

Visualisierung von Simulationsparametern thermischer Tumorablationsverfahren

Rocco Gasteiger^{1,2}, Felix Ritter², Bernhard Preim¹, Tobias Preusser²

¹Institut für Simulation and Graphik,
Otto-von-Guericke Universität Magdeburg, Germany,
gasteige@cs.uni-magdeburg.de, preim@isg.cs.uni-magdeburg.de

² MeVis Research GmbH,
Center for Medical Image Computing Bremen, Germany,
{ritter|preusser}@mevis.de

Zusammenfassung

Die Simulation der Wärmeausbreitung bei der Planung von Tumorablationsverfahren stellt einen neuen Forschungsbereich in der präoperativen Therapieplanung dar. Neben der Entwicklung eines realitätsnahen Simulationsmodells spielt die Visualisierung der dabei erzeugten Daten eine wichtige Rolle für die Planung und Risikobewertung. In dieser Arbeit präsentieren wir verschiedene Techniken zur raumbezogenen Multiparametervisualisierung von Simulationsdaten, die bei thermischen Ablationsverfahren entstehen. Weiterhin muss für eine genauere Analyse und Interpretation des Visualisierungsergebnisses der Aspekt der Datenunsicherheit berücksichtigt werden. Wir betrachten daher auch, wo diese während des Simulationsprozesses entstehen und präsentieren Visualisierungstechniken, die die Unsicherheiten in die Parameterdarstellung integrieren.

1 Einleitung

Die fortschreitende Entwicklung der medizinischen Bildgebung und der computergestützten Visualisierung, ermöglicht eine verbesserte präoperative Planung von chirurgischen Eingriffen. Ein Teilgebiet ist dabei die Simulation von thermischen Tumorablationsverfahren auf Basis individueller Patientenaufnahmen, wie CT- oder MRT-Schnittbildern. Die Visualisierung der dabei gewonnenen Daten unterstützt den behandelnden Arzt bei der Risikobeurteilung. Bei der Visualisierung ist zu berücksichtigen, dass die zugrundeliegenden Simulationsdaten unsicher bzw. fehlerbehaftet sind. Die Ursachen liegen in den vielfältigen Bestandteilen der Simulation und reichen von fehlerhaften Annahmen an das zugrunde liegende physikalisch-mathematische Modell, über patientenindividuelle Modellparameter bis hin zu Abweichungen, die durch die Diskretisierung und numerische Lösung entstehen. Die sich dadurch ergebene Datenunsicherheit muss in die Visualisierung integriert werden, so dass dem Betrachter keine falsche Exaktheit der Ergebnisse präsentiert wird. Bedeutsam ist dieser Aspekt beispielsweise in der Beurteilung von Tumorgrößenänderungen während eines Therapieverlaufes oder Abstandsbestimmungen zwischen Risikoorganen und zu behandelnden, krankhaften Strukturen.

In dieser Arbeit untersuchen wir Visualisierungstechniken, um Simulationsergebnisse von Thermoablationsverfahren über die Zeit darzustellen. Berücksichtigt werden dabei auch Methoden zur integrierten Visualisierung von Datenunsicherheiten. Dabei kommen Techniken zur Multiparameter- und Volumendarstellung sowie deren Kombination zum Einsatz.

2 Verwandte Arbeiten

Die Visualisierung von Simulationsparametern bei Thermoablationsverfahren ist bisher wenig untersucht worden. Ansätze finden sich [LRF⁺04] und [KAP⁺06]. In einer Kombination von 2D- und 3D-Darstellungen kann darin beispielsweise der Applikator einer RF-Ablation positioniert sowie das resultierende Wärmefeld und Koagulationsgebiet betrachtet werden. Zudem lassen sich Kühlungseffekte gut erkennen. Jedoch stand dabei nicht die Multiparameterdarstellung mit integrierter Visualisierung der Datenunsicherheit im Vordergrund.

In den Arbeiten von [KK93] und [Ger02] werden Volumenvisualisierungen in Kombination mit Farbe und Transparenz für eine Multiparametervisualisierung eingesetzt. Integriert werden diese Techniken in [TIP05] mit Silhouettendarstellungen. Weiterhin lassen sich Glyphen verwenden, auf deren Form und Größe Parameter abgebildet werden [WY93]. Etabliert haben sich auch Texturdarstellungen aufgrund ihrer schnellen präattentiven Wahrnehmung [SM00]. Texturen besitzen bestimmte Merkmale wie beispielsweise Größe, Kontrast und Regelmäßigkeit, auf die jeweils einzelne Parameter abgetragen werden können [SI05].

Im Bereich der Unsicherheitsvisualisierung wird die *Side-by-Side*-Ansicht genutzt, um Unterschiede in Visualisierungsergebnissen gegenüber zu stellen, die durch gleiche Techniken aus den Ausgangsdaten erzeugt wurden aber beispielsweise unterschiedliche Parametereingaben verwenden. In dem Zusammenhang lässt sich der Unterschied auch durch Differenzbilder darstellen [KK93]. Verwendung finden auch Glyphen, Geometrie- und deren Attributmodifikationen [PWL96], [WPL96] und [JS03]. Weitere Möglichkeiten liegen im Einsatz von Isooberflächen und *Volumen Rendering* [JS03]. Punktwolkendarstellungen und prozedurale Texturen werden eingesetzt, um den Charakter von Datenunsicherheiten als etwas verschwommenes und unklares zu unterstreichen [GR04] und [CR00]. Ferner lassen sich auch Animationen wie beispielsweise *Motion Blurring* verwenden [PWL96].

