatensysteme ab. Ein direkter Zusammenhang zur FEM besteht daher nicht.

Jede Koordinatenachse bildet die Steife für das Volumen des Tetraeders entlang seiner axialen Ausdehnung ab. Um eine Annäherung an das E-Modul zu erreichen, wurde in den im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Prototypen für jede Axialfeder ein Zylinder mit $\frac{1}{3}$ des Tetraedervolumens V_T , der Ruhelänge L_0 und der Grundfläche $A = \frac{V_T}{3L_0}$ angenommen. Gleichung 5.11 beschreibt den Zusammenhang zwischen E-Modul E und Shear-Modul G über die Poissonzahl ν .¹⁰ Basierend auf einem E-Modul wird die axiale Federsteife k_a und die Steife der Winkelfedern durch Gl. 5.11 und Gl. 5.12 in den entwickelten Prototypen angenommen.

$$E = 2G(1 + \nu) \quad (5.10)$$

$$k_a = \frac{EA}{L_0} = \frac{E \frac{V_T}{3L_0}}{L_0} = \frac{EV_T}{3L_0^2} \quad (5.11)$$

$$k_w = \frac{k_a}{2(1 + \nu)} \quad (5.12)$$

Diese Annahmen nutzen Modellvereinfachungen, um einen Zusammenhang zu messbaren Kenngrößen herzustellen. Hierdurch wird ein Materialverhalten für anisotrope Mo-

⁹i.S.v. randomisiert. Die Anordnung der Koordinatensysteme muss möglichst ungleichmäßig erfolgen

¹⁰auch Querkontraktionszahl

delle erreicht, bei dem der relative Unterschied verschieden parametrierter Materialien visuell plausibel abgebildet werden kann.

5.3.2.3 FEM Simulation

Die FEM (Abs. 2.2.1.2) stellt für die Organsimulation noch immer eine Herausforderung dar. Bei der FEM wird die Steife bei Stauchung und Scherung für einen Körper mit n -Eckpunkten im \mathbb{R}^3 durch eine Matrix der Dimension $(3n \times 3n)$ beschrieben. Die Matrizen beschreiben die Entstehung von Kräften bei der Verformung eines Tetraeders in seiner Ausgangslage. Die Materialbeschreibung ist nicht rotationsinvariant. Die Materialmatrizen jedes einzelnen finiten Elementes (z.B. Tetraeder, Hexaeder) werden in einer *Systemmatrix* zusammen gefasst und invertiert. Der Berechnungsaufwand der FEM für ein lineares Materialverhalten und einem Modell aus insgesamt N Eckpunkten entspricht dem Aufwand zur Multiplikation der $(3n \times 3n)$ -Matrix mit dem $(3n)$ -Vektor der Eckpunkte. Bei nicht-linearem Materialverhalten sowie bei Veränderungen der Eckpunktanzahl, muss die Systemmatrix in jedem Simulationsschritt neu bestimmt und invertiert werden. Die FEM ist in diesen Fällen häufig nicht zur interaktiven Echtzeitsimulation geeignet.

In der Echtzeitsimulation wird bei der FEM-Simulation auf die Bildung der Systemmatrix verzichtet. Statt dessen wird die FEM für jedes finite Element separat berechnet, so dass je Element eine Matrixmultiplikation der $(3n \times 3n)$ Matrix mit dem Eckpunktvektor $(3n \times 1)$ des finiten Elementes durchgeführt wird. Hierdurch kann die Rotationskomponente bei einer Verformung für jedes finite Element durch das Prinzip der *Warp Stiffness* eliminiert werden [105, 106]. Des Weiteren kann die FEM-Berechnung hierdurch elementweise parallelisiert werden.

Die Einzelberechnung finiter Elemente ermöglicht prinzipiell die Durchführung von Schnitten, da ihre Konnektivität über die Eckpunkte besteht, in denen die berechneten Kräfte kumuliert werden. Um chirurgischen Schnitten zu entsprechen, ist das Löschen von Elementen oder die Aufhebung der Konnektivität nicht ausreichend, sondern erfordert die Elementunterteilung (Abs. 5.3.1.2). Während der Schnittführung übt das chirurgische Instrument Druck auf die Organoberfläche aus, die hierdurch verformt wird und unter Spannung steht. Um den Schnitt in das Modell durchzuführen, werden Elemente unterteilt oder ersetzt.

Die Unterteilung muss in Ruhelage erfolgen. Die neu entstehenden Elemente müssen anschließend wieder zurück transformiert werden. Werden die Elemente in der aktuellen Position unterteilt und ersetzt, stehen die resultierenden Elemente nicht unter der selben Spannung wie das Ausgangselement. Hierdurch würden sich die Materialeigenschaften an den Schnittkanten ändern. Durch Druck oder Zug wird das Elementvolumen verringert oder vergrößert, so dass eine direkte Ersetzung mit den selben Parametrierungen zu härterem oder weicherem Gewebeverhalten führt.

Wu et al. [145] verwenden ein Verfahren, das auf *Progressive Meshes* [63] basiert. Ähnlich zu Progressive Meshes wird initial ein hoch aufgelöstes Netz generiert, das anschließend vereinfacht wird, indem Kanten zu Punkten kollabiert werden (Edge-Collapse). Beim Kollabieren werden die entfernten Elemente (Dreiecke, Tetraeder) gespeichert, wodurch der Vorgang rückgängig gemacht werden kann (Vertex-Split). Für jedes Element wird die FEM-Matrix vorberechnet. Während der Simulation interagiert der Anwender mit einem niedrig aufgelösten Simulationsmodell. Bei Kontakt zwischen Instrument und Organ kann das Netz lokal verfeinert werden. Dieses Verfahren ermöglicht die Verwendung von Organmodellen sehr niedriger Auflösung, da bei Verformungen eine lokale Verfeinerung des Modells möglich ist, so dass die Modellvisualisierung nicht kantig erscheint. Es ermöglicht jedoch nicht die Durchführung von Schnitten, da Progressive Meshes auf der topologischen Struktur des Ausgangsnetzes beruhen.

Jeřábková und Kuhlen [65] verwenden die xFEM Methode für stabile Schnitte in verformbare virtuelle Objekte. Bei der xFEM wird das geometrische Modell nicht verändert. Stattdessen werden in der Materialbeschreibung zusätzliche Eckpunkte und finite Elemente in das Modell eingefügt. Diese zusätzlichen Punkte entsprechen nicht geometrischen Eckpunkten, sondern zusätzlichen Freiheitsgraden in der Beschreibung der Steifematrix. Die Steife der neu zugefügten Elemente wird durch die Gewichtung der Ausgangssteifematrix des unterteilten Elementes beschrieben. Die Gewichtung stellt eine Diskontinuitätsfunktion dar, die in lokalen Bereichen der Materialsimulation eine Materialanpassung ermöglicht. Indem Elemente im Bereich der Schnittführung keine Steife aufweisen, werden keine Kräfte bei Verformungen erzeugt, so dass sich das Modell verhält, als wäre es an diesen Elementen getrennt. Hierdurch sind keine topologischen Änderungen der zur physikbasierten Simulation verwendeten Geometrie erforderlich. Die topologischen Änderungen müssen jedoch bei den zur Visualisierung und Kollisionserkennung verwendeten Modellen realisiert werden.

5.3.2.4 Multigrid Hexaeder-Simulation

Für die Organsimulation in medizinischen Trainingsumgebungen werden vor allem Oberflächen und Tetraedernetze eingesetzt. Tetraedernetze werden dabei häufig bevorzugt, da deren Dreiecksfläche direkt zur Visualisierung geeignet ist. Die FEM-Matrizen der Tetraeder sind für jede Komponente 4×4 -Matrizen, die effizient auf der Grafikkarte parallelisiert multipliziert und elementweise auf die Eckpunkte angewandt werden können.

Die Verfahren der Modellgenerierung (raum- und objektzentrierte Verfahren, Marching Cubes [84]) oder der Kollisionserkennung (Spatial-Hashing [134], Octrees [137], kd-Trees, BSP-Trees) verwenden vielfach Hexaederelemente.

Dick et al. [41] haben ein Verfahren entwickelt, das Schnitte mit hoher Genauigkeit in verformbare Objekte anhand von Hexaederstrukturen ermöglicht. Hierbei wird ein multimodales Modell verwendet, so dass für die Visualisierung ein zusätzliches Drei-

ecksnetz verwendet wird. Das Modellvolumen wird von einem regulären Hexaedergitter approximiert. Jede Zelle ist über eine Zwangsbedingung mit den benachbarten Zellen verbunden. Wenn das Modell geschnitten wird, werden die entsprechenden Zwangsbedingungen aufgehoben. Die Schnittpunkte zwischen den Verbindungen der geschnittenen Zellmitten werden anschließend genutzt, um eine Schnittfläche für das zur Visualisierung genutzte Dreiecksnetz zu erzeugen [143]. Dick et al. [41] verwenden eine hierarchische Gitterstruktur, in der 2^3 benachbarte Zellen zu einem größeren Netz zusammen gefasst werden. Hierbei wird der Vorteil von Hexaedern gegenüber Tetraedern genutzt. Wenn ein Tetraedernetz verwendet wird, um ein Organvolumen zu repräsentieren, dann unterscheiden sich die Tetraeder in Form und Orientierung. Bei den objektzentrierten Verfahren wird die Berechnungszeit verbessert, indem im Objektinneren größere Tetraeder verwendet werden als an der Oberfläche. Bei Hexaedergittern haben alle Zellen die selbe Form und sind bei einem hierarchischen Gitter lediglich skaliert. Diese Skalierung s kann bei der FEM ebenfalls auf die Steifematrizen K zu sK angewandt werden, so dass für alle Elemente eine gemeinsame Steifematrix¹¹ verwendet werden kann[66].

Durch das Multigrid Verfahren und die Verwendung einer Steifematrix für Hexaeder der höchsten und niedrigsten Unterteilungsebene, kann die physikbasierten Simulation vor allem auf dem niedrig aufgelösten Gitter (*coarse Level*) durchgeführt werden. Nur an der Oberfläche und damit auch an Schnittflächen, werden Hexaeder der höheren Auflösung verwendet. In den Ergebnissen [143] wird am Beispiel einer Leber aus 16.462 Hexaedern eine Berechnungszeit von 42ms für die Schnitt- und 175ms für die Simulationsberechnung mit linearer FEM aufgeführt.¹² Dies bedeutet, dass für ein Organ eine maximale Bildwiederholungsrate von 4,6fps erreicht werden kann. Des Weiteren wird in dem Beispiel eine einfache Kollisionserkennung verwendet, da die Schnittführung nicht durch ein Instrumentenmodell, sondern durch einen Linienzug erfolgt. Wu et al. [144] beschreiben ein ergänzendes Kollisionserkennungsverfahren, basierend auf dem *Spatial Hashing* [134] zur Bestimmung der Hexaederzelle eines potentiell mit dem Instrumentenmodell kollidierenden Eckpunktes („*broad phase collision detection*“). Zur Bestimmung der Eindringtiefe und der Kollisionsnormalen („*narrow phase collision detection*“) wird der kollidierende Eckpunkt in die Ausgangskonfiguration (unverformte Ausgangslage) der Hexaederzelle transformiert. Die Berechnungszeit der Kollisionserkennung beträgt bei ca. 700.000 Hexaedern $\approx 37ms$ und kann daher bei der weiteren Performancebeurteilung vernachlässigt werden.

5.3.2.5 Weitere Simulationsverfahren

Neben den hier beschriebenen Verfahren existieren weitere Simulationsmethoden über die in [90, 108, 124] ein Überblick gegeben wird. Insbesondere die Longest Element

¹¹solange ein lineares Materialverhalten simuliert wird, bei dem sich die Steife eines Hexaeders nicht während seiner Verformung ändert

¹²Geht man davon aus, dass die Hexaeder ein kubisches Volumen beschreiben, besteht das Modell lediglich aus $\sqrt[3]{16.462} \approx 25$ Hexaeder je Dimension

Method (LEM) und die Boundary Element Method (BEM) sind, obwohl sie weniger bekannt sind, relevant für die physikbasierte Organsimulation.

Die LEM nach [79, 131] basiert auf volumenerhaltenden Säulen, die durch ihren Innendruck, Dichte und das Stress-Strain Verhältnis beschrieben werden. Das Organvolumen wird entlang jeder Raumachse durch Säulen approximiert, für die das Materialverhalten unkomprimierbarer Flüssigkeiten angenommen wird. Die Annahme einer unkomprimierbaren Flüssigkeit erlaubt eine effizientere Berechnung im Vergleich zur FEM [79]. Die Stäbe der LEM sind den Federn eines FMS ähnlich, nur dass das physikalische Verhalten nicht auf dem hook'schen Federgesetz basiert. Die Durchführung von Schnitten erfolgt ebenfalls analog, indem die Stäbe ermittelt werden, die durch einen Schnitt durchtrennt werden. Diese Stäbe werden dann entsprechend der Schnittführung unterteilt, wobei die Definition über Druck und Dichte die Anpassung der Parametrierung vereinfacht.

Die BEM (Randelementmethode) ist ein Verfahren zur physikbasierten Simulation von Volumen anhand der Volumenoberfläche (Boundary) [102]. Hierbei wird die Auswirkung der Verschiebung eines Oberflächenpunktes auf die anderen Oberflächenpunkte durch Gleichung 5.13 beschrieben. Die Matrizen \bar{H} und \bar{G} beschreiben den Einfluss der Eckpunkte auf einander und sind voll besetzt, während \mathbf{p} die aktuellen Verschiebungsvektoren und \mathbf{u} die gesuchten Verschiebungen der abhängigen Eckpunkte enthalten. In jedem Zeitschritt ist Gleichung 5.14 zu lösen.

$$\bar{H}\mathbf{u} = \bar{G}\mathbf{p} \quad (5.13)$$

$$\mathbf{u} = \bar{H}^{-1}\bar{G}\mathbf{p} \quad (5.14)$$

Die BEM-Matrizen sind kleiner als die Steifematrizen der FEM, da sie nur die Werte der Oberflächenpunkte enthalten. Die Matrizen werden durch die greensche Funktion generiert, wobei Verschiebungen unter Annahme eines linearen Materialverhaltens propagiert werden. Das Propagieren dieser Verschiebungen über die greenschen Funktionen stellt dabei eine aufwendige Berechnung dar, die jedoch vorberechnet werden kann. Für die Berechnung (Gl. 5.14) werden die Matrizenelemente sortiert, so dass \mathbf{u} nur die gesuchten und \mathbf{p} nur die durch den Anwender manipulierten Eckpunkte enthält. Durch die Erweiterung der Matrizen können auch topologische Änderungen berücksichtigt werden. Das Einfügen oder Entfernen von Punkten führt bei der BEM (im Gegensatz zur FEM) nur zum Einfügen oder Ergänzen von Zeilen und Spalten der Matrizen. Ihre Berechnung ist im Verhältnis der Eckpunkte (Oberflächenpunkte gegenüber vollständiger Innenvernetzung) schneller als die FEM. Aufgrund der reduzierten Modellbeschreibung über die Modelloberfläche ist jedoch kein Volumenerhalt möglich.

5.4 Übertragung auf Szenarien

Die Algorithmen zur Simulation des Materialverhaltens von Organen hängen von den jeweiligen geometrischen Repräsentationsformen ab. Die Stabilität bei der iterativen Lösung des Gleichungssystems zur Bestimmung der kraftinduzierten Verschiebung der Eckpunkte hängt wiederum vom Zeitintegrationsverfahren ab. Während explizite Verfahren nur bedingt numerisch stabil sind, erfordern die impliziten Lösungsverfahren, dass die Kraftberechnung der Modellelemente durch eine umkehrbare Funktion und nicht durch eine elementweise Berechnung erfolgt.

Im Folgenden werden die beschriebenen Verfahren zur Organsimulation auf die Anwendungsszenarien (Abs. 4.4) übertragen. Hierbei werden Aspekte, nach denen Simulationsverfahren für die Abdomenorgane im entsprechenden Szenario geeignet sind, diskutiert. Durch diese konzeptionelle Betrachtung, entsprechend der Szenariokonkretisierung (Abs. 4.4.4), wird aufgezeigt, welche interventionsspezifischen Optimierungen für die Effizienz der Berechnung und zur Gewährleistung der Echtzeitfähigkeit erforderlich sind. Im Anschluss wird die konkrete Auswahl und Anpassung der Simulationsverfahren bei den prototypischen Umsetzungen (Use Cases) erläutert und diskutiert.

5.4.1 Organsimulation im Szenario „Splenektomie“

Für chirurgische Trainingssimulationen kann, aufgrund der Interventionsart häufig eingeschränkt werden, in welche Organe geschnitten werden muss und bei welchen Strukturen topologische Änderungen ausgeschlossen werden können. Häufig ist auch bei der Navigation in das Zielgebiet nur eine Auswahl von Organen relevant. Bei dem Szenario der Splenektomie (Abs. 4.4.1) erfolgt die Intervention an der Milz im linken Oberbauch des Patienten. Die Leber und Gallenblase (rechter Oberbauch) sind beim Navigieren vom Zugang in das Zielgebiet zwar sichtbar, aber eine Interaktion kann aufgrund der medizinischen Indikation ausgeschlossen werden, so dass statische oder animierte Modelle ausschließlich zur Visualisierung verwendet werden können.

Das Pankreas muss zumindest in der Kollisionserkennung berücksichtigt werden, da die Milzgefäße, die vor der Milzresektion durchtrennt werden müssen, direkt am Pankreas entlang verlaufen. Die Interaktion mit dem Pankreas ist durch Druck auf die Pankreasoberfläche oder indirekten Zug über das Bindegewebe beschränkt. Eine darüber hinausgehende Interaktion, sowie die potentielle Verletzung des Pankreas, stellt bei einer Splenektomie eine Komplikation dar. Für die Simulationsumgebung ist daher ein Oberflächenmodell zur Visualisierung und Kollisionserkennung erforderlich. Zusätzlich kann die Deformation der Oberfläche, an der zur Bauchdecke gerichteten Seite, primär durch effiziente Verfahren (Constraints, FMS) simuliert werden.

Milz und Magen sind unmittelbar von der Intervention betroffen. Durch den engen Zugangsweg können Kontakte der Instrumente mit dem Magen auftreten. Die Milz ist über

Bindegewebe mit der Bauchdecke und dem oberen Magen verbunden. Durch das Lösen der Milz von den benachbarten Strukturen können Verformungen durch indirekte Kräfte auftreten. Schnitte in den Magen können von der Simulation ausgeschlossen werden, da hierdurch Magensäfte in das Abdomen austreten. Dieser Fall ist als Komplikation zu betrachten, bei dem der minimal-invasive Eingriff zu einem offen-chirurgischen Eingriff umgewandelt werden muss. Der Magen kann daher mit einem druckbasierten Verfahren oder der BEM anhand eines Oberflächenmodells simuliert werden. Ein Volumennetz des Magens kann entweder die Magenwand approximieren oder das gesamte Magenvolumen. Hierbei ist jedoch eine hohe Elementanzahl erforderlich und die Approximation von der dünnen Magenwand führt potentiell zu degenerierten Tetraedern.

Die Milz wird mit einem Bergebeutel aus dem Abdomen geborgen und hierfür zerlegt, so dass für die Milz topologische Änderungen und starke Verformungen zu simulieren sind. Das Schneiden erfordert ein innenvernetztes Volumenmodell zur physikbasierten Simulation. Für Objektpartitionierungen niedriger Auflösung und Raumpartitionierungen ist für die Visualisierung ein zusätzliches Oberflächenmodell erforderlich. Entsprechend der steigenden Simulationsgenauigkeit können für die Simulation das anisotrope FMS, ein FEM-Tensormodell, die xFEM sowie das Multigrid-Hexaeder Verfahren eingesetzt werden.

5.4.2 Organsimulation im Szenario „Cholezystektomie“

Bei der Cholezystektomie findet die Resektion der Gallenblase im rechten Oberbauch statt, so dass der Magen als statisches Modell zur Visualisierung berücksichtigt werden kann. Die Milz ist seitlich hinter dem Magen lokalisiert und ist bei der Navigation in das Interventionsgebiet nicht sichtbar. Das Pankreas ist im Bauchfett verborgen und außerhalb des Interventionsregion, so dass beide Organe in der Simulationsumgebung nicht berücksichtigt werden müssen.

Die Gallenblase ist über Bindegewebe mit der Leber verbunden und seitlich in ihr eingebettet. Nach dem Verschließen und Durchtrennen der Gefäße sowie des Gallenganges muss die Gallenblase von der Leber gelöst werden. Hierbei kann es zu oberflächlichen Verletzungen und Blutungen der Leber kommen. Bei der Interaktion können größere Kräfte auf die Leber sowohl direkt, als auch indirekt durch den Zug an der Gallenblase entstehen. Für die Leber ist daher eine physikbasierte Deformation über die Oberfläche ausreichend, wobei die BEM eine Parametrierung des Modells über das E-Modul ermöglicht. Eine höhere Genauigkeit, insbesondere aufgrund der komplexen Form der Leber, bieten innenvernetzte Modelle, die zudem auch eine komplexere Materialsimulation ermöglichen. Konzeptionell kann die Simulation durch realitätsnahe Verfahren auf die Couinaud Regionen V-VIII beschränkt werden, da die Gallenblase am rechten Leberlappen liegt und Interaktionen bei der Cholezystektomie eigentlich auf diesen Bereich beschränkt sind. Als Simulationsverfahren sind das anisotrope FMS, FEM, BEM Verfahren geeignet.

Die Gallenblase ist ein dünnwandiges Hohlorgan, das mit (ggf. zähflüssiger) Gallenflüssigkeit gefüllt ist. Sie wird bei der Resektion und für die Bergung nicht zerteilt, da hierdurch Gallenflüssigkeit frei gesetzt werden könnte. Die Gallenblase kann über ihre Oberfläche mit einem Innendruckmodell simuliert werden. Hierbei kann der Innendruck lokal variiert werden, um die lageabhängige Auswirkung des Gallensaftes abzubilden.

5.4.3 Organsimulation der prototypischen Umsetzungen

Die Umsetzung der Simulationsverfahren und organischen Modelle erfolgte im Rahmen dieser Arbeit durch die Entwicklung von drei aufeinander aufbauenden Prototypen. Die Notwendigkeit für die Entwicklung der verschiedenen Prototypen lag darin begründet, dass umfangreiche Anpassungen erforderlich wurden, um flexibel verschiedene Simulationsalgorithmen (Kraftberechnung und Zeitintegration) auf Basis verschiedener Modellrepräsentationen (Volumennetze, Volumendaten (Volumenrendering), Oberflächennetze, Mittellinienmodelle¹³) erproben zu können. Hierbei wurde insbesondere über die iterative prototypische Implementierung eine flexible Datenstruktur zur Repräsentation polygonaler Netze entwickelt, die beliebige topologische Änderungen ermöglicht und die Modellkonsistenz gewährleistet.

Durch die Prototypen wurde deutlich, dass die Kombination verschiedener Verfahren zur Zeitintegration und Kraftberechnung mit verschiedenen Modellrepräsentationen einen hohen Entwicklungsaufwand erfordert und Optimierungen (u.a. Parallelisierung) sowie die Fehlersuche erschwerten. Insbesondere bei kommerziellen Systemen ist dieser Aspekt wesentlich für die Gewährleistung der Zuverlässigkeit und Wartbarkeit der Simulationsumgebung. Durch die Verwendung verschiedener Simulationsverfahren in einer Umgebung ist die konsistente Parametrierung (u.a. durch Federsteife, Winkelfedersteife, Dämpfung, Masseverteilung, E-Modul, Shear-Modul, Poisson-Zahl, Zwangsbedingungen) für die Verhältnismäßigkeit des Materialverhaltens verschiedener Organmodelle nicht oder nur eingeschränkt möglich. Dieselbe Art der Verformung führt, abhängig vom Verfahren und den verwendeten Parametern, zu unterschiedlichen Kräften. Diese Kräfte führen je nach verwendeter Zeitintegration zu unterschiedlichen Verschiebungen der Modelleckpunkte. Nur einige Verfahren berücksichtigen Kräfte bei Scherungen der Elemente und die Elementbeschreibungen sind unterschiedlich komplex. Ein Hexaeder, mehrere Tetraeder oder Federn, die dasselbe Volumen mit demselben E-Modul simulieren, erzeugen bei identischen Verformungen aufgrund des unterschiedlichen Diskretisierungsansatzes unterschiedliche Kräfte. Durch Schnitte können während der Simulation zusätzliche Elemente zur Berechnung auftreten. In einer Umgebung mit verschiedenen Simulationsverfahren unterscheidet sich außerdem das Einschwingverhalten der iterativen Lösungsverfahren, so dass die Bestimmung von Grenzen (vor allem Zeitschrittweite, Obergrenze der Elementanzahl), bei denen die Gesamtsimulation garantiert stabil ist, nicht möglich ist.

¹³für die Simulation von Gefäßen, die in Kapitel 6 erläutert wird

In den entwickelten Prototypen werden Organe, mit denen direkt interagiert wird, durch ein aFMS simuliert. Strukturen, die primär den Kontext bilden, werden hingegen durch Zwangsbedingungen simuliert. Hierdurch soll gewährleistet werden, dass komplexe Oberflächenmodelle bei einem Kontakt mit den Instrumenten deformieren, so dass die Immersion erhalten bleibt. Wurden Eckpunkte eines Oberflächenmodells durch eine Interaktion verschoben, kehren sie in in Abhängigkeit einer Steife $k_s \in [0, 1]$ in ihre Initialposition zurück. Der euklidische Abstand zwischen aktueller \mathbf{p} und initialer Position \mathbf{p}_0 entspricht einem Fehler, der in jedem Zeitschritt entsprechend $k_s \in [0, 1]$ (0=weich, 1=hart) kompensiert wird. Die Verschiebung \mathbf{u} des Punktes \mathbf{p} in einem Zeitschritt Δt ist somit $\mathbf{u} = s(\mathbf{p}_0 - \mathbf{p}) \Delta t$. Dieses Verfahren ist nicht physikbasierend aber gewährleistet, dass Organe die unvorhergesehen mit dem chirurgischen Instrument in Kontakt kommen, verformen. Des Weiteren ist das Verfahren für $s \Delta t < 1$ stabil und kann einfach parametrisiert werden.

Für Organe, mit denen primär interagiert wird, wird eine Kombination des FMS und aFMS verwendet. Die Berechnung und Anpassung an topologische Änderungen ist bei FMS-Verfahren besonders effizient. Durch die Winkelkräfte im anisotropen Verfahren bilden Tetraeder zudem Scherkräfte aus und sind volumenerhaltend. Bourguignon und Cani [22] haben das Verfahren jedoch für die Simulation von Muskelgewebe entwickelt, bei dem die Anisotropie die Faserrichtung der Muskeln abbildet. Das Organgewebe insbesondere bei parenchymen Organen ist hingegen nicht anisotrop sondern bi-viskos [53].¹⁴ In den Prototypen erfolgt die Simulation über die Modellkanten, entsprechend eines klassischen FMS wobei innerhalb von Tetraedern zusätzlich die Winkelfedern verwendet werden, über die jedoch nur Winkel- und keine Axialkräfte berechnet werden. Die Berechnung der Winkelfedern wurde zudem erweitert, um die Stabilität bei Elementscherungen über 90° zu erreichen. Diese extremen Scherungen können vor allem auftreten, wenn Hohlorgane (Abb. 5.7) mit geringer Wanddicke und durch Tetraeder geringer Qualität approximiert werden. Wenn ein Winkel von über 90° eintritt, führt die Winkelkraft nach Gleichung 5.8 zu Winkeln bis 180° (Abb. 5.11).

Die Federkraft wird auf die Eckpunkte der Tetraederfläche entsprechend der baryzentrischen Koordinaten des Durchstoßungspunktes verteilt. Das Umkehren einer Achse führt damit zur Umkehrung des Tetraeders und damit zu einem negativen Tetraedervolumen. Um diesem Effekt entgegen zu wirken, wurde bei der Entwicklung der Prototypen Gleichung 5.8 zu Gleichung 5.15 erweitert.

$$\mathbf{f}_y = -\operatorname{sgn}((\mathbf{e}_z \times \mathbf{e}_x) \cdot \mathbf{e}_y) k_s (\mathbf{e}_x \cdot \mathbf{e}_y) \mathbf{e}_x \quad (5.15)$$

Es wird angenommen, dass die Achsen im Ruhezustand ein kartesisches Koordinatensystem bilden, so dass die Vereinfachungen in Gleichung 5.9 verwendet werden. Im Folgenden wird das adaptierte Verfahren weiter anhand des Beispiels der y-Achse erläutert. In Gleichung 5.15 wird über $\mathbf{e}_z \times \mathbf{e}_x$ die Ausrichtung der y-Achse in Ruhelage

¹⁴Die Viskositätsänderung bei Zug und Druck ist unterschiedlich

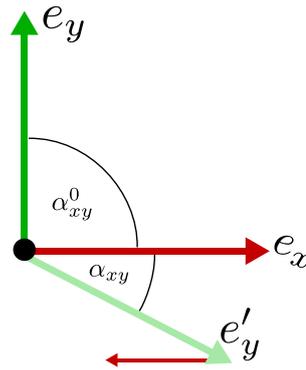


Abbildung 5.11: Bei Scherungen bei denen die Achsen Winkel $> 90^\circ$ annehmen, führt die Winkelkraft nach [22] zu einer Achsdrehung entgegengesetzt zur Ruhelage, so dass der Winkel auf 180° erweitert wird

bestimmt. Wenn die aktuelle Orientierung der y-Achse (e'_y in Abb. 5.11) entgegengesetzt zu ihrer Ruhelage verläuft wird die Krafrichtung umgekehrt.

Ein Sonderfall besteht, wenn die beiden zum Winkel gehörenden Vektoren kollinear $e_x \cdot e_y = 1$ sind. In diesem Fall wären die Vektoren gegeneinander substituierbar, so dass aus Gleichung 5.15 mit $e_y \rightarrow e_x$ Gleichung 5.16 resultiert. Die Winkelkraft ist somit 0, da der resultierende Kraftvektor ebenfalls zur betrachteten Achse kollinear ist und keine tangentielle Wirkung ausübt.

$$\mathbf{f}_y = -\operatorname{sgn}((e_z \times e_x) \cdot e_x) k_s (e_x \cdot e_x) e_x \implies -k_s e_x \quad (5.16)$$

Dieser Spezialfall kann bei der Simulation von Tetraedernetzen praktisch nicht auftreten. Damit dieser Fall zu einem kritischen Zustand wird, müsste die Kollinearität zu einem Zeitpunkt erreicht werden, indem die assoziierten Eckpunkte keine Beschleunigung und Geschwindigkeit aufweisen. Andernfalls würde dieser kritische Zustand aufgrund der Trägheit und Dämpfung während der Berechnung der numerischen Zeitintegration übersprungen werden. Ein mögliches Beispiel sind Kollisionen, bei denen Tetraeder stark und anhaltend verformt werden. In diesem Fall wären ebenfalls benachbarte Tetraeder von der Verformung betroffen, die entsprechend gestreckt werden und Gegenkräfte entwickeln, durch die der degenerierte Zustand kompensiert wird. Der Fall kann daher nur für einzelne Tetraeder oder für Tetraeder mit wenigen Nachbarn auftreten¹⁵.

Das Schneiden in Modelle, die durch das anisotrope FMS simuliert werden, erfolgt durch Zerlegung der Tetraeder, wobei die Oberfläche des Tetraedernetzes für die Visualisierung verwendet wird. Wenn der Schnitt eine Tetraederkante scheidet, wird der entsprechende Tetraeder nach [96] zerlegt. Erfolgt der Schnitt dicht an einem bereits vorhandenen Eckpunkt oder resultiert ein Tetraeder aus wiederholten Schnitten, können

¹⁵Für Schalenmodelle ist dies nicht der Fall, da auch hier die Prismen in der Dicke der Schale durch drei Tetraeder repräsentiert werden

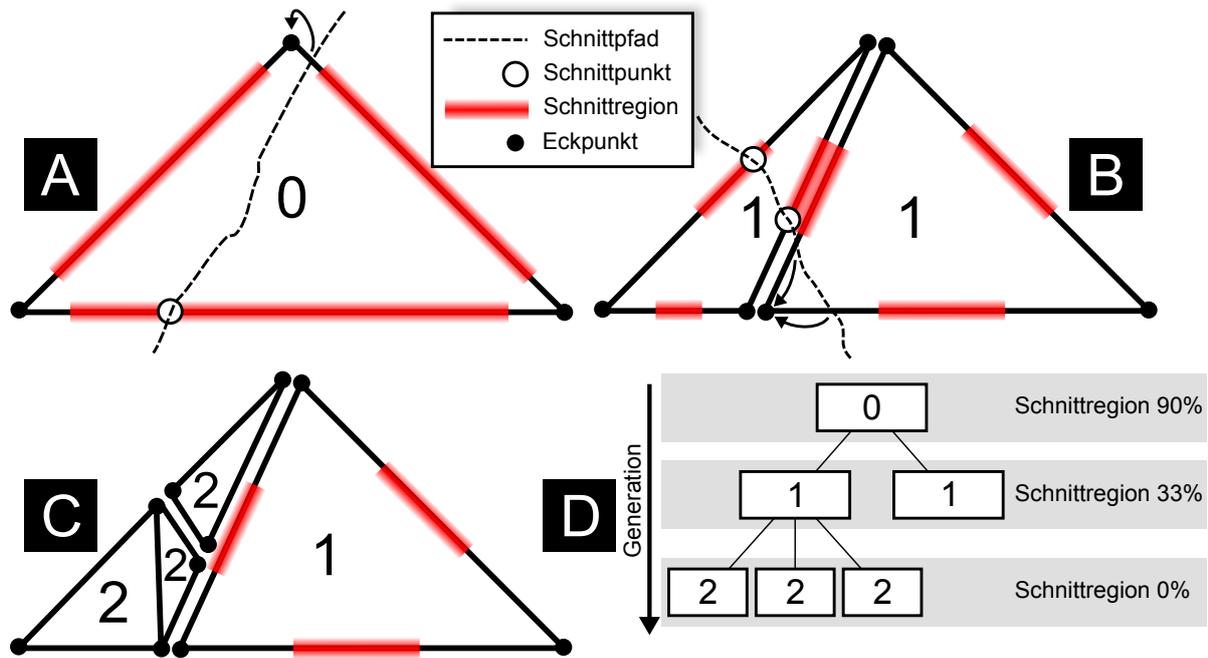


Abbildung 5.12: Schnittregionen am Beispiel von Dreiecken. Mit sukzessiver Zerlegung werden die Kantenregionen in denen neue Eckpunkte erzeugt werden eingeschränkt.

degenerierte Tetraeder und Eckpunkte geringer Masse auftreten. Für die Elementkanten werden Schnittregionen relativ zur Kantenlänge definiert. Wenn das Element innerhalb dieser Region geschnitten wird, erfolgt eine Unterteilung der Elemente bei der zusätzliche Eckpunkte erzeugt werden (Abb. 5.12, A). Außerhalb der Region wird der nächstgelegene Eckpunkt der Elemente verwendet. Bei jeder Zerlegung wird die Unterteilungsgeneration der Elemente gespeichert. Sie beschreibt die Anzahl der Zerlegungen ausgehend vom Ursprungstetraeder (Abb. 5.12, D). In jeder Generation wird die Länge der Region, ausgehend von der Kantenmitte, reduziert¹⁶ [2]. Am Beispiel in Abbildung 5.12 führt der erste Schnitt (A) nur bei einer Kante zur Unterteilung. Für die resultierenden Elemente werden die Schnittregionen auf 33% der Kantenlänge reduziert, wodurch beim zweiten Schnitt (B) im Beispiel nur ein Element unterteilt wird. Die aus der Unterteilung resultierenden Elemente haben keine aktiven Regionen mehr, so dass keine weiteren Unterteilungen möglich sind (C).

¹⁶im Prototyp verwendete Schnittregionen für die Generationen $0 \Rightarrow 90\%$, $1 \Rightarrow 33\%$, $\leq 2 \Rightarrow 0\%$. Werte empirisch ermittelt.

5.5 Zusammenfassung und Diskussion

Die beschriebenen Verfahren zeigen die verschiedenen Ansätze zur Simulation von Organmodellen. Während für Planungsprozesse die Simulation eines oder weniger Strukturen eine Fokussierung ermöglicht, ist es bei Trainingssimulationen erforderlich, mehrere Organe gleichzeitig zu simulieren. Wenn das Ziel der Intervention ausreichend bekannt ist, kann der Umfang der Simulation auf wesentliche Organe oder Organregionen beschränkt werden (Abs. 5.4.1, Abs. 5.4.2). Hierdurch können für die interventionsrelevanten Organe aufwendigere Verfahren verwendet und Prognosen über die Stabilität der Simulation getroffen werden. Dies sind wesentliche Gründe, warum kommerzielle Simulatoren einige optimierte Szenarien für das Training anbieten. Diese Optimierungen bieten aber nicht die Möglichkeit, alternative Vorgehensweisen oder Instrumente zu verwenden, da hierbei das Vorwissen über die Prozesse der Interventionsdurchführung weniger präzise ist und weniger Annahmen getroffen werden können. Dies gilt auch für Prozesse zur Behandlung der Zwischenfälle, die bisher zur Umwandlung der MIC in eine offen-chirurgische Intervention geführt haben. Die Erprobung von Verfahren zur Behandlung von Zwischenfällen erschwert es in der Simulation, die Schritte der Intervention vorherzusehen und die Simulationsberechnung auf wenige Strukturen zu begrenzen.

Für das patientenindividuelle Training werden die Modelle in einem möglichst kurzen Workflow von der diagnostischen Bildgebung in die Simulation überführt. Das patientenindividuelle Training beschreibt dabei nicht nur das präoperative Training, sondern vielmehr das Training anhand real auftretender Patientendaten, so dass medizinisch herausfordernde Patientenanatomien lernenden Chirurgen als Simulationsszenarien zur Verfügung gestellt werden können. Die Parametrierung kann anhand eines Referenzszenarios erfolgen, dessen Parametrierung auf eine Masseverteilung und Elementqualität abgestimmt ist. Bei der Generierung weiterer Szenarien muss die Komplexität und Qualität generierter Modelle diesem Referenzszenario entsprechen. Hierdurch kann die Parametrierung des Referenzszenarios auf weitere Szenarien potentiell übertragen werden. Die Parametrierung der Modelle, insbesondere bei Allgemeinerkrankungen der Patienten (ASA-Stufe), kann dabei nicht automatisiert und patientenindividuell erfolgen. Bei einer Testumgebung ist davon auszugehen, dass mindestens die Organmodelle, die Instrumentenmodelle oder die Vorgehensweise während der Simulation unbekannt sind, so dass nur wenige Einschränkungen getroffen werden können.

Die Durchführung von Schnitten stellt noch immer eine Herausforderung in Echtzeitsimulationen dar. Sie erfordert umfangreiche Anpassungen der geometrischen Modelle. Bei einer Multimodalrepräsentation ist nicht nur das Modell zur physikbasierten Simulation betroffen, sondern zusätzlich das Modell für die Visualisierung sowie die Strukturen zur Kollisionserkennung. Alle Repräsentationsformen müssen in Echtzeit an die Schnittdurchführung angepasst werden. Hierarchische Simulationsmodelle, wie das Multigrid Verfahren, haben hier perspektivisch ein hohes Potential. Das Hexaeder Verfahren nach Dick et al. [42] und Wu et al. [144] ermöglicht wiederholt interaktive Schnitte in geringen Abständen. Die erreichbare Aktualisierungsrate für das Modell einer Leber ist

jedoch noch unzureichend¹⁷ bei der Abdomensimulation mit mehreren Strukturen. Des Weiteren können in der Viszeralchirurgie Schnitte nicht in so geringen Abständen durchgeführt werden, wie es das Verfahren ermöglicht. In Gesprächen mit Viszeralchirurgen wurde beschrieben, dass zwei Schnitte in die Leber mehr als 1cm Abstand zueinander haben müssen. Durch den Druck auf das Gewebe beim Schneiden wird das weiche Gewebe verformt. Erfolgt der Schnitt zu nah an einer Kante kann das Instrument abrutschen, wodurch eine präzise Schnittführung nicht gewährleistet werden kann.

Für die Simulation der Zielorgane im Prototypen wurde das anisotrope Verfahren von Bourguignon und Cani [22] adaptiert und gewährleistet damit den Volumenerhalt der Tetraederelemente für die Simulationsmodelle. Die Parametrierung der Modelle kann aus dem E-Modul abgeleitet werden. Obwohl bei der Ableitung der Feder-Masse Parameter vom E-Modul grobe Annahmen getroffen werden, wird hierdurch gewährleistet, dass die Parametrierung objektiviert ist und die Steife aufgrund unterschiedlicher Parametrierungen relativ zu einander plausibel ist. Die Simulation kann jedoch nur das reale Organverhalten grob approximieren. Dies liegt zum einen an der Art der Modelldiskretisierung sowie an den Zeitintegrationsverfahren und den Verfahren zur Kraftberechnung. Zum anderen treten bei den Messungen der Kennwerte des Materialverhaltens beispielsweise bei in-vivo Messungen Ungenauigkeiten von $> 20\%$ auf [32]. Außerdem bestehen starke patientenindividuelle Unterschiede bei der Ausprägung der Organe [123]. Eine physikbasierte Simulation muss jedoch nicht realistischer sein als eine empirisch parametrisierte Simulation. Bei empirischer Parametrierung ist jedoch meist die erneute Parametrierung weiterer Szenarien durch Einbeziehung von Experten erforderlich.

Chen et al. [32] haben in ex-vivo Messungen die Kraft-/Weg-Kurve von Leberproben mit einem Instron Messgerät ermittelt. Das Messergebnis einer Probe ist in Abbildung 5.13 dargestellt und zeigt, dass das Materialverhalten der Leber nicht linear ist. Bei den Messungen wurde nicht untersucht, ob die Probe wieder in die Ausgangsform zurückkehrt oder ob plastische Eigenschaften vorliegen. Bei ex-vivo Messungen werden Gewebeproben gemessen. Die Gewebeproben müssen hierbei in Größe und Form für das entsprechende Messgerät präpariert werden. Insbesondere bei der Leber werden diese Proben aufgrund des Messaufbaus nicht mehr von Gefäßen versorgt. Die Messungen ermöglichen daher eine Aussage über das Verhalten des Leberparenchyms oder der -kapsel und erlauben nur bedingt einen Rückschluss auf das Gesamtverhalten der Leber, da dieses Gesamtverhalten auch wesentlich durch die inneren Strukturen bestimmt wird.

Jeder Punkt auf der Kraft-/Weg-Kurve entspricht einem spezifischen E-Modul. Simulationsverfahren, wie das FMS, beschreiben jedoch ein lineares Materialverhalten. Um eine solche nicht-lineare Kraft-/Weg-Kurve mit einem Simulationsverfahren für lineare Materialverhalten zu simulieren, kann die Kurve stückweise linear approximiert werden.