3 Simulation von Thermoablationsverfahren

Bei Thermoablationsverfahren werden Tumorzellen durch lokal beschränkte Erwärmungen des Tumorgewebes und der daraus resultierenden *Koagulation* (Gerinnung) zerstört. Zur Erwärmung des Gewebes kann zum einen Laserlicht verwendet werden, wie bei der *Laserinduzierte-Interstitiellen Thermotherapie* (LITT) [VSZ⁺04] oder Wechselstrom, wie bei der *Radiofrequenzablation* (RF-Ablation) [MCT04]. Im Vordergrund dieser Arbeit stehen dabei Simulationsergebnisse der RF-Ablation zur Behandlung von Lebertumoren. Bei

dieser punktiert der behandelnde Arzt zunächst das Tumorgewebe mit einer Applikatorsonde. Durch einen angeschlossenen Hochfrequenzgenerator wird über die Applikatorspitze Strom in das Tumorgewebe geleitet und dadurch erhitzt. Die Platzierung des Applikators geschieht unter intraoperativer CT-, MRT- oder Ultraschallkontrolle.

3.1 Simulation der RF-Ablation

Für eine erfolgreiche Ablation sind verschiedene Kriterien zu beachten, die einen erheblichen Einfluss auf die Wärmeausbreitung und die damit verbundene Koagulation haben. Dazu gehört die Form, Lage und Ausrichtung des Applikators, die Behandlungsdauer und Generatorleistung sowie Kühlungseffekte durch umliegende Blutgefäße. Um diese Kriterien im Vorfeld so gut wie möglich abzuschätzen, benötigt der Arzt ein hohes Maß an Erfahrung. Die Simulation bietet ihm daher eine präinterventionelle, unterstützende Hilfe für eine effektive Zugangsplanung und Risikobewertung. Außerdem kann sie zu Ausbildungszwecken und Evaluierungen neuer Ablationssysteme eingesetzt werden. Der Ablauf einer patientenspezifischen Simulation der Leber RF-Ablation erfolgt dabei in vier Schritten:

1. Präoperative CT- oder MRT-Schichtaufnahmen vom Abdomen des Patienten werden zu einem 3D-Volumendatensatz zusammengefasst.
2. Segmentierung der Leber, deren Tumore bzw. Metastasen sowie Blutgefäße mit anschließender Generierung eines 3D-Modelles aus den Segmentierungsergebnissen.
3. Interaktive Platzierung der Applikatoren in das 3D-Modell mit Unterstützung einer 2D-Ansicht (Abb. 1).
4. Berechnung der Wärme- und Koagulationsausbreitung durch ein numerisches Modell. Das Modell basiert dabei auf der eingestellten Generatorleistung, Ablationszeit und verschiedene Material- und Gewebeparameter. Eine detaillierte Beschreibung des hier verwendeten mathematischen Modells und der effizienten numerischen Lösung dieses Modells erfolgte in [PWP05] sowie [KAP⁺06].

3.2 Charakteristik und Auswahl der Parameter

Die Simulation liefert in jedem Zeitschritt verschiedene Parameter an den Beobachtungspunkten. Somit handelt es sich um Multiparameterdaten, die aus unabhängigen (Beschreibung des Beobachtungsraumes) und abhängigen (multivariaten) Daten bestehen [SM00]. Letztere liegen als skalare Volumendaten auf einem regulären 3D-Gitter und lassen sich in zwei Kategorien unterteilen:

- Entwicklungsrelevante Parameter: Dazu gehört die Wärme- und elektrische Leitfähigkeit des Gewebes sowie dessen Dichte und Wärmekapazität. Sie bilden die Basis für das numerische Simulationsmodell und beeinflussen die Parameter der zweiten Kategorie.

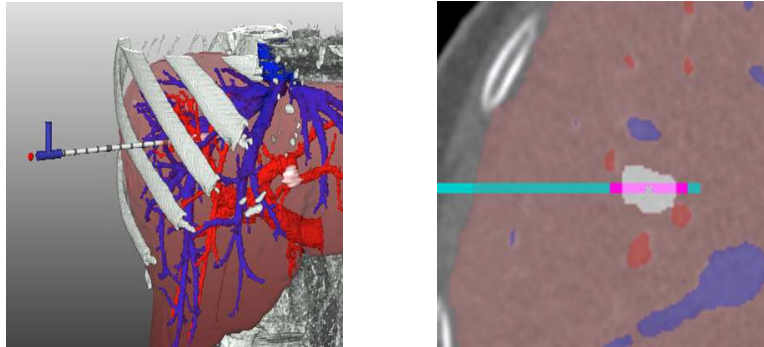


Abbildung 1: *Links:* Applikatorpositionierung im 3D Modell der Leber mit umgebenden Knochenstrukturen und Blutgefäßen. *Rechts:* Applikatorpositionierung im korrespondierenden 2D-Schichtbild. Quelle: MEVIS RESEARCH GmbH

- Klinisch relevante Parameter: Hierzu zählen die Temperatur- und Koagulationsausbreitung im Gewebe sowie die Perfusion innerhalb der Blutgefäße.

Zur Visualisierung der Simulationsergebnisse wurden im Rahmen dieser Arbeit die Parameter Temperatur- und Koagulationsausbreitung aus der zweiten Kategorie ausgewählt. Die graphische Abbildung dieser Daten ist klinisch relevant, da sie wesentlich für die therapeutischen Entscheidungen (Anwendbarkeit der Therapie, Zugangsplanung) ist. In der vorliegenden Arbeit existieren die Simulationsdaten in diskreten Zeitschritten, beginnend beim Zeitpunkt 0.

4 Datenunsicherheiten

Unter dem Begriff Datenunsicherheiten werden u.a. Datenfehler- und unterschiede, Ungenauigkeiten, Minimum-Maximum Bereiche, Rauschen und fehlende Daten zusammengefasst [GS06]. Die Berücksichtigung für deren Darstellung ist im Bereich der Datenvisualisierung bisher relativ wenig beachtet worden [PWL96], [WPL96] und [JS03]. Gerade im medizinischen Kontext muss aber davon ausgegangen werden, dass der spätere Anwender keine Hintergrundinformationen über die Bildgenerierung aus den zugrunde liegenden Simulationsdaten besitzt. Um den Anwender bezüglich der Datenunsicherheit und der sich daraus ergebenden Interpretation zu sensibilisieren, ist es notwendig, diese angemessen zu kommunizieren. Der folgende Abschnitt geht daher auf die Quellen von Datenunsicherheiten bezüglich des Simulationsprozesses ein und betrachtet speziell die Datenabweichungen durch das numerische Modell.