¹⁷Das Lebermodell besteht initial aus 16.426 Hexaedern (+6,6% nach dem Schneiden). Die Aktualisierungsrate beträgt 23fps für die Durchführung der Schnitte auf dem Hexaedermodell, die Triangulierung des zur Visualisierung verwendeten Oberflächenmodells sowie die physikbasierte FEM Simulation [41]. Die Kollisionserkennung erfordert zusätzliche Berechnungszeit, die jedoch vernachlässigt werden kann [144]

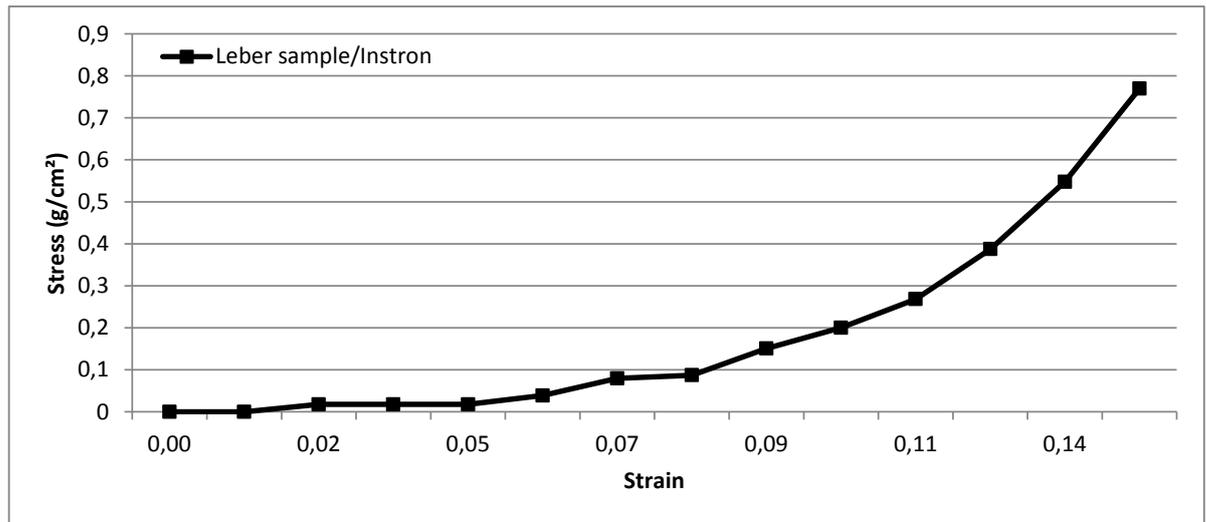


Abbildung 5.13: Gemessene Kraft/Weg-Kurve einer Leberprobe nach [32]. Die Strain Werte wurden von Chen et al. [32] normalisiert und sind dimensionslos.

Hierbei werden die E-Module verschiedener Messpunkte in die Federsteife überführt zwischen denen in Abhängigkeit der Federstreckung interpoliert werden kann. Bei dem Zusammenhang in Gleichung 5.3 nach Lloyd et al. [83] wird davon ausgegangen, dass die Federn den Kanten eines Tetraedernetzes entsprechen, wobei die Federsteife von den Tetraedern der Kante abhängen. Die Überführung der E-Modulkurve führt hierdurch zu unterschiedlichen Kurven der Federsteife für die Modellkanten, so dass für jede Feder eine eigene Interpolationskurve erforderlich ist. Der Dämpfungsparameter der Massebeziehungsweise Modelleckpunkte ist abhängig von den Materialsteifen der Federn. Die Dämpfungsparameter müssen damit bei jedem iterativen Berechnungsschritt neu bestimmt werden.

Bei der Parametrierung anhand von Messkurven muss beachtet werden, dass die Messkurven, meist abhängig vom Messverfahren, bis zu einem maximalen Dehnungswert bestimmt werden können. Wenn für die Federn eines Netzes unterschiedliche Interpolationskurven vorliegen, kann bei der Interaktion die Streckung einiger Federn diesen Grenzwert überschritten, so dass ein Verhalten oberhalb der verfügbaren Messkurve extrapoliert oder angenommen werden muss. Des Weiteren können bei der Bestimmung der Federsteife Werte auftreten, die bei der Schrittweite der Zeitintegration zum Oszillieren der Simulation führen können.

Das Abbilden nicht-linearer Materialeigenschaften durch lineare Simulationsverfahren ist prinzipiell unter den gegebenen Rahmenbedingungen möglich. Das Approximieren der Messkurve führt jedoch zu einem erhöhten Berechnungsaufwand.

Kapitel 6

Gefäßsimulation

Verletzungen von Gefäßen können zu schweren inneren Blutungen und Störungen der Blutversorgung betroffener Organe führen. Blutgefäße werden in Trainingssimulatoren meist nur statisch, implizit oder in Bereichen dynamisch repräsentiert. Sie transportieren das Blut zwischen den Organen und verzweigen dabei mehrfach. Innerhalb der Organe verzweigen die Blutgefäße zu Gefäßästen mit immer geringerem Durchmesser bis in die Kapillare, durch die der Stoffaustausch mit dem Organ ermöglicht wird (Abs. 2.1.3.2). Die Oberfläche der Blutgefäße weist Krümmungen und variierende Durchmesser auf, so dass ihre Oberfläche in einer hohen Auflösung diskretisiert werden muss.

In Planungssystemen erfolgen aufwendige Berechnungen anhand der Mittellinie, während ein separates Oberflächenmodell zur Visualisierung verwendet wird. In diesem Kapitel wird nach diesem Prinzip ein physikbasiertes Simulationsmodell auf Grundlage der geometrisch weniger komplexen Mittellinie entwickelt. Für die Visualisierung wird ein Oberflächenmodell mit der Mittellinie gekoppelt und zu dessen Bewegung synchronisiert.

Das Kapitel ist wie folgt gegliedert. Zu Beginn werden Anforderungen an Gefäßoberflächenmodelle für die Echtzeitsimulation beschrieben. Auf Grundlage dieser Beschreibung werden Verfahren zur Oberflächengenerierung sowie das in dieser Arbeit entwickelte *3D-Seedgrowing* Verfahren vorgestellt. Anschließend wird das in dieser Arbeit entwickelte, physikbasierte Simulationsverfahren auf Basis der Gefäßmittellinie beschrieben, das sowohl Querschnittsänderungen als auch Torsions- und Biegekräfte simuliert. Des Weiteren wird beschrieben wie ein Oberflächenmodell zur Visualisierung mit dem Simulationsmodell gekoppelt werden kann.

6.1 Generierung von Gefäßmodellen

Für aufwendige Berechnungen, wie Abstandsmaße, werden Blutgefäße in Planungssystemen häufig durch ihre Mittellinie repräsentiert (Abs. 2.3.2.3). Wenn die Simulation auf Basis der Mittellinie erfolgt, ist zur Visualisierung eine zusätzliche Oberflächenrepräsentation erforderlich. Aufgrund ihrer Form haben Gefäße eine große Oberfläche bei einem verhältnismäßig geringen Volumen (A/V Verhältnis). Im Vergleich zu Organen sind bereits zur Darstellung einfacher Gefäße viele Geometrieckpunkte (viele Freiheitsgrade, hohe Auflösung) erforderlich. Während einer Chirurgiesimulation sind jedoch nicht alle Gefäße sichtbar oder für die Prozeduren relevant, so dass die Gefäßsimulation und die Generierung von Oberflächenmodellen meist auf ausgewählte Gefäße beschränkt werden kann.

Gefäßmittellinien werden aus der Segmentierung diagnostischer Bilddaten generiert. Hierdurch wird der kleinst mögliche Gefäßradius durch die Randbedingungen der diagnostischen Bildgebung (Abs. 2.3.1) und der Segmentierungsverfahren beschränkt. Bei der Entwicklung der Prototypen wurden verschiedene Mittellinienmodelle verwendet die aufwendig aus diagnostischen Bilddaten generiert wurden. Der geringste Gefäßdurchmesser beträgt in diesen Beispieldaten 1.46mm (Mittelwert: 2.91mm). Arteriole, Venole oder Kapillare, deren Durchmesser einige hundert μm aufweisen, können daher aktuell nicht in Simulationen berücksichtigt werden.

Nur wenige Gefäße verlaufen vollständig sichtbar im Abdomen zwischen den Organen. Viele Gefäße sind teilweise von Fettgewebe verdeckt oder verlaufen innerhalb von Organen (z.B. Gefäßbäume der Leber) in denen sie mehrfach bis in die Kapillare verzweigen. Die Lage und Simulation von Gefäßen ist daher auch relevant, wenn diese nicht direkt sichtbar sind. Wenn in der Simulation alternative Vorgehensweisen ermöglicht werden (Testumgebung), können nur wenige Einschränkungen getroffen werden, welche Gefäße simuliert werden sollen. Bei einem bekannten Ablauf der Intervention kann die Berechnung auf die interventionsrelevanten Gefäße beschränkt werden. Während der Intervention können durch Schnitte in Organe oder das Freipräparieren der Gefäße aus dem Bauchgewebe bisher nicht sichtbare Gefäße freigelegt und verletzt werden.

Bei der Simulation für Trainings- und Testumgebungen sind prinzipiell viele Gefäße erforderlich und zu berücksichtigen. Hierfür werden besonders effiziente Verfahren benötigt. Der Hauptaufwand der Simulationsberechnung ist für die Organsimulation erforderlich, wobei Gefäße häufig geometrisch komplexer sind.

6.1.1 Anforderungen an Oberflächenmodelle

Die Generierung der Gefäßmittellinie basiert auf anatomischen Bilddaten und damit auf einer Momentaufnahme des Patienten. Diese Bilddaten, sowie hieraus generierte statische Modelle, bilden die Basis chirurgischer Planungssysteme. Bei interaktiven Gewebesimulationen werden zusätzliche Formveränderungen der Gefäßmodelle ermöglicht. Die Ressourcen (u.a. Prozessorleistung) für die Simulation sind beschränkt. Es bestehen daher folgende Anforderungen an Oberflächenmodelle für Gefäße für interaktive Simulationen.

1. kontinuierliche Übergänge an Verzweigungen
2. Approximieren geringer Durchmesser
3. homogene Punktverteilung entlang des Gefäßverlaufes
4. geringe Modellkomplexität
5. geringe Approximationsfehler

Kontinuierliche Übergänge an Verzweigungen: In chirurgischen Planungssystemen werden häufig Oberflächenapproximationen wie *Truncated Cones* zur Darstel-

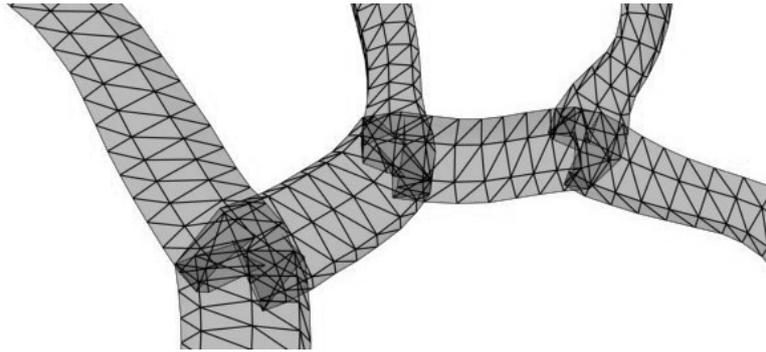


Abbildung 6.1: Darstellung einer Gefäßoberfläche aus Kegelstümpfen (Truncated Cones) mit überlagertem Gitternetz. Die Überlappungen der Kegel werden bei Verformungen der Gefäße sichtbar.

lung nicht pathologischer Gefäße verwendet [59]. Zwischen Gefäßverzweigungen wird die Oberfläche aus Kegelstümpfen gebildet, die in Gefäßverzweigungen überlappen (Abb. 6.1). Für die Simulation dynamischer Gefäße ist jedoch eine überlappungsfreie Oberfläche mit kontinuierlichen Übergängen an den Bifurkationen erforderlich. Durch die Bewegung der Gefäßäste können ansonsten die Überlappungsbereiche der Kegelstümpfe als visuelle Artefakte (Löcher, z-Fighting¹) hervortreten.

Approximieren geringer Durchmesser: Gefäße mit geringem Durchmesser haben ein hohes A/V Verhältnis. Wenn die Simulation auf ausgewählte Gefäße beschränkt werden muss, ist es häufig sinnvoll, möglichst viel Gefäßvolumen einzubeziehen. Aufgrund des Berechnungsaufwandes werden Gefäße mit einem geringen Durchmesser, der unter einem anwendungsspezifischen Schwellenwert liegt, nicht berücksichtigt. Im Gefäßverlauf können jedoch lokale Verengungen (Stenosen) auftreten. Bei der Modellgenerierung müssen diese pathologischen Verengungen abgebildet werden, da das Gefäßmodell sonst an dieser Stelle unterbrochen wird. Gefäßbäume haben an der Eintrittsstelle an der Organoberfläche einen größeren Durchmesser als im Organinneneren. Das Generierungsverfahren muss möglichst vollständig die Oberfläche auch in kleinere Bereiche abbilden können, um eine breite Einsatzmöglichkeit zu gewährleisten, so dass Gefäße geringen Durchmessers aufgrund der Ressourcen zur Simulationsberechnung und nicht aufgrund der Limitierungen in der Modellgenerierung ausgeschlossen werden können.

Homogene Punktverteilung entlang des Gefäßverlaufes: Durch die Simulation der Mittellinie werden Mittellinienpunkte verschoben. Das zu dieser Mittellinie assoziierte Oberflächenmodell des Gefäßes muss die Anpassung an die Bewegungen der Mittellinie ermöglichen. Die Oberflächenpunkte bilden die Freiheitsgrade der Oberfläche, über die eine Anpassung an dynamische Veränderungen ermöglicht wird.

¹z-Fighting: Visuelles Flackern bei der Darstellung benachbarter Flächen wegen der begrenzten Tiefenauflösung während der Bilderzeugung (z-Puffer)

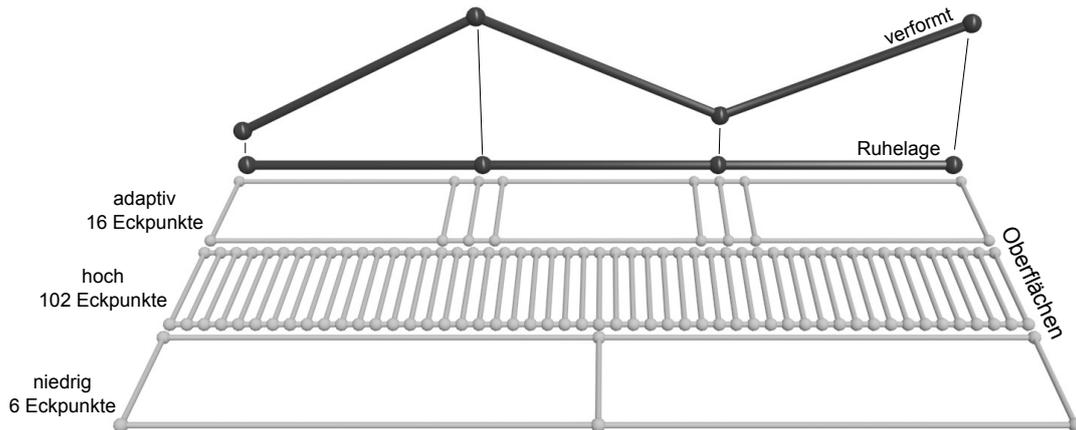


Abbildung 6.2: Prinzipdarstellung: Die Mittellinie wird aus ihrer Ruhelage verformt. Die niedrig aufgelöste Oberfläche (unten) kann nicht an Verformungen angepasst werden. Hoch aufgelöste Oberflächen enthalten redundante Punkte (mitte), die durch adaptiv unterteilte Oberflächen vermieden werden.

Bei geringen Auflösungen des Oberflächenmodells liegen wenig Freiheitsgrade vor, so dass die Oberfläche nicht ausreichend an Formveränderungen angepasst werden kann (Abb. 6.2, unten). Eine hohe Auflösung führt hingegen zu redundanten Punkten, die nicht für die Anpassung erforderlich sind und sich negativ auf die Simulationsberechnung auswirken (Abb. 6.2, mitte).

Gefäße werden jedoch nicht nur verschoben, sondern auch entlang ihres Querschnittes (Profil) durch die Eigenbewegung (Pulsbewegung, Abs. 2.1.3.2) oder durch Interaktionen mit den Instrumenten (z.B. Klammern mit Stapler) verformt. Die Auflösung der Oberfläche hängt daher von der Größe des berücksichtigten Aspektes ab. Am Beispiel der Instrumenteninteraktion bildet in den beschriebenen Szenarien das Durchtrennen der Gefäße mit einem Stapler die zentrale Interaktion mit den Gefäßen. Ein Stapler für die konventionelle Laparoskopie hat einen Durchmesser von ca. $45 - 60\text{mm}$, während Greifinstrumente, die unterstützend erforderlich sind, einen Durchmesser von ca. 5mm aufweisen. Die adaptive Unterteilung des Oberflächenmodells ist nur dann sinnvoll, wenn durch den Abstand der Mittellinienpunkte ein Oberflächenmodell resultiert, dessen Eckpunkte einen maximalen Abstand von 5mm einhalten.

Geringe Modellkomplexität: Hohe Berechnungszeiten führen zu Verzögerungen bei Reaktionen des Simulationssystems auf Anwenderinteraktionen („Ruckeln“, Latenz). Außerdem steigt hierdurch die Zeitschrittweite bei der interaktiven Berechnung während der Zeitintegration, wodurch physikbasierte Simulationsverfahren oszillieren können. Das Modell sollte daher so wenige Eckpunkte wie möglich aufweisen. Während für operationsrelevante Gefäße die Modellauflösung von den verwendeten Instrumenten abhängt, kann für benachbarte Gefäße, die während der Operation nicht verletzt werden dürfen, eine geringere Auflösung verwendet werden. Um die Anzahl der Gefäße zu reduzieren,

können Gefäße am Ende von Gefäßbäumen mit geringem Volumen von der Modellgenerierung ausgeschlossen werden, wodurch das A/V Verhältnis verringert wird.

In Trainingssimulationen wird bei einer Aufgabenstellung ein bestimmtes Vorgehen vorausgesetzt, so dass Gefäßoberflächen gezielt auf relevante Gefäße und Bereiche beschränkt werden können. Bei Testumgebungen sind hingegen alle Gefäße im Arbeitsbereich zu berücksichtigen, da Instrumente oder alternative Vorgehensweisen erprobt werden, die nicht dem Standardvorgehen entsprechen.

Geringer Approximationsfehler: Bei einer interaktiven Simulation bildet die Echtzeitfähigkeit der Berechnung den Schwerpunkt. Bei einer Testumgebung müssen die generierten Modelle den anatomischen Gegebenheiten möglichst entsprechen, damit Erkenntnisse und Erfahrungen, die in der Simulation gewonnen werden, in die Realität übertragen werden können. Für Gefäße oder Gefäßbereiche muss das generierte Oberflächenmodell möglichst der Volumenoberfläche entsprechen.

Für eine Multimodalrepräsentation aus Mittellinie und Oberflächenmodell sollten beide Repräsentationsformen möglichst zu einander passen. Dies ist nicht unbedingt der Fall, da Mittellinien- und Oberflächenmodelle nach der Modellgenerierung aus den diagnostischen Bilddaten häufig nach unterschiedlichen Kriterien optimiert werden. Aus diesem Grund werden im Folgenden Verfahren beschrieben, die eine Modellgenerierung auf Basis der Mittellinie ermöglichen. Hierdurch kann das Gefäßvolumen jedoch nur mit der Genauigkeit der Mittellinienbeschreibung approximiert werden. Bei der Oberflächen-generierung kann der Approximationsfehler somit nicht geringer sein, als die implizite Oberflächenbeschreibung der Oberfläche.

6.1.2 Marching Tetrahedron

Die Mittellinie beschreibt das Gefäßvolumen über die zu den Linienpunkten bekannten Gefäßradien implizit. Marching Cubes (MC) und Marching Tetrahedron (MT) (Abs. 2.3.2.1) sind verbreitete Verfahren zur Generierung von Volumenoberflächen. Für diese Verfahren erfolgt eine Raumpartitionierung des Grenzvolumens in Hexaeder oder Tetraeder. Abhängigkeit davon, welche Eckpunkte der Partitionierungselemente innerhalb des Gefäßvolumens sind, werden die Elemente durch Dreiecke für das zu generierende Oberflächenmodell ersetzt.

Die Zellgröße der Raumpartitionierung gibt die Auflösung des Dreiecksnetzes und den geringsten Gefäßradius, der approximiert werden kann, vor. Sind die Zellen größer als der minimale Gefäßdurchmesser, kann ein Gefäß eine Gitterzelle durchqueren, ohne das einer der Zelleckpunkte dem Gefäßvolumen zugeordnet wird (Abb. 6.3, A). Für diese Zellen würden keine Oberflächendreiecke erzeugt werden, so dass die generierte Oberfläche unterbrochen wird.

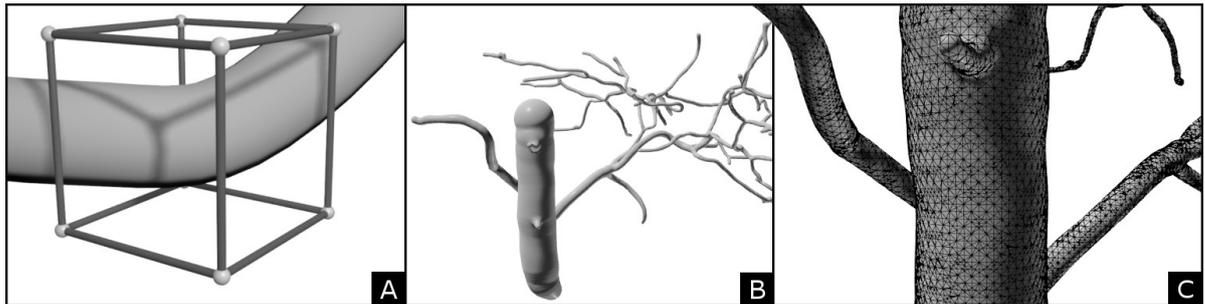


Abbildung 6.3: Schema einer Zelle, die von einem Gefäß durchquert wird (A). Oberflächendarstellung einer Leberarterie (B) und Ausschnitt mit überlagertem Gitternetz (C).

Auf Grundlage der abzubildenden Aspekte wird ein Punkteabstand d für die erforderlichen Freiheitsgrade der Oberfläche vorgegeben. Für die Generierung einer Gefäßoberfläche dürfen die Kantenlängen der Zellen den minimal zu approximierenden Gefäßradius r_{min} nicht überschreiten. Die Anzahl und Verteilung der Eckpunkte des Oberflächenmodells hängen von der Ausdehnung der Gitterzellen a (Annahme kubischer Zellen) ab. Insbesondere wenn Gefäße geringer Durchmesser approximiert werden, ist zur Abbildung dieser Gefäße eine höhere Auflösung und Punktedichte erforderlich. Der geforderte Punkteabstand bildet daher nur die Obergrenze für Gefäße mit $r_{min} \geq d$.

Tabelle 6.1 führt die Generierungsergebnisse für drei Gefäße einer Leber auf. In Abbildung 6.3, B ist ein Ausschnitt der Leberarterie (Arteria Hepatica) als Detailansicht dargestellt. Der minimale Gefäßradius der verwendeten Mittellinien beträgt 0,73mm und ist entweder auf die Auflösung der CT-Daten oder auf Limitierungen der verwendeten Segmentierungsverfahren zurück zu führen. Für die Generierung wurde eine Zellgröße von $0,73mm/1,05 = 0,69mm$ mit 5 Tetraedern je Zelle verwendet.

Die Berechnungszeit kann durch Parallelisierung (u.a. GPU-basierend) weiter reduziert werden. Die Auflösung der Oberfläche ist durch die Anzahl generierter Dreiecke (≈ 120.000) hoch. Die Kantenlängen sind wesentlich geringer als der geforderte Punkteabstand (5mm), so dass die Oberfläche höher als erforderlich aufgelöst ist.

Die Qualitätsmetriken (Kanten- und Winkelmetrik) zeigen, dass ein gleichmäßiges Dreiecksnetz generiert wird, das für die Visualisierung geeignet ist. Die generierte Oberfläche weist zudem kontinuierliche Übergänge an den Gefäßverzweigungen auf, so dass auch bei dynamischen Bewegungen der Gefäße eine geschlossene Oberfläche erhalten bleibt. Tabelle 6.2 fasst die die Bewertung des Verfahrens gegenüber den gestellten Anforderungen zusammen.

Das generierte Oberflächenmodell hat eine zu hohe Punktedichte, die jedoch über eine Nachverarbeitung reduziert werden kann. Die meisten Optimierungsverfahren reduzieren das Modell dort, wo eine geringe Krümmung besteht und die Entfernung eines Punktes den geringsten Einfluss auf die Geometrieform nimmt. Bei statischen Gefäßmodellen werden hierbei Dreiecke und Punkte entlang des Gefäßverlaufes entfernt, während Punkte und Dreiecke, die den Gefäßumfang bilden, erhalten bleiben. In Abbildung 6.4

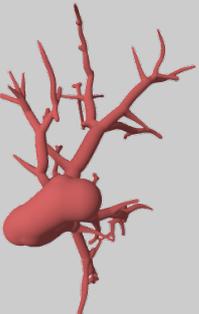
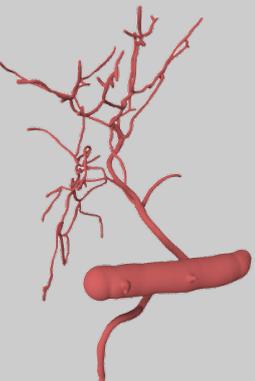
| Marching Tetrahedron (MT) | | | | | | | | | | | | |
|---|----------------------------|-------|---|------------|-------|---|------------|-------|------|------------|--|----|
| Vena Portae | | | Vena Hepatica | | | Arteria Hepatica | | | | | | |
|  | | |  | | |  | | | | | | |
| Mittellinie | | | | | | | | | | | | en |
| 1 | Eckpunkte | | 349 | | | 3851 | | | 1084 | | | |
| 2 | Segmente | | 348 | | | 3707 | | | 1083 | | | |
| | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | | |
| 3 | Radien (mm) | 0,73 | 6,13 | 1,67 | 0,73 | 10,04 | 2,10 | 0,73 | 7,47 | 1,34 | | |
| generierte Geometrie | | | | | | | | | | | | |
| 4 | Volumen (mm ³) | | | 22.367 | | | 28.410 | | | 17.458 | | |
| 5 | Eckpunkte | | | 71.790 | | | 61.117 | | | 46.246 | | |
| 6 | Dreiecke | | | 143.569 | | | 122.185 | | | 92.457 | | |
| Geometrieigenschaften | | | | | | | | | | | | |
| | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | | |
| 8 | Kantenlängen (mm) | 0,13 | 1,24 | 0,59 | 0,141 | 1,25 | 0,59 | 0,14 | 1,28 | 0,58 | | |
| 9 | Kantenverhältnis | 0,15 | 1,00 | 0,64 | 0,15 | 1,00 | 0,64 | 0,16 | 1,00 | 0,64 | | |
| 10 | Winkelverhältnis | 0,077 | 1,00 | 0,50 | 0,070 | 1,00 | 0,49 | 0,082 | 1,00 | 0,49 | | |
| Generierung | | | | | | | | | | | | |
| | | X | Y | Z | X | Y | Z | X | Y | Z | | |
| 11 | Zellen | 215 | 185 | 171 | 230 | 148 | 148 | 244 | 172 | 177 | | |
| 12 | Zellen Gesamt | | | 6.801.525 | | | 5.037.920 | | | 7.428.336 | | |
| 13 | Tetraeder Gesamt | | | 34.007.625 | | | 25.189.600 | | | 37.141.680 | | |
| 14 | Zeit (mm:ss) | | | 12:22 | | | 40:13 | | | 39:54 | | |

Abbildung 6.1: Ergebnisse der Modellgenerierung mit MT für die drei Gefäßbäume einer Leber.

| # | Anforderung | | |
|---|----------------------------|---|---------------------------------------|
| 1 | Übergänge an Verzweigungen | + | kontinuierlich |
| 2 | Geringe Durchmesser | + | geringe Zellgröße erforderlich |
| 3 | Punktverteilung | 0 | homogen, abhängig Zellgröße |
| 4 | Modellkomplexität | - | hoch bei kleinen Gefäßen |
| 5 | Approximationsfehler | + | gute Approximation der Volumengrenzen |

+ erfüllt, 0 bedingt erfüllt, - nicht erfüllt

Tabelle 6.2: Bewertung des *Marching Tetrahedron* Verfahrens zur Gefäßoberflächengenerierung anhand der gestellten Anforderungen

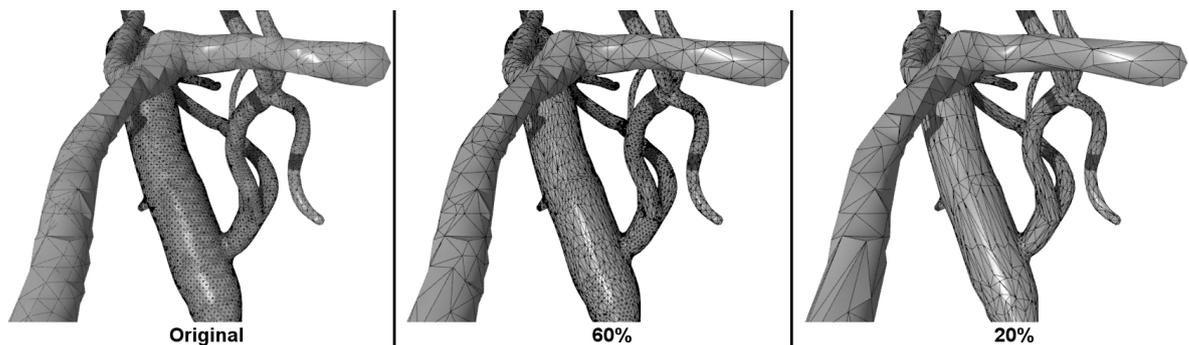


Abbildung 6.4: Reduzierungsstufen der Gefäßoberfläche (42.034 Eckpunkte) auf 60% (25.220 Eckpunkte) und 20% (8.407 Eckpunkte) der Eckpunkte

ist das Ergebnis einer automatisierten Reduktion des Gefäßmodells der Leberarterie dargestellt. Durch die Reduzierung degenerieren die Dreiecke zunehmend und es entstehen große Punkteabstände entlang des Gefäßverlaufes, so dass die Anforderung einer homogenen Punkteverteilung nicht mehr erfüllt ist. Durch den vergrößerten Punkteabstand kann nicht mehr gewährleistet werden, dass das Oberflächenmodell an Veränderungen der Mittellinie angepasst werden kann (vergleiche Abb. 6.2, unten).

6.1.3 3D Seedgrowing

Verfahren wie MT oder MC nutzen Raumpartitionierungen zur Generierung des Oberflächennetzes geschlossener Volumen. Um eine Oberfläche für die Mittellinienrepräsentation von Gefäßen zu generieren, die die gestellten Anforderungen erfüllt, wurde in dieser Arbeit ein neues Verfahren entwickelt, das bei dem Generierungsprozess die Eigenschaften der Mittellinien für Optimierungen nutzt [5]. Die Grundidee des Verfahrens basiert auf *Regiongrowing* sowie den *Competing Fronts*[128], einem Verfahren zur Rekonstruktion von Oberflächen, das die Grundlage zur Mittelliniengenerierung nach Sharf et al. [129] bildet (Abs. 2.3.2.3).

6.1.3.1 Initialisierung

Für die Initialisierung wird der Linienpunkt einer Mittellinie mit dem größten Gefäßradius ermittelt. In der Position dieses Linienpunktes wird das Dreiecksnetz einer Kugelgeometrie (Geosphäre) mit dem Radius des Linienpunktes erzeugt. Diese Ausgangsgeometrie dient als Keim², der iterativ expandiert wird. Die Dreiecke der Keimgeometrie werden dabei unterteilt um zusätzliche Freiheitsgrade zu erzeugen. Die Expansion kann hierdurch fortgesetzt werden, bis die Oberfläche des Zielvolumens vollständig approximiert wird.

6.1.3.2 Expansion

Die Ausdehnung einer Keimgeometrie erfolgt durch das iterative Verschieben der Eckpunkte \mathbf{p}_i entlang ihrer Oberflächennormalen \mathbf{n}_i , die nach jeder Iteration aktualisiert wird. Die Schrittweite der Expansion richtet sich nach dem Isowert $\varphi(\mathbf{p}_i)$ des Eckpunktes. Eckpunkte, die noch nicht die Volumenoberfläche $\varphi(\mathbf{p}_i) = 0$ erreicht haben, sind Elemente der Menge der *Frontpunkte* F mit $\mathbf{p}_i \in F$. Die Expansion wird damit fortgesetzt bis $F = \emptyset$.

Für die Frontpunkte \mathbf{p}_i wird in jeder Iteration der Isowert $\varphi(\mathbf{p}_i)$ zum Gefäßvolumen bestimmt. Liegt der Punkt außerhalb des Gefäßvolumen $\varphi(\mathbf{p}_i) < 0$ wird er zum nächst gelegenen Punkt auf der Volumenoberfläche korrigiert. Für Punkte innerhalb des Volumens ($\varphi(\mathbf{p}_i) > 0$) erfolgt die Expansion entlang der Normalen \mathbf{n}_i . Um auch konkave Formen (Vergrößerung des Gefäßdurchmessers während der Expansion) approximieren zu können, erfolgt die Expansion eines Eckpunktes \mathbf{p}_i ausgehend vom Mittelpunkt \mathbf{p}'_i seiner N topologischen Nachbarn \mathbf{p}_j (Gl. 6.1).

$$\mathbf{p}'_i = \frac{1}{N} \sum_{j=0}^N \mathbf{p}_j \quad (6.1)$$

$$\mathbf{p}_i = \mathbf{p}'_i + \mathbf{n}_i(\beta \cdot r_i) \quad (6.2)$$

Die aktualisierte Position des Eckpunktes wird durch Gleichung 6.2 bestimmt (Abb. 6.5). Durch die Projektion des Vektors $\mathbf{p}'_i - \mathbf{p}_i$ auf die Normale \mathbf{n}_i wird gewährleistet, dass die Frontpunkte immer vom Mittelpunkt der Nachbarn expandieren. Das Gewicht $\beta \in (0, 1]$ kontrolliert die Expansionsgeschwindigkeit in Abhängigkeit vom lokalen Gefäßradius r_i . Für $\beta \rightarrow 1$ steigt die Expansionsrate entlang der Normalenrichtung, woraus ein schneller Fortschritt, eine geringe Auflösung des resultierenden Oberflächenmodells und insbesondere eine geringe Güte der Approximation an den Bifurkationen

²Beim Regiongrowing werden diese Ausgangspunkte als *Seed* bezeichnet.

resultiert. Für die Evaluierung und in den späteren Prototypen wurde $\beta = 0,25$ verwendet.

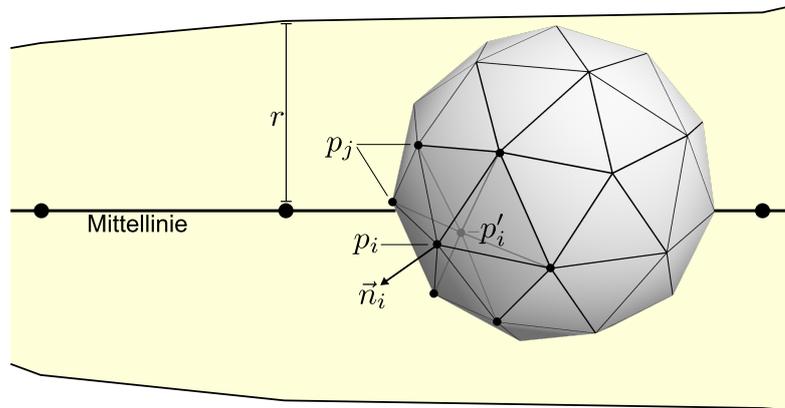


Abbildung 6.5: Schema einer Keimgeometrie auf der Mittellinie eines Gefäßes

Nachdem die Eckpunktposition \mathbf{p}_i neu bestimmt wurde, wird die Normale \mathbf{n}_i als Mittelwert der Flächennormalen anliegender Dreiecke neu bestimmt. Wenn die Normale entlang des Mittelliniensegmentes gerichtet ist, wird der entsprechende Punkt expandiert, bis die nächste Richtungsänderung der Mittellinie auftritt. Hierdurch würden die betroffenen Dreiecke gestreckt werden und zu wenig Eckpunkte (Freiheitsgrade) entlang des Gefäßverlaufes generiert werden (Abb. 6.6, B).

Um diesem Effekt entgegen zu wirken, wird der Anziehungsvektor $\mathbf{a}_i = \mathbf{p}_i^O - \mathbf{p}_i$ zum nächst gelegenen Punkt auf der Volumenoberfläche \mathbf{p}_i^O bestimmt (Abb. 6.6, A). Abhängig von der Entfernung eines Eckpunktes zu seinen Nachbarn steigt der Einfluss dieses Anziehungsvektors. Hierfür wird der größte Abstand des Eckpunktes zu seinen Nachbarn ermittelt und über den Schwellenwert d_{max} zu γ_i normiert (Gl. 6.3). Der Einfluss des Anziehungsvektors wird dabei aufgehoben ($\gamma_i = 0$), wenn dieser der Expansion in Normalenrichtung entgegen wirkt $\mathbf{a}_i \cdot \mathbf{n}_i \leq 0$.

$$\gamma_i = \begin{cases} 0 & \text{wenn } \mathbf{a}_i \cdot \mathbf{n}_i \leq 0 \\ \min\left(\frac{\max(|p_j - p_i|)}{d_{max}}, 1\right) & \text{sonst} \end{cases} \quad (6.3)$$

Erreicht ein Eckpunkt die Volumenoberfläche ($\varphi(\mathbf{p}_i) = 0$), wird er aus der Menge der Frontpunkte F entfernt. Alle Dreiecke der Geometrie von denen mindestens ein Eckpunkt ein Punkt der Frontmenge ist, gehören zur Menge der Frontflächen F_F . Zum Zeitpunkt der Initialisierung beinhaltet F_F alle Dreiecke der Keimgeometrie. Kann die Expansion nicht mehr fortschreiten, werden alle Dreiecke aus F_F , für die ein Schnittpunkt mit der Gefäßmittellinie existiert, an ihren Kantenmitten unterteilt (Abb. 6.6, C). Hierdurch werden drei neue Eckpunkte für die Frontmenge F erzeugt. Das Dreieck sowie die drei dazu benachbarten Dreiecke werden entfernt und durch zehn neue Dreiecke ersetzt, die in F_F eingefügt werden, wodurch die Expansion weiter fortschreiten kann. Durch diese Erweiterung wird die Expansion fortgesetzt, bis alle Eckpunkte die Volumenoberfläche

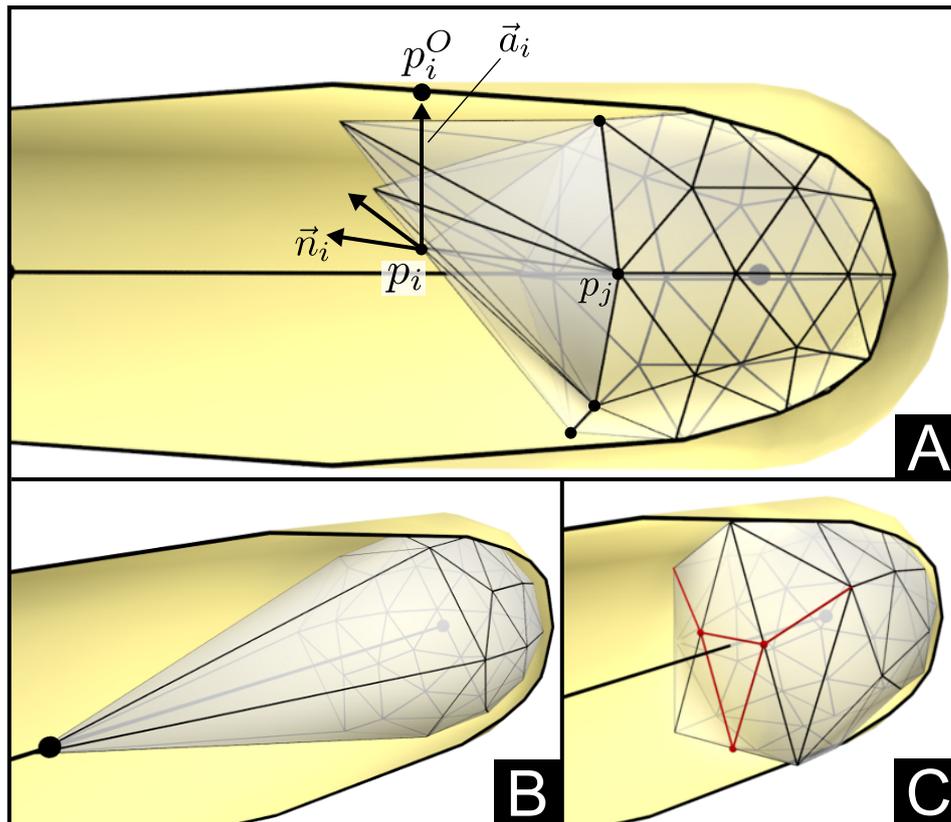


Abbildung 6.6: Durch zunehmenden Einfluss der Oberflächenanziehung wird die Expansion begrenzt (A). Ohne diese Anziehung würde die Expansion entlang der Normalen zu gestreckten Dreiecken führen (B). Flächen, die nach der Expansionsphase von der Mittellinie geschnitten werden, werden unterteilt, wodurch die Expansionsfront erweitert wird (C)

der Gefäße erreicht haben und keine weiteren Schnittpunkte zwischen der Mittellinie und den Dreiecken der Keimgeometrie existieren.

Um die Qualität des Dreiecksnetzes zu erhöhen, wird in einer Nachverarbeitung das resultierende Dreiecksnetz iterativ entspannt. Bei diesem Prozess werden die Eckpunkte zu ihren Nachbarn verschoben um hierdurch eine homogenere Verteilung der Dreiecke zu erreichen. In jeder Iteration wird zunächst jeder Eckpunkt \mathbf{p}_i anteilig (5% der Distanz) in Richtung des Schwerpunktes \mathbf{p}_i' seiner Nachbarn und anschließend in den hierzu nächsten Punkt auf der Volumenoberfläche p_i^O verschoben.

6.1.3.3 Ergebnisse

Das Ziel des Seedgrowing Verfahrens ist die Generierung gering aufgelöster Dreiecksnetze für Gefäße in interaktiven Umgebungen. Hierfür werden in einer Vorverarbeitung Zyklen in den Mittellinien entfernt, so dass sich zwei Fronten nicht begegnen können.

Um auch Oberflächen für Gefäße generieren zu können, deren Mittellinien Zyklen aufweisen, kann der Ansatz von Sharf et al. [128] genutzt werden. Die Front, die bisher als eine Menge F repräsentiert wird, muss getrennt werden, so dass Fronten, die sich entlang verschiedener Gefäßäste entwickeln, von einander unterschieden werden. Die sich begegnenden Fronten werden verbunden, indem zwei gegenüber liegende Dreiecke durch ein Prisma verbunden werden (Abb. 6.7).

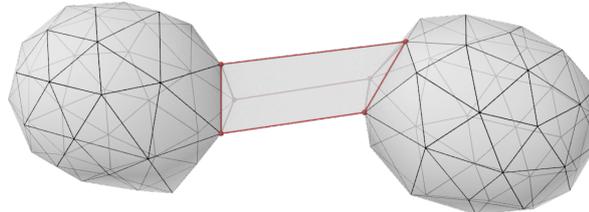


Abbildung 6.7: Aufeinander treffende Expansionsfronten können vereinigt werden in dem zwei gegenüberliegende Frontflächen über ein Prisma verbunden werden.

In Tabelle 6.3 sind die Ergebnisse der Oberflächengenerierung mit dem Seedgrowing Verfahren aufgestellt (vergleiche mit Tabelle 6.1, MT). Des Weiteren wurden die Ergebnisse in Tabelle 6.4 zu MT in Beziehung gesetzt.