4.1 Quellen

Die Integration von Unsicherheiten in die Simulationsdaten verteilt sich über verschiedene Stufen des Simulationsprozesses. Dies soll anhand von Abb. 2 verdeutlicht werden, wo der

Prozess in drei Schritte als Visualisierungspipeline zusammengefasst ist.



Abbildung 2: Einflüsse von Datenunsicherheiten während des Visualisierungsprozesses der Simulation von Thermoablationen.

In der *Akquisition* werden patientenspezifische Aufnahmen des jeweiligen Körperbereiches durch Bildgebungsverfahren wie CT oder MRT erzeugt. Aufgrund von stochastischen Prozessen, Auflösungsbeschränkungen und Artefakte durch unregelmäßige Kontrastmittelverteilungen (beispielsweise in den Blutgefäßen) entstehen dabei Abweichungen der Daten zur Realität. Außerdem fließen durch Vereinfachungen des Simulationsmodells und die numerische Approximation weitere Ungenauigkeiten in die Simulationsdaten ein. Die so veränderten Daten gelangen im zweiten Schritt der Visualisierung in die *Transformation*. Dort entstehen durch Filterung, Datenkonvertierungen und Segmentierungsfehler der Gewebestrukturen ebenfalls Abweichungen. Schließlich fließen in der *Visualisierung* selbst Ungenauigkeiten durch fehlerhafte Algorithmen, ungenaues *Volumen Rendering* (z.B. durch zu geringe Abtastrate) und Rechenungenauigkeiten in die Daten ein.

4.2 Charakterisierung der Datenunsicherheit

In der vorliegenden Arbeit befassen wir uns u.a. mit der Visualisierung des Simulationsfehlers. Wie bereits oben erwähnt, setzt sich dieser aus verschiedenen Komponenten zusammen. Für die Charakterisierung der Modell- und Diskretisierungsfehler bietet die numerische Mathematik a priori und a posteriori Abschätzungen. In die Simulation gehen solche Fehlerabschätzungen in Form von lokal verfeinerten Rechengenauigkeiten (adaptive Diskretisierung) ein. Die patientenindividuellen Parameter (elektrische und thermische Leitfähigkeiten, Blutperfusion, etc.), welche die Simulation beeinflussen, können nicht exakt bestimmt werden, sondern müssen aus ex-vivo Messungen oder Tierexperimenten gewonnen werden. Unter der Annahme einer bestimmten Verteilung (z.B. Gleichverteilung) der gewonnenen Parameter erhält man so auch eine gewisse Verteilung der Simulationsergebnisse. Somit kann das Simulationsergebnis durch die so genannten Momente der Verteilung charakterisiert werden. Da durch das den Autoren zur Verfügung stehende Simulationsmodell bisher keine quantitative Fehlerabschätzung liefert, wurde für die im Abschnitt 5 gezeigten Ergebnisse ein Testdatensatz erzeugt. Dabei wurden die originalen Simulationsdaten mit einem gaussverteilten Filter verrauscht und die Differenz zwischen dem Ergebnis- und Originaldaten auf einen Bereich zwischen 0 und 1 skaliert.

4.3 Schlussfolgerungen

Die aufgezeigte Unsicherheit in den Simulationsdaten spielt eine wichtige Rolle für deren Analyse und Interpretation. Es gilt somit geeignete Techniken auszuwählen, die die Datenunsicherheit angemessen präsentieren. Sinnvoll erscheint es dabei, die graphische Repräsentation so zu wählen, dass diese dem Konzept von Unsicherheiten, als etwas Unklares und nicht genau Abgrenzbares, entspricht.

Bezogen auf die Simulation von RF-Ablationen interessiert den behandelnden Arzt die Frage, wie zuverlässig das Ergebnis bezüglich des ablatierten Tumorgebietes ist. Liefert die Simulation ein Ergebnis, bei dem ohne Berücksichtigung der Unsicherheit zwar der Tumor ablatiert ist, aber mit deren Berücksichtigung nur teilweise, dann ist der Erfolg der Intervention fraglich. Andererseits ist bei der Untersuchung der maximalen Koagulationsausbreitung die Gefährdung angrenzender Risikoorgane zu bewerten. Wird zu viel gesundes Gewebe bei der Ablation zerstört, kann dies Organstörungen zur Folge haben und den Eingriff ebenfalls in Frage stellen.

5 Entwurf und Visualisierung

Dieser Abschnitt beschreibt Techniken zur Visualisierung der Temperatur- und Koagulationsausbreitung. Neben der Datenvisualisierung werden dabei auch Anwendungen für integrierte Visualisierungen der Datenunsicherheit (-ungenauigkeit) aufgezeigt. Der Fokus liegt hierbei auf der Untersuchung der Kombinierbarkeit der Methoden und Techniken im Rahmen einer Multiparameterdarstellung. Dazu gehört die Analyse der Darstellungsformen bezüglich der Effektivität, inwiefern sie eine Unterscheidbarkeit und Zuordnung der Parameter ermöglichen. Integriert sind die Techniken in einer kontextbezogenen Blutgefäß- und Applikatorabbildung. Alle hier gezeigten Abbildungen repräsentieren jeweils den gleichen Zeitschritt in den Simulationsdaten.