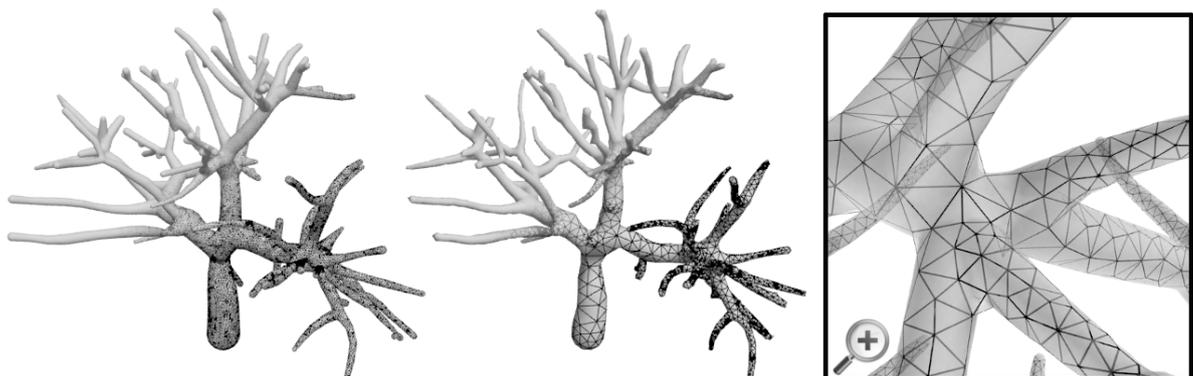


Abbildung 6.8: Vergleich zwischen generierten Oberflächen mit MT (links) und dem Seedgrowing Verfahren (mitte) der Vena Portae. Eine Vergrößerung der transparenten Hülle (MT) überlagert mit dem Gitternetz des Seedgrowing (rechts).

Die generierte Oberfläche der Gefäße hat eine geringere Auflösung. Die hier generierten Modelle sind für eine Simulation und Visualisierung mehrerer Abdomenstrukturen geeignet. Im Vergleich zu den Oberflächen des MT wurden ca. 10% der Dreiecke (Tab. 6.4, Zeile 4) generiert. Durch die geringere Auflösung wird durch die Oberflächenmodelle auch ein geringeres Volumen beschrieben, da die Eckpunkte der Modelle beider Verfahren auf der Volumenoberfläche der Gefäße lokalisiert sind. Die generierten Modelle adressieren aufgrund der Abweichung von ca. 15% (Tab. 6.4, Zeile 2) nicht die Verwendung in Planungssystemen, da hier insbesondere Abstände zwischen anatomischen Strukturen interventionsentscheidend sein können.

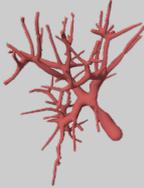
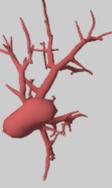
| Seedgrowing (SG) | | | | | | | | | | | |
|---|----------------------------|---------------------|---|-------|-------------------|---|--------|-------------------|-------|-------|--|
| Vena Portae | | | Vena Hepatica | | | Arteria Hepatica | | | | | |
|  | | |  | | |  | | | | | |
| Mittellinie | | | | | | | | | | | |
| 1 | Eckpunkte | | 349 | | 3851 | | 1084 | | | | |
| 2 | Segmente | | 348 | | 3707 | | 1083 | | | | |
| 3 | Radien (mm) | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | |
| | | 0,73 | 6,13 | 1,67 | 0,73 | 10,04 | 2,10 | 0,73 | 7,47 | 1,34 | |
| generierte Geometrie | | | | | | | | | | | |
| 4 | Volumen (mm ³) | | 19.289 | | 23.913 | | 14.703 | | | | |
| 5 | Eckpunkte | | 6.711 | | 4.257 | | 7.647 | | | | |
| 6 | Dreiecke | | 13.418 | | 8.510 | | 15.290 | | | | |
| Geometrieigenschaften | | | | | | | | | | | |
| | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | |
| 7 | Kantenlänge (mm) | 0,34 | 8,96 | 1,74 | 0,57 | 15,04 | 1,90 | 0,36 | 11,57 | 1,21 | |
| 8 | Kantenverhältnis | 0,18 | 1,00 | 0,77 | 0,18 | 1,00 | 0,77 | 0,221 | 1,00 | 0,76 | |
| 9 | Winkelverhältnis | 0,04 | 1,00 | 0,65 | 0,061 | 1,00 | 0,66 | 0,109 | 1,00 | 0,63 | |
| Expansion | | | | | | | | | | | |
| 10 | Schritte | | 899 | | 898 | | 2.332 | | | | |
| | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | |
| 11 | Zeit (Sek.) | $1,9 \cdot 10^{-4}$ | 0,49 | 0,030 | $8 \cdot 10^{-4}$ | 0,24 | 0,036 | $5 \cdot 10^{-4}$ | 0,23 | 0,021 | |
| 12 | Gesamt (Sek.) | | 27,29 | | | 32,20 | | | 49,59 | | |
| Entspannung | | | | | | | | | | | |
| 13 | Schritte | | | | 5 | | | | | | |
| | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | |
| 14 | Zeit (Sek.) | 0,65 | 0,65 | 0,65 | 1,90 | 1,92 | 1,91 | 2,51 | 2,52 | 2,52 | |
| 15 | Gesamt (Sek.) | | 3,26 | | | 9,56 | | | 12,58 | | |
| 16 | Gesamtzeit (mm:ss) | | 00:30 | | | 00:41 | | | 01:02 | | |

Tabelle 6.3: Ergebnisse der Modellgenerierung mit dem Seedgrowing Verfahren für die drei Gefäßbäume einer Leber.

| Vergleich Seedgrowing (SG) mit Marching Tetrahedron (MT) | | | | | | | | | | |
|--|-----------------------------|------------------------|------|------|---------------|-------|------|------------------|-------|------|
| | | Vena Portae | | | Vena Hepatica | | | Arteria Hepatica | | |
| | | generierte Geometrie | | | | | | | | |
| 1 | Volumen MT–SG (mm^3) | 3.078 | | | 4.497 | | | 2.755 | | |
| 2 | Volumen SG÷MT (%) | 86,24 | | | 84,17 | | | 84,22 | | |
| 3 | Eckpunkte SG÷MT (%) | 9,35 | | | 6,97 | | | 16,54 | | |
| 4 | Dreiecke SG÷MT (%) | 9,35 | | | 6,96 | | | 16,54 | | |
| | | Geometrieeigenschaften | | | | | | | | |
| Differenzen (SG–MT) | | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø | Min | Max | Ø |
| 5 | Kantenlänge | 0,21 | 7,72 | 1,15 | 0,43 | 13,79 | 1,31 | 0,22 | 10,29 | 0,63 |
| 6 | Kantenverhältnis | 0,03 | 0 | 0,13 | 0,03 | 0 | 0,13 | 0,061 | 0 | 0,12 |
| 7 | Winkelverhältnis | -0,037 | 0 | 0,15 | -0,009 | 0 | 0,17 | 0,027 | 0 | 0,14 |
| | | Generierung | | | | | | | | |
| 8 | Zeit (SG÷MT)(%) | 4,12 | | | 1,74 | | | 2,60 | | |

Tabelle 6.4: Vergleich der Ergebnisse der Modellgenerierung mit Seedgrowing gegenüber dem Marching Tetrahedron Verfahren für die drei Gefäßbäume einer Leber.

In Abbildung 6.8 ist die Oberfläche der Portalvene mit MT (Abb. 6.8, links) und dem Seedgrowing Ansatz (Abb. 6.8, Mitte) gegenüber gestellt. Beim Seedgrowing erfolgt bei Gefäßen mit geringerem Durchmesser ein geringerer Fortschritt der Expansion, da sich Frontpunkte stets nahe an der Volumenoberfläche befinden. Hierdurch ist das Dreiecksnetz in diesen Bereichen detaillierter, so dass Volumenabweichungen vor allem an Gefäßen mit großem Durchmesser auftreten. Die Überlagerung (Abb. 6.8, rechts) der mit MT generierten Oberfläche mit dem Dreiecksnetz der Seedgrowing Oberfläche zeigt jedoch, dass die wesentliche Gefäßform abgebildet werden kann und dass die Übergänge kontinuierlich gebildet wurden.

Die Kantenlänge ist aufgrund der geringeren Auflösung gestiegen, wobei die Anforderung von $5mm$ nur angenähert werden können, da insbesondere Gefäße mit geringem Durchmesser einen geringeren Punkteabstand erfordern, um den Gefäßumfang abzubilden. Insbesondere die mittlere und maximale Kantenlänge stellt jedoch einen Indikator dar, inwieweit die Auflösung die gestellten Anforderung überschreitet. Hierbei erreicht Seedgrowing im Mittel Kantenlängen von ca. $2mm$ (Tab. 6.3, 7) und im Maximum von über $10mm$. Die Auflösung der resultierenden Oberflächengeometrie kann bei Bedarf durch die zusätzliche Unterteilung in einer Nachverarbeitung erhöht werden.

Die Metriken zeigen, dass die Qualität der Dreiecke verbessert und die Berechnungszeit deutlich verringert werden konnte. Das Seedgrowing Verfahren hat hierbei weiteres Potential durch die Parallelisierung der Umsetzung, da die einzelnen Eckpunkte der Fronten je Zeitschritt unabhängig berechnet werden können. Die Punkteverteilung ist

ungleichmäßiger als bei MT, da die Auflösung des Dreiecksnetzes zum Gefäßdurchmesser adaptiv ist. In Tabelle 6.5 ist die Einordnung der Ergebnisse zu den gestellten Anforderungen dargestellt. Die Modellkomplexität konnte deutlich verringert werden und ist für Echtzeitanwendungen geeignet. Durch die geringere Auflösung steigt der Approximationsfehler, wobei die wesentliche Form für die Trainings- und Testumgebung weiterhin repräsentiert wird.

| # | Anforderung | | |
|---|----------------------------|---|---|
| 1 | Übergänge an Verzweigungen | + | kontinuierlich |
| 2 | geringe Durchmesser | + | |
| 3 | Punktverteilung | 0 | kontinuierlicher Übergang |
| 4 | Modellkomplexität | + | adaptiv zum Gefäßdurchmesser |
| 5 | Approximationsfehler | 0 | Volumenverlust wegen geringer Auflösung |

+ erfüllt, 0 bedingt erfüllt, – nicht erfüllt

Tabelle 6.5: Bewertung des *Seedgrowing* Verfahrens zur Gefäßoberflächengenerierung anhand der gestellten Anforderungen

6.2 Simulation dynamischer Querschnittsänderungen

Bei chirurgischen Eingriffen sind Interaktionen mit Blutgefäßen erforderlich. Bei der Cholezystektomie (Abs. 4.4.2) werden zum Beispiel vor der Resektion der Gallenblase die Gefäße und der Gallengang geklammert und durchtrennt. Im Beispiel des Splenektomieszenarios (Abs. 4.4.1) müssen die Milzgefäße vor dem Durchtrennen aus dem Bauchfett frei präpariert werden. Bei diesen Interaktionen werden die Gefäße nicht nur gegriffen und bewegt, sondern auch im Querschnitt verändert. Das Klammern erfolgt unter anderem mit dem Stapler-Instrument (Abb. 6.9), dessen Funktionsprinzip einer Schere ähnelt. Parallel zur schneidenden Klinge werden zusätzlich Klammern in das Gefäß eingebracht, wodurch das Gefäß an den Schnittkanten während des Durchtrennens verschlossen wird und Blutungen vermieden werden.

Blutgefäße können zusätzlich durch indirekte Interaktionen verformt werden. Die Gefäße sind in Organe eingebettet oder häufig über Fett- oder Bindegewebe mit anderen anatomischen Strukturen verbunden. Kräfte und Bewegungen können hierdurch auf die Gefäße übertragen werden, wodurch der Gefäßquerschnitt oder -verlauf verändert wird. Im Folgenden wird das Verfahren zur physikbasierten Simulation von Querschnittsänderungen beschrieben, das im Kontext dieser Arbeit entwickelt wurde.

6.2.1 Anforderungen

An die Simulation von Querschnittsänderungen werden folgende Anforderungen gestellt.

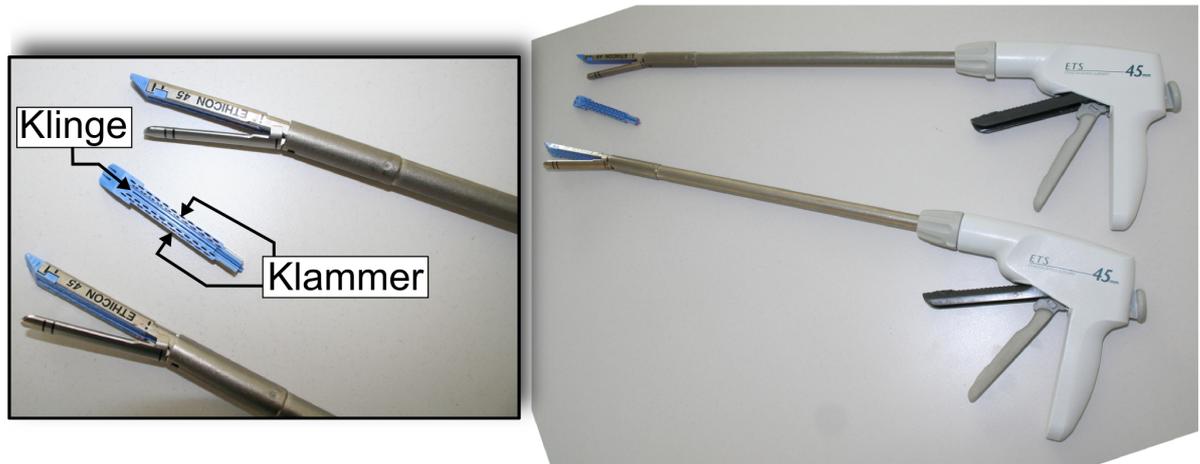


Abbildung 6.9: Laparoskopisches *Stapler*-Instrument. In der Großaufnahme sind die Führung für Klinge und Nadeln zum Gefäßverschluss zu erkennen

1. Ein- und zweiseitige Verformung
2. vollständiges Zusammendrücken des Gefäßes (Klammern)
3. robust gegenüber Degenerierungen (flächen-, volumenerhaltend)
4. Effizienz (Performanz)
5. physikalische Parametrierung

Für die Simulation einseitigen Greifens sowie für die Simulation von Instrumenteninteraktionen, wie das Klammern, sind ein- und zweiseitige (1) Verformungen des Gefäßquerschnittes erforderlich. Beim Simulieren des Klammerns kommt es zur Verformung der Querschnittsfläche, bis diese verschlossen ist und aus geometrischer Sicht keine Querschnittsfläche mehr aufweist (2). Dieses erforderliche Degenerieren darf jedoch nicht zur Destabilisierung der Simulation führen. Wenn die externen Kräfte aufgehoben werden, sollte durch die physikalische Simulation die Querschnittsfläche aufgrund des Gefäßinnendruckes wieder hergestellt werden (Flächen-/Volumenerhalt) (3). Die Berechnungsdauer und Effizienz des Simulationsmodells (4) ist kritisch und entscheidend für die Einsatzmöglichkeiten des Verfahrens. In Trainingssimulationen sind umfangreiche Berechnungen (u.a. Organsimulation, Kollisionserkennung) erforderlich, so dass die Simulation von Gefäßen nur einen Teilaspekt bildet. Trotz geometrischer Komplexität steht daher nur eine geringe Berechnungszeit zur Verfügung. Empirische Parametrierungen eines Simulationsmodells (5) können für Trainingszwecke zu einem ausreichend plausiblen Ergebnis führen, wobei eine objektivierte Parametrierung auf Basis messbarer Kenngrößen die Akzeptanz insbesondere bei Experten potentiell verbessert. Wenn auf Grundlage der interaktiven Simulation als Testumgebung eine Beurteilung von Instrumenten oder Vorgehensweisen erfolgen soll, ist eine physikalische Parametrierung ebenfalls für eine objektive Grundlage der Simulation erforderlich. Die empirische Parametrierung hat zu dem den Nachteil, dass die Parametrierung meist für jedes Modell neu abgestimmt werden muss. Bei der physikbasierten Parametrierung kann bei einer bekannten Mate-

rialdichte auf Grundlage des Geometrievolumens die Masseverteilung erfolgen, während die Materialsteife übertragbar ist. Wenn ein geeignetes Simulationsverfahren vorliegt und die Parameter der Steife bekannt sind, können somit unterschiedlichste Modelle mit diesem Materialverhalten simuliert werden.

6.2.2 Simulation mit einfachen Feder-Masse Modellen

In diesem Abschnitt wird ein einfaches geometrisches Modell beschrieben, mit dem prinzipiell richtungsabhängige Querschnittsänderungen über ein einfaches FMS ermöglicht werden. Dieser einfache Ansatz soll die Notwendigkeit des im Folgenden beschriebenen und in dieser Arbeit neu entwickelten Verfahrens aufzeigen, da Verfahren, die zur Organ-simulation eingesetzt werden, nicht direkt auf die Gefäßsimulation übertragen werden. Simulationsverfahren auf Grundlage der Oberfläche oder von Tetraederelementen können, aufgrund der zur Diskretisierung erforderlichen Elementanzahl, nicht in Echtzeit berechnet werden. In chirurgischen Planungssystemen werden Blutgefäße hingegen für umfangreiche Berechnungen durch ihre Mittellinie (Abs. 2.3.2.3) repräsentiert.

Für eine Querschnittsänderung, wie es durch das Klammern erfolgt, muss der Gefäßradius r_i richtungsabhängig repräsentiert werden. In jedem Linienpunkt \mathbf{p}_i wird der Gefäßquerschnitt daher als Kreispolygon (Profil) repräsentiert.

Die Profilverpunkte \mathbf{p}_a^M sind in Ruhelage über eine Feder der Länge $l_a^I = r_i$ mit dem Linienpunkt verbunden, so dass $\forall \mathbf{p}_a^M (|\mathbf{p}_a^M - \mathbf{p}_i| = r_i)$. Die Querschnittsänderung an einem Linienpunkt des Gefäßes entspricht damit der Verformung seines Profils aufgrund externer Kräfte.

In Abbildung 6.10 ist das Ergebnis der Profilsimulation auf Basis eines einfachen FMS dargestellt. An einem Profilverpunkt wurde interaktiv eine Kraft in wechselnde Richtungen ausgeübt. Die Federn verursachen Kräfte in axialer Richtung, wodurch das Profil nicht formstabil ist und degeneriert.

Das Entstehen einer externen Kraft an einzelnen Profilverpunkten entspricht dem punktuellen Greifen eines Blutgefäßes an seiner Oberfläche. An diesem Beispiel ist zu erkennen, dass sich das Profil aufgrund der auftretenden Kräfte nicht dreht. Insbesondere in den Zeitschritten t_2 und t_3 wird die Kraft an einem Profilverpunkt in einer Richtung ausgeübt, die keine Achse zum Masseschwerpunkt des Körpers bildet, so dass aus dem Hebelarm und der Kraft ein Drehmoment und eine Drehbewegung zu erwarten wäre.

In einer zweiten Simulation wurde das Funktionsprinzip des Stablers an demselben Simulationsmodell erprobt. Das Profil wurde hierfür wiederholt von zwei Seiten zusammen gedrückt (Abb. 6.11).

Auch bei diesem Versuch degeneriert das Profil. Die Ausgangsform kann, auch nachdem keine Kraft mehr ausgeübt wird, nicht mehr hergestellt werden. Das Degenerieren der Profilsimulation mit einem einfachen FMS ist unabhängig von der Parametrierung und

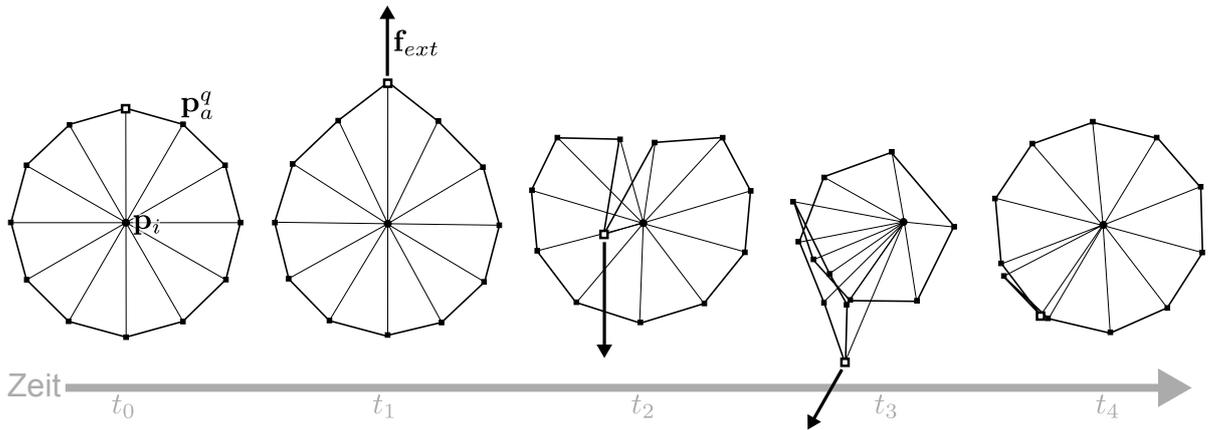


Abbildung 6.10: Auf einen Profilpunkt (Gefäßquerschnitt) werden interaktiv Kräfte in wechselnder Richtung ausgeübt. Nach dem Degenerieren des Modells (t_3) kann die Ausgangsform nicht wieder hergestellt werden (t_4)

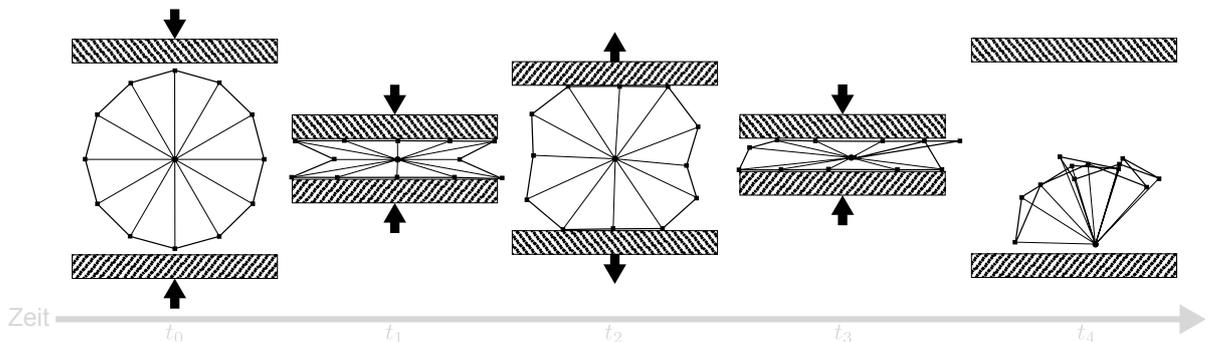


Abbildung 6.11: Funktionsprinzip eines Staplers: Profil wiederholt zusammengedrückt durch zwei Kontaktflächen. Profil degeneriert vollständig.

resultiert vor allem daraus, dass die Federn nur Axialkräfte simulieren. Durch die Kräfte tritt kein Drehmoment des Profils auf, da zu wenig Kräfte bei der Verschiebung von Profilpunkten entstehen. Dieser Effekt kann prinzipiell durch die Parametrierung mit hohen Federsteifen verbessert werden. Bei der expliziten Zeitintegration in einem iterativen Lösungsverfahren setzen sich die an einem Punkt entstehenden Kräfte in jeder Iteration fort. Die Längen der Federn werden hierdurch nicht im selben Umfang wie die Verschiebung des Profilpunktes verändert. Damit ein Drehmoment auftritt müsste sich die externe Kraft über die Federn auf alle Profilpunkte unmittelbar und nicht interaktiv übertragen.

Im Folgenden wird ein Simulationsmodell beschrieben, dass die Anforderungen in Abschnitt 6.2.1 erfüllt und die hier dargestellten Interaktionen ohne das Entstehen von Degenerierungen ermöglicht.

6.2.3 Initialisierung und Parametrierung

Das im Folgenden beschriebene Verfahren basiert ebenfalls auf der richtungsabhängigen Beschreibung des Gefäßradius durch Profile in jedem Linienpunkt \mathbf{p}_i . Die Grundidee des Verfahrens basiert auf dem elastischen Stab nach Kirchhoff [69]. Im Gegensatz zu einem elastischen Stab oder Seil weist ein Gefäß Bifurkationen auf.

Für jeden Linienpunkt existiert ein Profil für jeden Mittellinienpfad zu dem der Linienpunkt gehört. Ähnlich dem kirchhoffschen Stab wird jedes Profil in einem eigenen Koordinatensystem beschrieben, das beim elastischen Stab als Bishop- oder *Materialframe* [68] bezeichnet wird. Die Profilpunkte eines Profils werden in der x-/y-Ebene der Materialframes \bar{M} beschrieben. Die z-Achse der Materialframes ist entlang des nächsten Pfadsegmentes ausgerichtet. End- und Mittelpunkte besitzen ein Materialframe und Profil, während Verzweigungspunkte für jedes ihrer Segmente eigene Materialframes und Profile verwenden. Die Materialframes beschreiben den Gefäßradius in die jeweiligen Richtungen des Mittellinienpfades.

Für die Berechnung der Biege- und Torsionssteife wird das *Torsionsframe* \bar{T} als weiteres lokales Koordinatensystem verwendet. Jedem Linienpunkt wird zusätzlich zu seinen Materialframes genau ein Torsionsframe zugeordnet. Die Orientierung der Torsionsframes ist initial entsprechend der Weltkoordinaten ausgerichtet, so dass die Orientierung als Identitätsmatrix beschrieben wird.

Die Materialframes und das Torsionsframe werden genutzt, um verschiedene Kräftearten zu berechnen. Die Repräsentation von Punkten und Kraftvektoren in diesen lokalen Koordinatensystemen ermöglicht die Vereinfachung der Algorithmen und die effiziente Berechnung des physikbasierten Modells. Im Koordinatensystem des Materialframes werden die Positionen der Profilpunkte und die initiale Orientierung des Torsionsframes gespeichert (Abb. 6.12, rechts). Hierdurch wird die Orientierung des Torsionsframes relativ zur Lage der Materialframes beschrieben. Im Koordinatensystem des Torsionsframes wird die Position der benachbarten Linienpunkte gespeichert. Hierdurch können benachbarte Punkte relativ zur Orientierung eines Torsionsframes angepasst werden.

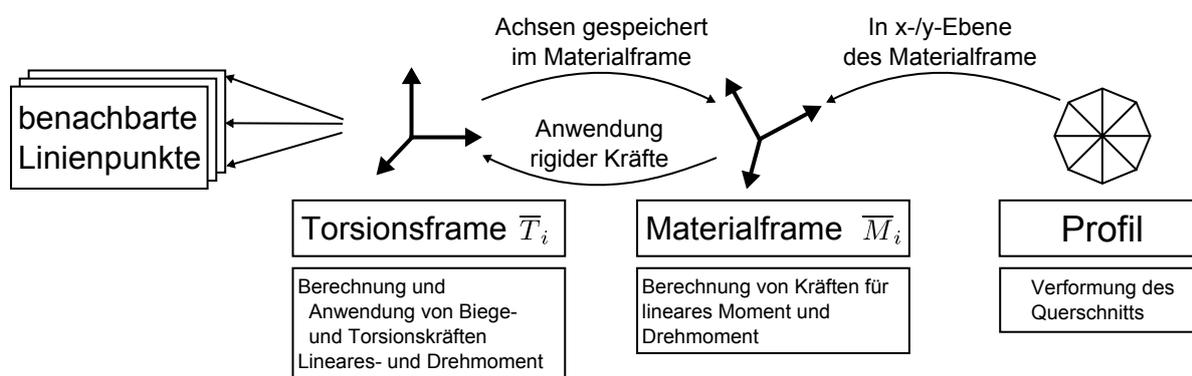


Abbildung 6.12: Schema des Aufbaus der Koordinatensysteme für einen Linienpunkt

Im Folgenden werden Positionen und Vektoren, die sich auf das Koordinatensystem des Material- oder Torsionsframe beziehen, mit den hochgestellten Indizes M beziehungsweise T gekennzeichnet.

Externe Kräfte werden an den Profilpunkten an der Gefäßoberfläche ausgeübt und führen zur Gefäßverformung im Querschnitt sowie zur Biegung und Drehung (Torsion) der Gefäßmittellinie. Verformungen des zweidimensionalen Profils erfolgen in der x-/y-Ebene des Materialframes. Externe Kräfte die senkrecht zu dieser Ebene stehen oder eine Verformung oberhalb einer definierten Grenze verursachen, führen zum linearen Moment und Drehmoment des Material- und Torsionsframes. Für diese Kraftanteile wird das Profil als nicht verformbarer Festkörper betrachtet.

Das Volumen eines Liniensegmentes, das zwei Linienpunkte \mathbf{p}_i und \mathbf{p}_j verbindet, entspricht einem Kegelstumpf, dessen Volumen durch Gleichung 6.4 bestimmt wird. Jedem *Linienpunkt* wird die Hälfte der zu ihm gehörenden Segmentvolumen zugeordnet. Einem *Profil* wird die Hälfte der Segmentvolumen des entsprechenden Mittellinienpfades zugeordnet. Für End- und Verzweigungspunkte entspricht das Profilvolumen dem Volumen eines halben Segmentes, während das Profilvolumen von Mittelpunkten (Abb. 6.13, rechts) zwei halben Segmentvolumen entspricht.

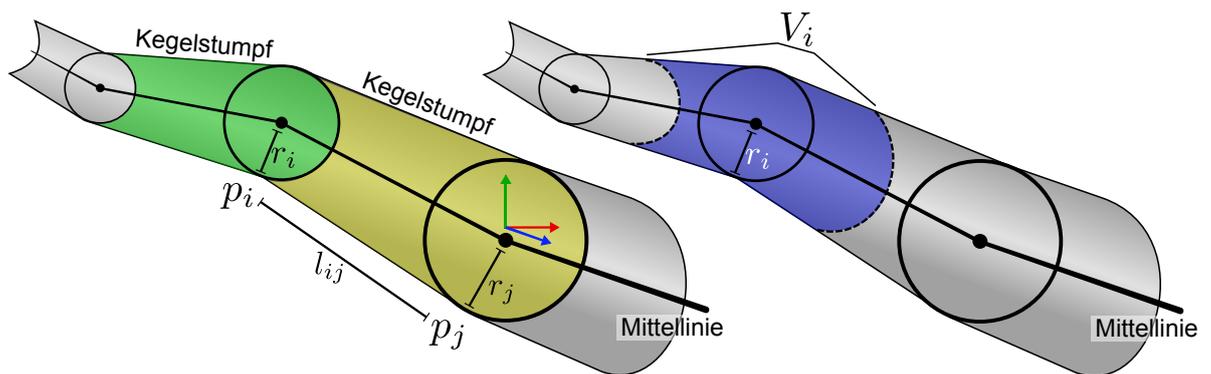


Abbildung 6.13: Schema eines Gefäßastes. Zwischen je zwei Mittellinienpunkten wird durch ihre Radien ein Kegelstumpfsegment beschrieben (links). Einem Mittellinienpunkt ist die Hälfte der Volumen anliegender Kegelstümpfe zuzuordnen.

$$V = \frac{1}{3} l_{ij} \pi (r_i^2 + r_j^2 + r_i r_j) \quad (6.4)$$

$$V_i = \frac{1}{6} \pi \sum_{j=1}^N l_{ij} \left(\frac{7}{4} r_i^2 + \frac{1}{4} r_j^2 + r_i r_j \right) \quad (6.5)$$

Für Blut wird die Dichte $\rho = 1055 \frac{kg}{m^3}$ nach Fung [53] angenommen, wodurch über Volumen und Dichte die Masse der Linienpunkte m_i und Profile m_i^p bestimmt wird.

Die Profilmasse wird auf die N Profilpunkte durch $m_a = m_i^p/N$ gleichverteilt. Der Profiltradius, um den die N Profilpunkte im Winkel $\alpha = 2\pi/N$ angeordnet sind, soll bei diastolischem Gefäßdruck dem Gefäßradius entsprechen. Der diastolische Gefäßinnen- druck übt eine Kraft in Normalenrichtung auf die Gefäßwand aus. Die Normale \mathbf{n}_a^M eines Profilpunktes wird durch Gl. 6.7 auf Basis des Profilpolygons berechnet (Abb. 6.14).

$$\mathbf{p}_a^M = r_i \begin{pmatrix} \sin(a \alpha) \\ \cos(a \alpha) \\ 0 \end{pmatrix} \quad (6.6)$$

$$\mathbf{n}_a^M = \overline{M}_z \times \frac{\mathbf{p}_{a+1}^M - \mathbf{p}_{a-1}^M}{|\mathbf{p}_{a+1}^M - \mathbf{p}_{a-1}^M|} \quad (6.7)$$

$$\text{mit } a = \begin{cases} a \bmod N & \text{wenn } a \geq N \\ (a \bmod N) + N & \text{wenn } a < 0 \\ a & \text{sonst} \end{cases}$$

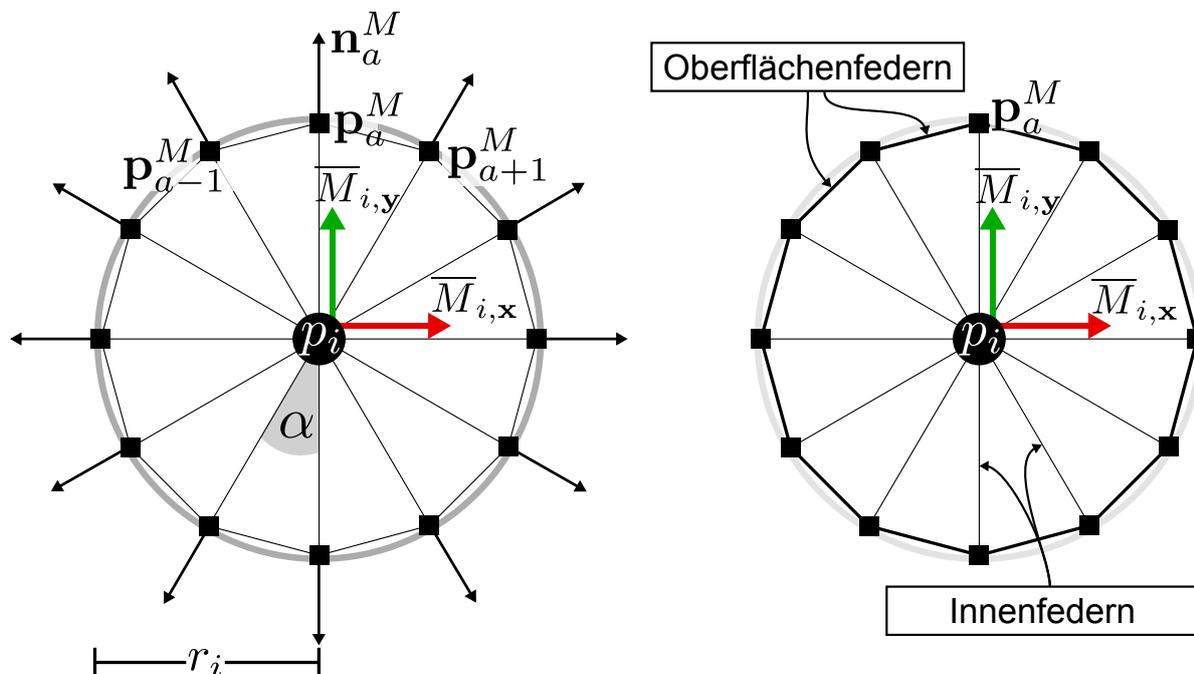


Abbildung 6.14: Schema des Querschnittspolygons eines Mittellinienpunktes mit $N=12$ Eckpunkten (links). Unterscheidung zwischen Innen- und Oberflächenfedern (rechts)

Die Profilkanten werden als Innen- und Oberflächenfedern unterschiedlich parametrisiert. Die Kräfte, die sie verursachen, werden in der Simulation durch ein FMS berechnet. Die *Oberflächenfedern*, am Umfang des Kreispolygons, beschreiben die Gefäßwand. Die *Innenfedern* bilden die Verbindung der Profilpunkte mit dem Linienpunkt und simulieren das Gefäßlumen. Im Folgenden wird die Parametrierung der Innen- und Oberflä-

chenfedern sowie die Berechnung der Kräfte für die Eckpunkte, Linienpunkte, Material- und Torsionsframes beschrieben.

Innenfedern Die Innenfedern verbinden die Profilpunkte mit dem Linienpunkt. Während der Simulation wirkt ständig der Gefäßinnendruck auf die Profilpunkte, wobei die Länge der Innenfeder bei diastolischem Druck $80\text{mmHg} = 10640\text{Pa}$ dem Gefäßradius $l_a^I = r_i$ entsprechen soll. Hierfür ist es erforderlich die Ruhelängen l_0^I und die Federsteifen der Innenfedern k^I entsprechend zu bestimmen.

Zwischen dem E-Modul E und der Federsteife besteht der Zusammenhang in Gleichung 6.8 [53] über die Querschnittsfläche A_0 und der absoluten Längenänderung der Feder ΔL . Das E-Modul ist der erforderliche Druck, um eine Gewebeprobe um ΔL bei einer Querschnittsfläche A_0 zu verformen. Entgegen dem hookschen Gesetz wird in der Echtzeitsimulation die Längenänderung der Federn nicht als absolute, sondern durch einen Strain-Tensor als relative Größe einheitenlos beschrieben. In interaktiven Anwendungen wird häufig der ϵ -Strain-Tensor (Gl. 6.9, Abs. 2.2.1.1) genutzt, bei dem die Längenänderung auf die Ruhelänge der Feder bezogen wird. Fung [53] gibt eine Übersicht über unterschiedliche Strain-Tensoren, wobei einige Strain-Tensoren Polstellen und Grenzwerte aufweisen.³

$$k_I = E \frac{A_0}{\Delta l^I} \quad (6.8)$$

$$\epsilon = \frac{r_i - l_0^I}{l_0^I} \quad (6.9)$$

$$k_I = P^{dia} \frac{A_0}{\epsilon} = P^{dia} A_0 \frac{l_0^I}{r_i - l_0^I} \quad (6.10)$$

Bei Verwendung des ϵ -Strain-Tensors erhält man durch Einsetzen von Gleichung 6.9 für Δl^I in Gleichung 6.8 die Formulierung der Federsteife als Gleichung 6.10. Hierbei wurde das E-Modul durch den Gefäßinnendruck ersetzt. Für die Bestimmung der Federsteife ist die Querschnittsfläche einer Innenfeder erforderlich. Dies wird durch das Verhältnis aus Volumen und Ruhelänge der Innenfeder approximiert. Das Profilvolumen V_i^p teilt sich gleichmäßig auf die N Innenfedern auf, so dass die Querschnittsfläche A_0 der Innenfeder in Abhängigkeit von der Ruhelänge der Innenfeder l_0^I durch Gleichung 6.11 bestimmt wird.

Durch den Innendruck P^{dia} soll die Innenfeder von der Ruhelänge auf den Gefäßradius gestreckt werden. Eine Ruhelänge von $l_0^I = 0$ ist jedoch nicht sinnvoll, da dies der Polstelle des ϵ -Strain-Tensors entspricht. Statt dessen wird l_0^I durch Gleichung 6.12 relativ zum Gefäßradius (mit $\gamma = 0.1$ in der prototypischen Umsetzung) definiert. Hierdurch werden

³Polstellen können zur Destabilisierung des Gesamtsystems führen, wenn eine Federlänge während des numerischen Lösungsverfahrens den Wert der Polstelle annimmt.

große Abweichungen zwischen dem Gefäßradius und der Ruhelänge, die zu numerischen Problemen führen können, vermieden.

$$A_0 = \frac{V_i^p}{Nl_0^I} \quad (6.11)$$

$$l_0^I = \gamma r_i \text{ mit } \gamma \in [0, 1) \quad (6.12)$$

Wenn man Gleichung 6.11 in Gleichung 6.10 einsetzt und l_0^I durch Gleichung 6.12 ersetzt, kann die Federsteife der Innenfedern durch Gleichung 6.14 bestimmt werden.

$$k_I = P^{dia} \frac{V_i^p}{Nl_0^I} \frac{l_0^I}{r_i - l_0^I} \quad \left| A_0 \Rightarrow \frac{V_i^p}{Nl_0^I} \right. \quad (6.13)$$

$$\begin{aligned} \Rightarrow & P^{dia} \frac{V_i^p}{N(r_i - l_0^I)} \\ \Rightarrow & \frac{P^{dia} V_i^p}{N r_i (1 - \gamma)} \quad \left| (l_0^I \Rightarrow \gamma r_i) \right. \end{aligned} \quad (6.14)$$

Oberflächenfedern Die Oberflächenfedern gewährleisten die direkte Kraftübertragung benachbarter Profilmomente. Ihre Ruhelänge l_0^O wird durch Gleichung 6.15 bestimmt.

$$l_0^O = r_i \sqrt{\sin^2 \left(\frac{2\pi}{N} \right) + \left(\cos \left(\frac{2\pi}{N} \right) - 1 \right)^2} \quad (6.15)$$

Ihre Federsteife k^O hängt wesentlich von den Gewebeeigenschaften der Gefäßwand ab. Die Gefäßwand ist ein heterogenes Gewebe aus mehreren Schichten und verschiedenen Muskelgeweben (Abs. 2.1.3.2). Bei Flüssigkeiten gilt nach Laplace der Zusammenhang in Gleichung 6.16 zwischen dem Innendruck P und der Oberflächenspannung eines Zylinders mit dem Radius r [53]. Fung [53] zeigt, dass diese Annahme auch für ungleichmäßige dickere Wandungen gilt. Diese Tensionsspannung beschreibt die erforderliche Oberflächenspannung, bei der eine Oberfläche einem Innendruck stand hält. Sie lässt keine Aussagen über die Spannung der Gefäßwand zu. Die Gefäßwand muss jedoch mindestens diese Spannung haben, so dass über diese Gesetzmäßigkeit die Untergrenze für die Steife der Oberflächenfedern abgeleitet wird.

$$P = \frac{T}{r} \implies T = Pr \quad (6.16)$$

Durch das heterogene Gewebe der Außenwand kann die Spannung der Gefäßoberfläche nur durch umfangreiche Messungen bestimmt werden. Hierbei bestehen jedoch eine Reihe zusätzlicher Probleme. Gefäße haben sehr dünne Außenwände und trocken für

ex-vivo Messungen schnell aus. Sie haben in unterschiedlichen Körperregionen unterschiedliche Durchmesser und Zusammensetzungen der Muskelstrukturen in der Innenwand und unterliegen alters- und krankheitsbedingt unterschiedlich stark Verkalkungen [37].

Gleichung 6.16 besagt, dass die Oberflächenspannung in Abhängigkeit vom Gefäßradius und vom Innendruck ansteigt. Um die Untergrenze der Federsteife der Oberflächenspannung zu ermitteln, wird Gleichung 6.14 nach Pr bzw. $P^{dia}r_i$ umgestellt:

$$\begin{aligned} k_I &= \frac{P^{dia}V_i^P}{Nr_i(1-\gamma)} \Big| \cdot r_i^2 \\ k_I r_i^2 &= \frac{P^{dia}r_i V_i^P}{N(1-\gamma)} \Big| \cdot \frac{N(1-\gamma)}{V_i^P} \\ T = P^{dia}r_i &= k_I \frac{r_i^2 N(1-\gamma)}{V_i^P} \end{aligned} \quad (6.17)$$

Die erforderliche Tensionsspannung ist nach Gleichung 6.17 wesentlich größer als die Federsteife der Innenfedern, zumal diese Spannung nur der Mindestspannung entspricht. In der prototypischen Umsetzung wird vereinfacht angenommen, dass die Federsteife der Oberflächenfeder ein Vielfaches (20-fach) der Innenfedersteife beträgt. Eine Alternative ist die Simulation der Oberflächenspannung durch Zusicherungen (Constraints), so dass die Länge der Oberflächenfedern in jedem Aktualisierungsschritt auf die Ausgangslänge korrigiert wird (nicht physikalisch motiviert). Der Vorteil ist neben einer effizienten Berechnung die numerische Stabilität. Die Berechnung des Simulationsmodells muss hierbei jedoch dreistufig erfolgen. Zuerst werden die Kräfte an den Profilpunkten über die physikbasierte Simulation der Innenfedern bestimmt. Nachdem die Verschiebung der Profilpunkte durch die hierauf basierende Zeitintegration erfolgt ist, kann die Position der Eckpunkte aufgrund der Zusicherungen korrigiert werden. Wenn die Oberflächenfedern ebenfalls physikbasiert simuliert werden, werden die Kräfte durch Innen- und Oberflächenfedern an den Profilpunkten kummuliert und die Berechnung ist nach der Zeitintegration abgeschlossen.

6.2.4 Aktualisierung

Der Innendruck und die Tensionsspannung führen zu hohen Federsteifen. Hohe Steifen bedeuten, dass bei geringen Verformungen bereits starke materialspezifische Kräfte auftreten, die diesen Verformungen entgegen wirken. In der Echtzeitsimulation müssen die erforderlichen Berechnungen bereits nach kurzer Zeit vorliegen (Abhängig vom Rezeptor: Visualisierung ca. $25Hz = 40ms$). Steife Materialien erfordern jedoch geringe Schrittweiten bei der Zeitintegration und mehrere Aktualisierungsschritte, bis das Gleichungssystem eingeschwungen ist und das Gleichgewicht zwischen internen und externen Kräften vorliegt. Insbesondere wenn mehrere Strukturen in einer Umgebung simuliert werden,

sind bei Echtzeitberechnungen häufig nur ein oder wenige iterative Berechnungsschritte für ein Deformationsmodell möglich.

Bei Festkörpern führen externe Kräfte zur Verschiebung und Drehung des Körpers (lineares Moment und Drehmoment). Wenn das Gefäß einseitig gegriffen wird, dann läßt sich die Oberfläche leicht verformen. Zusätzliches Ziehen führt dann jedoch zu einer Verschiebung des Gefäßes, wodurch der Gefäßast bewegt werden kann. Externe Kräfte durch Interaktion führen anteilig zur Verformung des Gefäßquerschnittes und anteilig zur Verschiebung und Drehung des Gefäßes. Die Berechnung der physikbasierten Deformationssimulation für die Gefäße erfolgt anhand der Übersicht in Abbildung 6.15. Die einzelnen Schritte der Berechnungen werden im Folgenden detailliert erläutert.

Die **Gesamtkraft des Profilpunktes** \mathbf{f}_a^M (Gl. 6.18) entspricht der Summe aus den Kräften der **Innen-** $\mathbf{f}_{I,a}^M$ und **Oberflächenfedern** $\mathbf{f}_{O,a}^M$ sowie den Kräften durch den **Innendruck** $\mathbf{f}_{P,a}^M$ und **externe** Einflüsse $\mathbf{f}_{ext,a}^M$ (Anwenderinteraktion, Wechselwirkungen mit anderen Strukturen) (Abb. 6.16 B).

$$\mathbf{f}_a^M = \mathbf{f}_{P,a}^M + \mathbf{f}_{I,a}^M + \mathbf{f}_{O,a}^M + \mathbf{f}_{ext,a}^M \quad (6.18)$$

Die Kraft $\mathbf{f}_{I,a}^M$ der Innenfedern mit der Ruhelänge l_0^I ist entgegengesetzt zur Druckkraft $\mathbf{f}_{P,a}^M$ gerichtet (Gl. 6.19) und wird über ein FMS berechnet. Die Druckkraft $\mathbf{f}_{P,a}^M$ ist entlang der Profilpunktnormalen \mathbf{n}_a^M (Gl. 6.20) gerichtet. Diese Normalen müssen in jedem Zeitschritt aktualisiert werden (Gl. 6.7). Ohne den Einfluss externer Kräfte ist $\mathbf{f}_{P,a}^M = \mathbf{f}_{I,a}^M$, wenn $|\mathbf{v}_{i,a}| = r_i$ mit $\mathbf{v}_{i,a} = \mathbf{p}_a^q - \mathbf{p}_i$.

Die Kraft der Oberflächenfedern eines Profilpunktes $\mathbf{f}_{O,a}^M$ wird durch die zwei Oberflächenfedern der Vektoren $\mathbf{v}_{a,a+1}$, $\mathbf{v}_{a,a-1}$ bestimmt und ist tangential zum Profilumfang gerichtet (Gl. 6.21).

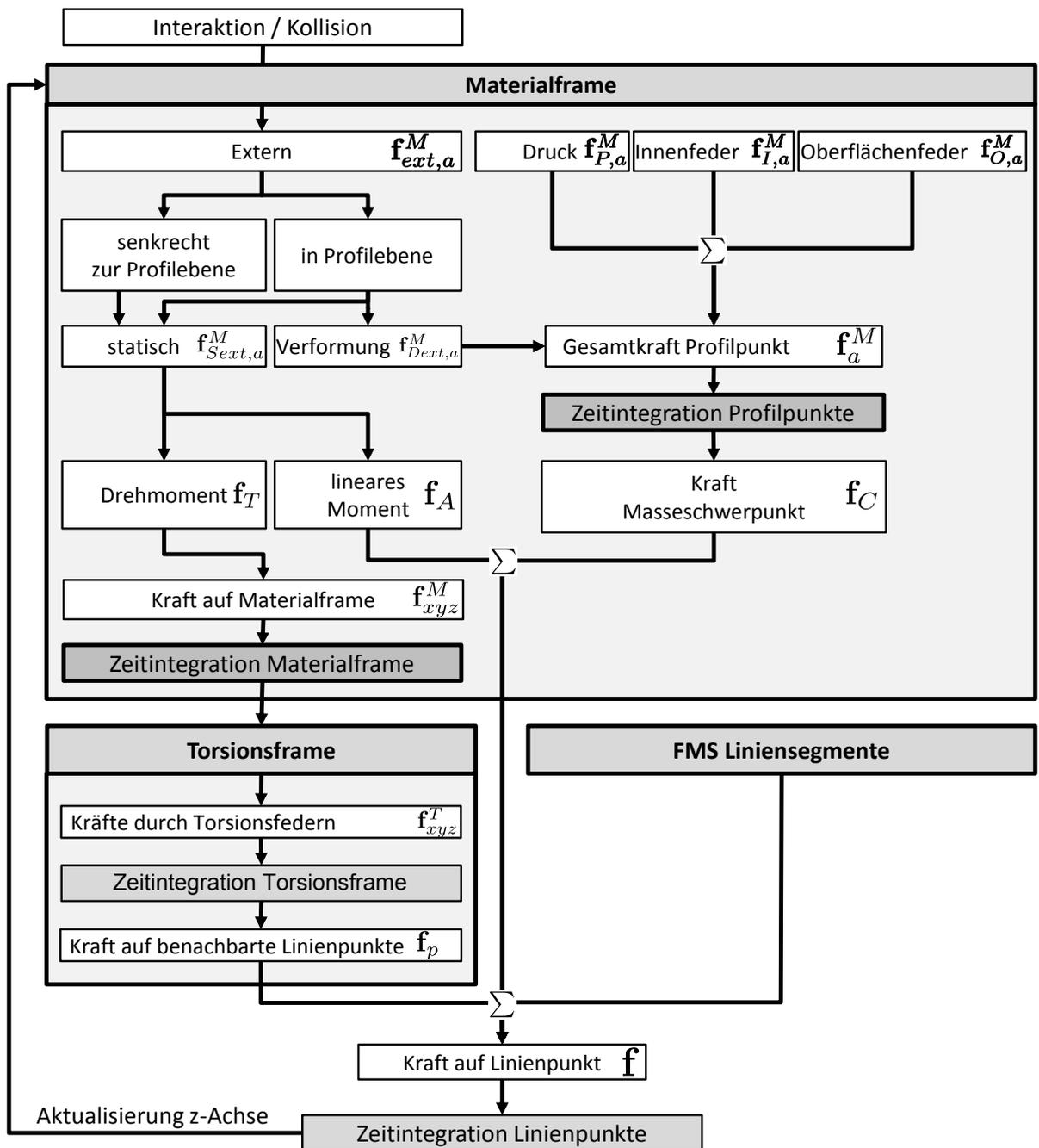


Abbildung 6.15: Ablaufschema für die Berechnung der physikbasierten Simulation. Die aufgeführten Begriffe werden in den Beschreibungen zu Aktualisierung hervorgehoben.

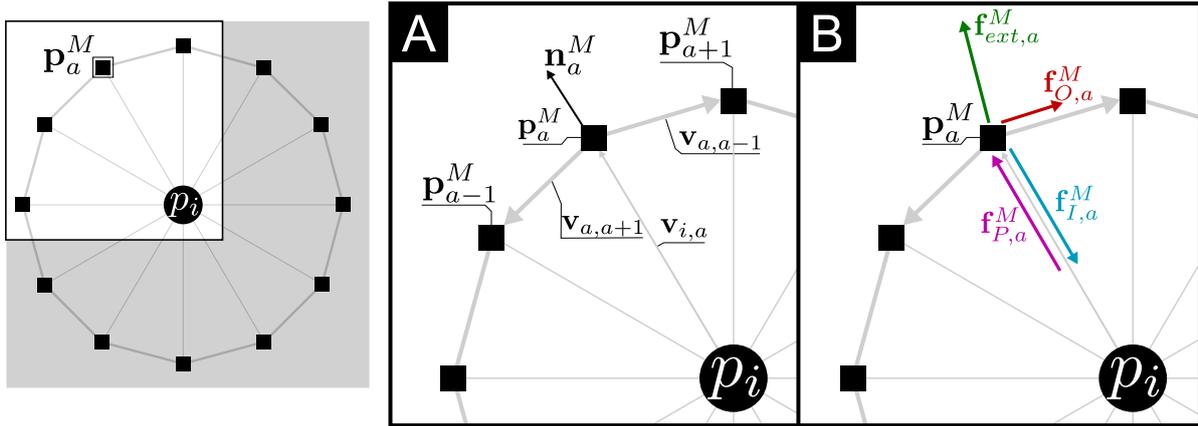


Abbildung 6.16: Komponenten bei der Kraftberechnung für einen Punkt p_a^M . Bezeichnungen relevanter Geometriekomponenten (A) und Kraftbezeichnungen (B)

$$\mathbf{f}_{I,a}^M = -k_I \frac{|\mathbf{v}_{i,a}| - l_0^I}{l_0^I} \hat{\mathbf{v}}_{i,a} \quad (6.19)$$

$$\mathbf{f}_{P,a}^M = k_I \frac{r_i - l_0^I}{l_0^I} \mathbf{n}_a^M \quad (6.20)$$

$$\mathbf{f}_{O,a}^M = \frac{k_O}{l_0^O} ((|\mathbf{v}_{a,a+1}| - l_0^O) \hat{\mathbf{v}}_{a,a+1} - (|\mathbf{v}_{a,a-1}| - l_0^O) \hat{\mathbf{v}}_{a,a-1}) \quad (6.21)$$

$$\theta = \max \left(0, \min \left(l_a^I, \frac{l_a^I - r_i}{l_{max}^I - r_i} \right) \right) \quad (6.22)$$

$$\mathbf{f}_{Dext,a}^M = \begin{pmatrix} \theta & 0 & 0 \\ 0 & \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \mathbf{f}_{ext}^M \quad (6.23)$$

$$\mathbf{f}_{Sext,a}^M = \begin{pmatrix} 1 - \theta & 0 & 0 \\ 0 & 1 - \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \mathbf{f}_{ext}^M \quad (6.24)$$

$$\mathbf{f}_a^M = \mathbf{f}_{P,a}^M + \mathbf{f}_{I,a}^M + \mathbf{f}_{O,a}^M + \mathbf{f}_{Dext,a}^M \quad (6.25)$$

Die externe Kraft \mathbf{f}_{ext}^M verursacht sowohl die Verformung des Profils, ein lineares Moment und ein Drehmoment des Profils. Sie wird daher in die Kraftanteile, die zur Deformation \mathbf{f}_{Dext}^M und die zum linearen Moment und Drehmoment des statischen Profils führen \mathbf{f}_{Sext}^M , aufgeteilt. Die Deformation des Gefäßquerschnittes erfolgt in der x-/y-Ebene des Materialframes. Kräfte die **senkrecht zur Profilebene**, also entlang der z-Achse des Profils gerichtet sind, wirken sich nicht auf den Querschnitt des Gefäßes, sondern auf das Materialframe aus.

Für die Innenfedern wird zusätzlich eine maximale Federlänge l_{max}^I definiert. Innenfedern können nur bis zu dieser maximalen Länge gestreckt werden. Mit Erreichen dieser maximalen Dehnungsgrenze wirken sich externe Kräfte **in der Profilebene** zunehmend auf die Verschiebung und Rotation des Profils aus (Gl. 6.23, Gl. 6.24). Der Übergang erfolgt hierbei durch lineare Interpolation zwischen der normalen Ausgangslänge und der maximalen Dehnbarkeit für die Federlänge $l_a^I \in [r_i, l_{max}^I]$ (Gl. 6.22). Die maximale Länge der Innenfeder ist durch $l_{max}^I = \beta r_i$ ($\beta \geq r_i$) relativ zum Gefäßradius definiert. Die Gesamtkraft, die bisher durch Gleichung 6.18 berechnet wurde, wird um diesen Aspekt zu Gleichung 6.25 erweitert. Von dem statischen Kraftanteil $\mathbf{f}_{Sext,a}$ wird die Kraft, die das Drehmoment und die Kraft die das lineare Moment verursacht, abgeleitet. Das Drehmoment ist das Produkt zwischen Länge des Hebelarms und der am Hebelarm ausgeübten Kraft. Der Hebelarm entspricht der Verbindung zwischen dem Angriffspunkt der Kraft und dem Masseschwerpunkt.

Das Profil repräsentiert anteilig das Volumen und die Masse der Segmente. Nach der Aktualisierung der Position durch die **Zeitintegration für die Profilmunkte**, wurde die Form einer Kreisfläche dieses Segmentes sowie der Masseschwerpunkt des Profils verändert. Um den Linienpunkt der Mittellinie in den Masseschwerpunkt zu bewegen, wird der Mittelpunkt der Profilmunkte ermittelt und eine Kraft zwischen diesem **Masseschwerpunkt** und dem Linienpunkt \mathbf{f}_C entsprechend des euklidischen Abstandes initiiert (Abb. 6.17). Sie bildet einen Anteil der **Kraft auf den Linienpunkt** und wird im Weltkoordinatensystem definiert.

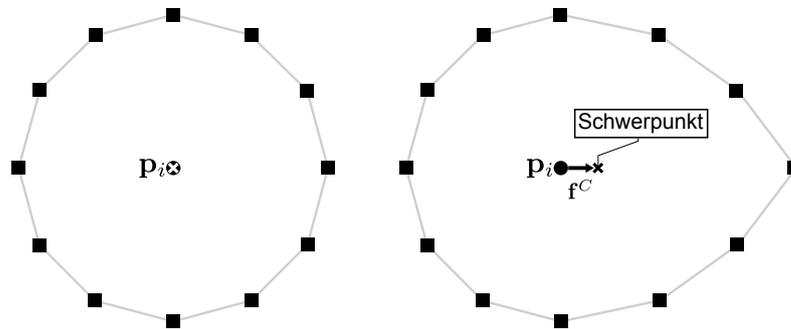


Abbildung 6.17: Die Kraft \mathbf{f}_C zur Verschiebung der Mittellinie auf den aktuellen Masseschwerpunkt

$$\mathbf{f}_C = \left(\frac{1}{N} \sum_{a=0}^N \mathbf{p}_a^q \right) - \mathbf{p}_i \quad (6.26)$$

Der Kraftanteil $\mathbf{f}_{Sext,a}^M$, der nicht in die Deformation des Profils eingeht, wird anhand des Linienpunktes in die axiale Kraft $\mathbf{f}_{A,a}^M$ (Gl. 6.27) entlang des Hebelarmes und die tangentielle Kraft $\mathbf{f}_{T,a}^M$ (Gl. 6.28) aufgeteilt, die zum **linearen Moment** und **Drehmoment** des Materialframes führen (Abb. 6.18). Die axiale Kraft wird aus dem Koordinatensys-

tem des Materialframes in Weltkoordinaten überführt und führt als weiterer Kraftanteil zur Beschleunigung des Linienpunktes.

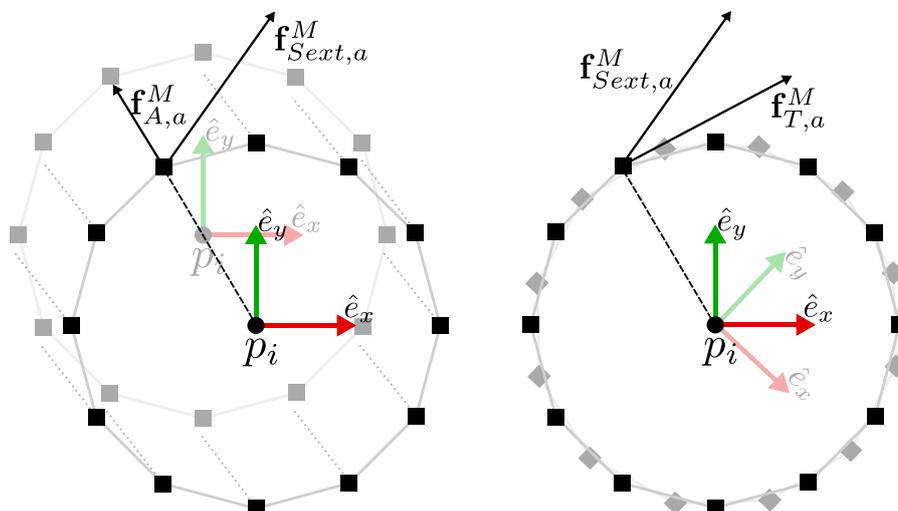


Abbildung 6.18: Kräfte in Richtung des Schwerpunktes führen zu einem linearen Moment (links) und tangentielle Kraftanteile zum Drehmoment des Profils (rechts)

$$\mathbf{f}_{A,a}^M = \hat{\mathbf{v}}_{i,a} (\hat{\mathbf{v}}_{i,a} \cdot \mathbf{f}_{Sext,a}^M) \quad (6.27)$$

$$\mathbf{f}_{T,a}^M = \mathbf{f}_{Sext,a}^M - \mathbf{f}_{A,a}^M \quad (6.28)$$

Die tangentielle Kraft übt eine **Kraft auf das Materialframe** und dessen Achsen aus, so dass es zur Rotation des Materialframes um den Linien- bzw. Masseschwerpunkt kommt. Hierfür wird der Anteil der tangentialen Kraft $\mathbf{f}_{T,a}^M$ am Profilpunkt \mathbf{p}_a^M , der auf die Achsen des Materialframes wirkt, bestimmt.

Die tangentielle Kraft liegt nicht nur in der x-/y-Ebene des Profils, sondern beinhaltet auch Kraftanteile senkrecht zur Profilebene. Für die tangentielle Kraft erfolgt eine Vektordekomposition über die Achsen des Materialframes, um die Kraft entlang der Koordinatenachse zu bestimmen (Gl. 6.29-Gl. 6.31). Die Lage einer Materialframeachse wird durch die Kräfte entlang der jeweils anderen beiden Achsen verändert. Die Richtung ist hierbei jedoch davon abhängig, in welchem Quadranten des Materialframes der Profilpunkt lokalisiert ist, in dem die tangentielle Kraft betrachtet wird. Anders ausgedrückt ist zu beachten, welche Richtung der Hebelarm zu den Achsen des von ihm beeinflussten Koordinatensystems einnimmt.

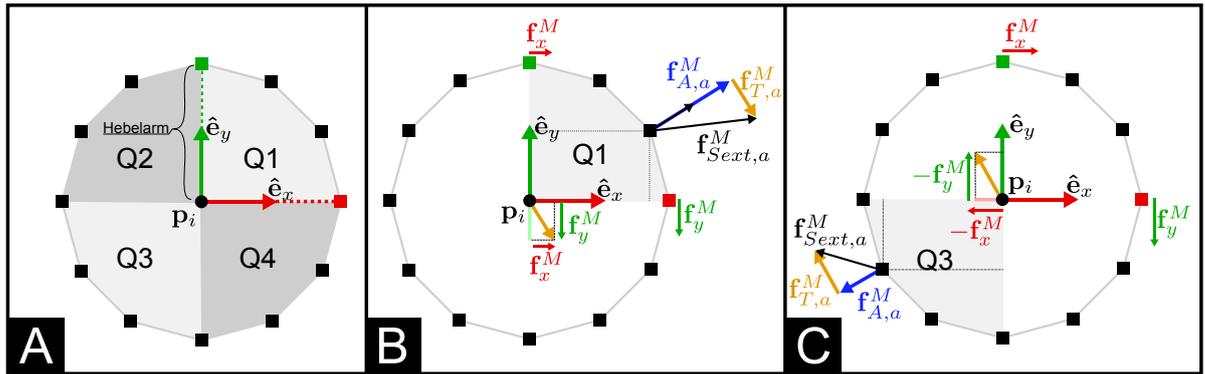


Abbildung 6.19: Hebelarme und Quadrantenaufteilung des Querschnittspolygons (A). Berechnung der Kraft für das Drehmoment anhand eines Querschnittspunktes im 1. (B) und 3. Quadranten (C)

$$\mathbf{f}_x^M = ((1, 0, 0) \cdot \mathbf{p}_a^M) \begin{pmatrix} 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \mathbf{f}_{T,a}^M \quad (6.29)$$

$$\mathbf{f}_y^M = ((0, 1, 0) \cdot \mathbf{p}_a^M) \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \mathbf{f}_{T,a}^M \quad (6.30)$$

$$\mathbf{f}_z^M = ((0, 0, 1) \cdot \mathbf{p}_a^M) \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \mathbf{f}_{T,a}^M \quad (6.31)$$

In Abbildung 6.19, B wird eine Kraft in einem Profilverpunkt des Quadranten Q1 ausgeübt. Die Kräfte verändern die Orientierung der Vektoren, indem auf den Spitzen der (positiven) Koordinatenachsen Massepunkte angenommen werden, die durch die Kräfte beeinflusst werden. Die Hebelarmlänge entspricht der Projektion der Position des Profilverpunktes auf die Achsen des Materialframes, die in diesem Beispiel auf den positiven Achsen liegen. Im Koordinatensystem des Materialframes entsprechen diese Projektionen den (x,y,z)-Komponenten der Position des Profilverpunktes (in Gl. 6.29 $((1, 0, 0) \cdot \mathbf{p}_a^M)$). In Abbildung 6.19, C wird die Kraft am Profilverpunkt des Quadranten Q3 ausgeübt, dessen Projektionen auf den negativen Achsen liegen. Die Kräfte an den Spitzen der positiven Koordinatenachsen müssen daher durch die negative Koordinate des Profilverpunktes umgekehrt werden.

Durch diese Berechnung werden aus der Kraft in einem Profilverpunkt die **Kräfte am Materialframe** bestimmt. Jede Achse repräsentiert $\frac{1}{3}m_i^p$ der Masse des Materialframes. Durch Zeitintegration werden diese Massen vorerst voneinander unabhängig verschoben (Abb. 6.20, links, Mitte). Durch die unabhängige Integration der Achsen, muss nach

der Verschiebung der Massepunkte die orthonormale Basis des Materialframes wieder hergestellt werden.

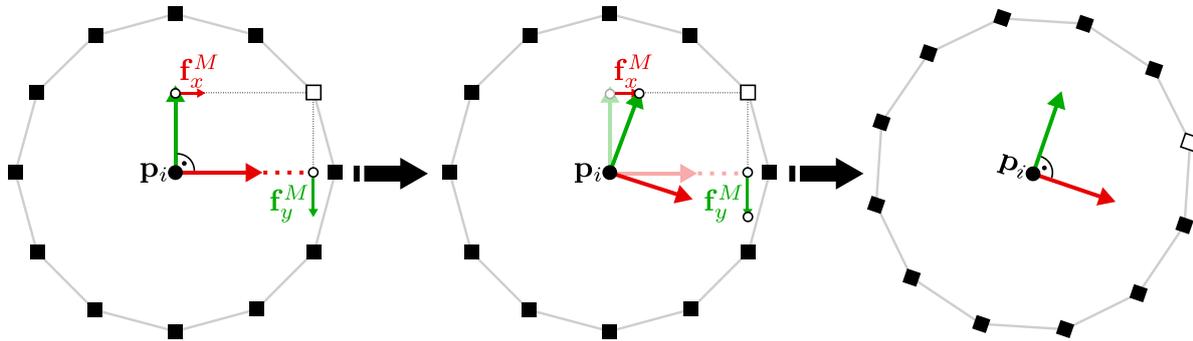


Abbildung 6.20: Die Kräfte werden separat an den Achsen des Materialframes auf Höhe des Hebelarms angewandt (l). Nach der Zeitintegration stehen die Achsen nicht mehr senkrecht zu einander (m). Die orthonormale Basis wird über die Kreuzprodukte der Vektoren wieder hergestellt (r)

Die Achsenvektoren des Torsionsframes wurden initial in Koordinaten der Materialframes gespeichert. Nachdem die neue Orientierung der Materialframes eines Linienpunktes aufgrund der externen Kräfte bestimmt wurde, wird das Torsionsframe aktualisiert. Zu jedem Materialframe eines Linienpunktes ist die initiale Lage der Achsen des Torsionsframes bekannt. Die lokal vorliegenden Achsbeschreibungen werden in der aktuellen Lage der Materialframes in Weltkoordinaten überführt. Die Aktualisierung der Torsionsachsen entspricht dem Mittelwert dieser Beschreibung der Materialframes. Die orthonormale Basis wird anschließend über das Kreuzprodukt der Vektoren wieder hergestellt. Die Beschreibung der Torsionsframeachsen in Koordinaten des Materialframes stellt die Kopplung zwischen Material- und Torsionsframes her.

6.3 Simulation von Biege- und Torsionskräften

Bei Interventionen ist die Verschiebung von Gefäßen erforderlich. Bei den Navigationsaufgaben kann erst durch das Verschieben eines Blutgefäßes ein Zugang zum Interventionsgebiet ermöglicht werden. Im Splenektomieszenario müssen die Milzgefäße vom umgebenden Bauchfett befreit werden. Hierbei müssen die Gefäße leicht angehoben und vor der Milzresektion durchtrennt werden. Beim Anheben des Gefäßes wird die entstehende Biegung über den umgebenden Bereich, abhängig von der Biegesteife der Gefäße (aufgrund der Steife der Gefäßwand, des Blutes und des Blutflusses), fortgesetzt. Durch das runde Profil der Gefäße kommt es bei Interaktionen auch zur Drehung der Gefäßäste. Dieser Drehung wirken Torsionskräfte entgegen. Ohne die Simulation von Torsionskräften wäre es möglich, das Gefäß unnatürlich zu verdrehen. In diesem Abschnitt wird die Berechnung der Axial-, Biege- und Torsionskräfte beschrieben.

In Ruhelage sind die Achsen aller Torsionsframes entlang der Hauptachsen des Weltkoordinatensystems ausgerichtet. In der Ruhelage wurden die zu einem Linienpunkt benachbarten Punkte in den lokalen Koordinaten des Torsionsframes erfasst. Diese lokalen Koordinaten beschreiben damit die relative Lage zur Orientierung des Torsionsframes. Im Folgenden wird die **Kraft an den Linienpunkten** beschrieben, die zu ihrer Verschiebung führen. Nach der Verschiebung der Linienpunkte werden die Materialframes angepasst, so dass deren z-Achse wieder entlang der Mittelliniensegmente ausgerichtet ist. Bei der Aktualisierung der Torsionsframes setzt sich diese Anpassung der Orientierung auf die Torsionsframes fort (Abb. 6.21). Bei der Verschiebung des Linienpunktes \mathbf{p}_{i+1} mit dem Torsionsframe \bar{T}_{i+1} wird hierdurch die Orientierung des Torsionsframes \bar{T}_i verändert.

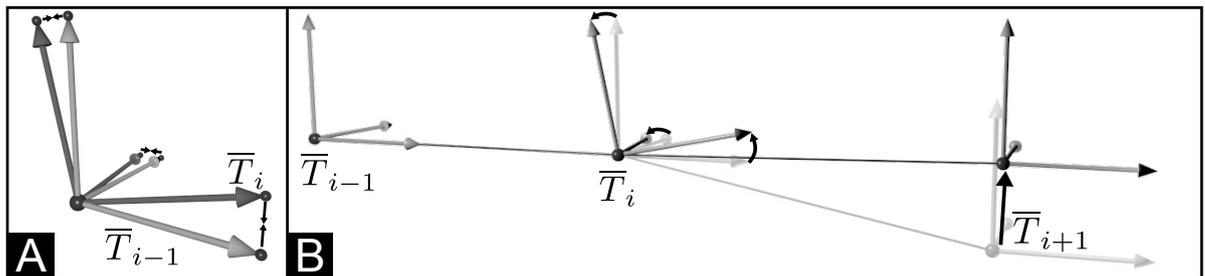


Abbildung 6.21: B: Durch Verschiebung des Linienpunktes \mathbf{p}_{i+1} wird die Orientierung des Torsionsframes \mathbf{p}_i verändert. A: Durch Überlagerung benachbarter Torsionsframes und die Verbindung zusammengehörender Enden der Koordinatensysteme durch Federn werden Winkelkräfte erzeugt.

Die Biege- und Torsionskräfte werden durch Federn nach Bourguignon und Cani [22] bestimmt, indem die Achsen benachbarter Torsionsframes paarweise verbunden werden [7]. Hierfür werden die entsprechenden Torsionsframes in einem gemeinsamen Ursprung betrachtet (Abb. 6.21, A). Die hier verwendeten Federn haben die Ruhelänge $l_0 = 0$ und üben Kräfte auf die Achsen der Torsionsframes aus bis die Winkelunterschiede ausgeglichen sind. Jedem Massepunkt an den Endpunkten der Torsionsframeachsen wird $\frac{1}{3}m_i$ (Masse des Linienpunktes) zugeordnet. Die Streckung der *Torsionsfedern* kann nicht mit dem ϵ -Strain-Tensor (Gl. 6.9) bewertet werden, da die Ruhelänge $l_0 = 0$ seiner Polstelle entspricht. Statt dessen wird die Formulierung nach dem hookschen Federgesetz ($\mathbf{f} = k\Delta l$) verwendet. In jedem Aktualisierungsschritt wird der Winkelfehler durch die Kraft der Federn in Abhängigkeit ihrer Steife kompensiert.

Die Achsenpaare werden nach dem selben Prinzip wie bei der Anwendung der Tangentialkräfte auf die Materialframes aktualisiert. An den Endpunkten der Achsen werden Massepunkte angenommen, die durch die Kräfte der *Torsionsfedern* beschleunigt und verschoben werden. Nach der **Zeitintegration der Massepunkte** werden die Achsen in Richtung der neuen Positionen ausgerichtet und die orthonormale Basis wird wieder hergestellt. Die Federsteife der Torsionsfedern $k^T \in [0, 1]$ wurde in der prototypischen Umsetzung empirisch parametrisiert. Die Biege- und Torsionssteife hängt nicht nur von den Eigenschaften der Gefäßwand (u.a. Aufbau, Dicke, Durchmesser der Gefäßwand),

sondern auch vom Blut (u.a. Anteil roter Blutkörperchen) und der Blutflussgeschwindigkeit [37] ab.

Nach der Bestimmung der Winkelkräfte wird die **Kraft auf die Linienpunkte** \mathbf{f} bestimmt. Sie entspricht der Summe aus der Kraft zwischen Linien- und Masseschwerpunkt $\mathbf{f}_{C,i}$, dem axialen Anteil der externen Kraft über die Materialframes $\mathbf{f}_{A,i}$, der Federkraft aufgrund der Steife der Liniensegmente $\mathbf{f}_{L,i}$ sowie einer Kraft durch Winkelanpassungen über die Torsionsframes $\mathbf{f}_{W,i}$.

$$\mathbf{f}_i = \mathbf{f}_{C,i} + \mathbf{f}_{A,i} + \mathbf{f}_{L,i} + \mathbf{f}_{W,i} \quad (6.32)$$

Im Koordinatensystem des Torsionsframes eines Linienpunktes sind die initialen Positionen der benachbarten Linienpunkte bekannt. Nach Aktualisierung der Torsionsframes können hierdurch die verschiedenen Positionen eines Linienpunktes in Weltkoordinaten bestimmt werden, die durch die Torsionsframes seiner Nachbarn beschrieben werden. Die Kraft $\mathbf{f}_{W,i}$ entspricht dem Vektor zwischen der aktuellen Position des Linienpunktes und dem Mittelwert dieser Positionen (Abb. 6.22).

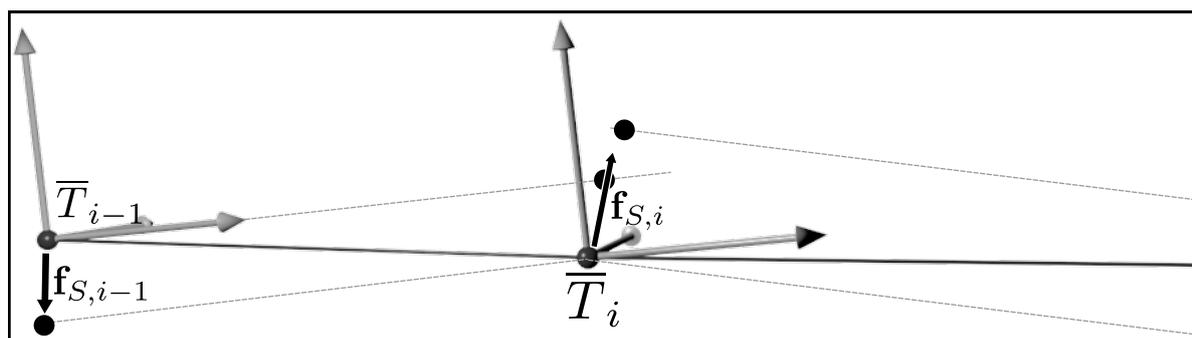


Abbildung 6.22: Nach Anwendung der Winkelkräfte werden die finalen Kräfte, die auf die Linienpunkte wirken, bestimmt.

Zu jedem Liniensegment ist die initiale Ruhelänge $l_{0,ij}^S = |\mathbf{p}_j - \mathbf{p}_i|$ bekannt. Auf Basis dieser Ruhelänge werden Streckungen der Segmentkanten über den ϵ -Strain-Tensor bewertet. Die Segmente werden ebenfalls als Federn interpretiert, so dass Längenänderungen zu Federkräften $\mathbf{f}_{L,i}$ an den Linienpunkten des Segmentes führen. Die Segmentfedern simulieren damit den Einfluss der *intima* Gewebeschicht des Gefäßes.

Nachdem durch die Zeitintegration die Verschiebung der Linienpunkte aufgrund der Gesamtkraft \mathbf{f}_i bestimmt wurde, müssen die Materialframes der Linienpunkte aktualisiert werden, damit die z-Achsen der Materialframes wieder entlang der Segmente ausgerichtet sind. Anschließend ist der Aktualisierungsschritt zur Berechnung der physikbasierten Simulation abgeschlossen.

6.4 Synchronisation des Oberflächenmodells

Das vorgestellte Verfahren beschreibt das Deformationsmodell für Gefäße anhand der Mittellinie. Für die Berücksichtigung interaktiver Oberflächenverformungen sowie der Biegung und Torsion der Mittellinie, sind mehrere Berechnungsschritte zur Bestimmung der entstehenden Kräfte erforderlich. Die Mittellinie und die Profile bilden die Grundlage für die Simulation, sind aber nicht zur Visualisierung der Blutgefäße in einer interaktiven Trainingsumgebung geeignet. Für die Visualisierung wird zusätzlich zur Mittellinie ein Dreiecksnetz als Oberflächenmodell zur Visualisierung verwendet. Die Profilpunkte der Mittellinie dienen als Stützpunkte für das Oberflächenmodell. Für die Synchronisation der Oberfläche mit der Mittellinie werden die Eckpunkte des Oberflächenmodells mit den Profilpunkten der Mittellinie gekoppelt.

6.4.1 Optimierung der Mittellinie und des Oberflächenmodells

Die Position der Oberflächenpunkte wird anhand der Profilpunkte aktualisiert, mit denen er assoziiert wird. Der Berechnungsaufwand zur Synchronisation von n Oberflächenpunkten ist $O(n)$. Prinzipiell kann jedes zur Mittellinie passende Oberflächenmodell mit der simulierten Mittellinie synchronisiert werden. Wurde bei der Generierung der Mittellinie aus den diagnostischen Bilddaten zusätzlich ein Oberflächennetz generiert, kann dieses Oberflächenmodell verwendet werden. In der prototypischen Implementierung wurde auf Basis der Mittellinie ein Oberflächenmodell durch das Seedgrowing generiert. Das Oberflächenmodell durch das Seedgrowing hat eine geringere Auflösung als ein Oberflächennetz, das auf Basis der Bilddaten generiert wurde. Die Generierung der Oberfläche auf Basis der Mittellinie (und nicht auf Basis der diagnostischen Bilddaten) ist bei interaktiven Simulationsumgebungen erforderlich, da die Mittellinie häufig manuell angepasst werden muss. Bei der Generierung der Mittellinie entstehen beispielsweise häufig Mittellinienpfade geringer Länge und mit wenigen Eckpunkten, die meist auf Segmentierungsartefakte zurückzuführen sind. Die Unterscheidung, ob es sich hierbei um eine Pathologie, ein dennoch wichtiges Gefäßsegment oder tatsächlich um ein Artefakt handelt, erfordert die Bewertung durch Experten.

Mönch et al. [101] beschreiben einen Workflow für die manuelle Nachbearbeitung von Gefäßmodellen, um geeignete Modelle für die CFD-Simulation oder das Rapid Prototyping zu generieren. Abhängig von der Anwendung müssen Gefäßverzweigungen entfernt, die Gefäßenden abgeschnitten oder Artefakte der Segmentierung korrigiert werden. Für die Echtzeitsimulation gelten ähnliche Anforderungen. Die Segmente von Gefäßbereichen mit geringem Durchmesser ($< 1mm$) haben ein geringes Volumen und führen zu geringen Massen, die bei der Echtzeitsimulation zur Destabilisierung führen können. Abhängig von der Zeitschrittweite müssen Gefäße mit zu geringem Durchmesser entfernt werden oder die in diesen Bereichen verwendeten Profile werden mit weniger Profilpunkten gebildet. Treten lokale Gefäßverengungen auf (z.B. durch Anomalien der Segmentierung),

werden die Radiusinformationen der entsprechenden Linienpunkte durch Interpolation über die Radiusangaben der benachbarten Linienpunkte korrigiert.



Abbildung 6.23: Segmentierungsfehler können zu vereinzelt Gefäßverengungen führen

Nach Anpassungen der Segmente werden Mittellinienpfade, deren Volumen überlappen, korrigiert [4]. Dieses Verfahren nach Adler und Mönch [4] wurde ursprünglich zur Generierung krankheitsfallspezifischer Simulationsmodelle entwickelt. In Linienpunkten, bei denen Überlappungen auftreten, werden implizite Kugeln mit der Größe des Gefäßradius gebildet. Sie beschreiben ein Kraftfeld, das umliegende Gefäßäste verschiebt. Während dieser Phase wird die beschriebene physikbasierte Simulation der Gefäße durchgeführt, wobei die Gefäßprofile als vollständig starr angenommen werden. Die Simulationsberechnung beschränkt sich somit im Wesentlichen auf Berechnungen über die Torsionsframes und die FMS Simulation der Liniensegmente.

Diese Anpassungen korrigieren Anomalien der Segmentierung und entfernen Bereiche des Gefäßes, die die Stabilität der physikbasierten Simulation gefährden. Die Mittellinie eines Oberflächenmodells, das auf Grundlage der diagnostischen Bilddaten vorliegt, korrespondiert nach diesen Anpassungen nicht mehr mit der optimierten Mittellinie, so dass die Generierung einer neuen Oberfläche auf Basis der veränderten Mittellinie erforderlich ist.

6.4.2 Aktualisierung von Oberflächeneckpunkten

Zu jedem Eckpunkt des Oberflächenmodells \mathbf{p}_j^O wird das Liniensegment im geringsten Abstand bestimmt, das durch die Linienpunkte \mathbf{p}_i und \mathbf{p}_{i+1} gebildet wird. Der Punkt

$\mathbf{p}_j^{O'}$ entspricht der Projektion von \mathbf{p}_j^O auf das Segment und α (Gl. 6.33) dem Gewicht der linearen Interpolation, so dass $\mathbf{p}_j^{O'} = \text{lin}(\alpha, \mathbf{p}_i, \mathbf{p}_{i+1})$ (Abb. 6.24).

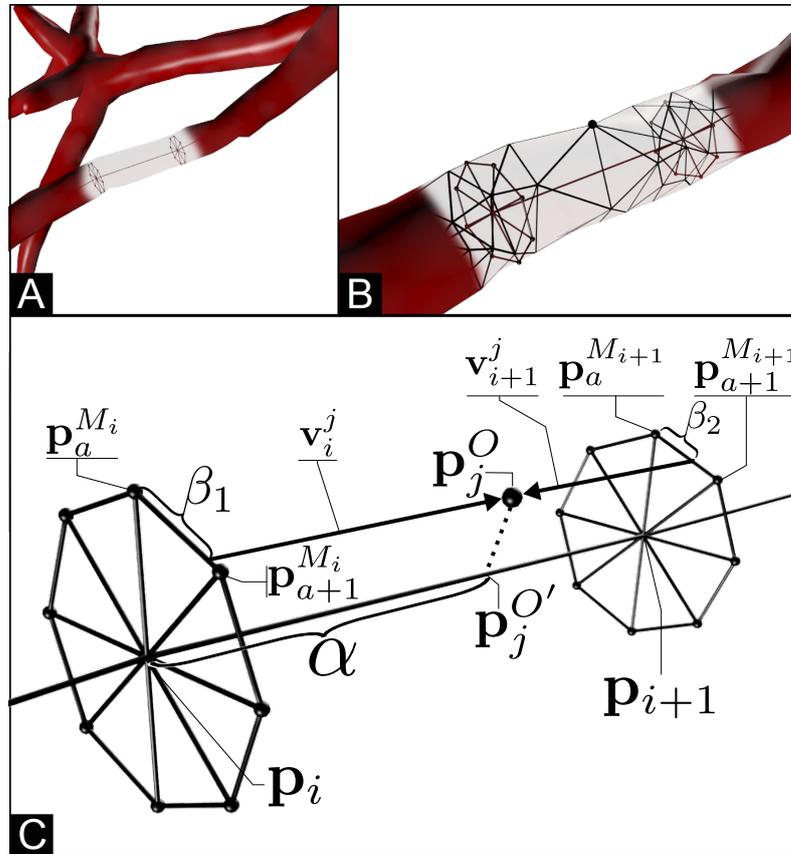


Abbildung 6.24: Synchronisation der Oberfläche zum verwendeten Mittellinienmodell (A) mit Nahansicht (B) und Schema mit Formelbezeichnungen (C)

$$\alpha = (\mathbf{p}_j^O - \mathbf{p}_i) \cdot \frac{\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i}{|\mathbf{p}_{i+1} - \mathbf{p}_i|} \quad (6.33)$$

$$d_i = |\overline{M}_{i,z} \cdot (\mathbf{p}_j^O - \mathbf{p}_i)| \quad (6.34)$$

Zu jedem Linienpunkt gehören ein oder mehrere Materialframes. Für jeden Linienpunkt wird das Materialframe ermittelt, zu dem \mathbf{p}_j^O den geringsten Abstand d_i hat (Gl. 6.34). Hierfür ist es ausreichend, den Abstand des Oberflächenpunktes zur Ebene des Profils zu bestimmen, dessen Ebenennormale der z-Achse des zugehörigen Materialframes $\overline{M}_{i,z}$ entspricht. Nachdem für jeden Linienpunkt das entsprechende Materialframe bestimmt wurde, werden die zu \mathbf{p}_j^O nächst gelegenen Oberflächenfedern (Außenkanten) bestimmt, die durch Profilverpunkte gebildet werden. Die linearen Interpolationen mit den Gewichten β_1 und β_2 beschreiben die Projektionen von \mathbf{p}_j^O auf diese Außenkanten.