5.1 Isooberflächen zur Darstellung der Temperatursausbreitung

Isooberflächen erzeugen eine polygonale Darstellung der Daten bezüglich eines einstellbaren Isowertes (Schwellenwertes). Sie bieten eine sehr gute Formwahrnehmung der zugrunde liegenden Daten und unterstützen die Abbildung weiterer Parameter durch Oberflächenmodifikationen wie Farbgebung oder Texturierung.

Für den Betrachter der Simulation ist von Interesse, wie weit sich ein spezifisches Wärmegebiet um den Applikator in das Gewebe ausgebreitet hat. Insbesondere ist wichtig, wie stark sich Kühlungseffekte durch angrenzende Blutgefäße auf die Ausbreitung auswirken. Beides ist durch eine Isooberfläche in Abb. 3 (links) gut erkennbar. Der Benutzer kann über eine interaktive Steuerung des Temperaturwertes den Verlauf der Ausbreitung kontrollieren und gefährdete Risikostrukturen erkennen. Die Oberflächeneigenschaften beschränken sich dabei auf eine einfache Farbabbildung. Aufgrund der fehlenden Assoziation mit Temperatur und Wärme wird keine Texturierung verwendet.

Die Integration der lokalen Datenunsicherheit basiert auf einer Farbkodierung in die Oberflächenvisualisierung, wodurch eine schnelle Wahrnehmung von unsicheren Regionen er-

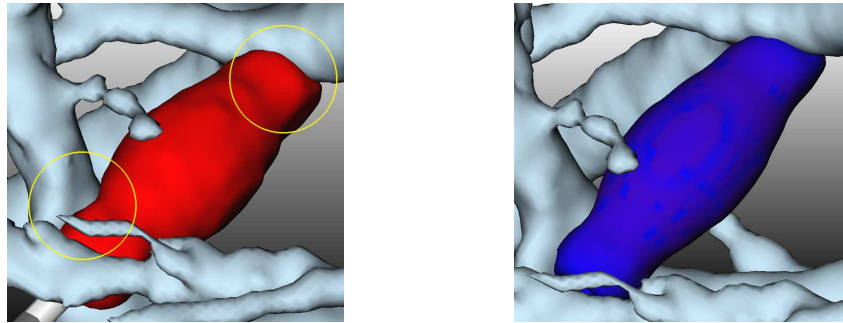


Abbildung 3: Links: Oberflächendarstellung der Temperaturentbreitung um die Spitze eines Applikators, innerhalb einer Gefäßvisualisierung. Erkennbar sind Kühlungseffekte (gelbe Markierung) durch angrenzende Blutgefäße. Rechts: Kodierung der lokalen Ungenauigkeit über ein *Gooch Shading*. Gebiete mit hoher Unsicherheit werden durch einen rötlichen Farbton visualisiert.

zielt werden soll. In dieser Arbeit erfolgt die Abbildung daher entweder durch die lokale Sättigung einer Signalfarbe an jedem Oberflächenpunkt oder einem *Gooch Shading* [GGSC98]. Beim *Gooch Shading* geschieht die Kodierung durch den Einsatz von Farben mit unterschiedlichen Farbtemperaturen. Dabei wird ausgenutzt, dass warme Farben (z.B. rot oder orange) für den Betrachter näher und auffälliger empfunden werden als kalte Farben (z.B. blau oder violett). Somit werden hohe Unsicherheiten durch eine stark gesättigte Signalfarbe oder warmen Farbton und geringe Unsicherheiten weniger gesättigt oder mit einem kalten Farbton dargestellt. (Abb. 3, rechts).

5.2 Silhouetten

Als weitere Visualisierungstechnik wird eine Silhouettendarstellung verwendet, welche aus einer Isooberfläche generiert wird. Silhouetten eignen sich ebenfalls für die räumliche Ausbreitung von Daten. Sie bieten zudem eine gute Übersichtlichkeit in Kombination mit der Oberflächendarstellung eines weiteren Parameters. Daher eignet sie sich als Kontextinformation für den Betrachter, wenn dieser sein Hauptinteresse auf einen anderen Parameter richtet. Umgesetzt wurde die Silhouettendarstellung jeweils für die Temperatur- und Koagulationsausbreitung. Zusätzlich wird bei beiden der Schwellenwert der zugrunde liegenden Isooberfläche in den Konturverlauf integriert (Abb. 4, links). Die Ausrichtung der Beschriftung geschieht dabei immer parallel zur Sichte ebene und die Größe passt sich an die Entfernung zur Kameraposition an. Neben einer differenzierten Farbgebung unterstützt ein dickerer Konturverlauf die Unterscheidbarkeit beider Parameter.

Neben der Datenvisualisierung wird die Silhouettendarstellung auch für die Unsicherheitsvisualisierung der Temperaturdaten verwendet. Mit ihr wird ein minimaler und maximaler Ausbreitungsbereich angegeben, in dem sich das Wärmefeld zu einem bestimmten Zeitpunkt und mit einer bestimmten Temperatur ausbreitet (Abb. 4, rechts). Der Arzt hat damit einerseits die Möglichkeit zu kontrollieren, ob ein Tumorgebiet mit einer ausreichenden Temperatur, unter Berücksichtigung der Datenunsicherheit, mindestens koaguliert wird.

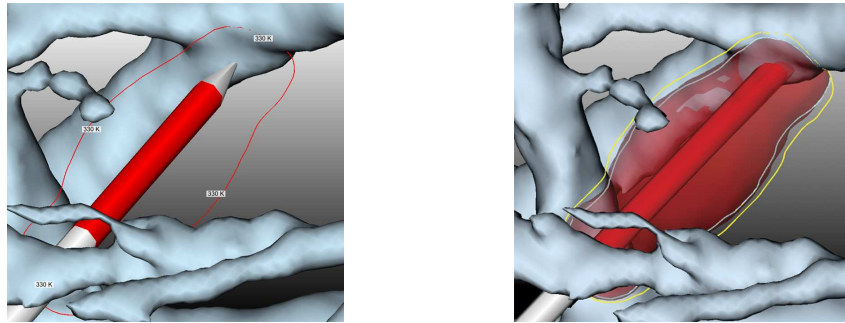


Abbildung 4: Links: Silhouettendarstellung für die Temperaturschmelze mit integrierter Anzeige des Isowertes in Kelvin. Rechts: Angabe eines Ausbreitungsbereiches für die Visualisierung der Datenunsicherheit mit Hilfe von zwei Silhouetten.