Die Vektoren zwischen dem Oberflächenpunkt und den Projektionspunkten werden als lokale Koordinaten der Materialframes gespeichert. Die Aktualisierung eines Oberflächenpunktes durch ein Segment erfolgt durch Gleichung 6.35. Während der Aktualisierung der Simulation werden durch die Materialframes des Segmentes voneinander abweichende Positionen beschrieben. Zwischen diesen Positionen wird über das Gewicht α , dass der relativen Lage des Punktes zum Segment entspricht, interpoliert.

$$\mathbf{p}_j^O = \text{lin} \left(\alpha, \text{lin}(\beta_1, \mathbf{p}_a^{M_i}, \mathbf{p}_{a+1}^{M_i}) + \mathbf{v}_i^j, \text{lin}(\beta_2, \mathbf{p}_a^{M_{i+1}}, \mathbf{p}_{a+1}^{M_{i+1}}) + \mathbf{v}_{i+1}^j \right) \quad (6.35)$$

Je näher der Oberflächenpunkt zu einem Linienpunkt lokalisiert ist, desto größer ist sein Einfluss. Im Bereich von Bifurkationen liegt ein Oberflächenpunkt unter Umständen direkt im Einflussbereich mehrerer Segmente. Die zum Oberflächenpunkt am nächsten gelegenen Segmente werden zuerst ermittelt. Anschließend werden für Verzweigungspunkte, die mehrere Materialframes aufweisen, das Materialframe und dessen Profilpunkte mit dem geringsten Abstand zum Oberflächenpunkt identifiziert. Durch das Materialframe wird dann das für die Synchronisation zu verwendende Segment eindeutig identifiziert.

6.5 Ergebnisse

Das physikbasierte Verfahren wurde zweistufig entwickelt. Zuerst wurde das Verfahren zur Simulation von Biege- und Torsionskräften entwickelt[7]. Anschließend wurde dieses Verfahren um die Simulation von Querschnittsänderungen erweitert. Die Simulation der Biege- und Torsionskräfte ohne Berücksichtigung der Querschnittsänderungen verwendet ausschließlich Materialframes. Die Kräfte werden identisch zu den Torsionsframes berechnet. Unterschiede in der initialen Orientierungen zwischen benachbarten Frames werden bei diesem ersten Ansatz als Rotationsmatrizen gespeichert. Während der Aktualisierung wird die inverse Rotation angewandt, so dass die Berechnung identisch zu dem hier beschriebenen Verfahren erfolgt.

Für das Verfahren in [7] wurde die Effizienz und Plausibilität der Simulation der Biege- und Torsionssteife validiert. Die Validierung erfolgte anhand des Modells der *Arteria vertebralis*, einer Hauptschlagader des Halses sowie dem Modell eines Gefäßbaumes mit der Portalvene einer Leber. Die Arteria vertebralis hat wenige Verzweigungen und eine einfache Struktur der Mittellinie. Als Oberflächenmodelle wurde ein Modell niedriger (Abb. 6.25, A,B) und hoher Auflösung (Abb. 6.25, C) verwendet. Das Modell hoher Auflösung wurde auf Grundlage diagnostischer Bilddaten mit Marching Cubes (Abs. 2.3.2.1) generiert, zu denen die Mittellinie bestimmt wurde. Das Modell niedri-

ger Auflösung wurde mit dem Seedgrowing Verfahren (Abs. 6.1.3) auf Grundlage der Mittellinie erzeugt.

Der Gefäßbaum der Leber weist im Vergleich zur Arteria vetebralis viele Verzweigungen auf. Sie wurde optimiert, da sie, aufgrund von Segmentierungsartefakten, sehr dünne Gefäßäste und Zyklen in der Mittellinienstruktur aufwies. Als Oberflächenmodell zur Validierung der Synchronisation wurde hier ein Dreiecksnetz mit dem Seedgrowing Verfahren generiert (Abb. 6.25, D).

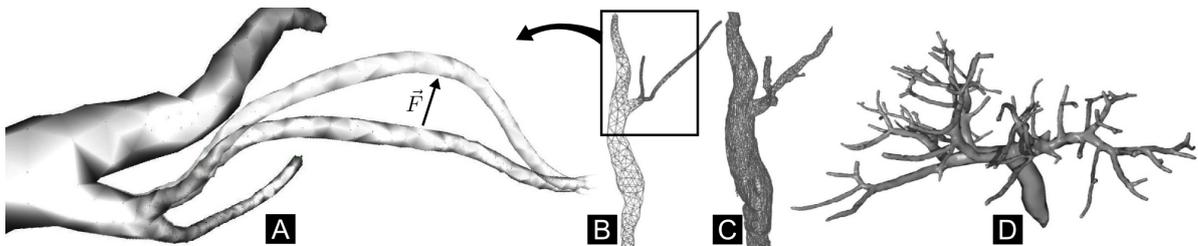


Abbildung 6.25: Modelle zur Validierung der Plausibilität (A) und der Effizienz (B-D) der Torsions- und Biegesimulation.

Die Verformung in Abbildung 6.25, A wurde interaktiv durch eine Kraft F an einem Linienpunkt eines Gefäßastes angewendet. Die Krümmung des Gefäßes ist entlang seines Verlaufes kontinuierlich und es entsteht kein Einknicken am Linienpunkt, sowie es ohne die Simulation der Biegesteife zu erwarten ist. Für die Validierung der Effizienz wurden in Tabelle 6.6 die Modelleigenschaften der Mittellinien und die Oberflächenmodelle sowie die Berechnungszeiten der physikbasierten Simulation der Biege- und Torsionssteife und die Synchronisation der Oberfläche aufgeführt.

| | Abb. 6.25, B | Abb. 6.25, C | Abb. 6.25, D |
|--------------------------------------|----------------|---------------|---------------|
| Mittellinie (Segmente, Linienpunkte) | 118/119 | | 1559/1560 |
| Oberfläche (Dreiecke, Eckpunkte) | 2426/1215 | 9799/4907 | 25730/12867 |
| Berechnungszeiten | | | |
| Simulation | 0,4ms (2500Hz) | | 5,5ms (182Hz) |
| Synchronisation | 1,5ms (667Hz) | 6,1ms (164Hz) | 21ms (48Hz) |
| Σ | 1,9ms (536Hz) | 6,5ms (154Hz) | 26,5ms (38Hz) |
| Synchronisation (%) | 78,95% | 93,85% | 79,2% |

Tabelle 6.6: Zusammenfassung der Berechnungszeiten der Biegekräfte und Synchronisation für die Gefäße in Abbildung 6.25. Die Berechnungszeiten für die Synchronisation stellen den Hauptaufwand dar.

Die Berechnung der Simulation ist effizient und ermöglicht auch die Simulation komplexer Modelle. Der Hauptanteil der Berechnungszeit entsteht bei der Synchronisation des Oberflächenmodells. Die Komplexität $O(n)$ der Synchronisation ist linear abhängig von der Anzahl der Eckpunkte. Insbesondere bei Oberflächenmodellen hoher Auflösung steigt der Anteil der Berechnungszeit zur Synchronisation auf über 90%. Die Validierung des Systems erfolgte auf einem Computer mit mehreren Prozessorkernen (Taktrate

2,66GHz), wobei über die Implementierung keine Parallelisierung über die Kerne der CPU oder GPU erfolgte.

In der erweiterten Umsetzung wurde zusätzlich zur Biege- und Torsionssteife die physikbasierte Simulation der Gefäßquerschnitte ergänzt. In Abbildung 6.26 wurde der Versuch aus Abbildung 6.11, bei dem der Querschnitt durch ein einfaches FMS simuliert wurde, mit dem neuen Verfahren wiederholt. Die Simulation der interaktiven Kraft an einem Profilpunkt hat eine so hohe Stabilität gezeigt, dass keine vergleichbare Sequenz zu diesem Versuch durchgeführt werden konnte.

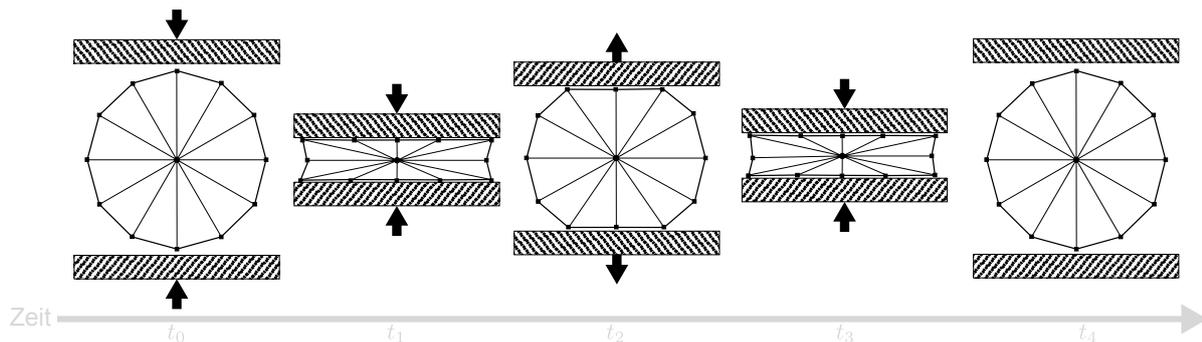


Abbildung 6.26: Funktionsprinzip eines Staplers: Profil wiederholt zusammengedrückt durch zwei Kontaktflächen. Durch das entwickelte Simulationsverfahren ist das Profil formerhaltend.

In diesem Versuch wurde das Profil durch die Seitenflächen vollständig (Querschnittsfläche = 0) zusammen gedrückt. Durch den Innendruck, der entlang der Normalen gerichtet ist, ist das Profil, im Vergleich zur einfachen Simulation mit einem FMS, formerhaltend.

In Abbildung 6.27 ist das Ergebniss der Deformation von zwei Gefäßbäumen dargestellt. Aufgrund der Biegesteife setzt sich die Deformation des Gefäßes entlang des Verlaufes fort, so dass durch die Interaktion an einem Gefäßast der Ast verschoben wird (Abb. 6.27, B). Die Interaktion erfolgt an einem Angriffspunkt. Durch die Kraft wird das Gefäß an der Oberfläche verformt und der Linienpunkt wird verschoben.

Das Deformationsmodell entspricht dem beschriebenen Verfahren mit Material- und Torsionsframes. Die Berechnungszeit für ein Profil zur Querschnittssimulation beträgt $600\mu s$. Für das Modell eines Lebergefäßbaums der Portalvene (Abb. 6.27 B, 349 Linienpunkte, 8.793 Eckpunkte Oberflächenmodell) erfordert die Berechnung eines Simulationsschrittes $12ms$ ($6ms$ zur Synchronisation).

Der Gefäßdurchmesser wird durch die Variation des Gefäßinnendruckes von 80mmHg auf 120mmHg von 1cm auf 1.01cm vergrößert. Für die Simulation der Pulsweite in einem Simulator zur Palpation (Ertasten) von Gefäßen simulieren Ullrich et al. [136] die Simulation durch einen diskreten Wechsel zwischen systolischem und diastolischem Druck als Treppenfunktion. Die pulsierende Bewegung des Gefäßes wird hierbei jedoch nicht visualisiert. Bei der physikbasierten Simulation für interaktive Umgebungen ist jedoch

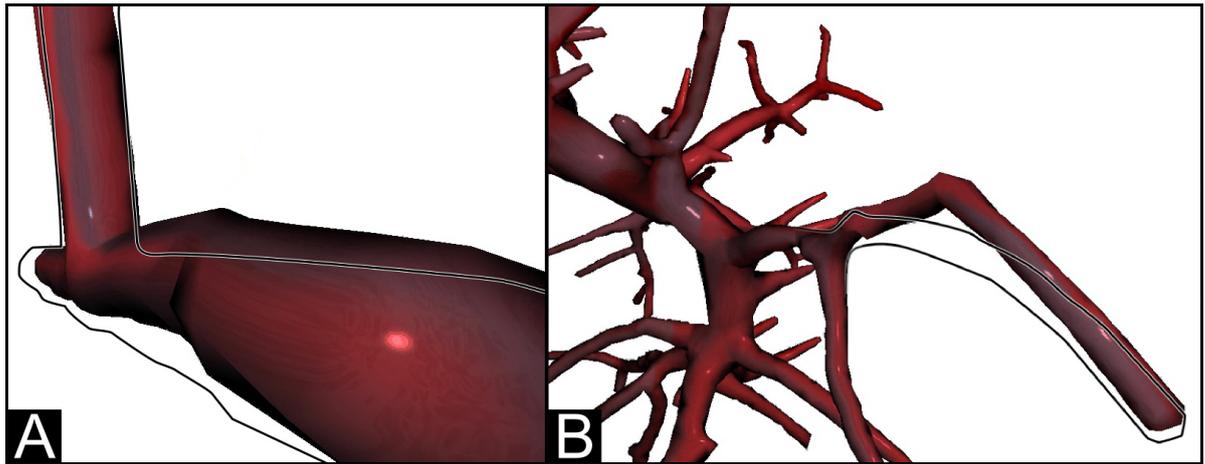


Abbildung 6.27: Überlagerung der Deformation für zwei Gefäße. Testmodell mit einer Bifurkation (links) und Leberportalvene (rechts). Die Kontur der Gefäße im Ruhezustand und der Kraftvektor der Interaktion sind über die deformierten Modelle überlagert.

eine Visualisierung erforderlich, so dass hier der Wechsel zwischen diastolischem und systolischem Druck über eine Sinus-Funktion (Gleichung 6.36) erfolgt.

$$P = P^{dia} + \frac{1}{2} (\sin(vl_i + \Delta t(1000pwv)) + 1.0) (P^{sys} - P^{dia}) \quad (6.36)$$

Hierfür wird die Länge der Gefäße bis zu einem Eintrittspunkt vl_i [mm] in den Linienpunkten der Mittellinie bestimmt. Die Pulswellengeschwindigkeit pwv [m/s] in der abdominellen Aorta beträgt 5-6m/s bei einem gesunden jungen Patienten und kann, aufgrund von Gefäßverkalkungen, im Alter auf 12m/s ansteigen [93]. Der Wechsel zwischen diastolischem und systolischem Druck erfolgt damit durch Gleichung 6.36.

6.6 Zusammenfassung

Gefäße haben eine komplexe geometrische Form. Durch das in diesem Kapitel beschriebene Seedgrowing Verfahren können jedoch Oberflächenmodelle in geringer Auflösung generiert werden, die für Echtzeitsimulationen geeignet sind. Durch die iterative Expansion der *Keimgeometrie* und den Expansionsfortschritt in Abhängigkeit des Gefäßradius, wird eine zum Gefäßradius adaptive Oberflächengeometrie erzeugt. Die Expansionsgeschwindigkeit kann durch einen Parameter angepasst werden, wodurch die Auflösung der resultierenden Oberfläche kontrolliert werden kann. Das Seedgrowing Verfahren ist für die Generierung von Gefäßoberflächenmodellen optimiert. Um zusätzliche Eckpunkte und dadurch Freiheitsgrade zur Expansion zu generieren, werden Oberflächendreiecke unterteilt für die ein Durchstoßungspunkt mit der Gefäßmittellinie existiert.

Zur Simulation der Gefäßdynamik, insbesondere bei Interaktionen, wurde ein Simulationsverfahren auf Basis der Mittellinie entwickelt. In jedem Linienpunkt wird der Gefäßradius richtungsabhängig durch ein Gefäßprofil repräsentiert. Im Gegensatz zum einfachen FMS ist das entwickelte Verfahren gegenüber Verformungen robust. Die Parametrierung erfolgt physikbasiert und berücksichtigt den systolischen und diastolischen Gefäßinnendruck. Die Berechnung interner Kräfte erfolgt in lokalen Koordinatensystemen (Material- und Torsionsframes) der Linienpunkte. Die Materialframes dienen der Querschnittssimulation in Richtung jedes von einem Linienpunkt ausgehenden Gefäßpfades, während die Torsionsframes zur Simulation der Biege- und Torsionskräfte verwendet werden. Durch die geometrisch einfache Struktur der Mittellinie sowie die Kraftberechnung in den lokalen Koordinatensystemen ist eine effiziente Berechnung des Simulationsverfahrens gegeben.

Für das Simulationsverfahren wurde die Kopplung mit einem zur Visualisierung verwendeten Oberflächenmodell beschrieben. Die Kopplung kann für jedes Oberflächenmodell durchgeführt werden, das der Volumenoberfläche entspricht, die implizit durch die Mittellinie beschrieben wird. Solche Oberflächenmodelle können damit sowohl anhand der diagnostischen Bilddaten, als auch auf Basis der Mittellinie generiert werden. Anhand der Kopplung wird das Oberflächenmodell mit der Bewegung der simulierten Mittellinie synchronisiert. Durch die Verwendung der durch das Seedgrowing generierten Oberflächen wird eine effiziente und detaillierte Gefäßsimulation ermöglicht. Die erreichte Effizienz ist insbesondere für Test- und Trainingsumgebungen geeignet, in denen ebenfalls weitere anatomische Strukturen zu simulieren sind. Das Verfahren zur physikbasierten Simulation in Kombination mit dem durch das Seedgrowing generierte Oberflächenmodell erfüllt damit die in Abschnitt 6.2.1 gestellten Anforderungen.

Kapitel 7

Simulierte Exploration des Interventionsgebietes

7.1 Festlegen von Zugängen

Nach der OP-Vorbereitung des Patienten werden die Zugangspunkte festgelegt, durch die die Instrumente bei minimal-invasiven Eingriffen in das Abdomen eingeführt werden (Tab. 4.5). In der Laparoskopie werden hierbei häufig standardisierte Zugangswege zum Operationsgebiet verwendet. Der Zugang für das Endoskop liegt meist ober- oder unterhalb des Bauchnabels, während die weiteren Zugänge für die Instrumente links und rechts auf Bauchnabelhöhe geschaffen werden. Bei entsprechenden Voraussetzungen (u.a. BMI) kann das kosmetische Ergebnis beispielsweise bei einer Cholezystektomie verbessert durch eine „Total umbilikale laparoskopische Cholezystektomie (TULC)“ verbessert werden, bei der alle Zugänge möglichst dicht am Bauchnabel erfolgen.

Die Single-Port Technik (SPT) ist vergleichbar mit der TULC. Bei der SPT werden die Trokare der Instrumente in einem *Port* (Abb. 7.1) zusammen gefasst. Statt einzelner Trokare wird dieser Port in der Bauchdecke des Patienten platziert. Alle Instrumente werden dann über die Trokare des Ports eingeführt und haben somit einen gemeinsamen Drehpunkt. Bei der SPT werden daher speziell gebogene Instrumente verwendet, so dass die Triangulierung von Zielpunkten weiterhin möglich ist.



Abbildung 7.1: Portmodell der SPT für die prototypische Umsetzung der Testumgebung

Bestimmte Zugangspunkte sind für einige laparoskopische Operationen etabliert. Ihre Eignung hängt jedoch von der Patientenanatomie ab. Verwachsungen innerhalb des Abdomen oder ein zu hoher BMI können ein Ausschlusskriterium für minimal-invasive Verfahren darstellen. Durch neue Instrumentenentwicklungen oder alternative Zugangspunkte können potentiell die Patientenvoraussetzungen herabgesetzt werden. Des Weiteren können, durch die Weiterentwicklung von Verfahren und Instrumenten, Operationen zukünftig ermöglicht werden, die bisher noch offen-chirurgisch durchgeführt werden.

Die Planung der Zugänge erfolgt patientenindividuell anhand der diagnostischen Bilddaten (u.a. CT, MRT). In diesem Abschnitt wird ein Ansatz für den Vergleich verschiedener Zugangspunkte in der virtuellen Umgebung als Modul einer Testumgebung beschrieben. Der resultierende Lösungsansatz ist das Ergebnis von Weiterentwicklungen in zwei Prototypen als iterativer Prozess im SBD (Kapitel 4).

7.1.1 Interaktive instrumentengeführte CT-Schnittebenen

CT-Aufnahmen werden als Schnittbilder in geringem Abstand aufgenommen, die meist entlang der Transversalebene des Patienten ausgerichtet sind. Die CT-Aufnahmen entsprechen einem Bildstapel (Abs. 2.3) aus Grauwertbildern, deren Intensitäten der Absorptionsrate der unterschiedlichen Gewebearten entsprechen. Davon ausgehend, dass diese Intensitäten zwischen den Abständen der einzelnen anatomischen Schnittbilder fortgesetzt werden, beschreibt die CT-Aufnahme einen Ausschnitt der Patientenanatomie als Hexaedervolumen bestehend aus Intensitätsvoxeln. Für die Diagnose werden weitere anatomische Schnitte entlang der Saggitalebene und Frontalebene des Patienten aus diesem Bildvolumen erzeugt, wobei die betrachtete Schnittebene interaktiv innerhalb des Bildvolumens verschoben werden kann. Die hieraus resultierenden Schnittansichten kann der Chirurg dabei interaktiv *fenstern*. Beim Fenstern wird die Helligkeit und der Kontrast durch das Verschieben und Stauchen der Intensitäten angepasst, um bestimmte relevante Bereiche hervorzuheben.

In der Testumgebung soll der Chirurg daher, mit denen für ihn gewohnten Darstellungen der CT-Aufnahmen, bei dem Vergleich der Zugänge unterstützt werden. Die Schnittbilder werden daher in beiden entwickelten Prototypen in Seitenansichten ergänzend zur 3D-Visualisierung dargestellt.

Die Verfahren und Umsetzungen zur interaktiven Exploration des CT-Volumen in den Prototypen bauen auf einander auf. Hierbei sind die durchgeführten Anpassungen im zweiten Prototyp das Resultat der Erkenntnisse aus der *Content Validity* (Abs. 4.3) und von der Rückmeldung von Experten auf Konferenzen. Der Entwicklungsprozess stellt damit ein klassisches Vorgehen im SBD dar.

7.1.2 Interaktive Visualisierung von Schnittbildern

In beiden Prototypen ist ein wesentlicher Schwerpunkt die Generierung beliebiger Schnittebenen durch das CT-Volumen. Hierbei werden unter anderem weitere Schnittbilder durch das CT-Volumen erzeugt, die beispielsweise nicht entlang der anatomischen Ebenen, sondern entlang der Achsen des virtuellen Instrumentes angeordnet sind. Die Berechnung solcher Schnittebenen wird durch verschiedene Anwendungen (u.a. *MeVis-Lab*) und Bibliotheken (u.a. VTK) unterstützt. Die Berechnung von Schnittbildern kann jedoch für Echtzeitanwendungen auf der Grafikkarte durch Shader erfolgen, die eine besonders effiziente Umsetzung ermöglichen. Das im Folgenden beschriebene Verfahren bildet zu dem die Grundlage für die Integration ergänzender Informationen als Überlagerung in die Schnittbilder und die 3D-Visualisierung.

Dem CT-Bildvolumen wird in der 3D-Visualisierung ein achsenorientiertes Raumvolumen zugeordnet. Wenn die anatomischen Strukturen aus diesen CT-Daten als polygonale Modelle generiert wurden, ist die Zuordnung zwischen diesen Modellen und dem Bildvolumen bekannt. Das Raumvolumen entspricht prinzipiell der AABB der durch das Bildvolumen beschriebenen Strukturen.

In der 3D-Darstellung wird das Raumvolumen durch die Eckpunkte, die seinem Minimum \mathbf{b}^{min} und Maximum \mathbf{b}^{max} entsprechen, beschrieben. Ein Punkt \mathbf{p} mit den Komponenten p_i mit $i \in x, y, z$ wird durch Gleichung 7.1 in relative Koordinaten \mathbf{p}' des Bildvolumens überführt.

$$\mathbf{p}'_i = \frac{\mathbf{p}_i - \mathbf{b}_i^{min}}{\mathbf{b}_i^{max} - \mathbf{b}_i^{min}} \quad (7.1)$$

Der Anwender kann jede beliebige Schnittebene durch das 3D-Volumen interaktiv festlegen. Die Ebene wird durch ihren Mittelpunkt \mathbf{p}' relativ zum Zielvolumen sowie durch ein lokales Koordinatensystem mit den Achsen \mathbf{e}_x , \mathbf{e}_y und \mathbf{e}_z definiert. Für die 3D-Visualisierung der Schnittebene muss eine Fläche erzeugt werden, die das Raumvolumen in der entsprechenden Orientierung vollständig schneidet.

Im Folgenden werden die Berechnungen am Beispiel einer Schnittebene in der x-/y-Ebene des Koordinatensystems eines Raumpunktes beschrieben. Die Berechnung weiterer Ebenen erfolgt analog zu dieser Beschreibung. Die Ausdehnung der Fläche für die Achsen \mathbf{e}_i des Koordinatensystems wird durch l_i^+ (Gl. 7.2), entlang der positiven Achse und l_i^- (Gl. 7.3) entlang der negativen Achse, bestimmt.

$$\begin{aligned} \mathbf{d}^{min} &= \mathbf{b}^{min} - \mathbf{p} \\ \mathbf{d}^{max} &= \mathbf{b}^{max} - \mathbf{p} \\ l_i^+ &= \max(\hat{\mathbf{e}}_i \cdot \mathbf{d}^{min}, \hat{\mathbf{e}}_i \cdot \mathbf{d}^{max}) \end{aligned} \quad (7.2)$$

$$l_i^- = \max(-\hat{\mathbf{e}}_i \cdot \mathbf{d}^{min}, -\hat{\mathbf{e}}_i \cdot \mathbf{d}^{max}) \quad (7.3)$$

Am Beispiel einer Fläche in der x -/ y -Ebene des Koordinatensystems werden die Flächeneckpunkte \mathbf{p}_j^f mit $j \in [0, 3]$ anhand der Ausdehnungen des lokalen Koordinatensystems durch Gleichung 7.4 bestimmt.

$$\begin{pmatrix} \mathbf{p}_0^f \\ \mathbf{p}_1^f \\ \mathbf{p}_2^f \\ \mathbf{p}_3^f \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} l_x^+ & 0 & 0 & 0 & 1 \\ 0 & l_x^- & 0 & 0 & 1 \\ 0 & 0 & l_y^+ & 0 & 1 \\ 0 & 0 & 0 & l_y^- & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{e}_x \\ -\mathbf{e}_x \\ \mathbf{e}_y \\ -\mathbf{e}_y \\ \mathbf{p} \end{pmatrix} \quad (7.4)$$

Die Eckpunkte liegen außerhalb des Raumvolumens, so dass sich eine vollständige Schnittfläche zwischen dieser geometrischen Fläche und dem Raumvolumen bildet. Das Schnittbild durch das CT-Volumen liegt damit für die Visualisierung stets innerhalb der geometrischen Fläche.

Durch die Verwendung von Grafikkartenshadern müssen die Intensitäten des Schnittbildes nicht direkt bestimmt werden. Statt dessen kann das CT-Bildvolumen als dreidimensionale Textur verwendet werden. Indem den Eckpunkten \mathbf{p}_j^f entsprechende dreidimensionale Texturkoordinaten \mathbf{t}_j^f zugeordnet werden, erfolgt die trilineare Interpolation der Intensitäten als Teil der Bilderzeugung (Rendern). Diese Texturkoordinaten entsprechen den zum Bildvolumen relativen Koordinaten der Eckpunkte und werden durch Gleichung 7.1 bestimmt.

7.1.3 Überlagerung interaktiv definierbarer Landmarken

Eine Landmarke dient als Orientierungspunkt und wird im Folgenden verallgemeinert als Point of Interest (POI) bezeichnet. Im ersten Prototypen kann genau ein POI definiert werden, durch den die Ausrichtung der Schnittebenen unterstützt wird [4]. Im zweiten Prototyp erfolgte eine Weiterentwicklung, so dass mehrere POI unter anderem zur Navigationsunterstützung, genutzt werden können.

Die POI können sowohl in den 2D-Ansichten, als auch in der 3D-Visualisierung definiert werden. Sie werden dann in allen Ansichten visualisiert und bilden somit Referenzpunkte. Wenn ein POI nur als Punkt visualisiert wird, ist es schwierig, Schnittebenen an diesen Punkten auszurichten. Selbst wenn der POI als Kugel visualisiert wird, wird diese Kugel in einem Schnittbild nur als Ellipse dargestellt. Anhand dieser 2D-Darstellung kann die Lage der Schnittebene zum POI nicht eindeutig durch den Anwender beurteilt werden. Je größer die zur Visualisierung des POI verwendete Kugel ist, desto größer kann der Abstand zwischen Schnittebene und POI sein, ab dem eine Visualisierung des POI erfolgt. Die Visualisierung des POI überlagert jedoch das Schnittbild der diagnostischen Bilddaten und damit relevante Informationen der Patientenanatomie.

Die POI werden in den prototypischen Umsetzungen daher als Ausgangspunkt eines Welleneffektes visualisiert. Die Wellen bilden sich bewegende Farbringe in den Schnitt-

bildern. Hierdurch sind anatomische Informationen immer nur zeitweise verdeckt. Des Weiteren kann über die Ringform auf die Lage der Schnittebene geschlossen werden (Abb. 7.2).

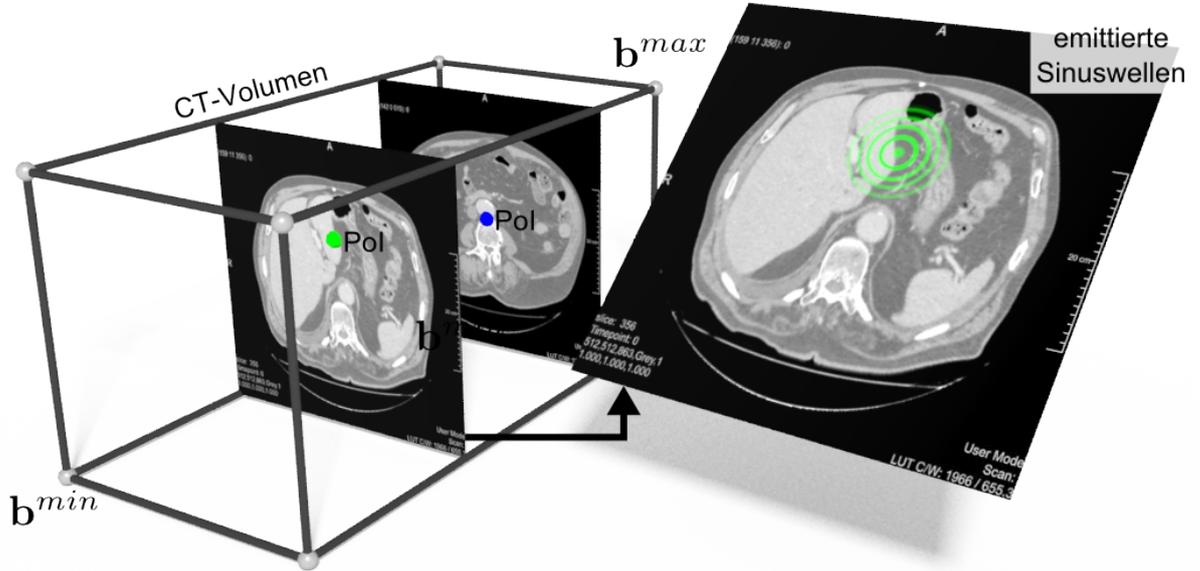


Abbildung 7.2: Innerhalb des CT-Volumens können mehrere POI definiert werden, die in den Schnittbildern durch sich konzentrisch ausbreitende Wellen dargestellt werden.

Die Wellenvisualisierung erfolgt auf der Grafikkarte während der Visualisierung der Schnittflächen. Hierbei wird die Position der POI auf die Grafikkarte übertragen. Während der Bilderzeugung ist für jedes Pixel, das für die Schnittfläche erzeugt wird, die Texturkoordinate \mathbf{t}^f in das CT-Bildvolumen durch trilineare Interpolation der Texturkoordinaten \mathbf{t}_j^f der Flächeneckpunkte \mathbf{p}_j^f bekannt. Entsprechend zu Gleichung 7.1 wird damit durch Gleichung 7.5 die Raumposition des Pixels bestimmt.

$$\mathbf{p} = (\mathbf{b}_i^{max} - \mathbf{b}_i^{min})\mathbf{t}^f + \mathbf{b}_i^{min} \quad (7.5)$$

Die Visualisierung der Wellenausbreitung entspricht der Überlagerung der CT-Bildinformationen mit dem Farbwert der Welle. Hierbei wird durch eine zeitabhängige Funktion die Farbinformation mit den Bilddaten überblendet. Der Grad dieser Überblendung wird durch das Gewicht α über Gleichung 7.8 bestimmt. Die Wellenausbreitung erfolgt mit der Frequenz f und der Geschwindigkeit v in Abhängigkeit der Zeit t . Die Intensität der Überlagerung wird mit zunehmender Distanz der Wellen zu ihrem Ausgangspunkt abgeschwächt. Diese Abschwächung wird durch Gleichung 7.7 mit dem maximalen Abstand d_{max} , in dem die Welle sichtbar ist, erreicht. Für eine Wellenform der Visualisierung wird in Gleichung 7.8 der Wert der Sinusfunktion $[-1, 1]$ auf den Intensitätsbereich $[0, 1]$ übertragen.

$$l = \text{dist}(\mathbf{p}, \mathbf{p}^{POI}) \quad (7.6)$$

$$\beta = \max(0, 1 - \frac{l}{d_{max}}) \quad (7.7)$$

$$\alpha = \frac{1}{2}(1.0 + \sin(l f + v t)) \beta \quad (7.8)$$

7.1.4 Prototyp 1: Unterstützung der Exploration von CT-Daten

Der Prototyp 1 wurde mit dem Fokus einer Trainingsumgebung entwickelt und adressiert Chirurgen mit keinen oder wenig Erfahrungen in der minimal-invasiven Chirurgie. Für die Simulation werden Polygonmodelle verwendet, die aus diagnostischen Daten generiert werden. Die Modelle haben somit einen direkten Bezug zu den diagnostischen Bilddaten.

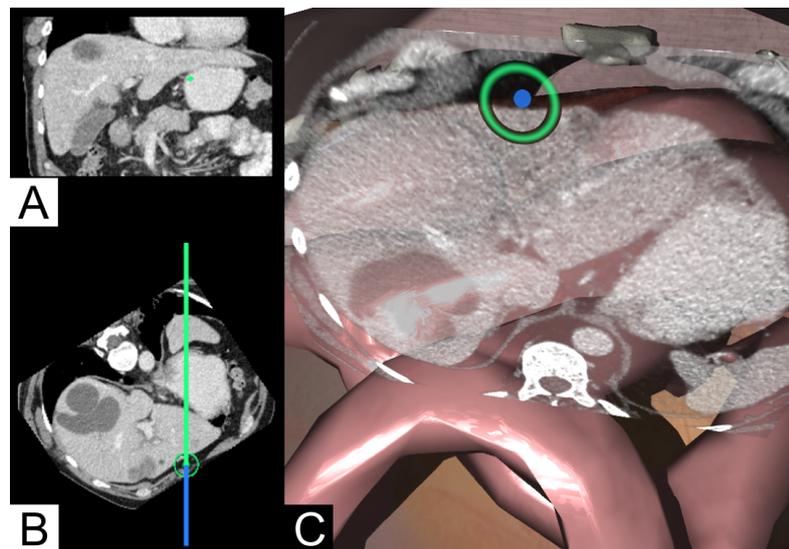


Abbildung 7.3: Visualisierung der kombinierten Darstellung von Schnittbildern und POIs in Prototyp 1

In der Seitenansicht zur 3D-Visualisierung der Simulation (Abb. 7.3, C) können zwei Schnittbilder dargestellt werden (Abb. 7.3, A,B). Der Anwender kann für jede Seitenansicht festlegen, welche Schnittrichtungen dargestellt werden. Neben anatomischen Schnittachsen (Transversal, Saggital und Frontal) ist auch die Orientierung relativ zur Sichtrichtung auf das 3D-Szenario möglich. Hierbei wird die Schnittebene entsprechend zur Orientierung der virtuellen Kamera (über die Model-View-Matrix) ausgerichtet [6]. Initial sind liegen alle Schnittebenen im Mittelpunkt des Raumvolumens. Sie werden während der Exploration interaktiv entlang ihrer jeweiligen Flächennormale verschoben.

Die Schnitte entlang der anatomischen Achsen adressieren die Exploration der Patientendaten und der generierten Modelle. Da in diesem Prototyp die anatomischen Strukturen ausschließlich durch polygonale Modelle repräsentiert wurden, sollte hierdurch unter anderem ein Vergleich zwischen den diagnostischen Daten und den virtuellen Modellen ermöglicht werden.

Durch Schnittbilder in Ausrichtung der Kamera sollte die Exploration der CT-Daten entsprechend der 3D-Visualisierung ermöglicht werden. Durch die Ansicht orthogonal zur Sichtachse der Kamera kann vor allem das umgebende Gewebe begutachtet werden. Schnittbilder entlang der Kamerasichtachse ermöglichen hingegen die Beurteilung des Gewebes in der Tiefe. Die Interaktion mit den Kameraschnittbildern stellte sich häufig als unpraktikabel heraus. Die orthogonale Ansicht wurde häufig durch polygonale Modelle verdeckt. Außerdem war der POI häufig dafür erforderlich, einmal verschobene Schnittbilder wieder in einem Punkt auszurichten.

Die Farbe des POI wurde in Abhängigkeit davon verändert, ob sich der POI vor (blau) oder hinter (grün) der Schnittebene befindet. Hierdurch sollte die Interaktion, insbesondere das Verschieben der Ebenen, erleichtert werden. In Schnittbildern entlang der Sichtachse der Kamera (Abb. 7.3, B) wurde der POI zusätzlich als Sichtstrahl dargestellt.

Die Unterstützung der Exploration des Simulationsmodells durch die Darstellung von Schnittbildern des CT-Volumens ist vor allem eine Unterstützung für unerfahrene Chirurgen. Diese Unterstützung ist jedoch keine Grundvoraussetzung für das motorische Training in einer Trainingsumgebung. In einer Testumgebung oder bei patientenindividuellen Simulationen kann hierdurch die Orientierung und die Planung von Navigationswegen durch *Landmarken* für die interaktive Navigation unterstützt werden. In diesen Prototypen war dies jedoch unter anderem aufgrund der Herausforderungen für die bildgebenden Verfahren, der Bildverarbeitung und Modellgenerierung nicht patientenindividuell möglich, da die virtuelle Darstellung auf Polygonmodellen basierte.

Um POI für die Navigation zu nutzen, sind mehrere POI erforderlich, so dass Passagen oder Pfade definiert werden können. Des Weiteren waren die Einsatzmöglichkeit des Lösungsansatzes und die Art der Visualisierung dadurch geprägt, dass die anatomischen Strukturen als Polygonmodelle vorliegen mussten. Des Weiteren wurde von Experten vorgeschlagen, die Schnittbilder nicht entlang der Kamera zu definieren, sondern entlang eines virtuellen Instrumentes. Hierdurch besteht prinzipiell die Möglichkeit den Arbeitsbereich vor der Instrumentenspitze zu visualisieren, so dass dies dem Prinzip von Ultraschalldarstellungen entspricht.

7.1.5 Prototyp 2: Vergleich von Zugängen

Im Prototyp 2 [9] ist die Definition mehrerer POI umgesetzt. Durch die Visualisierung über Shader wird das Grafikkartenprogramm initial erstellt und auf die Grafikkarte über-

tragen. Während der Simulation kann das Verhalten nur über eine zur Erstellungszeit bekannte Parameteranzahl kontrolliert werden. Die POI können daher nicht direkt als Punktkoordinaten übergeben werden. Um eine variable Anzahl und möglichst viele POI zu ermöglichen, werden die Koordinaten (x, y, z) und der Farbton h (von Hue) in den vier Kanälen eines Pixel einer RGBA-Textur gespeichert. Hierbei müssen die relativen Koordinaten der POI in den RGB-Kanälen gespeichert werden, da diese auf den Wertebereich $[0, 1]$ beschränkt sind. Des Weiteren muss der Wert des Farbtons h , der entsprechend des HSV-Farbraumes als Winkel in Grad $[0^\circ, 360^\circ]$ angegeben wird, ebenfalls auf den Wertebereich $[0, 1]$ des A-Kanals, übertragen werden.

Der Farbton aufeinander folgender POI hat einen Abstand von 60° , so dass die POI unterschieden werden können. Im Grafikkartenprogramm wird der Farbton¹ in eine Farbe des RGB-Farbraumes konvertiert.

Der Prototyp 2 fokussiert stärker auf Testumgebungen. Die Interventionsschritte werden durch Simulationen in voneinander getrennten Modulen unterstützt. In jedem Modul können, je nach adressierter Zielstellung, andere Repräsentationen und Simulationsverfahren für die anatomischen Strukturen eingesetzt werden.

Im ersten Modul erfolgt die Planung der Zugänge für den simulierten Eingriff anhand diagnostischer CT-Daten, die als Volumenvisualisierung dargestellt werden. Auf dem Volumen in der 3D-Darstellung kann der Anwender einen Port (für SPT) platzieren und ein virtuelles Instrument einführen (Abb. 7.4).

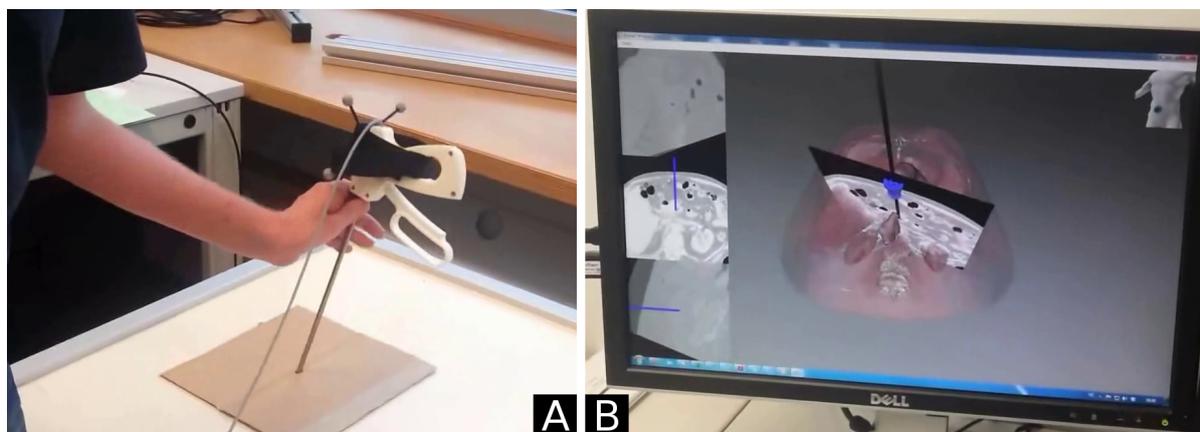


Abbildung 7.4: Visualisierung der kombinierten Darstellung von Schnittbildern und POIs in Prototyp 2

Die Interaktion erfolgt über ein Interaktionsgerät, das einem chirurgischen Instrument nachempfunden wurde (Abb. 7.4, A). Der Handgriff wurde durch Rapid Prototyping Verfahren gefertigt und enthält einen Drehgeber als Sensor, um die Winkelstellung des Scherengriffes zu erfassen. Um die Bewegung des realen Instrumentes zu erfassen und

¹mit maximaler Sättigung und Helligkeit (Saturation und Value)

auf die virtuelle Umgebung zu übertragen, wurde ein 6-DOF Infrarot (IR)-Marker am Handgriff befestigt. Zur Initialisierung wird eine einmalige Kalibrierung durchgeführt, in der die Lage der Instrumentenspitze zum IR-Marker bestimmt wird. Hierdurch kann von der Position und Orientierung des IR-Markers auf die Position der Instrumentenspitze geschlossen werden.

In der virtuellen Umgebung (Abb. 7.5) dieses zweiten Prototyps werden, im Modul für den Vergleich von Zugängen, die anatomischen Strukturen auch in der 3D-Ansicht als Volumen visualisiert. Über zwei Transferfunktionen werden den Intensitäten Transparenz- und Farbwerte zugeordnet. Einige für die Planung relevante Organe können zusätzlich als polygonale Modelle dargestellt werden. Dies kann erforderlich sein, wenn die Struktur über die Transferfunktionen nicht ausreichend hervorgehoben werden kann.

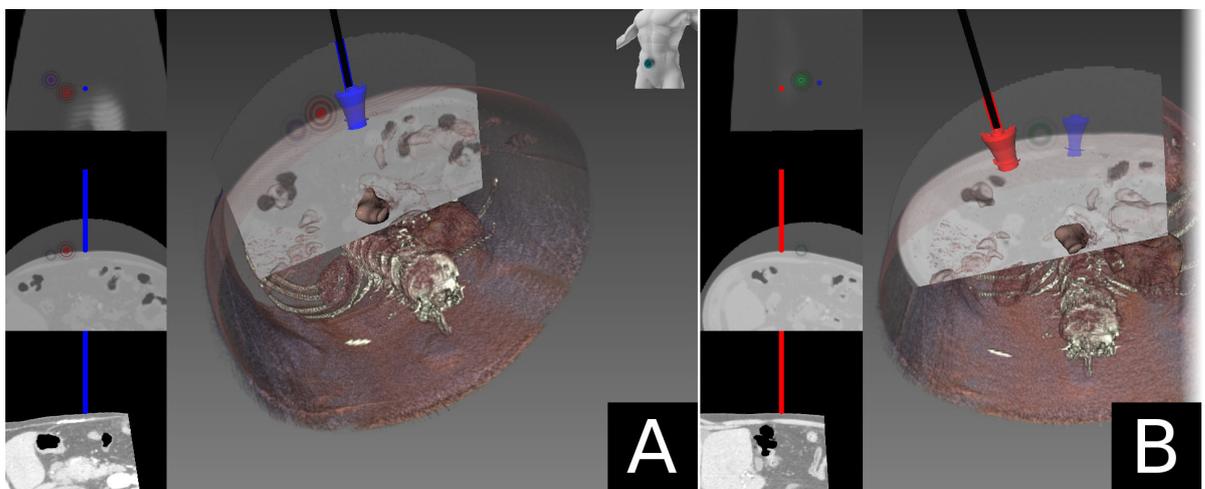


Abbildung 7.5: Vergleich zweier möglicher Zugänge über Lage vordefinierter POI in Prototyp 2

In diesen Prototypen werden drei Schnittbilder in der Seitenansicht dargestellt. Diese Seitenansichten stellen Schnittbilder entlang der drei Hauptachsen des Instrumentes dar. Der Mittelpunkt der Schnittbilder ist stets in der Instrumentenspitze lokalisiert. Der Anwender kann zwischen zwei Zugängen umschalten, deren Ports oder Trokare in unterschiedlichen Falschfarben (rot und blau) dargestellt werden. Durch die Interaktion wird immer das Instrument im aktiven Zugang bewegt. Für den inaktiven Zugang wird die letzte Position und Orientierung des Instrumentes beibehalten. Der Verlauf von beiden Instrumenten wird in den Schnittbildern mit den entsprechenden Falschfarben überlagert, so dass die unterschiedlichen Zugangswege mit einander verglichen werden können. Der Verlauf des inaktiven Instrumentes wird halb-transparent dargestellt.

Während die Schnittbilder in der Seitenansicht immer dargestellt werden, kann der Anwender in der 3D-Visualisierung eine der drei Ansichten zusätzlich optional einblenden lassen. Im Gegensatz zum ersten Prototypen kann hierbei die Schnittebene in der 3D-Visualisierung auch ausgeblendet werden. In der 3D Ansicht werden die POI auch

ohne eine vorhandene Schnittebene durch das Prinzip der *Billboards* (kameraorthogonale Ebenen) dargestellt.

Durch mehrere POI können die Lagen der Instrumente zu diesen wichtigen Landmarken verglichen werden. In Abbildung 7.5, A liegt der blaue Zugang nahe an einem roten POI und weiter von dem lila POI entfernt. Die Wellen des lila POI sind im Schnittbild der 3D-Visualisierung sowie in der zugehörigen mittleren Seitenansicht schwächer dargestellt. In der oberen Seitenansicht, die orthogonal zur Instrumentenspitze verläuft, sind beide POI ähnlich stark überlagert. Die Instrumentenspitze befindet sich noch innerhalb des Portes und die POI auf der Bauchdecke des Patienten, so dass die POI einen ähnlichen Abstand zur orthogonalen Schnittebene aufweisen.

In Abbildung 7.5, B wurde der zusätzliche „rote“ Port platziert. Er ist weiter vorne lokalisiert, da der lila POI in den Schnittbildern nicht mehr und der grüne POI abgeschwächt dargestellt ist. In der oberen Seitenansicht sind die Positionen des roten und blauen Instrumentes eingezeichnet.

Das Verfahren ermöglicht den direkten Vergleich möglicher Zugänge anhand der direkten Darstellung diagnostischer Bilddaten. Hierdurch ist das Verfahren prinzipiell auch für die patientenindividuelle Planung geeignet. Durch den modularen Aufbau des zweiten Prototyps wurde durch das Feedback der Experten die Exploration mit einem interaktiven Instrument fokussiert. Durch die Volumenvisualisierung können in diesem Modul viele diagnostische Daten als Grundlage verwendet werden, da keine Prozesse der Segmentierung oder Modellgenerierung zu Grunde gelegt werden. Die Möglichkeit mehrere POI zu definieren, ermöglicht umfangreiche Vorplanungen von Zugangswegen. Dieses Modul ermöglicht nur eine erste Abschätzung, welche Zugangspunkte für eine Intervention in Frage kommen. Es ermöglicht keine Aussagen, ob die Navigation in das Zielgebiet möglich ist und ob die nach der Navigation verbleibenden Freiheitsgrade zur Durchführung der Intervention ausreichend sind.

7.2 Risikovisualisierung für Navigationsaufgaben

Nach der Festlegung der Zugänge ist der nächste Schritt die Navigation in das Zielgebiet der Operation (Tab. 4.5). Hierbei besteht ein Risiko, dass bestimmte anatomische Strukturen während der Navigation verletzt werden. Insbesondere bei Koagulationsgeräten ist dieses Risiko immanent, da die Instrumente nach dem Koagulieren noch heiß sein können, so dass Gewebe verletzt werden kann, obwohl es nicht direkt berührt wird.

Die Navigationsaufgabe soll unterstützt werden, indem Abstände, die zu einer Gefährdung anatomischer Strukturen führen könnten, auf der Oberfläche der virtuellen anatomischen Modelle visualisiert werden. Hierbei wird davon ausgegangen, dass für jedes Instrument ein kritischer Abstand existiert, bis zu dem eine Annäherung als unkritisch betrachtet werden kann, während weitere Annäherungen vom Chirurgen bewusst wahrgenommen werden sollten und daher in der Testumgebung zu visualisieren sind.

Der Bereich, in dem die Abstandsmaße zu visualisieren sind, kann nicht verallgemeinert werden und variiert zwischen Instrumenten, für Bereiche eines Instrumentes und ggf. auch dynamisch über die Zeit (z.B. Abkühlungsprozesse). Dieser Abstand wird im Folgenden als *Dynamisch kritischer Abstand (DKA)* bezeichnet. Der DKA hängt unter anderem auch von dem Gewebe der anatomischen Strukturen ab, die unterschiedliche Reißfestigkeiten oder Abkühlungsverhalten aufweisen können. Für den Aspekt der Testumgebung wird im Folgenden die Visualisierung potentieller Risiken bei der Instrumentennavigation fokussiert. Durch die Nähe zu anatomischen Strukturen können im Operationsgebiet Beschränkungen der verfügbaren Freiheitsgrade auftreten.

Die Bestimmung des DKA kann umfangreiche Messungen und die Beschreibung komplexer funktionaler Zusammenhänge erfordern. Ist der DKA für verschiedene Instrumente gegeben, besteht bei einer interaktiven Simulation die Herausforderung während der Interaktion, Bereiche zwischen Instrumenten und anatomischen Strukturen zu detektieren und zu visualisieren, die den DKA unterschreiten. Der DKA eines Instrumentes (I^{DKA}) ist der minimale Abstand zu anatomischen Strukturen, bis zu dem die Annäherung unkritisch ist.

Diese Fragestellung ist verwandt mit der Kollisionserkennung (Abs. 2.2.2). Die Kollisionserkennung bestimmt Informationen (u.a. Kollisionspunkte, -normalen) bei Überschneidungen von Objekten und bildet die Grundlage zur Bestimmung der Kollisionsreaktion. Die Instrumentenannäherung muss vor einer Überschneidung visualisiert werden, um präventiv auf potentielle Gefahren hinweisen zu können. Prinzipiell ist diese Berechnung mit Verfahren der Kollisionserkennung möglich, wenn für alle Objekte Hüllkörper als Stellvertreter verwendet werden, die eine größere Ausdehnung aufweisen. Die Hüllkörper können nicht durch einfache Skalierung erzeugt werden, da sich die Oberflächenform von Objekt und Hüllkörper insbesondere in konkaven Regionen stark unterscheiden kann (Abb. 7.6). Die Generierung eines Hüllkörpers ist auch nicht durch eine Verschiebung der Modelleckpunkte entlang der Punktnormalen möglich, da hierdurch in konkaven Regionen Überschneidungen der Oberfläche auftreten.

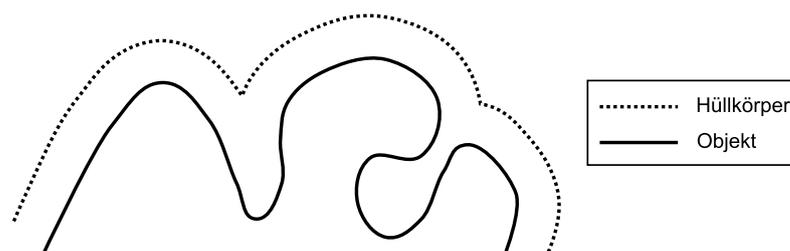


Abbildung 7.6: Schema von Objekt-oberfläche mit Hüllkörper. Vor allem in konkaven Bereichen unterscheidet sich die Form zwischen Objekt und Hüllkörper signifikant.

Während das Erzeugen eines Hüllkörpers bei statischen Objekten vorberechnet werden kann, ist bei Objekten ohne feste Oberfläche eine permanente Anpassung der Hüllform und der davon abhängigen Datenstrukturen zur Kollisionserkennung erforderlich. Die Kollisionserkennung ist für deformierbare Objekte bereits in verschiedenen Bibliothe-

ken effizient realisiert² und basiert häufig auf Dreiecksnetzen oder Primitiven (Kugel, Quader, Zylinder, Kapsel, konvexe Hülle). Bei einer Deformation des Objektes wäre die aufwendige Aktualisierung des Hüllkörpers und in zweiter Instanz die seiner Kollisionserkennungsstrukturen erforderlich. Bei Schnitten würde der Aufwand steigen, da Änderungen am Objekt ebenfalls eine entsprechende Aktualisierung des Hüllkörpers erfordern würden. Hüllkörper für die Abstandsberechnung müssen die zu Grunde liegenden Modelle ausreichend approximieren. Insbesondere bei topologischen Änderungen oder geometrisch komplexen und konkaven Formen (wie Gefäßbäume) sind polygonale Hüllkörper daher nur bedingt geeignet.

Für Gefäße besteht die Möglichkeit die Oberfläche als Zylinderverbund entlang der Mittellinie (ähnlich Truncated Cones, Abs. 2.3.2) zu repräsentieren. Diese Zylinder könnten jedoch nur einen symmetrischen Gefäßradius berücksichtigen. Die Oberfläche der Gefäßverzweigungen sowie Formveränderungen (durch Interaktionen oder Eigenbewegung) können hierdurch außerdem nur unzureichend abgebildet werden

Aus diesen Gründen wurde im Rahmen dieser Arbeit eine Methode zur Berechnung und Visualisierung von Abstandsmaßen entwickelt, die keine Bildung einer Hüllgeometrie erfordert [10]. Die Methode basiert auf dem Raycasting-Prinzip, wodurch weiterhin Bibliotheken zur Kollisionserkennung verwendet werden können und adressiert deformierbare Modelle sowie die Berücksichtigung von Schnitten. Bei der Methode werden Organe (Abs. 7.2.2) und Gefäße (Abs. 7.2.3) als Strukturen unterschieden, wobei die Organe durch ihre Oberfläche als Dreiecksnetz und Gefäße durch ein Dreiecksnetz zur Visualisierung mit einer korrespondierenden Mittellinie repräsentiert werden. Das Verfahren ist damit auch in Kombination mit dem physikbasierten Gefäßsimulationsverfahren in Abschnitt 6.2 anwendbar.

In Trainings- und Testumgebungen besteht eine Simulationsszene des Abdomens aus mehreren Abdomenorganen, Kontextstrukturen (Bauchdecke, Fettgewebe), Gefäßen sowie aus mehreren Instrumenten, so dass die Dauer für die Abstandsberechnung zwischen den Strukturen und allen Instrumenten meist nicht in Echtzeit erfolgen kann. Es muss außerdem eine Aktualisierungsrate gewährleistet werden, die eine stabile Gewebesimulation weiterhin ermöglicht. Um die Abstandsberechnung auch bei interaktiven Simulationen garantieren zu können, wird die Berechnung über mehrere Aktualisierungsschritte kontinuierlich fortgeführt (Abs. 7.2.1).

7.2.1 Verteilung der Abstandsdetektion

In den folgenden Abschnitten wird das Verfahren zur Abstandsberechnung für Organe und Gefäße beschrieben. In diesem Abschnitt wird die Methode beschrieben, mit der die Berechnung über mehrere Zeitschritte fortgeführt wird. Die Abstandsdetektion erfolgt dabei in zwei Phasen.

²u.a. Bullet-Engine: <http://bulletphysics.org>, PhysX: http://www.nvidia.de/object/physx_new_de.html oder OPCode <http://www.codercorner.com/Opcode.htm>

Initial wird der maximale DKA aller Instrumente I_G^{DKA} bestimmt. Dieser maximale DKA beschreibt den Abstand bei dem keines der verwendeten Instrumente ein Risiko darstellt. Die Abstandsdetektion, kann hierdurch auf Distanzen unterhalb dieses Bereiches beschränkt werden.

Die Abstandsberechnung erfolgt sowohl für Gefäße, als auch für Organe anhand der Objekteckpunkte \mathbf{p}_k^o (Oberflächen- und Linienpunkte). Für jedes Objekt wird während der Initialisierung eine Eckpunktliste L_o in einer zufälligen Folge (mittels Mersenne-Twister [87]) erstellt. Diese objektspezifischen Eckpunktlisten bilden die Grundlage für die Suche nach Abständen, die den I^{DKA} eines Instrumentes unterschreiten.

Für die Abstandsberechnung wird in jedem Aktualisierungsschritt ein festes Zeitkontingent Δt vorgegeben. Dieses Kontingent wird auf die zwei Berechnungsphasen aufgeteilt (Abb. 7.7). In der ersten Phase werden bekannte kritische Abstände aktualisiert. Hierfür wird maximal das halbe Zeitkontingent (Phase 1: $\leq \frac{\Delta t}{2}$) verwendet. Liegen nur wenige zu aktualisierende Punkte vor, für die der kritische Abstand neu zu bestimmen ist, wird die verbleibende Zeit ebenfalls für die Suche nach neuen kritischen Abständen verwandt. In der zweiten Phase steht somit wenigstens das halbe Zeitkontingent zur Verfügung (Phase 2: $\geq \frac{\Delta t}{2}$).

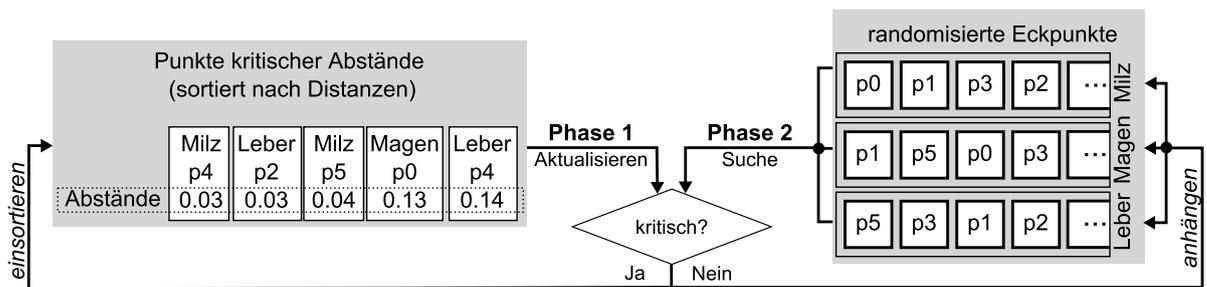


Abbildung 7.7: In Phase 1 werden Punkte kritischer Abstände aktualisiert. In Phase 2 werden neue kritische Abstände gesucht.

Während der Suche nach einem kritischen Abstand (Phase 2, Abb. 7.7, rechts) wird in jedem Schritt die Eckpunktliste einer anatomischen Struktur über eine Zufallsfunktion ausgewählt. Aus dieser Liste wird der nächste zu untersuchende Eckpunkt \mathbf{p}_k^o nach der First-In First-Out (FIFO) Strategie ausgewählt. Für diesen Punkt wird der Abstand $\text{dist}(\mathbf{p}_k, I_i)$ zu allen Instrumenten I_i gemessen, wobei das Abstandsmaß nur innerhalb von I_G^{DKA} bestimmt werden muss. Ist $\text{dist}(\mathbf{p}_k^o, I_i) < I_i^{DKA}$ liegt der Eckpunkt innerhalb des kritischen Instrumentenabstandes und wird im Folgenden als *kritischer Eckpunkt* behandelt. Während der Suche kritischer Abstände ist eine grobe Approximation des Instrumentenabstandes ausreichend. Für den bestimmten Abstand und den DKA des Instrumentes erfolgt eine vorläufige Bestimmung des Risikowertes $r(\mathbf{p}_k^o, I_i) \in [0, 1]$ mit $r(\mathbf{p}_k^o, I_i) = 0$, wenn $\text{dist}(\mathbf{p}_k^o, I_i) = I_i^{DKA}$ und $r(\mathbf{p}_k^o, I_i) = 1$, wenn $\text{dist}(\mathbf{p}_k^o, I_i) = 0$.

Anhand dieses Risikowertes werden der kritische Eckpunkt sowie deren topologische Nachbarn in die nach dem Risikowert sortierte Liste kritischer Eckpunkte L^c eingefügt

und damit zur Aktualisierung in Phase 1 vorgesehen. Konnte kein kritischer Abstand ermittelt werden, wird der Eckpunkt wieder an das Ende der Eckpunktliste angefügt.

In Phase 1 (Abb. 7.7, links) werden die Risikowerte bekannter kritischer Eckpunkte aus L^c aktualisiert. Der hierbei ermittelte Risikowert wird mit genaueren Verfahren bestimmt und bildet die Grundlage der Visualisierung. Da die Eckpunkte in L^c nach dem Risikowert sortiert sind, werden die kritischen Punkte, für die das höchste Risiko identifiziert wurde, priorisiert aktualisiert. Bei der Suche nach kritischen Abständen (Phase 2) werden auch topologisch benachbarte Punkte als kritisch eingestuft. Sie werden damit ebenfalls bei der Aktualisierung überprüft. Wird hierbei weiterhin ein kritischer Abstand für einen Eckpunkt \mathbf{p}_k^o ermittelt, werden seine topologischen Nachbarn, die noch nicht Element in L^c sind, aus ihren Objektlisten entfernt und zusätzlich mit dem Risikowert von \mathbf{p}_k^o in L^c eingefügt. Es wird hierbei davon ausgegangen, dass benachbarte Punkte ein ähnliches Sicherheitsrisiko gegenüber einem Instrument aufweisen. Die entsprechenden Eckpunkte werden daher in den nächsten Aktualisierungsschritten mit der selben Priorität aktualisiert. Wenn sich ein Eckpunkt nicht mehr innerhalb eines kritischen Abstandes befindet, wird der Punkt wieder an die entsprechende Eckpunktliste L_o angefügt.

7.2.2 Abstandsdetektion für Organe

Die Abstandsberechnung für Organe basiert auf Eckpunkten des Dreiecksnetzes der Organoberfläche für deren Eckpunkte \mathbf{p}_k^o die Normale \mathbf{n}_k^o definiert ist (Abb. 7.8, A). Bei der Suche (Phase 2) kritischer Eckpunkte wird je Eckpunkt ein Strahlentest in Richtung der Normalen mit der Strahllänge I_G^{DKA} gegen die virtuellen Instrumente durchgeführt. Durch die Verwendung hierarchischer Hüllkörper erfolgt die Schnittpunktberechnung mit den Instrumenten effizient³. Liegt ein Schnittpunkt mit einem Instrument vor, wird der an dieser Stelle des Instrumentes lokal geltende DKA des Instrumentes ermittelt, wodurch der Risikowert in Phase 2 bestimmt werden kann. Dieser Risikowert entspricht dem approximierten Risikowert, mit dem der Eckpunkte und seine Nachbarn in die Liste kritischer Eckpunkte L^c aufgenommen wird.

Zu einem potentiell kritischen Eckpunkt wurde über den Strahlentest das Instrument bestimmt, dass dem Eckpunkt nahe ist und sich innerhalb eines kritischen Abstandes befindet. Bei der Aktualisierung der Abstandsmaße in Phase 1 wird, basierend auf dieser ersten Abschätzung, der Abstand zwischen Instrument und Eckpunkt ermittelt. Um den Eckpunkt \mathbf{p}_k^o wird hierfür eine Kugel mit dem Radius I_i^{DKA} gebildet. Zwischen dem Modell des Instrumentes und dieser Kugel werden die Schnittpunkte \mathbf{p}_j^s bestimmt (Abb. 7.8, B).

Die Vektoren \mathbf{v}_j zwischen dem Eckpunkt \mathbf{p}_k^o und den n Schnittpunkten \mathbf{p}_j^s werden auf die Normale des Eckpunktes projiziert. Das Minimum $\min(\mathbf{n}_k^o \cdot \mathbf{v}_j)$ wird mit dem

³In der prototypischen Umsetzung erfolgte der Strahlentest mit der „Bullet“ Physikengine.

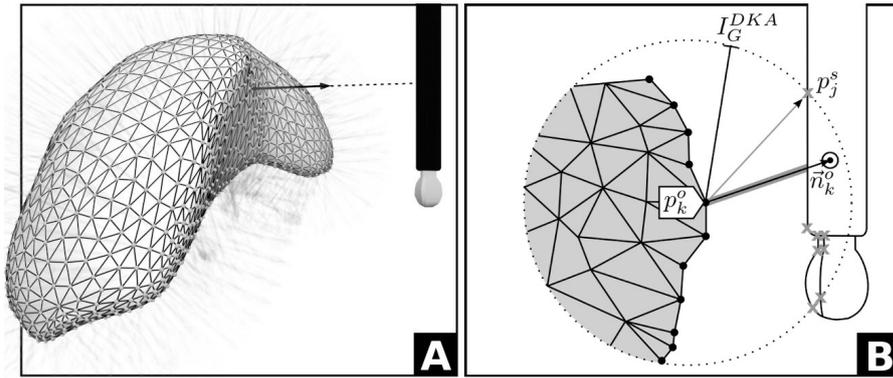


Abbildung 7.8: In Phase 1 werden Punkte kritischer Abstände aktualisiert. In Phase 2 werden neue kritische Abstände gesucht.

DKA des Instrumentes I_u^{DKA} normalisiert und als Abstand für die Bestimmung des Risikowertes in Gleichung 7.9 verwendet.

$$\mathbf{v}_j = \mathbf{p}_k^o - \mathbf{p}_j^s$$

$$r(\mathbf{p}_k^o, I_i) = 1 - \frac{\min_{j=0}^n (\mathbf{n}_k^o \cdot \mathbf{v}_j)}{I_i^{DKA}} \quad (7.9)$$

7.2.3 Abstandsdetektion für Gefäße

Die Gefäßoberfläche weist häufig viele Krümmungen auf, so dass komplexe Dreiecksnetze erforderlich sind, um die Oberfläche zu repräsentieren. Im Gegensatz zur Repräsentation der Oberfläche als Dreiecksnetze beschreiben Mittellinien eine Oberfläche implizit mit wesentlich weniger Eckpunkten [8]. Im Folgenden werden die Linienpunkte als \mathbf{p}_k^l und die assoziierten Radien mit r_k^l bezeichnet. Da die Mittellinie eine eindimensionale Struktur ist, sind für die Eckpunkte keine eindeutigen Normalen bestimmt.

Bei der Suche kritischer Linienpunkte (Abb. 7.7, Phase 2) wird um jeden Linienpunkt ein Kugelvolumen mit dem Radius $I_G^{DKA} + r_k^l$ gebildet (Abb. 7.9, A). Liegen für die Kugel des Linienpunktes \mathbf{p}_k^l n Schnittpunkte \mathbf{p}_j^s mit einem Instrument I_i vor, wird der Abstand $\text{dist}(\mathbf{p}_k^l, I_i)$ durch Gleichung 7.10 approximiert. Die Schätzung des Risikowertes zum Einfügen des Linienpunktes und seiner Nachbarn in L^c erfolgt durch Gleichung 7.11.

$$\text{dist}(\mathbf{p}_k^l, I_i) = \min_{j=0}^n (|\mathbf{p}_j^s - \mathbf{p}_k^l|) \quad (7.10)$$

$$r(\mathbf{p}_k^l, I_i) = (\text{dist}(\mathbf{p}_k^l, I_i) - r_k^l) / I^{DKA} \quad (7.11)$$

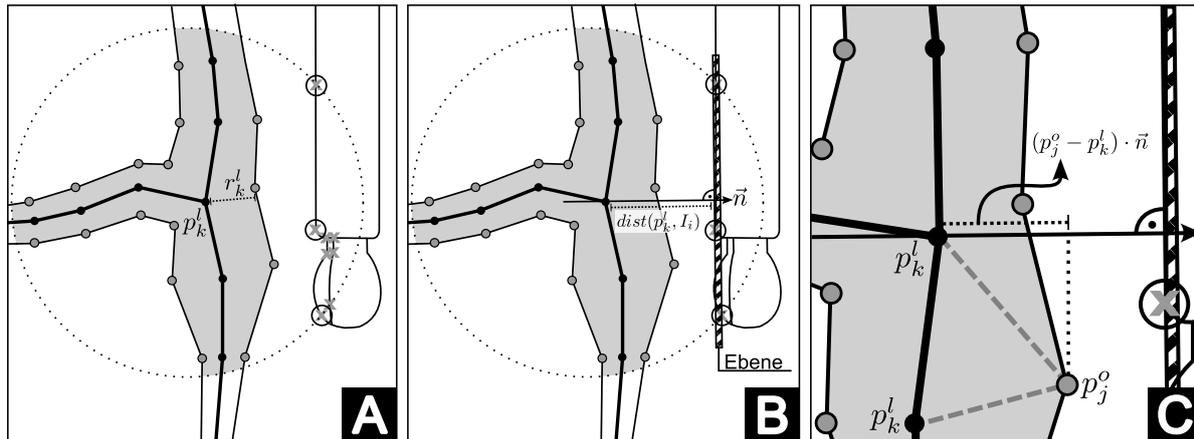


Abbildung 7.9: Abstandsberechnung für Gefäße: Um Linienpunkte werden Schnittpunkte mit einer umgebenden Kugel bestimmt (A). Zu den drei nächsten Schnittpunkten wird eine Ebene gebildet (B). Der Abstand zwischen Oberflächen- und Linienpunkten wird entlang der Ebenennormalen bei der Berechnung des Risikowertes einbezogen (C).

Bei der Aktualisierung (Abb. 7.7, Phase 1) wird der Risikowert für die Visualisierung bestimmt. Während die Mittellinie für die Berechnung der Abstände verwendet werden kann, ist für die Visualisierung ein Dreiecksnetz der Gefäßoberfläche erforderlich, deren Oberflächenpunkte mit mindestens einem Linienpunkt \mathbf{p}_k^l assoziiert werden. Die mit einem Linienpunkt assoziierten Oberflächenpunkte werden im Folgenden mit \mathbf{p}_j^o bezeichnet. Der Abstand zwischen Oberflächen- und Linienpunkten (die Ausdehnung der Oberfläche) muss bei der Risikobewertung berücksichtigt werden.

Für die Abstandsbestimmung wird eine Ebene durch die drei nächsten (nicht kollinearen) Schnittpunkte zwischen Instrument und Kugel des Linienpunktes \mathbf{p}_k^l gebildet. Die Normale \mathbf{n} dieser Ebene wird als Punktnormale für die Abstandsberechnung des Linienpunktes zum entsprechenden Instrument verwendet (Abb. 7.9, C). Der Ebenenabstand entspricht dem Abstand zwischen Linienpunkt und Instrument und wird anhand Gleichung 7.10 aktualisiert. Der Risikowert der assoziierten Oberflächenpunkte \mathbf{p}_j^o zum Instrument I_i wird damit durch Gleichung 7.12 bestimmt und mit dem kritischen Instrumentenabstand I_i^{DKA} normalisiert. Der zusätzliche Abstand zwischen Oberflächen- und Linienpunkt $(\mathbf{p}_j^o - \mathbf{p}_k^l)$ wird bei der Abstandsberechnung auf die Ebenennormale projiziert und vom zuvor berechneten Abstand des Linienpunktes subtrahiert.

$$r(\mathbf{p}_j^o, I_i) = 1 - \left(\text{dist}(\mathbf{p}_k^l, I_i) - ((\mathbf{p}_j^o - \mathbf{p}_k^l) \cdot \mathbf{n}) \right) / I_i^{DKA} \quad (7.12)$$

Im Vergleich zur Abstandsberechnung für Oberflächenmodelle ist die Berechnung für Linienpunkte aufwendiger, da zunächst eine Punktnormale ermittelt werden muss. Die Normale entspricht der Normalen der spzierenden Ebene zwischen Linienpunkt und Instrument. Für Gefäße erfolgt die Abstandsberechnung auf Grundlage der Linienpunk-

te, während die Risikobewertung als weiterer Berechnungsschritt mit geringem Aufwand, für die Eckpunkte des zur Visualisierung verwendeten Oberflächenmodells, durchgeführt wird.

7.2.4 Ergebnisse der Abstandsberechnung

Die Validierung erfolgte anhand einer künstlichen Mittellinie (Abb. 7.10, oben) und auf Basis der Mittellinie eines Milzgefäßes, dessen Verlauf aus CT-Daten bestimmt wurde (Abb. 7.10, unten). Die Oberfläche zur Visualisierung wurde für die Gefäße durch das Seedgrowing Verfahren (Abs. 6.1.3) anhand der Mittellinien generiert. Für die Bewertung der Performance wurden zusätzlich Oberflächenmodelle der Milz und des Magens verwendet. Die Oberflächen der Organe wurden auf Basis diagnostischer Bilddaten durch Marching-Cubes (Abs. 2.3.2.1) erzeugt und anschließend in einer halb-automatischen Nachverarbeitung reduziert und geglättet.

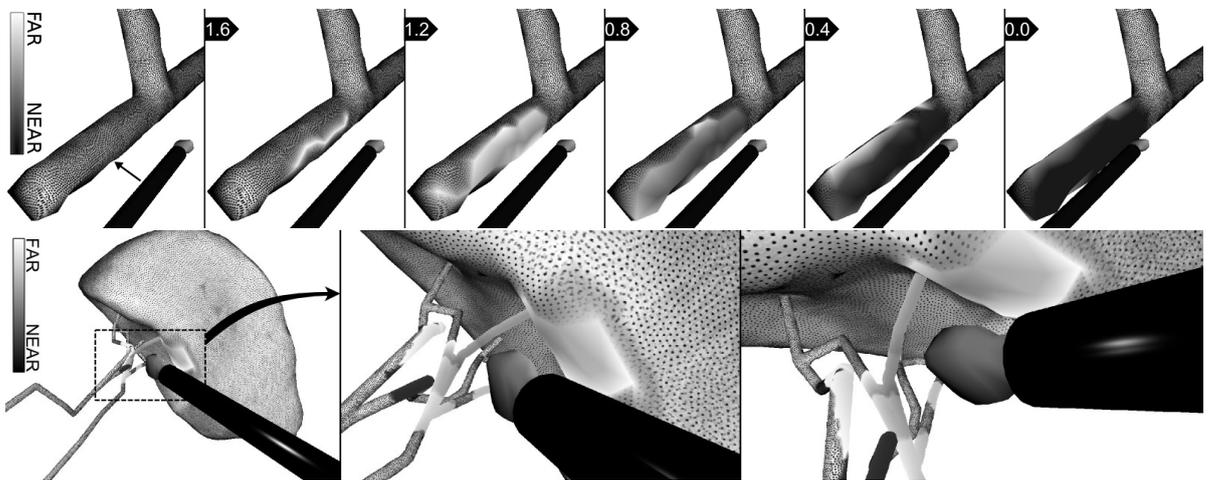


Abbildung 7.10: Oben: Instrument wird an ein Gefäß angenähert. (Sicherheitsabstand 2cm , Positionsänderung von 4mm je Schritt). Unten: Beispielvisualisierung einer Sonde nahe dem Milzhilus mit Milzgefäßen.

Genauigkeit: Für den Vergleich der Genauigkeiten wurden die Abstände zwischen dem Modell eines Instrumentes und dem generischen Gefäßmodell mit dem Tumor Therapy Manager (TTM) [120] bestimmt. Der TTM ist ein kommerzielles Planungssystem. Es ermöglicht unter anderem die Bestimmung von Abständen zwischen Tumoren und anatomischen Strukturen und unterstützt damit das Tumorstaging. Das dort verwendete Verfahren ist hinsichtlich der Bestimmung genauer Abstandsmaße für Oberflächennetze optimiert [119]. Es verwendet unter anderem eine Raumpartitionierung für die Bestimmung der Abstände. Aufgrund der aufwendigen Berechnungen ist es nicht echtzeitfähig und nicht für dynamische Modelle geeignet. Für den Vergleich wurde mit dem TTM die Distanz der Oberflächenpunkte von Gefäßen zu einem Instrument bestimmt. Für das

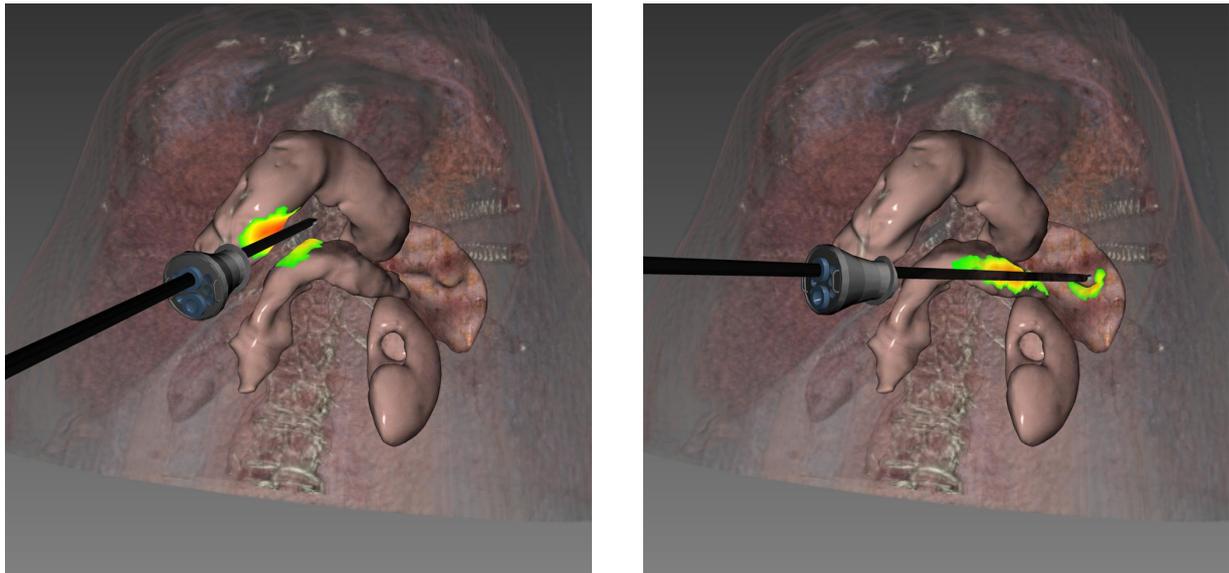


Abbildung 7.11: Abstandsberechnung eines Instrumentes, das über einen Single-Port Zugang in ein Abdomen eingeführt wird. Der Abstand des Instrumentes wird in rot-grün Falschfarbverlauf auf der Oberfläche der Organe dargestellt

Instrument wurde ein Sicherheitsabstand von $I^{DKA} = 2cm$ verwendet. Im Vergleich zu den Messungen des TTM wurde im Mittel eine Abweichung von $\mu = 1.2mm$ (Standardabweichung $\delta = 0.8mm$) erreicht.

Performanz: Die Berechnungen erfolgten mit einem Intel-I7 System (vier Kerne, acht virtuelle Prozessoren), wobei für die folgenden Messungen keine Parallelisierung vorgenommen wurde. Die Angaben beziehen sich daher auf die Nutzung eines Prozessors (3.3GHz). Die Modellübersicht mit den Berechnungszeiten ist in Tabelle 7.1 aufgeführt. Das Testgefäß mit 219 Oberflächenpunkten ist in Abbildung 7.10, oben und das Modell der Milz ist in Abbildung 7.10, unten dargestellt. Für die Abstandsberechnung wurden in jedem Simulationsschritt ein Zeitkontingent von $2ms$ vorgegeben. Das Instrument besteht aus einem Dreiecksnetz mit 170 Eckpunkten und 326 Dreiecken.

Bei Organen erfolgen die Aktualisierung der Abstandsmaße und die Risikobewertung gleichzeitig, da sich Abstandsberechnung und Visualisierung auf den selben Eckpunkt beziehen. In Tabelle 7.1 werden daher keine Berechnungszeiten für die Risikobewertung der Organe angegeben. Für Gefäßmodelle stellt die Risikobewertung einen zusätzlichen Berechnungsaufwand dar, der nach Aktualisierung der Abstandsmaße der Linienpunkte für alle Punkte des Oberflächengeometrie erfolgt. Der Aufwand zur Risikobewertung ist $\mathcal{O}(n)$ und linear von der Anzahl der Oberflächenpunkte abhängig. Die Risikobewertung der Oberflächenpunkte kann unabhängig voneinander durchgeführt werden und kann damit parallelisiert werden (CPU- und GPU-basierend).

| | Gefäße | | | | Organe | |
|----------------------|-----------|------|------------|-------|--------|-------|
| | 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 |
| Risikowert (Ø ms) | 1,3 | 4,2 | 51,1 | 391,1 | - | - |

Tabelle 7.1: Ergebnisse der Performance-Messungen. Für Gefäße wurden jeweils zwei Oberflächennetze verwendet, für die zusätzlich die Zeit zur Synchronisation mit der Mittellinie angegeben wurde.

Die Suche nach Punkten die den DKA unterschreiten erfordert weniger Zeit als deren Aktualisierung. Bei dem Zeitkontingent von $2ms$ für die Abstandsberechnung, von der mindestens $1ms$ zur Suche verwendet wird, können ca. 100 Eckpunkte überprüft werden. Durch die zufällige Auswahl einer Eckpunktliste und die zufällige Anordnung der Punkte in die objektspezifischen Listen, wird eine hohe Flächenabdeckung erreicht. Wenn ein kritischer Eckpunkt ermittelt wurde, wird durch das Einbeziehen der topologischen Nachbarn der regionale Bereich fokussiert. Bei der zur Visualisierung verwendeten Aktualisierungsrate von $50Hz$ werden 5000 Eckpunkte pro Sekunde auf ein potentielles Sicherheitsrisiko überprüft. Die sequentielle Prüfung der Eckpunkte entsprechend ihrer topologischen Anordnung⁴, würden Punkte bestimmter Regionen priorisieren, da Eckpunkte aufgrund der Modellgenerierungsverfahren meistens räumlich sortiert sind.

In der Echtzeitumgebung werden, aufgrund der Echtzeitanforderung, Modelle mit geringer Auflösung verwendet. In dem entwickelten Prototypen haben die verwendeten Oberflächenmodelle der Organe weniger als 5000 Eckpunkte und die Mittellinien komplexer Gefäßbäume (u.a. Gefäßbaum der Leber) weniger als 500 Eckpunkte. Das Verfahren kann daher in wenigen Sekunden neue kritische Abstände erkennen. Da das Verfahren auch die Nachbarschaft einmal identifizierter kritischer Eckpunkte einbezieht, wird die Anpassung der Risikovisualisierung, auch an schnelle Bewegungen der Instrumente, gewährleistet.

⁴Indexliste oder Nachbarschaftsbeziehung

Kapitel 8

Zusammenfassung, Diskussion und Ausblick

In diesem Kapitel werden die Ergebnisse dieser Arbeit zusammengefasst und anschließend diskutiert. Im Ausblick werden davon ausgehend, weiterführende Themen aufgezeigt.

8.1 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit betrachtet Herausforderungen an interaktive Simulationen im Kontext der Chirurgie. Hierbei bilden Trainingssimulationen den Ausgangspunkt der Untersuchungen. Virtual Reality (VR) Simulatoren können das motorische Training unterstützen und die erforderliche Ausbildungszeit verkürzen. Insbesondere nach minimal-invasiven Verfahren, die aufgrund ihrer Vorteile für den Patienten zunehmend Verbreitung finden, besteht zunehmender Bedarf nach ausbildungsunterstützenden Alternativen. Die kommerziell verfügbaren Simulatoren werden derzeit nur vereinzelt eingesetzt und können nur bedingt miteinander verglichen werden. Es konnte zwar gezeigt werden, dass VR-Simulatoren generell die Ausbildung unterstützen, aber die Qualität dieser Unterstützung durch einen bestimmten Simulator kann nicht evaluiert werden kann.

In dieser Arbeit wurde ergänzend zu Trainingssimulatoren das erweiterte Konzept einer interaktiven Testumgebung dargestellt. Diese Testumgebung soll es Chirurgen perspektivisch ermöglichen, alternative Behandlungsmethoden sowie neuartige Instrumente zu erproben. Für die Testumgebung wurde dabei eine umfangreiche Anforderungsanalyse nach dem Prinzip des szenariobasierten Designs (SBD) und auf Grundlage chirurgischer Eingriffe (Cholezystektomie, Splenektomie) erstellt. Hierbei wurden die Instrumente und anatomischen Strukturen sowie die erforderlichen Interaktionen während dieser Eingriffe identifiziert. Im Rahmen dieser Arbeit wurden als Bestandteil des SBD drei Prototypen erstellt. In diesen Prototypen wurden verschiedene Aspekte und Ansätze umgesetzt und untersucht, die Anforderungen an interaktive Testumgebungen adressieren.