Andererseits kann er damit auch mögliche Schädigungen umgebener Risikostrukturen erkennen, durch zu weite Ausbreitung des Wärmefeldes. Beide Isolinien erhalten Farben, die einen guten Kontrast zueinander aufweisen und den Wirkungsbereich angemessen unterstreichen. In dieser Arbeit ergab gelb für die obere Schranke und cyan für die untere Schranke, eine günstige Kombination, da diese zwei Farben nahezu komplementär zueinander sind.

5.3 Punktwolken

Eine Punktwolkendarstellung kann für die Approximation einer Oberfläche oder eines Volumendatensatzes durch Punkte eingesetzt werden. In dieser Arbeit wird dieser Ansatz verwendet, um zum einen die Datenunsicherheit der Temperaturdaten und zum anderen die Koagulationsausbreitung darzustellen.

In [GR04] werden Punktwolken für die Darstellung von Unsicherheiten genutzt. Die Grundidee besteht in der Approximation von diffusen Objektübergängen durch Punkte. Wo die lokale Unsicherheit hoch ist, verschwimmen die Objektgrenzen mehr als in Regionen mit geringerer Unsicherheit, wodurch auch der Charakter von Datenunsicherheiten unterstützt wird. Andere Techniken, wie Isooberflächen, bieten diesen Effekt nicht, da deren Grenzübergänge in der Regel klar verlaufen.

Der zugrunde liegende Algorithmus setzt zunächst eine polygonale Oberfläche voraus. Jede Dreiecksfläche wird durch zufällig verteilte Punkte approximiert (Abb. 5a), wobei die Dichte einstellbar ist. Danach wird für jeden Punkt der zugehörige Datenunsicherheitswert und die Normale bestimmt, die sich durch Interpolation von den umschließenden Dreieckspunkten errechnen lassen. Anhand des Unsicherheitswertes wird im letzten Schritt jeder Punkt entlang seiner positiven Normalenrichtung verschoben (Abb. 5b). Somit kommt es bei großen Unsicherheiten zu einer großen Verschiebung und bei kleineren zu einer entsprechend geringeren (Abb. 5c).

Um den Effekt des „Verschmierens“ der Objektgrenzen zu verstärken, steuert die lokale Datenunsicherheit auch die Transparenz und Sättigung jedes einzelnen Punktes. In Regio-

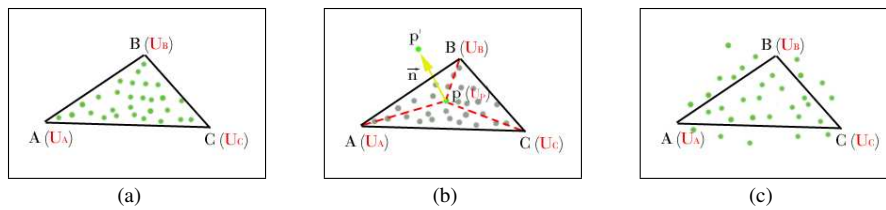


Abbildung 5: Skizzierung des Punktwolkenalgorithmus zur Unsicherheitsvisualisierung der Temperaturdaten (nach [GR04]).

nen, in denen die Unsicherheit hoch ist, erscheinen die Objektgrenzen diffuser und weniger gesättigt, als in Regionen mit kleiner Unsicherheit. In Abb. 6 (links) ist das Verfahren auf die Darstellung der Temperaturungenauigkeit angewendet. Die zugrunde liegende Objektoberfläche ist dabei rot eingeblendet. Die Positionsverschiebung sowie Abbildung auf Transparenz und Sättigung geschehen dabei exponentiell, da nach dem Steven'schen Potenzgesetz sich die Wahrnehmungsstärke eines Reizes exponentiell zur Reizintensität verhält (vgl. [SM00])¹.

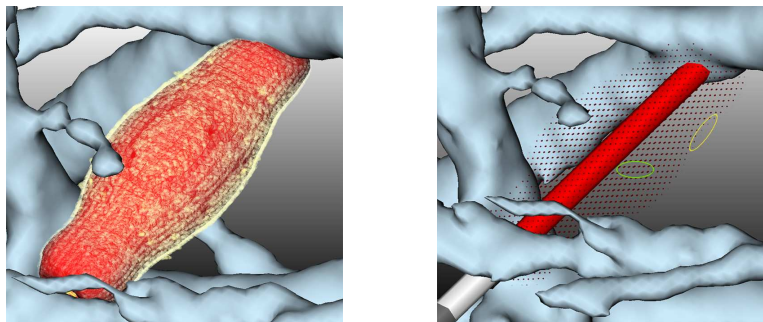


Abbildung 6: Verwendung von Punktwolken Darstellungen. *Links:* Unsicherheitsvisualisierung für die Temperatursausbreitung, bei der die Oberflächenapproximation an unsicheren Regionen transparenter und weniger gesättigt erscheint als an sicheren Regionen. *Rechts:* Volumenvisualisierung der Koagulationsausbreitung, in welcher der jeweils grün und gelb markierte Bereich eine hohe bzw. geringe Koagulation zeigt. Neben den Blutgefäßen ist zusätzlich der Applikator dargestellt.

Für die Koagulationsdaten wird das gesamte Volumen durch Punkte approximiert, indem an jedem Datenpunkt des Volumens ein Punkt gezeichnet wird. Dabei wird die Transparenz und Sättigung der einzelnen Punkte durch den Koagulationsgrad an dem lokalen Datenpunkt gesteuert. Gebiete mit einer vollständigen Koagulation werden opak und voll gesättigt dargestellt. Entsprechende Regionen mit kleinerem Koagulationsgrad besitzen eine geringere Transparenz und Sättigung (Abb. 6, rechts).