Es wurden mehrere Ansätze für die Simulation von Organmodellen aufgezeigt und dabei Unterschiede zwischen dem Einsatz in Test- und Trainingsumgebungen beschrieben. Hierbei wurde das anisotrope Feder-Masse System erweitert, um eine höhere Stabilität auch bei starken Verformungen zu ermöglichen, die für einzelne Elemente auftreten können. Des Weiteren wurden verschiedene Verfahren zur Generierung von Volumennetzen als Grundlage der Simulation beschrieben. Die einzelnen Generierungsverfahren sind dabei, insbesondere vor dem Hintergrund der Anforderungen durch Schnitte, unterschiedlich gut geeignet. Die Abhängigkeit zwischen Modelltyp und Simulationsverfahren wurde in einer Übersicht dargestellt. Anhand der Szenarien der Anforderungsanalyse

wurde aufgezeigt, nach welchen Aspekten Simulationsverfahren für bestimmte Strukturen auswählbar sind. Dabei ist das Vorwissen über die durchzuführende Intervention wesentlich. Perspektivisch haben FEM Simulationen hohes Potential. Sie sind aber noch zu aufwendig in der Berechnung, um ein komplettes Abdomen zu simulieren, so dass auch weiterhin die Herausforderung besteht, verschiedenartige Verfahren zu kombinieren.

Während die Organsimulation meist ein Schwerpunkt in Trainingssimulatoren ist, werden Gefäße nicht oder nur in sehr geringem Umfang simuliert. Die Berechnung der physikbasierten Simulation für die erforderlichen Organe ist häufig aufwendig. Für Testumgebungen wird die Berücksichtigung von Gefäßen jedoch zunehmend wichtiger. Bei der Testumgebung liegt eine stärkere Gewichtung auf der Erreichbarkeit des Interventionsgebietes. Während der Navigation, aber auch in Vorbereitung auf die Hauptschritte eines Eingriffes, sind umfangreiche Interaktionen mit den zum Teil geometrisch komplexen Gefäßen unerlässlich. Für die Simulation von Gefäßen wurde daher ein neues Simulationsverfahren entwickelt, durch das sowohl Axial-, Biege- und Torsionskräfte sowie Kräfte bei Querschnittsänderungen bestimmt werden. Für die Visualisierung ist ein zusätzliches Oberflächenmodell erforderlich, das mit dem Mittellinienmodell gekoppelt und synchronisiert werden muss. Obwohl das Oberflächenmodell die Gefäßform möglichst genau repräsentieren sollte, ist im Vergleich zu Planungssystemen eine möglichst niedrige Auflösung erforderlich. Es wurde mit dem Seedgrowing ein Modellgenerierungsverfahren entwickelt, das geeignete Oberflächenmodelle auf Basis der Gefäßmittellinie generiert. Simulation und Synchronisation des Oberflächenmodells können in ihrer Kombination besonders effizient durchgeführt werden, so dass die Verfahren sowohl für Trainings-, als auch für Testumgebungen geeignet sind.

In einer Testumgebung soll unter anderem untersucht werden können, ob bisher noch offen-chirurgisch durchgeführte Eingriffe durch andere Vorgehensweisen oder Instrumente minimal-invasiv durchführbar sind. Als ein Ergebnis der Anforderungsanalyse wurde die Wahl des Zugangs als ein weiterer wesentlicher Aspekt identifiziert. Abhängig von der Lage des Zugangs, über den die Instrumente in das Abdomen eingeführt werden, sind verschiedene Regionen des Abdomen erreichbar. Von diesen Zugängen erfolgt die Navigation in das Zielgebiet der Intervention, wobei gewährleistet werden muss, dass während der Navigation keine anderen Organe verletzt werden und die verbleibenden Freiheitsgrade in der Zielregion ausreichen, um die eigentliche Intervention durchzuführen. Für den Vergleich der Zugänge wurden Umsetzungen aus zwei Prototypen verglichen. Der erste Ansatz basiert ausschließlich auf Polygonmodellen, während der zweite Ansatz eine kombinierte Visualisierung aus Polygonmodellen und 3D-Volumendaten verwendet. Der Anwender kann wichtige Landmarken in der 3D-Umgebung definieren, die dann in der 3D-Ansicht und in den für den Chirurgen gewohnten anatomischen Schnittbildern hervorgehoben werden. Der Anwender kann den Zugangspunkt definieren und wird, durch die Visualisierung und Interaktion mit einem speziellen Interaktionsgerät, bei der Beurteilung der Zugänglichkeit unterstützt.

Für die Navigation in das Zielgebiet wurde zudem ein effizientes Verfahren entwickelt, mit dem die Abstände zwischen den virtuellen Instrumenten und den anatomischen

Strukturen (Organe und Gefäße) interaktiv bestimmt werden können. Für die Instrumente kann hierbei ein lokal und zeitlich variabler Sicherheitsabstand definiert werden, ab dem von einem Risiko für die Strukturen ausgegangen werden kann. Diese Risikobewertung wird während der Interaktion auf der Oberfläche der jeweils betroffenen anatomischen Strukturen visuell dargestellt. Die Genauigkeit der Abstandsbestimmung wurde hierbei mit einem Verfahren aus einem chirurgischen Planungssystem verglichen.

8.2 Diskussion

Das Konzept einer Testumgebung stellt einen vielversprechenden Ansatz dar. Eine Testumgebung adressiert primär ausgewiesene Experten, die Ansprechpartner für Instrumentenhersteller sind oder entsprechende Kompetenzen besitzen, um neue Operationsmethoden zu entwickeln. Die behandelten Aspekte einer Testumgebung können eine sinnvolle Ergänzung auch für Trainingssysteme bilden. Die Möglichkeit, methodische Vorgaben in Frage zu stellen und Alternativen frei von Risiken für den Patienten zu erproben, können prinzipiell auch das Verständnis für vorgegebene Abläufe unterstützen. Hinsichtlich der Instrumentenentwicklung kann eine Testumgebung dem Chirurgen ermöglichen, die Zugänglichkeit zum Interventionsgebiet für verschiedene Instrumente zu vergleichen. Der Chirurg kann in einer VR-Umgebung beispielsweise die Form der Instrumente (Länge, Durchmesser) variieren, um seinen Bedarf zu konkretisieren. Hierdurch können Hersteller Instrumenteneigenschaften gezielt optimieren und weiterentwickeln.

Trainingsumgebungen fokussieren entweder die Hand-Auge Koordination mit abstrakten und spielerischen Aufgaben oder müssen sich dem Anspruch stellen, möglichst realitätsnah zu sein. In der Testumgebung wird die Interaktion stärker als Erweiterung und Ergänzung eines Planungssystems verstanden.

Die in dieser Arbeit entwickelten Verfahren zur Generierung der Gefäßoberfläche sowie zur physikbasierten Simulation von Gefäßen ermöglichen eine umfangreiche Simulation selbst von komplexen Blutgefäßen und Gefäßbäumen. Das Verfahren ist physikbasiert und kann damit, auf Grundlage bereits bekannter Kenngrößen parametrisiert werden. Der Einsatzbereich eines effizienten Simulationsverfahrens für Gefäßmodelle ist umfangreich und ermöglicht zum Beispiel auch die Generierung krankheitsfallspezifischer Szenarien. In [4] wurde der Ansatz beschrieben, in einen vorhandenen patientenspezifisches Modell nachträglich segmentierte Tumormodelle zu integrieren, wobei die hierbei auftretende Gefäßverdrängung simuliert wird, um so gezielt Trainingssimulationen eines speziellen Schwierigkeitsgrades zu generieren. Das Modell wurde vor allem hinsichtlich der Effizienz validiert. Für die Validierung im Vergleich zu realen blutführenden Gefäßen fehlen bislang entsprechende Vergleichswerte, da insbesondere physikbasierte Eigenschaften blutführender Gefäße nur schwer erfasst werden können.

Die Verfahren für die Zugangsplatzierung und Navigation in das Zielgebiet adressieren spezielle Aspekte einer Testumgebung und sind primär als Unterstützung für erfahre-

ne Chirurgen vorgesehen. Sie sollen daher keine Entscheidungen vorgeben oder bewerten, sondern die Entscheidungsfindung unterstützen. Auf Grundlage der Diskussionen mit Experten erfolgte die Umsetzung in mehreren auf einander aufbauenden Prototypen. Durch die Definition wichtiger Landmarken soll die Interpretation der Visualisierung vereinfacht werden. Die Darstellung dieser Landmarken erfolgt dabei gleichzeitig in der 3D-Visualisierung sowie in 2D-Schnittbildern durch das diagnostische Bildvolumen. Durch diesen, nur in VR-Simulatoren möglichen Vergleich, kann der Experte mögliche Zugangspunkte gegeneinander bewerten.

Das Verfahren zur Risikovisualisierung bei der Navigation kann zusätzlich als Grundlage für eine erweiterte automatisierte Bewertung in Trainingsumgebungen eingesetzt werden, indem das Auftreten hoher Risiken zu negativen Bewertungen führt. Der Aspekt der interaktiven Risikobewertung über Abstandsmaße wird in Trainingssimulationen bisher nicht berücksichtigt. Diese Art der Visualisierung kann jedoch insbesondere bei der Auswertung eines durchgeführten Trainings die Risikoeinschätzung potentiell verbessern. Für die Testumgebung werden bei verschiedenen Zugangswegen potentielle Risikobereiche hervorgehoben, die eine erhöhte Aufmerksamkeit erfordern. Auch in diesem Modul ist wesentlich, dass in der Testumgebung durch die Visualisierung sensibilisiert und nicht bewertet wird, so dass die Einschätzung des Experten unterstützt wird.

Die in dieser Arbeit untersuchten Aspekte bilden Lösungsansätze für Entwicklungsschwerpunkte einer Testumgebung.

8.3 Ausblick

Die Anforderungen an eine Testumgebung bringen einige neue Herausforderungen mit sich. Damit neue Behandlungsmethoden erprobt werden können, liegen prinzipiell ähnliche Anforderungen an die Organsimulation vor, wie bei Trainingsumgebungen. Es ist jedoch nicht mehr möglich die Simulation so stark einzuschränken, wie es beim Training der Fall ist, da weniger Vorwissen über die Vorgehensweise des Anwenders besteht. Es sind Verfahren erforderlich, um während der Interaktion einer anatomischen Struktur, das Simulationsverfahren zu wechseln. Wenn die Instrumente weit von den Strukturen entfernt sind, können primär visuell plausible Verfahren verwendet werden. Wenn der Anwender sich einem Organ nähert, erfolgt die Simulation mit einem einfachen physikbasierten Verfahren. In der FEM Simulation für die Produktentwicklung wird eine Geometrie häufig lokal unterteilt, um so in wichtigen Regionen eine höhere Simulationsgenauigkeit zu erzielen. Durch die Übertragung dieses Prinzips auf die Simulationsverfahren kann die Echtzeitfähigkeit einer Simulation verbessert werden, wenn nur in Bereichen in denen starke Verformungen auftreten, Verfahren wie die FEM angewendet werden. Hierfür sind weiterführende Methoden, durch die der kontinuierliche Wechsel zwischen verschiedenen Simulationsverfahren ermöglicht wird, erforderlich.

Das Verfahren für Gefäße wurde für die Simulation minimal-invasiver Eingriffe in der Laparoskopie entwickelt. Um Diskontinuitäten und Artefakte in der Visualisierung zu verhindern, wurde ein Oberflächenmodell mit niedriger Auflösung generiert. Für die hierfür entwickelte Methode war ein Schwerpunkt die Gewährleistung kontinuierlicher Übergänge an Bifurkationen. In weiteren Arbeiten ist zu untersuchen ob das Verfahren zur Generierung der Oberfläche sowie die Methode zur physikbasierten Gefäßsimulation auf das Anwendungsgebiet endovaskulärer Eingriffe übertragen werden kann. Hierbei werden die Instrumente (Katheter) im Gefäß bewegt. Während bei der Laparoskopie Schnitte in die Gefäße zu simulieren sind, bestehen bei endovaskulären Eingriffen höhere Anforderungen an die Kollisionserkennung. Des Weiteren treten zusätzliche Aspekte, wie Reibungskräfte und die Blutströmung innerhalb der Gefäße, auf.

Für die Testumgebung, aber auch für das Training, sind neuartige Verfahren der Instrumentensimulation erforderlich. Die Instrumente für minimal-invasive Eingriffe sind nicht mehr nur mechanische Stabwerkzeuge, sondern werden zunehmend flexibel, komplexer und haben erweiterte Funktionalitäten. So werden beispielsweise die Möglichkeiten zu koagulieren oder Messungen mit Ultraschall oder anderen bildgebenden Verfahren durchzuführen, voraussichtlich zunehmen. Diese Instrumente zu simulieren, um ihre Verwendung zu trainieren oder zu erproben, erfordert entsprechende Simulationsverfahren, die Instrumentenfunktionalitäten unter Anforderungen der interaktiven Echtzeit abbilden.

Die Echtzeitsimulation anatomischer Strukturen kann auf Grundlage des E-Moduls erfolgen. Nicht nur durch die Anforderung der interaktiven Echtzeit, sondern auch durch die Möglichkeiten der Messverfahren und der großen patientenindividuellen Vielfalt, wird eine objektivierbare und übertragbare Parametrierung¹ ermöglicht. Die Simulationsverfahren können jedoch nur bedingt dem genauen Verlauf einer spezifischen Messkurve entsprechen. Es ist auch langfristig nicht möglich, die Materialeigenschaften aller Organe eines Patienten zu bestimmen. Während jedoch für wenige Organe (z.B. Leber) einige Veröffentlichungen über Materialmessungen vorliegen, besteht für andere Strukturen (Milz, Pankreas, Magen) noch Forschungsbedarf.

Neben den Organen und Gefäßen wird das Erscheinungsbild im Abdomen auch wesentlich vom Fettgewebe bestimmt. Bei einer Intervention kann es zum Austritt von Körperflüssigkeiten kommen. Fett und Körperflüssigkeiten erschweren die endoskopische Sicht und Orientierung im Abdomen und haben eine komplexe geometrische Form, die während der Simulation umfangreich dynamisch verändert wird. Die Simulation von Fettgewebe, Bindegewebe und Flüssigkeiten kann nur bedingt durch Volumenvisualisierungen oder polygonale Netze abgebildet werden und erfordert neue, effiziente Simulationsverfahren.

¹Eine Parametrierung führt zum selben Verhalten bei unterschiedlichen geometrischen Modellen

Literaturverzeichnis

- [1] S. Adler, R. Mecke und C. Wex. Virtuelle Organmodelle für die Endoskopiesimulation. In M. Schenk, editor, *IFFocus*, volume 2, pages 34–37. Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, 2007.
- [2] S. Adler, R. Mecke und C. Wex. Effiziente Datenstrukturen für Schnitte in dynamische Organmodelle. In Helwig Hauser, Steffen Strassburger und Holger Theisel, editors, *Simulation and Visualization 2008*, pages 295–308. SCS Publishing House, 2008.
- [3] Simon Adler und Rüdiger Mecke. Echtzeitsimulation von Organmodellen. In M. Schenk, editor, *IFF-Kolloquium*, number 3. Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, 2007.
- [4] Simon Adler und Tobias Mönch. Generierung krankheitsfallspezifischer Organmodelle für die interaktive Chirurgiesimulation. *IFF Wissenschaftstage*, 13:315–324, Juni 2010.
- [5] Simon Adler, Tobias Mönch, Rüdiger Mecke und Bernhard Preim. Vessel surface generation for surgical simulations. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (VCBM)*, page Poster Abstract, 2010.
- [6] Simon Adler, Zein Salah, Rüdiger Mecke, Bernhard Preim und Georg Rose. Overlay of Patient-Specific Anatomical Data for Advanced Navigation in Surgery Simulation. In *Proc. of First International Workshop on Digital Engineering (IWDE)*, pages 52–58, Magdeburg, 14. Juni 2010.
- [7] Simon Adler, Rüdiger Mecke und Bernhard Preim. Dynamische Gefäße für interaktive Chirurgiesimulationen. In *Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, pages 149–156, Magdeburg, 15.-16. September 2011.
- [8] Simon Adler, Tobias Mönch und Rüdiger Mecke. Physics-Based Simulation of Vascular Trees for Surgery Simulations. In *2nd International Workshop on Digital Engineering*, pages 24–30, 2011.
- [9] Simon Adler, Lars Dornheim, Ivo Rössling, Jana Dornheim, Marcus Buser und Rüdiger Mecke. Planungs- und Testumgebung für neue Methoden in der minimal-invasiven Chirurgie. In *9. Fachtagung - Digitales Engineering zum Planen, Testen und betreiben Technischer Systeme, Tagungsband 15. IFF-Wissenschaftstage*, volume 15, pages 329–339. Fraunhofer-Institut für Fabrikbetrieb und -automatisierung, 06 2012.

- [10] Simon Adler, Ivo Rössling, Maren Fröhlich, Cora Wex, Lars Dornheim und Rüdiger Mecke. Bestimmung und Visualisierung von Abstandsmaßen für die interaktive Chirurgesimulation. *11. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, 11:5 pages, November 2012.
- [11] Usman R. Alim, Torsten Möller und Laurent Condat. Gradient Estimation Revitalized. *IEEE Trans. Vis. Comput. Graph.*, 16(6):1495–1504, 2010.
- [12] Jérémie Allard, Stéphane Cotin, François Faure, Pierre-Jean Bensoussan, François Poyer, Christian Duriez, Hervé Delingette und Laurent Grisoni. SOFA - an Open Source Framework for Medical Simulation. In *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR'15)*, Long Beach, USA, February 2007.
- [13] L. Antiga und D. A. Steinman. Robust and Objective Decomposition and Mapping of Bifurcating Vessels. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 23(6):704–713, June 2004. ISSN 0278-0062.
- [14] L. Antiga, B. Ene-Iordache und A. Remuzzi. Computational geometry for patient-specific reconstruction and meshing of blood vessels from MR and CT angiography. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(5):674–684, May 2003. ISSN 0278-0062.
- [15] Luca Antiga, Marina Piccinelli, Lorenzo Botti, Bogdan Ene-Iordache, Andrea Remuzzi und David A. Steinman. *Medical and Biological Engineering and Computing*, volume 46, chapter An image-based modeling framework for patient-specific computational hermodynamics, pages 1097–1112. Springer, 2008.
- [16] David Benyon. *Designing Interactive Systems: A comprehensive Guide to HCI and interaction design*. Addison Wesley, 2nd edition, 2010.
- [17] Yogendra Bhasin und Alan Liu. Bounds for Damping that Guarantee Stability in Mass-Spring Systems. *Studies in Health Technology and Informatics*, 119:IOS Press, 2006.
- [18] D. Bielser und M. H. Gross. Open Surgery Simulation. In *Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality 2002*, Newport Beach, CT, USA, January 2002. IOS Press Amsterdam.
- [19] Daniel Bielser und Markus H. Gross. Interactive Simulation of Surgical Cuts. *Pacific Conference on Computer Graphics and Applications*, 0:116, 2000.
- [20] Daniel Bielser, Volker A. Maiwald und Markus H. Gross. Interactive Cuts through 3-Dimensional Soft Tissue. *Comput. Graph. Forum*, 18(3):31–38, 1999.
- [21] Harry Blum. A Transformation for Extracting New Descriptors of Shape. *Models for the Perception of Speech and Visual Form*, pages 362–380, 1967.

- [22] David Bourguignon und Marie-Paule Cani. Controlling Anisotropy in Mass-Spring Systems. In *In Eurographics, Eurographics Assoc.*, pages 113–123. Springer-Verlag, 2000.
- [23] R. Brechtold, H. Hamelmann, H.-J. Peiper und O. Trentz. *Chirurgie*. 3. Auflage. Urban & Schwarzenberg, 1994.
- [24] Jack Bresenham. Pixel-Processing Fundamentals. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 16(1):74–82, January 1996. ISSN 0272-1716 (print), 1558-1756 (electronic).
- [25] Robert Bridson, Joseph Teran, Neil Molino und Ronald Fedkiw. Adaptive Physics Based Tetrahedral Mesh Generation Using Level Sets. *Eng. with Comput.*, 21(1): 2–18, Nov 2005.
- [26] Morten Bro-Nielsen. Modelling Elasticity in Solids using Active Cubes - Application to Simulated Operations. In *Proceedings of Computer Vision, Virtual Reality, and Robotics in Medicine (CVRMed95)*, volume 905, pages 535–541, Nice, France, April 1995. Springer Lecture Notes in Computer Science.
- [27] *Internationale Klassifikation der Krankheiten für die Onkologie (ICD-O)*, volume 1. Auflage (3. Revision) of *IOD*, August 2003. Bundesministerium für Gesundheit und Soziale Sicherung, Deutsches Institut für Medizinische Dokumentation und Information (DIMDI). ISBN 92 4 154534 8.
- [28] Bundesministerium für Gesundheit und Soziale Sicherung. Gutachten zum Ausstieg aus der kurativen ärztlichen Berufstätigkeit in Deutschland - Abschlussbericht, November 2004. im Auftrag der Rombøll Management.
- [29] Paola Campadelli und Elena Casiraghi. Liver Segmentation from CT Scans: A Survey. In Francesco Masulli, Sushmita Mitra und Gabriella Pasi, editors, *Applications of Fuzzy Sets Theory*, volume 4578 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 520–528. Springer Berlin / Heidelberg, 2007. ISBN 978-3-540-73399-7.
- [30] H. Çakmak, H. Maaß, M. Boll und U. Kühnapfel. *Surgical Simulation and Training - Surgery - Procedures, Complications, and Results*, chapter Collaborative Surgical Training in a Grid Environment, pages 59–88. Nova Science Publishers, Inc., 2010.
- [31] M. Cenk Çavuşoğlu, Tolgag. Göktekin und Frank Tendick. GiPSi: A Framework for Open Source/Open Architecture Software Development for Organ Level Surgical Simulation. In *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2005., pages 312–322, 2005. GiPSi.
- [32] E.J. Chen, J. Novakofski, W.K. Jenkins und Jr. O'Brien, W.D. Young's Modulus Measurements of Soft Tissues with Application to Elasticity Imaging. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, 43(1):191–194, 1996. ISSN 0885-3010.

- [33] Magdalena Karolina Chmarra. *TrEndo Tracking System - Motion Analysis in Minimally Invasive Surgery*. PhD thesis, Technische Universität Delft, Januar 2009.
- [34] L.P. Clarke, R.P. Velthuizen, M.A. Camacho, J.J. Heine, M. Vaidyanathan, L.O. Hall, R.W. Thatcher und M.L. Silbiger. MRI Segmentation: Methods and Applications. In *Magnetic Resonance Imaging*, volume 13, pages 343–368, 1995.
- [35] Timothy R. Coles, Dwight Meglan und Nigel W. John. The Role of Haptics in Medical Training Simulators: A Survey of the State of the Art. *IEEE Transactions on Haptics*, 4(1):51–66, 2011. ISSN 1939-1412.
- [36] Stéphane Cotin, Hervé Delingette und Nicholas Ayache. Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 5(1):62–73, 1999. ISSN 1077-2626.
- [37] Kennedy Cruickshank, Lisa Riste, Simon G. Anderson, John S. Wright, Graham Dunn und Ray G. Gosling. Aortic Pulse-Wave Velocity and Its Relationship to Mortality in Diabetes and Glucose Intolerance An Integrated Index of Vascular Function? *Circulation*, 106(16)(106):American Heart Association, October 2002.
- [38] Balázs Csébfalvi und Balázs Domonkos. Prefiltered Gradient Reconstruction for Volume Rendering. *Journal of the 17th International Conference in Central Europe on Computer Graphics, Visualization and Computer Vision (WSCG)*, pages 49–56, February 2009. Plzeň, Czech Republic.
- [39] Jeffrey Dean und Sanjay Ghemawat. MapReduce: Simplified Data Processing on Large Clusters. In *OSDI04: Proceedings of the 6th Conference on Operating Symposium on Operating Systems Design and Implementation*. USENIX Association, 2004.
- [40] Mathieu Desbrun, Mark Meyer, Peter Schröder und Alan Barr. Implicit Fairing of Irregular Meshes using Diffusion and Curvature Flow. *Proceedings of ACM Siggraph*, pages 317–425, 1999.
- [41] Christian Dick, Joachim Georgii und Rüdiger Westermann. A Flexible and Interactive Approach for Cutting Deformable Objects. Technical report, Computer Graphics and Visualization Group, Technische Universität München, Germany, November 2010. <http://www.cg.in.tum.de/Research/Publications/Cutting>.
- [42] Christian Dick, Joachim Georgii und Rüdiger Westermann. A Hexahedral Multi-grid Approach for Simulating Cuts in Deformable Objects. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 17(11):1663–1675, 2011.
- [43] Julien Dompierre, Paul Labbé, François Guibault und Ricardo Camarero. Proposal of Benchmarks for 3D Unstructured Tetrahedral Mesh Optimization. In Dompierre et al. [44], pages 459–478.

- [44] Julien Dompierre, Paul Labbé, Marie-Gabrielle Vallet und Ricardo Camarero. How to Subdivide Pyramids, Prisms, and Hexahedra into Tetrahedra. In C.S. Lanyi, editor, *IMR '99*, pages 195–204. Pannonian University Press, 1999.
- [45] Bernd Kremer Doris Henne-Brunns, Michael Dürig. *Chirurgie, 3. Auflage*. MLP - Duale Reihe. Thieme, 2008.
- [46] Jana Dornheim, Dirk Lehmann, Lars Dornheim, Bernhard Preim und Gero Strauß. Reconstruction of Blood Vessels from Neck CT Datasets using Stable 3D Mass-Spring Models. In *Proc. of Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (VCBM)*, pages 77–82, 2008.
- [47] C. Ericson. *Realtime Collision Detection*. Elsevier, 2005.
- [48] Kenny Erleben, Jon Sporring, Knud Henriksen und Kenrik Dohlman. *Physics-based Animation (Graphics Series)*. Charles River Media, Inc., Rockland, MA, USA, 2005. ISBN 1584503807.
- [49] M. Färber, F. Hummel, C. Gerloff und H. Handels. Virtual Reality Simulator for the Training of Lumbar Punctures. *Methods of Information in Medicine*, 48(5): 493–501, 2009. ISSN 0026-1270.
- [50] Dirk Fortmeier, Andre Mastmeyer und Heinz Handels. Image-based Soft Tissue Deformation Algorithms for Real-time Simulation of Liver Puncture. In *Current Medical Imaging Reviews* Chen et al. [32], pages 154–165. ISSN 0885-3010.
- [51] Hans Frick, Helmut Leonard und Dietrich Starck. *Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie II: Eingeweide - Nervensystem - Systematik der Muskeln und Leitungsbahnen*, volume 2 of *Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie*. Thieme Verlag, 3 edition, 1987. ISBN 3-13-356903-1.
- [52] Hans Frick, Helmut Leonard und Dietrich Starck. *Allgemeine Anatomie, Spezielle Anatomie I: Extremitäten - Rumpfwand - Kopf - Hals*, volume 1 of *Taschenlehrbuch der gesamten Anatomie*. Thieme Verlag, 3. edition, 1987. ISBN 3-13-356803-5.
- [53] Yuan-Cheng Fung. *Biomechanics - Mechanical Properties of Living Tissue*. Biomechanics. Springer-Verlag, second edition, 1993. ISBN 0-387-97947-6.
- [54] M. Garcia, S. Bayona und P. Toharia. Comparing Sphere-Tree Generators and Hierarchy Updates for Deformable Objects Collision Detection. *International Symposium on Visual Computing (ISVC)*, pages 167–174, 2005.
- [55] Joachim Georgii und Rüdiger Westermann. Mass-Spring Systems on the GPU. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 13:693–702, 2005.
- [56] Sarah F. Gibson. 3D ChainMail: a Fast Algorithm for Deforming Volumetric Objects. In *SI3D '97: Proceedings of the 1997 symposium on Interactive 3D graphics*, pages 149–ff., New York, NY, USA, 1997. ACM. ISBN 0-89791-884-3.

- [57] Naga K. Govindaraju, Stephane Redon, Ming C. Lin und Dinesh Manocha. CULLIDE: interactive collision detection between complex models in large environments using graphics hardware. In *HWWS '03: Proceedings of the ACM SIGGRAPH/EUROGRAPHICS conference on Graphics hardware*, pages 25–32, Aire-la-Ville, Switzerland, 2003. Eurographics Association. ISBN 1-58113-739-7.
- [58] Naga K. Govindaraju, Ming C. Lin und Dinesh Manocha. Fast and Reliable Collision Detection Using Graphics Processors. In *Proceedings of the twenty-first annual symposium on Computational geometry*, SCG '05, pages 384–385, New York, NY, USA, 2005. ACM. ISBN 1-58113-991-8.
- [59] Horst K. Hahn, Bernhard Preim, Dirk Selle und Heinz Otto Peitgen. Visualization and Interaction Techniques for the Exploration of Vascular Structures. In *Proceedings of the conference on Visualization '01*, VIS '01, pages 395–402, Washington, DC, USA, 2001. IEEE Computer Society. ISBN 0-7803-7200-X.
- [60] W. S. Halsted. Training of the surgeon. *Bulletin of the John Hopkins Hospital*, 15:267–275, 1904.
- [61] T. Heimann, B. van Ginneken, M.A. Styner, Y. Arzhaeva, V. Aurich, C. Bauer, A. Beck, C. Becker, R. Beichel, G. Bekes, F. Bello, G. Binnig, H. Bischof, A. Bornik, P.M. Cashman, Y. Chi, A. Cordova, B.M. Dawant, M. Fidrich, J.D. Furst, D. Furu-kawa, L. Grenacher, J. Hornegger, D. Kainmueller, R.I Kitney, H. Kobatake, H. Lamecker, T. Lange, J. Lee, B. Lennon, R. Li, S. Li, H.P. Meinzer, G. Nemeth, A.M. Rau D.S. Raicu, E.M. van Rikxoort, M. Rousson, L. Rusko, K.A. Saddi, G. Schmidt, D. Seghers, A. Shimizu, P. Slagmolen, E. Sorantin, G. Soza, R. Susom-boon, J.M. Waite, A. Wimmer und I. Wolf. Comparison and Evaluation of Methods for Liver Segmentation from CT Datasets. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 28(8):1251 – 1265, 2009.
- [62] W E Higgins, W J T Spyra und E L Ritman. Automatic Extraction of the Arterial Tree from 3-D Angiograms. *Image Rochester NY*, pages 1–2, 1989.
- [63] H. Hoppe. Progressive Meshes. *Computer Graphics*, 30(Annual Conference Series): 99–108, 1996.
- [64] E. Jarauta, R. Mateo-Gallego, A. Bea, E. Burillo, P. Calmarza und F. Civeira. Carotid Intima-media Thickness in Subjects with no Cardiovascular Risk Factors. *Rev Esp Cardiol*, 63(1):97–102, 2010. ISSN 1579-2242.
- [65] Lenka Jeřábková und Torsten Kuhlen. Stable Cutting of Deformable Objects in Virtual Environments Using XFEM. *IEEE Comput. Graph. Appl.*, 29:61–71, March 2009. ISSN 0272-1716.
- [66] Lenka Jeřábková, Torsten Kuhlen, Timm P. Wolter und Norbert Pallua. A Voxel Based Multiresolution Technique for Soft Tissue Deformation. In *Proceedings of*

- the ACM symposium on Virtual reality software and technology*, VRST '04, pages 158–161, New York, NY, USA, 2004. ACM. ISBN 1-58113-907-1.
- [67] Roland Kaiser, Susanne Köhler, Michael Popovic und Ursula Strüwe. Rombøll Gurtachten - Datenbasis noch unbefriedigend - Empfehlungen für die Politik. *Deutsches Ärzteblatt*, Heft 34-35:A2297–A2301, 2005.
- [68] M. K. Karacan und B. Bükcü. On Natural Curvatures of Bishop Frame. *Journal of Vectorial Relativity*, 5(4):34–41, 2010.
- [69] Satoshi Kawakubo. Kirchoff Elastic Rods in the Three-dimensional Space Forms. *Proceedings of the Japan Academy - Ser. A Mathematical Sciences*, 87(1):5–9, 2011.
- [70] Cemil Kirbas und Francis Quek. A Review of Vessel Extraction Techniques and Algorithms. *ACM Comput. Surv.*, 36:81–121, June 2004. ISSN 0360-0300.
- [71] D. M. S. Klatt, P. Ashbach, J. Rump, S. Oaoazoglou, R. Somasundaram, J. Modrow und I. Sack. In Vivo Determination of Hepatic Stiffness Using Steady-State Free Precession Magnetic Resonance Elastography. *Investigative Radiology*, 41(12):841–848, 2006.
- [72] Bernd Klein. *FEM - Grundlagen und Anwendungen der Finite-Elemente-Methode*. Studium Technik. Vieweg, 1997. ISBN 3-528-15125-0.
- [73] H.C. Kogel. Einsatz des Ultraschallskalpell in der Gefäßchirurgie. *Gefäßchirurgie*, 5(1):38–41, Februar 2000. Springer Verlag, ISSN 0948-7034.
- [74] U. Kühnapfel, H. Çakmak und H. Maaß. Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation. In *Computers & Graphics*, volume 24, pages 671–682. Elsevier, 2000.
- [75] U. G. Kühnapfel, B. Neisius, H. G. Krum, C. Kuhn und M. Hübner. CAD-based Simulation and Modelling for Endoscopic Surgery. *Proc. MedTech*, October 1994.
- [76] Paul Kwok. A Thinning Algorithm by Contour Generation. *Communications of the ACM*, 31(11):1314–1324, 1988.
- [77] François Labelle und Jonathan Richard Shewchuk. Isosurface Stuffing: Fast Tetrahedral Meshes with Good Dihedral Angles. *ACM Transactions on Graphics*, 26(3):57, August 2007.
- [78] P. Lamata, P. Sánchez-González, I. Oropesa, A. Cano, F.M. Sánchez-Margallo und E.J. Gómez. *Surgical Simulation and Training - Surgery - Procedures, Complications, and Results*, chapter Simulation, Planning and Navigation in Laparoscopic Surgery: Current Status and Challenges, pages 29–58. Nova Science Publishers, Inc., 2010.

- [79] Christian Laugier, César Mendoza und Kenneth Sundaraj. Towards a Realistic Medical Simulator using Virtual Environments and Haptic Interaction. In *ISRR*, pages 289–306, 2001.
- [80] Thomas Lewiner, Helio Lopes, Antonio Wilson Vieira und Geovan Tavares. Efficient Implementation of Marching Cubes' Cases with Topological Guarantees. *Journal of Graphics Tools*, 8:2003, 2003.
- [81] Y. Li und K. Brodlie. Soft Object Modelling with Generalised ChainMail - Extending the Boundaries of Web-based Graphics. *Computer Graphics Forum*, 22(4): 717–728, 2003.
- [82] L.L. Lian und Y.H. Chen. Haptic Surgical Simulation: An Application to Virtual Suture. *Computer-Aided Design & Applications*, 3:203–210, 2006.
- [83] Bryn Lloyd, Gábor Székely und Matthias Harders. Identification of Spring Parameters for Deformable Object Simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 13(5):1081–1094, 2007. ISSN 1077-2626.
- [84] William E. Lorensen und Harvey E. Cline. Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21:163–169, August 1987. ISSN 0097-8930.
- [85] Anderson Maciel und Suvranu De. An Efficient Dynamic Point Algorithm for Line-based Collision Detection in Real Time Virtual Environments Involving Haptics. *Comput. Animat. Virtual Worlds*, 19(2):151–163, 2008. ISSN 1546-4261.
- [86] Peter Marwedel. Evaluierung und validierung. In Übersetzt aus dem Englischen von Lars Wehmeyer, editor, *Eingebettete Systeme*, eXamen.press, pages 213–243. Springer Berlin Heidelberg, 2007. ISBN 978-3-540-34048-5.
- [87] Makoto Matsumoto und Takuji Nishimura. Mersenne Twister: A 623-Dimensionally Equidistributed Uniform Pseudo-random Number Generator. *ACM Trans. Model. Comput. Simul.*, 8(1):3–30, January 1998. ISSN 1049-3301.
- [88] Maciej Matyka und Mark Ollila. Pressure Model of Soft Body Simulation. *SIGGRAPH*, pages 20–21, November 2003.
- [89] Chris Mcintosh und Ghassan Hamarneh. Vessel Crawlers: 3D Physically-based Deformable Organisms for Vasculature Segmentation and Analysis. In *IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*, IEEE Computer Society, pages 1084–1091, 2006.
- [90] U. Meier, O. López, C. Monserrat, M. C. Juan und M. Alcañiz. Real-time Deformable Models for Surgery Simulation: A Survey. *Comput. Methods Prog. Biomed.*, 77(3):183–197, March 2005. ISSN 0169-2607.

- [91] E. W. Merrill, E. R. Gilliland, G. Cokelet, H. Shin, A. Britten und R. E. Wells. Rheology of Human Blood, Near and at Zero Flow - Effects of Temperature and Hematocrit Level. *Biophysical Journal*, 3(3):199–213, May 1963.
- [92] Edward W. Merrill. Rheology of Blood. *Physiological Reviews*, 49(4):863–888, 1969.
- [93] Martin Middeke. Pulswellenanalyse. *Deutsche Medizinische Wochenschrift*, 135(S 01):3–15, 2010. ISSN 0012-0472.
- [94] I. Middelanis, M. Liehen, L. Steinmüller und R. Döhler. *OP-Handbuch - Grundlagen, Instrumentarium, OP-Ablauf*. Springer, 1995.
- [95] Tobias Mönch, Simon Adler und Bernhard Preim. Staircase-Aware Smoothing of Medical Surface Meshes. In *Eurographics Workshop on Visual Computing for Biology and Medicine (VCBM)*, pages 83–90, 2010.
- [96] Neil Molino, Robert Bridson und Ronald Fedkiw. Tetrahedral Mesh Generation for Deformable Bodies. *Proc Symposium on Computer Animation*, 2002.
- [97] Torsten Möller, Raghu Machiraju, Klaus Mueller und Roni Yagel. A Comparison of Normal Estimation Schemes. In *IEEE on Visualization '97, VIS '97*, pages 19–26, Los Alamitos, CA, USA, 1997. IEEE Computer Society Press. ISBN 1-58113-011-2.
- [98] Torsten Möller, Raghu Machiraju, Klaus Mueller und Roni Yagel. Evaluation and Design of Filters Using a Taylor Series Expansion. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 3:184–199, April 1997. ISSN 1077-2626.
- [99] Jeanette Mönch. *Szenariobasierte Konzeption, Entwicklung und Evaluierung chirurgischer Trainingssysteme*. PhD thesis, Universität Magdeburg, Juli 2011.
- [100] Tobias Mönch, Matthias Neugebauer, Peter Hahn und Bernhard Preim. Generation of Smooth and Accurate Surface Models for Surgical Planning and Simulation. In *Proceedings of SPIE Medical Imaging*, page to appear, San Diego, California, USA, 13 - 18 February 2010 2010.
- [101] Tobias Mönch, Mathias Neugebauer und Bernhard Preim. Optimization of Vascular Surface Models for Computational Fluid Dynamics and Rapid Prototyping. In *Second International Workshop on Digital Engineering*, pages 16–23, 2011.
- [102] C. Monserrat, U. Meier, M. Alcañiz, F. Chinesta und M.C. Juan. A New Approach for the Real-time Simulation of Tissue Deformations in Surgery Simulation. *Comput Methods Programs Biomed*, 64(2):77–85, 2001.
- [103] Ugo Montanari. Continuous Skeletons from Digitized Images. *Journal of the ACM*, 16(4):534–549, 1969. ISSN 0004-5411.

- [104] Kevin Montgomery, Cynthia Bruyns, Joel Brown, Stephen Sorkin, Frederic Mazzella, Guillaume Thonier, Arnaud Tellier, Benjamin Lerman und Anil Menon. Spring: A General Framework for Collaborative, Real-time Surgical Simulation. In *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR 2002)*, pages 23–26. IOS Press, 2002.
- [105] M. Müller und M. Gross. Interactive Virtual Materials. *Proceedings of Graphics Interface (GI2004)*, pages 239–246, 2004.
- [106] Matthias Müller, Julie Dorsey, Leonard McMillan, Robert Jagnow und Barbara Cutler. Stable Real-time Deformations. In *SCA: Proceedings of the ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*, pages 49–54, New York, NY, USA, 2002. ACM. ISBN 1-58113-573-4.
- [107] M. Näf, G. Székely, R. Kikinis, M. E. Shenton und O. Kübler. 3D Voronoi Skeletons and Their Usage for the Characterization and Recognition of 3D Organ Shape. *Comput. Vis. Image Underst.*, 66(2):147–161, 1997. ISSN 1077-3142.
- [108] Andrew Nealen, Matthias Müller, Richard Keiser, Eddy Boxerman und Mark Carlson. Physically Based Deformable Models in Computer Graphics. *Computer Graphics Forum*, 25(4):809–836, December 2006. ISSN 0167-7055.
- [109] N M Newmark. A Method of Computation for Structural Dynamics. *Journal of the Engineering Mechanics Division*, 85(7):67–94, 1959.
- [110] N. Niki, Y. Kawata, H. Satoh und T. Kumazaki. 3D Imaging of Blood Vessels Using X-ray Rotational Angiographic System. *1993 IEEE Conference Record Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference*, 11:1873–1877, 1994.
- [111] R. L. Ogniewicz und O. Kübler. Hierarchic Voronoi Skeletons. *Pattern Recognition*, 28(3):343–359, 1995.
- [112] Ignacio Oropesa, Pablo Lamata, Patricia Sánchez-González, José B. Pagador, María E. García, Francisco M. Sánchez-Margallo und Enrique J. Gómez. Virtual Reality Simulators for Objective Evaluation on Laparoscopic Surgery: Current Trends and Benefits. *Virtual Reality*, art. Jae-Jin Kim, 2010.
- [113] Ignacio Oropesa, Patricia Sánchez-González, Pablo Lamata, Magdalena K Chmarrá, José B Pagador, Juan A Sánchez-Margallo, Francisco M Sánchez-Margallo und Enrique J Gémez. Methods and Tools for Objective Assessment of Psychomotor Skills in Laparoscopic Surgery. *The Journal of Surgical Research*, 171(1):81–95, November 2011. ISSN 1095-8673. PMID: 21924741.
- [114] Theo Pavlidis. A Thinning Algorithm for Discrete Binary Images. *Computer Graphics and Image Processing*, 13(2):142 – 157, 1980. ISSN 0146-664X.
- [115] Jeffrey H Peters, Gerald M Fried, Lee L Swanstrom, Nathaniel J Soper, Lelan F Sillin, Bruce Schirmer und Kaaren Hoffman. Development and Validation of a

- Comprehensive Program of Education and Assessment of the Basic Fundamentals of Laparoscopic Surgery. *Surgery*, 135(1):21–27, January 2004. ISSN 0039-6060. PMID: 14694297.
- [116] Guillaume Picinbono, Jean-Christophe Lombardo, Herve Delingette und Nicholas Ayache. Improving Realism of a Surgery Simulator: Linear Anisotropic Elasticity, Complex Interactions and Force Extrapolation. *Journal of Visualization and Computer Animation*, 13:147–167, 2000. Projet Epidaure.
- [117] Stephen M. Platt und Norman I. Badler. Animating Facial Expressions. *SIG-GRAPH Comput. Graph.*, 15:245–252, August 1981. ISSN 0097-8930.
- [118] F. Rößler, T. Wolff und T. Ertl. Direct GPU-based Volume Deformation. In Dirk Bartz, Stefan Bohn und Jürgen Hoffmann, editors, *Tagungsband der 7. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie (CURAC)*, pages 65–68. ICCAS / Herzzentrum Leipzig, September 2008.
- [119] Ivo Rössling, Christian Cyrus, Lars Dornheim, Andreas Boehm und Bernhard Preim. Fast and Flexible Distance Measures for Treatment Planning. *International Journal for Computer Assisted Radiology and Surgery*, 5(6):633–646, 2010.
- [120] Ivo Rössling, Jana Dornheim, Lars Dornheim, Andreas Boehm und Bernhard Preim. The Tumor Therapy Manager and its Clinical Impact. In K. Bühler und A. Vilanova, editors, *Eurographics*, pages 1–4, Llabdudno, UK, 2011.
- [121] M.B. Rosson und J.M. Carroll. *Usability Engineering: Scenario-Based Development of Human-Computer Interaction*. Morgan Kaufmann, San Francisco, 2002.
- [122] Meyer Saklad. Grading of Patients for Surgical Procedures. *Anesthesiology*, 2(3): 281–284, May 1941. ISSN 0003-3022.
- [123] Andrea Schenk. *Liver Segmentation and its Application to Hepatic Interventions*. PhD thesis, University Bremen, Fraunhofer MeVis, September 2012. summa cum laude.
- [124] Markus Schill. *Biomechanical Soft Tissue Modelling - Techniques, Implementation and Applications*. PhD thesis, University Mannheim, Oktober 2001.
- [125] Markus A. Schill, Sarah F. Frisken Gibson, Hans-Joachim Bender und Reinhard Männer. Biomechanical Simulation of the Vitreous Humor in the Eye Using and Enhanced ChainMail Algorithm. In *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, pages 679–687, 1998.
- [126] Markus A. Schill, Clemens Wagner, Marc Hennen, Hans-Joachim Bender und Reinhard Männer. EyeSi - A Simulator for Intra-ocular Surgery. In *Proceedings of*

- the Second International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI), pages 1166–1174, London, UK, 1999. Springer-Verlag. ISBN 3-540-66503-X.
- [127] Dirk Selle, Bernhard Preim, Andrea Schenk und Heinz-Otto-Peitgen. Analysis of Vasculature for Liver Surgery Planning. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21(11):1344–1357, November 2002.
- [128] Andrei Sharf, Thomas Lewiner, Ariel Shamir, Leif Kobbelt und Daniel Cohen-Or. Competing Fronts for Coarse-to-fine Surface Reconstruction. In *Eurographics 2006 (Computer Graphics Forum)*, volume 25, pages 389–398, Vienna, october 2006. Eurographics.
- [129] Andrei Sharf, Thomas Lewiner, Ariel Shamir und Leif Kobbelt. On-the-fly Curve-skeleton Computation for 3D Shapes. *Eurographics, Computer Graphics Forum*, 26(3):F. Cohen-Or and P. Stavik, october 2007.
- [130] J.R. Siewert. *Chirurgie, 6. Auflage*. Springer, 1998.
- [131] Kenneth Sundaraj, César Mendoza und Christian Laugier. A Fast Method to Simulate Virtual Deformable Objects With Force Feedback. In *ICARCV*, pages 413–418, 2002.
- [132] L.M. Sutherland, P.F. Middleton, A. Anthony, J. Hamdorf, P. Cregan, D. Scott und G.J. Maddern. Surgical Simulation: A Systematic Review. *Annals of Surgery*, 243(3):291–300, March 2006.
- [133] Demetri Terzopoulos, John Platt, Alan Barr und Kurt Fleischer. Elastically Deformable Models. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 21(4):205–214, July 1987.
- [134] M. Teschner, B. Heidelberger, M. Mueller, D. Pomeranets und M. Gross. Optimized Spatial Hashing for Collision Detection of Deformable Objects. *Proceedings of Vision, Modeling, Visualization (VMV 2003)*, pages 47–54, 2003.
- [135] G. M. Treece, R. W. Prager und A. H. Gee. Regularised Marching Tetrahedra: Improved Iso-Surface Extraction. *Computers and Graphics*, 23:583–598, 1998.
- [136] Sebastian Ullrich, Joel Mendoza, Alexandre Ntoubas, Rolf Rossaint und Torsten Kuhlen. Haptic Pulse Simulation for Virtual Palpation. In Thomas Tolxdorff, Jürgen Braun, ThomasM. Deserno, Alexander Horsch, Heinz Handels und Hans-Peter Meinzer, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2008*, Informatik aktuell, pages 187–191. Springer Berlin Heidelberg, Interlaken/Switzerland, 21-22.08. 2000 2008. ISBN 978-3-540-78639-9.
- [137] Gino van den Bergen. Efficient collision detection of complex deformable models using AABB trees. *J. Graph. Tools*, 2(4):1–13, 1997. ISSN 1086-7651.

-
- [138] Pieter J. van Empel, Willem M. van der Veer, Lennart B. van Rijssen, Miguel A. Cuesta, Fedde Scheele, H. Jaap Bonjer und Wilhelmus J. Meijerink. Mapping the Maze of Minimally Invasive Surgery Simulators. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques. Part A*, December 2011. ISSN 1557-9034. PMID: 22145607.
- [139] Sara S Van Nortwick, Thomas S Lendvay, Aaron R Jensen, Andrew S Wright, Karen D Horvath und Sara Kim. Methodologies for Establishing Validity in Surgical Simulation Studies. *Surgery*, 147(5):622–630, 2010. ISSN 1532-7361. PMID: 20015529.
- [140] Loup Verlet. Computer Experiments on Classical Fluids. I. Thermodynamical Properties of Lennard-Jones Molecules. *Phys. Rev.*, 159(1):98, Jul 1967.
- [141] Gunther von Hagens und Angelina Whalley. *Körperwelten - Die Faszination des Echten*, volume 10 of *Ausstellungskatalog*. Institut für Plastination, 2000.
- [142] M. Woo, J. Neider, T. Davis und D. Schreiner. *OpenGL Programming Guide*. Addison Wesley, third edition edition, 2002.
- [143] Jun Wu, Christian Dick und Rüdiger Westermann. Interactive High-Resolution Boundary Surfaces for Deformable Bodies with Changing Topology. In *Proceedings of 8th Workshop on Virtual Reality Interaction and Physical Simulation (VRI-PHYS) 2011*, pages 29–38, 2011.
- [144] Jun Wu, Christian Dick und Rüdiger Westermann. Efficient Collision Detection for Composite Finite Element Simulation of Cuts in Deformable Bodies. *The Visual Computer*, pages 1–11, 2013. ISSN 0178-2789.
- [145] Xunlei Wu, Michael S. Downes, Tolga Goktekin und Frank Tendick. Adaptive Nonlinear Finite Elements for Deformable Body Simulation Using Dynamic Progressive Meshes. In *Computer Graphics Forum*, volume 20, pages 349–358, Department of Mechanical Engineering, University of California, Berkeley, CA, USA 94720-1740, ; Computer Science Division, University of California, Berkeley, CA, USA 94720-1776, ; Department of Surgery, University of California, San Francisco, CA, USA 94143-0475 and Department of Bioengineering, University of California, Berkeley, CA, USA 94720-1770, 2001.
- [146] M. Zaitsev, C. Dold, G. Sakas, J. Hennig und O. Speck. Magnetic Resonance Imaging of Freely Moving Objects: Prospective Real-time Motion Correction Using an External Optical Motion Tracking System. *NeuroImage*, 31(3):1038 – 1050, 2006. ISSN 1053-8119.
- [147] O. C. Zienkiewicz. *Methode der finiten Elemente*. VEB Fachbuchverlag Leipzig, 2 edition, 1977.

Teil II

Anhang

Anhang A

Beispiele

In diesem Kapitel wird an Beispielen einfacher Feder-Masse Systeme die Berechnung der expliziten und impliziten Zeitintegration in Ergänzung zu Abschnitt 2.2.1.1 dargestellt. Für die explizite Zeitintegration (Abs. A.1) wird die Berechnung zunächst an einem Beispiel mit einem Massepunkt erläutert, der durch eine Feder mit einem Fixpunkt verbunden ist. Hierbei wird das unterschiedliche Konvergenzverhalten anhand zwei unterschiedlicher Zeitschrittweiten exemplarisch dargestellt.

Das Beispiel (Abs. A.2) der impliziten Zeitintegration verwendet zwei Massepunkte sowie zwei Federn. Nach der ausführlichen Darstellung der Berechnungsschritte werden anhand dieses Beispiels die Verhalten der expliziten und impliziten Zeitintegration einander gegenüber gestellt.

A.1 Beispiel 1: Feder-Masse, explizit Euler

Dieses Beispiel bezieht sich auf Kapitel 2, Abschnitt 2.2.1.1. Es wird eine Feder zwischen zwei Massepunkten \mathbf{p}_i mit der Masse $m_i = 1\text{kg}$, mit der Federsteife $k_0 = 1\frac{\text{kg}}{\text{s}^2}$ und einer Ruhelänge von $l_0^0 = 1\text{m}$ angenommen (Abb. A.1).

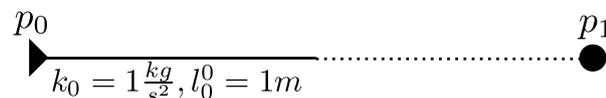


Abbildung A.1: Die Massen \mathbf{p}_0 und \mathbf{p}_1 je 1kg verbunden durch eine Feder mit Ruhelänge $l_0^0 = 1\text{m}$ und Steife $k_0 = 1\frac{\text{kg}}{\text{s}^2}$. Der Punkt \mathbf{p}_0 ist fixiert.

Ausgangssituation im Zeitpunkt $t = 0$: Die Feder ist auf die Länge $l = 2\text{m}$ gestreckt und am Punkt \mathbf{p}_0 fixiert. Der Punkt \mathbf{p}_1 ist im Stillstand, so dass $\mathbf{v}(t) = 0\frac{\text{m}}{\text{s}}$ und $\mathbf{a}(t) = 0\frac{\text{m}}{\text{s}^2}$. Es liegt keine externe Kraft vor $\mathbf{f}^{\text{ext}} = 0\text{N}$. Das System wird ungedämpft simuliert, so dass $\mathbf{f}_i^d = 0\text{N}$.

Die Beschleunigung für \mathbf{p}_1 wird folgend entsprechend Gleichung 2.11 berechnet:

$$\ddot{u}_i(t) = \frac{1}{m_i} (f_i^{\text{ext}} - (\sum_{j=1}^n k_{ij} \frac{|l_{ij} - l_{ij}^0|}{l_{ij}^0} \hat{\mathbf{l}}_{ij})) \quad \Bigg| \quad \ddot{u}_1(0) = \frac{1}{1\text{kg}} (0 - (1\frac{\text{kg}}{\text{s}^2} \frac{2\text{m} - 1\text{m}}{1\text{m}})) = -1.0\frac{\text{m}}{\text{s}^2}$$

Die neue Position für \mathbf{p}_1 nach dem ersten Zeitschritt wird durch die explizite Eulerintegration berechnet:

$$\begin{array}{l|l} \dot{u}_i(t + \Delta t) = \dot{u}_i(t) + \ddot{u}_i(t)\Delta t & \dot{u}_1(0.5s) = 0 \frac{m}{s^2} + -1 \frac{m}{s^2} 0.5s = -0.5 \frac{m}{s} \\ u_i(t + \Delta t) = u_i(t) + \dot{u}_i(t)\Delta t & u_1(0.5s) = -0.5 \frac{m}{s} 0.5s = -0.25m \end{array}$$

Die neue Position für \mathbf{p}_1 nach $\Delta t = 0.5s$ ist demnach $\mathbf{p}_i(t + \Delta t) = \mathbf{p}_i(t) + \mathbf{p}_i(t + \Delta t) = 1.75m$.

Für die Berechnung mit den Zeitschrittweiten $\Delta t = 0.5s$ und $\Delta t = 1.43s$, bei der es zu einer Destabilisierung kommt, sind die Ergebnisse der ersten 20 Schritte in Tabelle A.1 zusammen gefasst. Die Diagramme der Verschiebung werden anschließend in Abbildung A.2 und Abbildung A.3 dargestellt.

| # | $\Delta t = 0.5s$ | | | | $\Delta t = 1.43s$ | | | |
|----|-------------------|-----------------|----------------|----------|--------------------|-----------------|----------------|----------|
| | t | $\ddot{u}(t_0)$ | $\dot{u}(t_0)$ | $u(t_0)$ | t | $\ddot{u}(t_1)$ | $\dot{u}(t_1)$ | $u(t_1)$ |
| 0 | 0 | 0,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0 | 0,0000 | 0,0000 | 1,0000 |
| 1 | 0,5 | -1,0000 | -0,5000 | -0,2500 | 1,43 | -1,0000 | -1,4300 | -2,0449 |
| 2 | 1 | 0,2500 | -0,3750 | -0,1875 | 2,86 | 2,0449 | 1,4942 | 2,1367 |
| 3 | 1,5 | 0,1875 | -0,2813 | -0,1407 | 4,29 | -2,1367 | -1,5613 | -2,2327 |
| 4 | 2 | 0,1407 | -0,2110 | -0,1055 | 5,72 | 2,2327 | 1,6315 | 2,3330 |
| 5 | 2,5 | 0,1055 | -0,1583 | -0,0792 | 7,15 | -2,3330 | -1,7047 | -2,4377 |
| 6 | 3 | 0,0792 | -0,1187 | -0,0594 | 8,58 | 2,4377 | 1,7812 | 2,5471 |
| 7 | 3,5 | 0,0594 | -0,0890 | -0,0445 | 10,01 | -2,5471 | -1,8612 | -2,6615 |
| 8 | 4 | 0,0445 | -0,0668 | -0,0334 | 11,44 | 2,6615 | 1,9447 | 2,7809 |
| 9 | 4,5 | 0,0334 | -0,0501 | -0,0251 | 12,87 | -2,7809 | -2,0320 | -2,9058 |
| 10 | 5 | 0,0251 | -0,0376 | -0,0188 | 14,3 | 2,9058 | 2,1233 | 3,0363 |
| 11 | 5,5 | 0,0188 | -0,0282 | -0,0141 | 15,73 | -3,0363 | -2,2186 | -3,1726 |
| 12 | 6 | 0,0141 | -0,0212 | -0,0106 | 17,16 | 3,1726 | 2,3182 | 3,3150 |
| 13 | 6,5 | 0,0106 | -0,0159 | -0,0080 | 18,59 | -3,3150 | -2,4223 | -3,4639 |
| 14 | 7 | 0,0080 | -0,0119 | -0,0060 | 20,02 | 3,4639 | 2,5311 | 3,6195 |
| 15 | 7,5 | 0,0060 | -0,0089 | -0,0045 | 21,45 | -3,6195 | -2,6448 | -3,7821 |
| 16 | 8 | 0,0045 | -0,0067 | -0,0034 | 22,88 | 3,7821 | 2,7636 | 3,9519 |
| 17 | 8,5 | 0,0034 | -0,0050 | -0,0025 | 24,31 | -3,9519 | -2,8876 | -4,1293 |
| 18 | 9 | 0,0025 | -0,0038 | -0,0019 | 25,74 | 4,1293 | 3,0173 | 4,3147 |
| 19 | 9,5 | 0,0019 | -0,0029 | -0,0015 | 27,17 | -4,3147 | -3,1527 | -4,5084 |
| 20 | 10 | 0,0015 | -0,0022 | -0,0011 | 28,6 | 4,5084 | 3,2943 | 4,7108 |

Tabelle A.1: Ergebnisse der ersten 20 Zeitschritte für $\Delta t = 0.5s$ und $\Delta t = 1.43s$

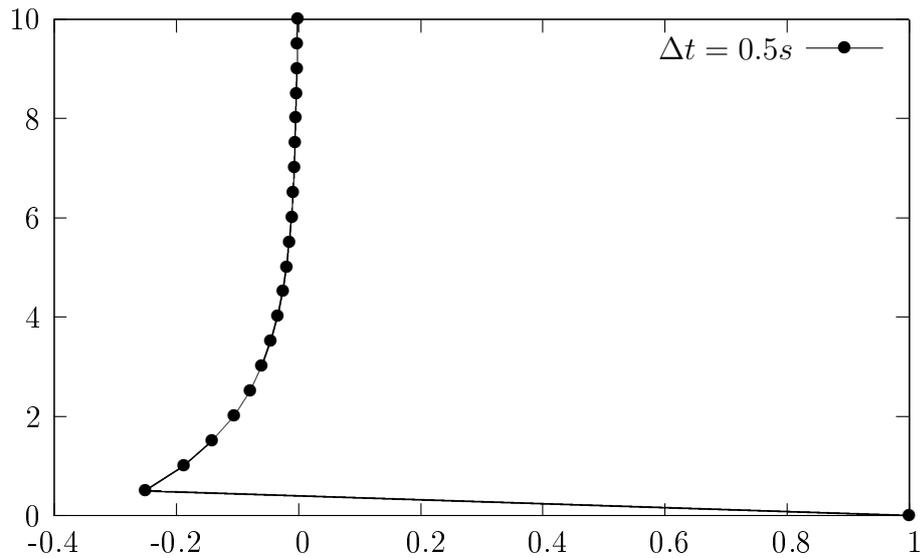


Abbildung A.2: Verschiebung u_1 für $\Delta t = 0.5s$. Der Punkt p_1 schwingt durch und nähert sich der Ruhelage an.

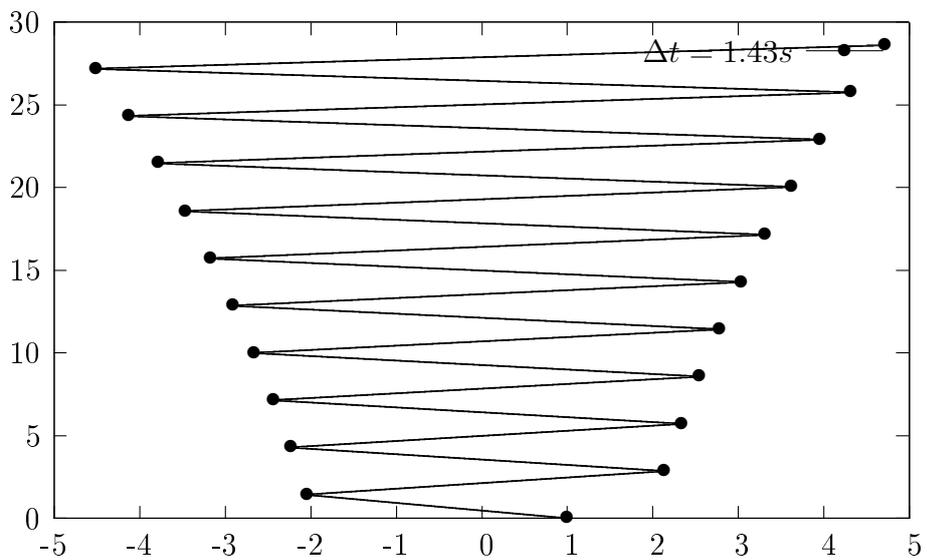


Abbildung A.3: Verschiebung u_1 für $\Delta t = 1.43s$. Die Lösung divergiert, wodurch es zu einem Aufschwingen kommt.

A.2 Beispiel 2: Feder-Masse, implizit Euler

Dieses Beispiel bezieht sich auf Kapitel 2, Abschnitt 2.2.1.1. Zwei Federn (Ruhelängen $l_i^0 = 1m$, Steifen $k_i = 1\frac{kg}{s^2}$) verbinden die Massepunkte p_i mit Massen je $m_i = 1kg$ (Abb. A.4).

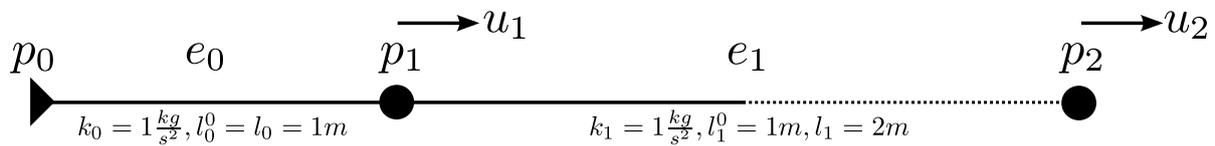


Abbildung A.4: Die Massen p_i je $1kg$ verbunden durch Federn e_i mit Ruhelängen $l_i^0 = 1m$ und Steifen $k_i = 1.0\frac{kg}{s^2}$. Der Punkt p_0 ist fixiert.

Die Ausgangssituation im Zeitpunkt $t = 0$ ist wie folgt: Der Massepunkt p_0 ist fixiert. Alle Punkte p_i sind initial nicht in Bewegung, so dass $v_i = u_i = 0\frac{m}{s}$. Feder e_0 hat die Ruhelänge $l_0 = l_0^0 = 1m$. Die Feder e_1 ist auf $2m$ gestreckt. Es liegt keine externe Kraft $f^{ext} = 0N$ vor. Das System wird ohne Dämpfung simuliert. Die explizite Zeitintegration dient zum Vergleich. Als Beispiel für die Berechnung eines Feder-Masse Modells mit expliziter Zeitintegration sein auf Abschnitt A.1 verwiesen. Die Steifematrix \bar{K} ergibt sich mit $k_0 = k_1 = 1\frac{kg}{s^2}$ zu:

$$\begin{pmatrix} -k_0 & k_0 & 0 \\ 0 & -k_0 - k_1 & k_1 \\ 0 & k_1 & -k_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_0 \\ u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1 & 1 & 0 \\ k_0 & -2 & 1 \\ k_0 & 1 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_0 \\ u_1 \\ u_2 \end{pmatrix}$$

Da p_0 fixiert ist, kann die Steifematrix vereinfacht werden, so dass:

$$\begin{pmatrix} -k_0 - k_1 & k_1 \\ k_1 & -k_1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -2 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix}$$

Entsprechend 2.26 wird damit der Fortschritt der Geschwindigkeiten für $\Delta t = 0.89$ berechnet durch:

$$\dot{u}_i(t+1) = \dot{u}_i(t) + \left(\frac{1}{\Delta t}\bar{1} - (\bar{K})\right)^{-1} \bar{K}u \quad (A.1)$$

$$\dot{u}_i(t+1) = \dot{u}_i(t) + \begin{pmatrix} -3.1236 & -1.0 \\ -1.0 & 2.1236 \end{pmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} -2 & 1 \\ 1 & -1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} \quad (A.2)$$

$$\dot{u}_i(t+1) = \dot{u}_i(t) + \begin{pmatrix} -0.5764 & 0.1995 \\ 0.1995 & -0.3769 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} u_1 \\ u_2 \end{pmatrix} \quad (A.3)$$

In $t = 0$ ist $u_2 = 1m$, so dass aus Gleichung A.3 folgt:

$$v_1(0.89s) = 0 \frac{m}{s} + 0.1995 \frac{m}{s} \quad (\text{A.4})$$

$$v_2(0.89s) = 0 \frac{m}{s} - 0.3769 \frac{m}{s} \quad (\text{A.5})$$

$$u_1(0.89s) = +0.1995 \frac{m}{s} \cdot 0.89s = 0,1775m \quad (\text{A.6})$$

$$u_2(0.89s) = -0.3769 \frac{m}{s} \cdot 0.89s = -0,3355m \quad (\text{A.7})$$

Die Ergebnisse für insgesamt 20 Zeitschritte sind in Tabelle A.2 zusammen gefasst. Die Diagramme der Verschiebung sind in Abbildung A.5 und Abbildung A.6 dargestellt. Hierbei wird deutlich, dass bei dieser Schrittweite das explizite Verfahren bereits divergiert.

| # | t | explizit Euler | | | | implizit Euler | | | |
|----|-------|----------------|---------|---------|---------|----------------|---------|---------|---------|
| | | u2 | u1 | v2 | v1 | u2 | u1 | v2 | v1 |
| 0 | 0 | 1,0000 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 | 1,0000 | 0,0000 | 0,0000 | 0,0000 |
| 1 | 0,89 | -0,7921 | 0,7921 | -0,8900 | 0,8900 | -0,3355 | 0,1775 | -0,3770 | 0,1995 |
| 2 | 1,78 | 0,4627 | -1,0902 | 0,5199 | -1,2249 | -0,1914 | 0,0269 | -0,2151 | 0,0302 |
| 3 | 2,67 | -0,7673 | 1,0034 | -0,8622 | 1,1274 | -0,1224 | -0,0209 | -0,1376 | -0,0235 |
| 4 | 3,56 | 0,6353 | -1,1940 | 0,7138 | -1,3416 | -0,0851 | -0,0319 | -0,0956 | -0,0358 |
| 5 | 4,45 | -0,8137 | 1,2007 | -0,9142 | 1,3491 | -0,0622 | -0,0306 | -0,0699 | -0,0344 |
| 6 | 5,34 | 0,7819 | -1,3460 | 0,8786 | -1,5123 | -0,0468 | -0,0260 | -0,0525 | -0,0292 |
| 7 | 6,23 | -0,9036 | 1,4057 | -1,0153 | 1,5794 | -0,0357 | -0,0209 | -0,0401 | -0,0235 |
| 8 | 7,12 | 0,9256 | -1,5369 | 1,0400 | -1,7269 | -0,0274 | -0,0165 | -0,0308 | -0,0186 |
| 9 | 8,01 | -1,0250 | 1,6310 | -1,1517 | 1,8326 | -0,0212 | -0,0129 | -0,0238 | -0,0145 |
| 10 | 8,9 | 1,0789 | -1,7647 | 1,2122 | -1,9829 | -0,0164 | -0,0100 | -0,0184 | -0,0113 |
| 11 | 9,79 | -1,1736 | 1,8855 | -1,3186 | 2,1186 | -0,0127 | -0,0078 | -0,0142 | -0,0088 |
| 12 | 10,68 | 1,2495 | -2,0311 | 1,4040 | -2,2821 | -0,0098 | -0,0060 | -0,0110 | -0,0068 |
| 13 | 11,57 | -1,3491 | 2,1763 | -1,5158 | 2,4453 | -0,0076 | -0,0047 | -0,0085 | -0,0053 |
| 14 | 12,46 | 1,4434 | -2,3400 | 1,6218 | -2,6292 | -0,0059 | -0,0036 | -0,0066 | -0,0041 |
| 15 | 13,35 | -1,5534 | 2,5103 | -1,7454 | 2,8206 | -0,0045 | -0,0028 | -0,0051 | -0,0032 |
| 16 | 14,24 | 1,6655 | -2,6970 | 1,8713 | -3,0304 | -0,0035 | -0,0022 | -0,0040 | -0,0024 |
| 17 | 15,13 | -1,7901 | 2,8948 | -2,0113 | 3,2526 | -0,0027 | -0,0017 | -0,0031 | -0,0019 |
| 18 | 16,02 | 1,9208 | -3,1091 | 2,1583 | -3,4933 | -0,0021 | -0,0013 | -0,0024 | -0,0015 |
| 19 | 16,91 | -2,0633 | 3,3378 | -2,3184 | 3,7504 | -0,0016 | -0,0010 | -0,0018 | -0,0011 |
| 20 | 17,8 | 2,2149 | -3,5843 | 2,4887 | -4,0273 | -0,0013 | -0,0008 | -0,0014 | -0,0009 |

Tabelle A.2: 20 Zeitschritte für die implizite und explizite Zeitintegration

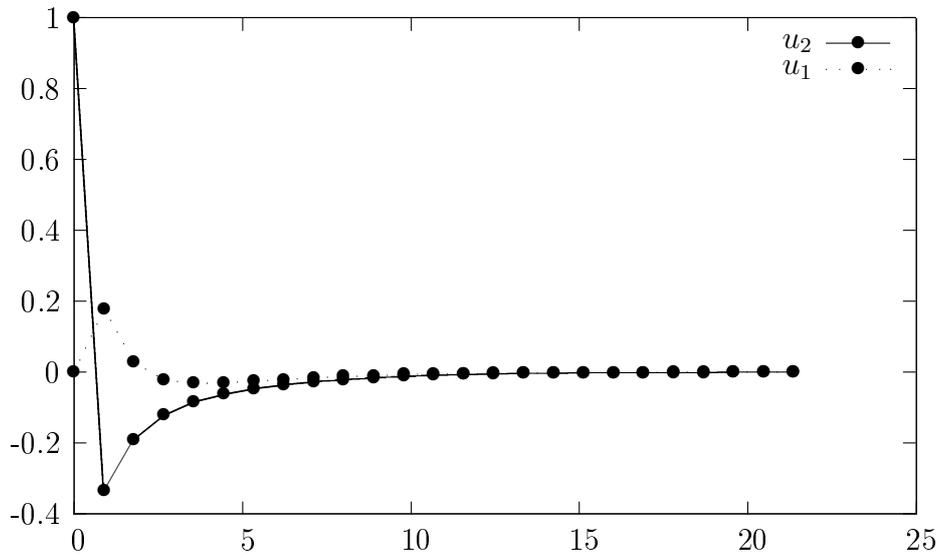


Abbildung A.5: Implizite Eulerintegration, $\Delta t = 0.89s$: Die Feder zwischen u_1 und u_2 kehrt zu ihrer Ruhelänge zurück.

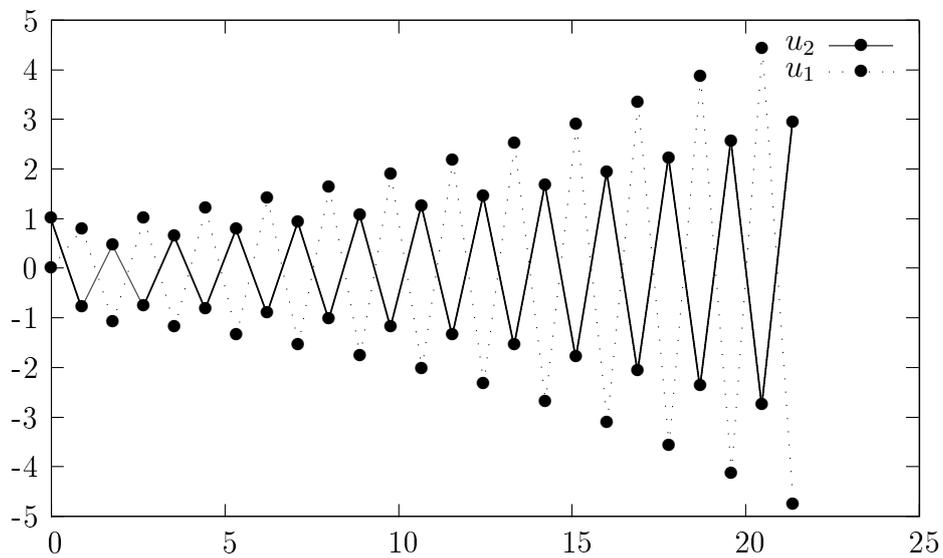


Abbildung A.6: Explizite Eulerintegration, $\Delta t = 0.89s$: Die Massepunkte schwingen sich auf, das System divergiert

Anhang B

Feder-Masse Strain Tensoren

Im Folgenden werden Strain Tensoren nach [53] beschrieben und diskutiert. Hierbei werden die entsprechenden Grenzwerte und Polstellen sowie ihre Auswirkungen auf die physikbasierte Simulation dargestellt. Nach dem hook'schen Federgesetz wird die Kraft bei der Längenänderung einer Feder durch $F = k\Delta L$ bestimmt. Hierbei ist jedoch die Bestimmung einer Federkonstanten für jede Feder erforderlich, da $\Delta L = L - L_0$, so dass die Federkonstante für die Feder einer bestimmten Ruhelänge definiert wird. In der Materialmodellierung besteht jedoch die Anforderung die Kraftentwicklung einer Feder bei einer relativen Längenänderung zu beschreiben. Dieses relative und einheitenlose Maß ist der Strain Tensor. Von denen im Folgenden dargestellten Tensoren entspricht dabei am ehesten e' der Beschreibung des Hook'schen Federgesetzes. In Anwendungen der Computergrafik wird bei interaktiven Feder-Masse Modellen jedoch meistens ϵ verwendet.

$$\begin{array}{lll} e' = \frac{L^2 - L_0^2}{2L^2} & e = \frac{L^2 - L_0^2}{2L_0^2} & e' = \frac{L - L_0}{L} \\ \epsilon = \frac{L - L_0}{L_0} & \varepsilon = \frac{L}{L_0} & \end{array}$$

Es ist zu beachten, dass die Strain Tensoren für Feder-Masse Systeme die Federstreckung unterschiedlich abbilden und verschiedene Grenzwerte aufweisen. Während für e , ϵ und ε gilt, dass $\lim_{L \rightarrow \infty} = \infty$ ist $\lim_{L \rightarrow \infty} e' = \frac{1}{2}$ und $\lim_{L \rightarrow \infty} e' = 1$. Bei einer zunehmenden Streckung weisen diese Tensoren eine relative Längenänderung von nicht mehr als $\frac{1}{2}$ oder 1 aus, so dass die maximale resultierende Kraft dieser Tensoren nicht größer als $F = \frac{1}{2}k$ oder $F = k$ sein kann. Des Weiteren ist zu beachten, dass bei e' und $e' L = 0$ zu einer undefinierten Lösung führt. Dieser Effekt kann jedoch bei dem Durchschwingen einer Feder erreicht werden und ist als Spezialfall zu betrachten. Durch die geraden Potenzen können die Tensoren e' und e keine richtungsabhängige Kraft, die aus einer negativen Federlänge resultiert, abbilden, so dass die Richtungsabhängigkeit separat zu betrachten ist.

Die Entwicklung der Tensoren wurde am Beispiel einer Feder der Ruhelänge $L_0 = 0, 1$ in Tabelle B.1 (Abb. B.1) einander gegenübergestellt. Für die ersten zehn Einträge wurde die Federlänge um jeweils $\Delta L = 0, 1$ erhöht. Die daraufhin folgenden Werte adressieren die dargestellten Spezialfälle.

| # | L | e' | e | ϵ' | ϵ | ε |
|----|-------|-------|----------------|-------------|------------|---------------|
| 0 | 0,1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 |
| 1 | 0,2 | 0,375 | 1,5 | 0,5 | 1 | 2 |
| 2 | 0,3 | 0,444 | 4 | 0,667 | 2 | 3 |
| 3 | 0,4 | 0,469 | 7,5 | 0,75 | 3 | 4 |
| 4 | 0,5 | 0,48 | 12 | 0,8 | 4 | 5 |
| 5 | 0,6 | 0,486 | 17,5 | 0,833 | 5 | 6 |
| 6 | 0,7 | 0,49 | 24 | 0,857 | 6 | 7 |
| 7 | 0,8 | 0,492 | 31,5 | 0,875 | 7 | 8 |
| 8 | 0,9 | 0,494 | 40 | 0,889 | 8 | 9 |
| 9 | 1 | 0,495 | 49,5 | 0,9 | 9 | 10 |
| 10 | 1000 | 0,5 | $5 \cdot 10^7$ | 1 | 9999 | 10000 |
| 11 | 0 | - | -0,5 | - | -1 | 0 |
| 12 | -0,1 | 0 | 0 | 2 | -2 | -1 |
| 13 | -0,5 | 0,48 | 12 | 1,2 | -6 | -5 |
| 14 | -1000 | 0,5 | $5 \cdot 10^7$ | 1 | -10001 | -10000 |

Tabelle B.1: Werte der Strain Tensoren für eine Feder der Ruhelänge $L_0 = 0,1$

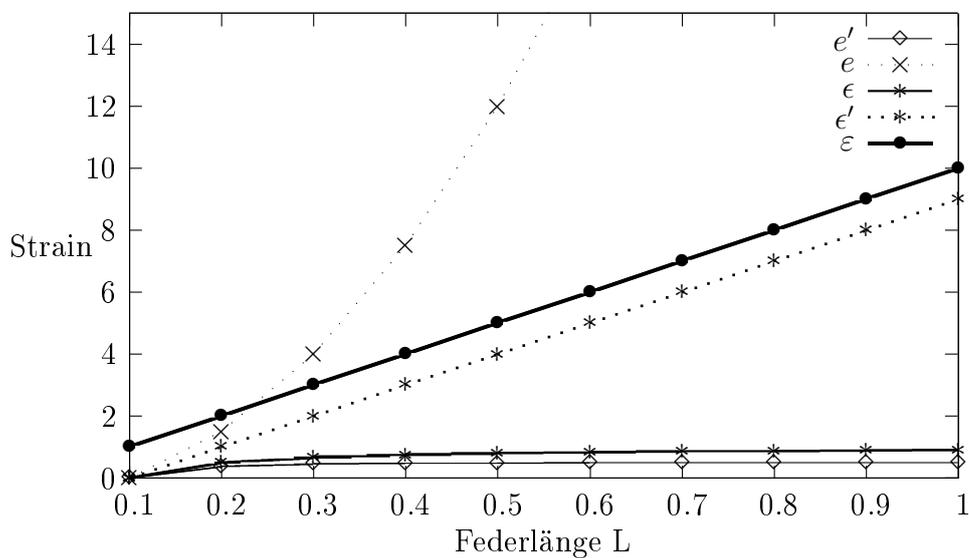


Abbildung B.1: Werte 0-9 von Tabelle B.1 gegenüber gestellt

Anhang C

Elementanzahl bei Raumpartitionierungen

Für die physikbasierte Simulation von Organgewebe muss zusätzlich zur Organoberflächegeometrie eine Geometrie als Grundlage der Simulationsverfahren generiert werden. In Abschnitt 5 werden verschiedene Verfahren zur Raum- und Objektpartitionierung erläutert. Den Verfahren ist gemeinsam, dass das Grenzvolumen des Objektes zunächst in Hexaeder (bzw. Kuben) aufgeteilt wird. Aus jedem Hexaeder werden anschließend Tetraeder erzeugt, deren Anordnungen sich in einfache, interne und externe BCC-Verfahren unterscheidet.

Je nach dem für welches physikbasierte Simulationsverfahren das hierbei generierte Modell verwendet wird, ist die Anzahl der Elemente (Punkte, Flächen, Kanten oder Tetraeder) entscheidend für den Berechnungsaufwand. In Abschnitt 5 wurden die Verfahren der externen und internen BCC-Unterteilung ins Verhältnis zur einfachen Unterteilung gesetzt. In Abbildung C.1 ist der Verlauf der Elementanzahl der Unterteilungsverfahren anhand absoluter Werte dargestellt. Das Raumvolumen wurde für diesen Vergleich entlang der drei Raumachsen in die gleiche Hexaederanzahl unterteilt. Die Abszisse weist somit einen kubischen Anstieg auf.

Das einfache Unterteilungsverfahren generiert die geringste Elementanzahl. Während durch die externe Unterteilung mehr Eckpunkte erzeugt werden, nähern sich die Anzahl der Kanten, Flächen und Tetraeder bei steigender Hexaederanzahl zwischen der internen und externen BCC-Unterteilung an.

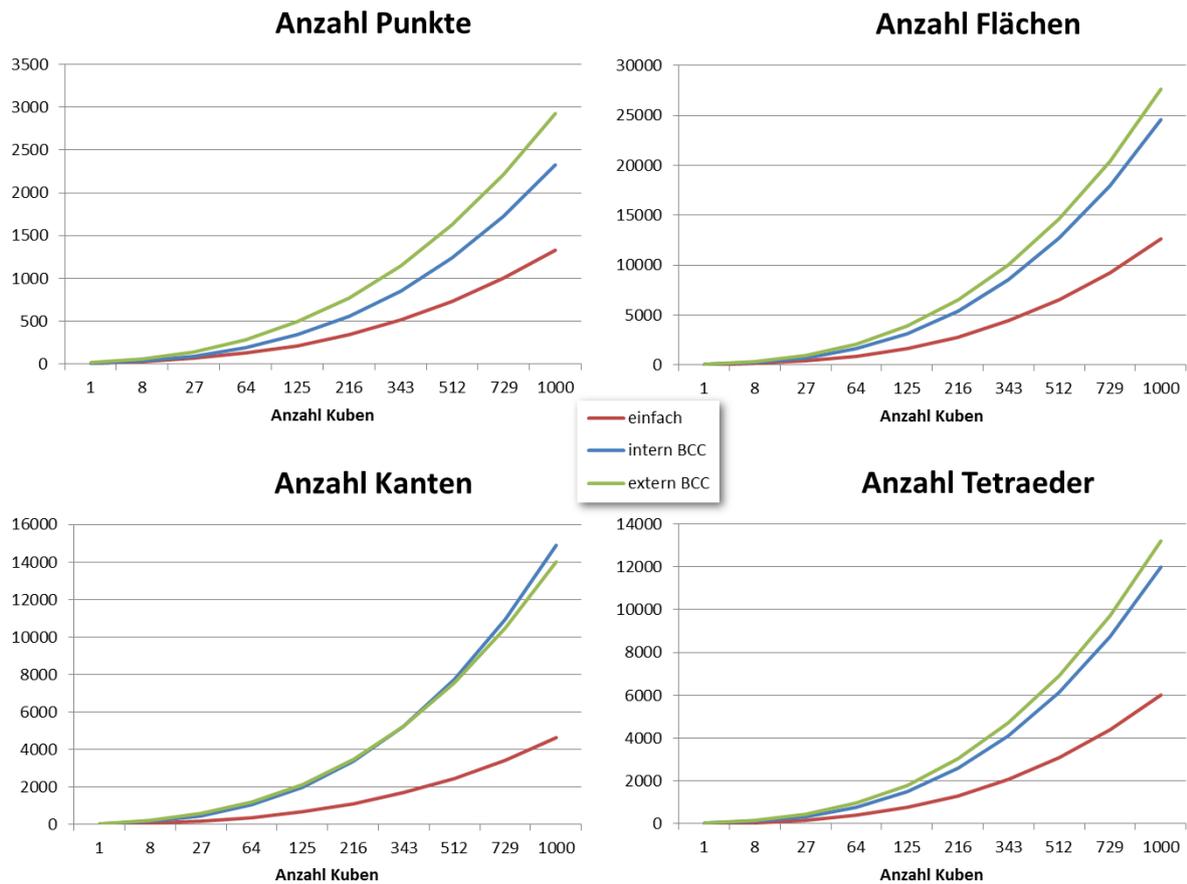


Abbildung C.1: Anzahl generierter Elemente bei der Generierung von Tetraedernetzen für Raumpartitionierungen. Die Abszisse ist kubisch skaliert.

Anhang D

Interaktive 3D-Inhalte

Im Folgenden werden interaktive 3D-Ansichten, begleitend zu den Generierungsverfahren für Gefäßoberflächenmodelle, dargestellt. Wenn die PDF-Anwendung 3D-Inhalte unterstützt, kann über die Maus (drücken einer Taste + Bewegung, Tabelle D.1) mit dem Modell interagiert werden.

| Maustaste | Tastatur | Bewegung |
|-----------|----------|----------------|
| links | | Rotation |
| links | Strg | Verschieben |
| rechts | | Zoom |
| rechts | Strg | Auswahlbereich |

Tabelle D.1: Auswahl von Tasten zur Interaktion mit den 3D-Inhalten

Während der Interaktion besteht die Möglichkeit des Zugriffs auf ausgewählte Sichtpunkte (Abb. D.1).



Abbildung D.1: Auswahlbereich für Sichtpunkte rot hervorgehoben

Bitte beachten: Nicht alle Anwendungen für PDF-Dokumente unterstützen die Darstellung interaktiver 3D-Inhalte. Die folgenden Inhalte wurden im Acrobat Reader der Firma Adobe getestet.

D.1 Gefäßmodell generiert mittels Seedgrowing Verfahren

In der folgenden 3D-Darstellung ist das Ergebnis der Modellgenerierung mit dem Seedgrowing Verfahren (Abs. 6.1.3) dargestellt. Die Auflösung des Dreiecksnetzes ist geringer bei großen Gefäßen und höher bei kleineren Gefäßen. Die Übergänge an den Bifurkationen sind kontinuierlich und weisen keine Überschneidungen der Oberflächendreiecke auf.



D.2 Degenerierungen durch Modellreduktion

In der hier dargestellten interaktiven 3D-Visualisierung ist das Ergebnis eines Gefäßoberflächenmodells dargestellt, das durch Marching-Cubes generiert und in einem Nachverarbeitungsschritt reduziert wurde. Verfahren der automatischen Modellreduzierung haben das Ziel, die Geometriekomplexität zu reduzieren und dabei wesentliche Formeigenschaften zu erhalten. Bei einem Gefäß treten meist starke Krümmungen (Formänderungen) im Umfang des Gefäßquerschnittes auf, wohingegen geringere Formänderungen entlang des Gefäßverlaufes auftreten. Die automatisierte Reduzierung führt hierdurch zu Artefakten sowie degenerierten Dreiecken.