¹Die allgemeine Beschreibung der wahrgenommenen Reizstärke R lautet: $R = k \cdot I^a$, wobei k eine Skalierungskonstante, I der Reizintensitätswert und a der Exponent entsprechend der Reizart (z.B. Helligkeit, sichtbare Fläche) darstellen.

5.4 Glyphen

Die in Abschnitt 2 erwähnten Glyphen werden für die Visualisierung der Datenunsicherheit der Temperatur verwendet. Als Glyphprimitive werden dazu Kugeln gewählt und an jedem Dreieckspunkt einer erzeugten Isooberfläche platziert. Diese besitzen gegenüber anderen Primitiven den Vorteil, dass sie richtungslos sind. Ungewollte und fehlerhafte Interpretationen durch vorhandene Orientierungen, wie sie beispielsweise bei Quadern und Kegeln auftreten, werden damit ausgeschlossen. Die lokale Unsicherheit an jedem Dreieckspunkt wird auf den Durchmesser der dort platzierten Kugel abgebildet. Da der Betrachter sensitiv auf die wahrgenommene Kugelgröße reagiert, geschieht die Skalierung ebenfalls exponentiell. Als Exponent wurde 0.7 gewählt, welcher Stevens durch verschiedene Experimente bei wahrnehmbaren Flächen ermittelt hat. Die Umsetzung bezüglich der Temperaturentbreitung zeigt Abb. 7. Zur besseren Hervorhebung sind die Kugeln in der Signalfarbe gelb dargestellt.

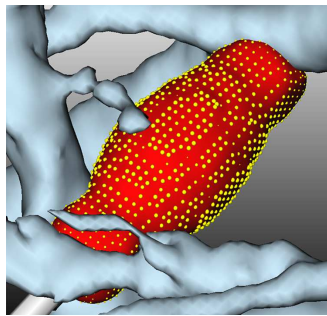


Abbildung 7: Integrierte Unsicherheitsvisualisierung der Temperaturentbreitung durch Kugelglyphen. Je größer der Kugeldurchmesser, desto größer die lokale Ungenauigkeit.

5.5 Weitere Entwürfe für die Koagulation

Für eine bessere Unterscheidbarkeit der Koagulationsoberfläche zur Isooberfläche der Temperatur, wird ein *Bump Mapping* basierend auf einer Graustufentextur vorgeschlagen. Anhand einer Textur-LUT (Look-Up-Table) wird für unterschiedliche Koagulationsgrade eine Textur ausgewählt und die Normalenrichtung an den Oberflächenpunkten entsprechend dem Grauwert der Textur verändert. Die Textur sollte dabei eine angemessene Assoziation zur Koagulation aufweisen, wie sie beispielsweise Abb. 8 zeigt.

Bei der Visualisierung der Datenunsicherheit bieten sich zwei Ansätze für die Integration in die Silhouettendarstellung an. Zum einen kann eine Farbkodierung im Konturverlauf die lokale Unsicherheit visualisieren. Dabei wird der globale minimale und maximale Unsicherheitswert auf jeweils unterschiedliche Farbwerte abgebildet. Dazwischen liegende Werte werden linear interpoliert und die Konturlinie für eine bessere Erkennbarkeit verbreitert (Abb. 9, links).

Zum anderen können Linien als Glyphprimitive verwendet werden, die die lokale Ungenauigkeit über die Länge und Farbe kodieren. Die Linien schneiden an diskreten, gleichmäßig

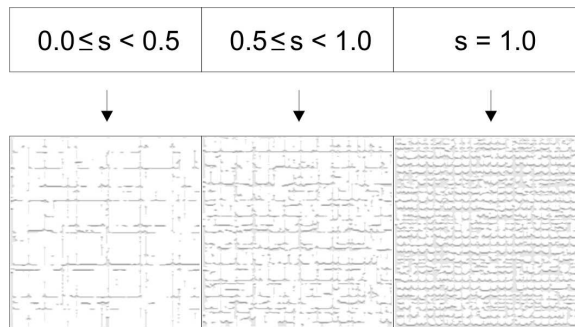


Abbildung 8: Darstellung der Textur-LUT anhand von drei unterschiedlichen Koagulationsgraden s , wobei 0.0 die geringste und 1.0 die maximale Koagulation bedeutet.

aufgeteilten Positionen den Verlauf der Kontur, senkrecht zur Normalenrichtung. Die Skalierung erfolgt auch exponentiell mit dem Faktor 1, d.h. linear. Zusätzlich unterstützt die Abbildung der Ungenauigkeit auf die Farbsättigung der Linienglyphen, eine schnelle Wahrnehmung von hohen, lokalen Fehlern. (Abb. 9, rechts).

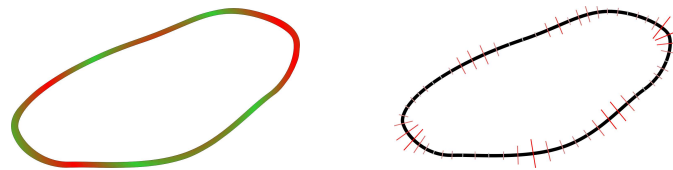


Abbildung 9: Entwurf zur Unsicherheitsvisualisierung der Koagulationsdaten in die Silhouetten-darstellung. *Links:* Abbildung auf Pseudofarben durch einen rot-grün -Verlauf (max. und min. Ungenauigkeit). *Rechts:* Abbildung auf diskret platzierten Linien mit zusätzlicher Farbkodierung der Datenunsicherheit.

6 Ergebnisse und Bewertung

Die vorgestellten Visualisierungstechniken für die beiden Parameter der RF-Ablation wurden mit Hilfe von OPEN INVENTOR und der medizinischen Entwicklungsumgebung MEVISLAB² umgesetzt. Es wurde eine Benutzerschnittstelle entwickelt, mit der die Techniken ausgewählt und Parameteränderungen vorgenommen werden können. Beide Parameter wurden mit den jeweiligen Techniken kombiniert dargestellt, um festzustellen, welche für eine Multiparametervisualisierung der RF-Ablation geeignet sind. Wie im Abschnitt 5.5 erwähnt, steht die Umsetzung der Entwürfe für die Unsicherheitsvisualisierung der Koagulation noch aus, welche daher im Folgenden nicht berücksichtigt werden. Zusätzlich wurde für eine bessere Unterscheidbarkeit eine Legende erstellt, die sich dynamisch an den

²Eine Entwicklung der MEVIS RESEARCH GmbH, Bremen (www.mevislab.de).

Szeneninhalte anpasst. Dazu kommuniziert diese dem Betrachter neben den aktuellen Zeitschritt, zu jedem sichtbaren Parameter auch die dazugehörige Darstellungstechnik. Die Bewertungen der einzelnen Visualisierungsergebnisse beruhen auf Beobachtungen der Autoren. Eine umfangreichere Evaluierung mit medizinischen Anwendern steht noch aus.

6.1 Temperaturentbreitung

Bei der Visualisierung der Temperaturdaten hat sich gezeigt, dass die Oberflächenvisualisierung die räumliche Ausdehnung gut wiedergibt. Besonders der Einfluss von Kühlungseffekten auf das Wärmefeld lässt sich gut erkennen. Silhouetten kommunizieren die Ausbreitung ähnlich gut; allerdings sind stellenweise Kamerarotationen notwendig, um bestimmte Bereiche bezüglich Kühlungseffekten näher zu untersuchen.

Glyphen und Farben charakterisieren die Größe der lokalen Abweichung, als Unsicherheit der Temperaturdaten, gut. Wichtig ist dabei die Verwendung von Signalfarben für eine schnelle Wahrnehmung und Lokalisation. Allerdings lassen sich darüber keine klaren Aussagen treffen, wie sich die Datenunsicherheit auf die resultierende, räumliche Ausbreitung auswirkt. Diese wiederum erhält der Betrachter über den Ausbreitungsbereich durch Silhouetten oder der Punktwolkendarstellung. Letztere ist abhängig von den Parametereinstellungen für die Punktverschiebung, wie beispielsweise dem Skalierungsfaktor. Dieser muss für das globale Abweichungsmaximum angepasst werden.

6.2 Koagulationsausbreitung

Die Abhängigkeit der Koagulation von der Temperaturentbreitung lässt sich ebenfalls gut über eine Isooberflächen- oder Silhouettendarstellung darstellen. Gerade in Bereichen, in denen Kühlungseffekte das Wärmefeld beeinflussen, zeigt sich dies durch angepasste Koagulationsregionen. Im Bezug auf eine spätere kombinierte Darstellung mit der Temperaturoberfläche oder -silhouette sind allerdings die in den Abschnitten 5.2 und 5.5 vorgestellten Unterscheidungsmerkmale notwendig. Bei einer Isooberfläche der Temperatur muss diese zudem halbtransparent sein, damit die darunter liegende Koagulationsvisualisierung sichtbar wird.

6.3 Kombination

Eine günstige Kombinationsmöglichkeit ergibt sich, wenn für einen der beiden Parameter eine Silhouettendarstellung gewählt wurde und für den anderen Parameter eine Isooberfläche. In Abb. 10 (links) ist beispielsweise die Temperatur als Isooberfläche und die Koagulationsausbreitung als Silhouettendarstellung abgebildet. Auch hier ist die Oberfläche der Temperatur halbtransparent darzustellen, da sonst die darunter liegende Koagulationsvisualisierung nicht erkennbar ist. Für die Integration der Datenunsicherheit der Temperaturentbreitung ist für diese Kombination der Einsatz von Glyphen von Vorteil. Eine Farbkodierung der Unsicherheit wäre aufgrund der Transparenz schlecht wahrnehmbar. In der Silhouettendarstellung der Temperatur und deren Datenunsicherheit, verbunden

mit der Punktwolkenvisualisierung der Koagulation, besteht eine weitere Kombinationsmöglichkeit (Abb. 10 (rechts)). Dabei wird die Aufmerksamkeit stärker auf die Koagulationsausbreitung gelenkt. Das Wärmefeld und der zugehörige maximale Ausbreitungsbereich werden als Kontextinformation wahrgenommen.

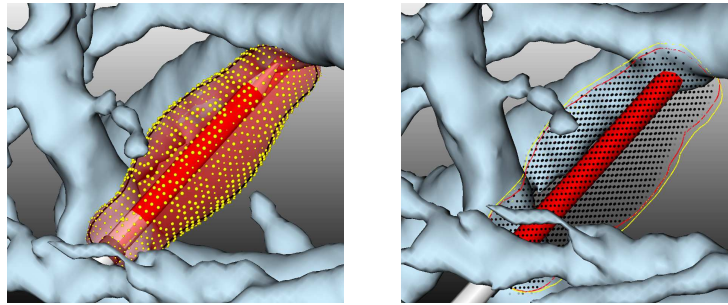


Abbildung 10: Günstige Darstellungskombinationen für die Temperatur- und Koagulationsausbreitung. *Links:* Temperatur als halbtransparente Isooberfläche mit integrierter Unsicherheitsvisualisierung durch Glyphen und Silhouettendarstellung der Koagulation (braun). *Rechts:* Temperatur (rot) und deren Abweichung (gelb = max. Ausbreitung) als Silhouette sowie Koagulation als Punktwolkendarstellung.

Als ungünstig hat sich die Verwendung von gleichen Darstellungstechniken für beide Parameter herausgestellt. In Abb. 11 (links) wird dazu der Einsatz von Silhouetten für die Temperatureausbreitung, deren Datenunsicherheit und die Koagulationsausbreitung gezeigt. Diese Darstellung ermöglicht keine ausreichende Unterscheidbarkeit der einzelnen Parameter, da die Silhouetten nahe aneinander liegen und sich stellenweise überlagern. Ähnlich verhält es sich in Abb. 11 (rechts), wo zwei Isooberflächen beide Parameterausbreitungen visualisieren. Trotz halbtransparenter Darstellung der Temperaturoberfläche, ist eine Differenzierung schwierig. Hier würde die texturierte Oberflächendarstellung der Koagulation eine Verbesserung bewirken.

6.4 Laufzeitbetrachtung

Es hat sich gezeigt, dass die derzeitige Implementierung der Entwürfe einen hohen Vorverarbeitungsaufwand für jeden Zeitschritt aufweist. Dieser Umstand wirkt sich störend auf die Darstellung eines kontinuierlichen Ablaufes der Simulationsergebnisse aus. Der hauptsächliche Grund für die Verzögerung besteht in der Generierung der WEM (*Wing Edge Mesh*)-Datenstruktur für die polygonale Repräsentation der Isooberflächen und die Punktwolkendarstellung. Eine WEM-Repräsentation wurde gewählt, da diese einen schnellen Zugriff auf benachbarte Primitive (Knoten, Kanten, Flächen) eines Polygonnetzes bietet. Dieser Zugriff ist Voraussetzung für einige der verwendeten Algorithmen. In der endgültigen Visualisierung eines Zeitschrittes besitzt die Implementierung eine hohe interaktive Darstellungsrate.

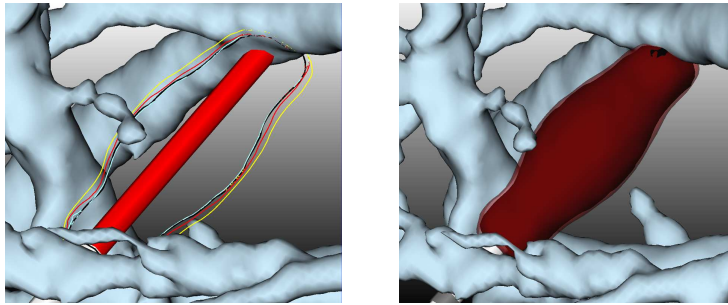


Abbildung 11: Ungünstige Darstellungskombination von Temperatur und Koagulation. *Links:* Verwendung einer reinen Silhouettendarstellung für Temperatureausbreitung (rot), deren Datenunsicherheit (gelb = max. Ausbreitung, cyan = min. Ausbreitung) und die Koagulation (schwarz). *Rechts:* Isooberflächen für Temperatur- (halbtransparent) und Koagulationsausbreitung (opak).

7 Zusammenfassung und Diskussion

In dieser Arbeit wurden verschiedene Methoden und Techniken eingesetzt, um Simulationsparameter der RF-Ablation in einer Multiparameterdarstellung zu visualisieren. Beachtung fand dabei auch die Analyse und integrierte Visualisierung von Unsicherheiten der Simulationsdaten. Es konnten Aussagen getroffen werden, welche Kombinationsmöglichkeiten sich in der Multiparameterdarstellung als günstig bzw. ungünstig erwiesen haben. Bei geeigneter Zusammenstellung der Visualisierungstechniken erhält der Betrachter eine Unterstützung bei der Analyse der Temperatureausbreitung und dem resultierenden Koagulationsgebiet. Auch Bewertungen des Simulationsmodells und neuer Applikortypen werden damit unterstützt.

Die Kommunikation der lokalen Datenungenauigkeit beschränkt sich je nach verwendeter Technik auf eine quantitative Wiedergabe (Farbe, Glyphen) oder räumliche Ausprägung (Silhouetten, Punktwolken). Die Techniken repräsentieren dabei einen kontinuierlichen Verlauf der Datenunsicherheit. Für den Benutzer interessanter wäre es, wenn der Unsicherheitsbereich in beispielsweise drei Kategorien aufgeteilt wird; einen kritischen, mittleren und unkritischen Bereich. Die Techniken müssten dahingehend angepasst werden.

Neben der Umsetzung der vorgestellten Entwürfe aus Abschnitt 5.5, stehen als weitere Schritte eine qualitative Evaluierung bei den medizinischen Anwendern und eine genauere Laufzeitanalyse bezüglich der Darstellung aus. In diesem Zusammenhang ist eine Optimierung der Implementation, für einen kontinuierlicheren Visualisierungsablauf der Simulationsdaten, notwendig.

Literatur

- [CR00] CEDILNIK, A. und P. RHEINGANS: *Procedural Annotation of Uncertain Information*. In: *VIS '00: Proc. of the Conference on Visualization '00*, Seiten 77–83, Los Alamitos, CA, USA, 2000. IEEE Computer Society Press.
- [Ger02] GERSTNER, T.: *Multiresolution Extraction and Rendering of Transparent Isosurfaces*. In: *Computers & Graphics*, Band 26(2):219–228, 2002.
- [GGSC98] GOOCH, A., B. GOOCH, P. SHIRLEY und E. COHEN: *A Non-Photorealistic Lighting Model for Automatic Technical Illustration*. In: *SIGGRAPH '98: Proc. of the 25th annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques*, Seiten 447–452, New York, NY, USA, 1998. ACM Press.
- [GR04] GRIGORYAN, G. und P. RHEINGANS: *Point-Based Probabilistic Surfaces to Show Surface Uncertainty*. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Band Band 10, Seiten 564–573, 2004.
- [GS06] GRIETHE, H. und H. SCHUMANN: *The Visualization of Uncertain Data: Methods and Problems*. In: *Proc. of Simulation and Visualization (SimVis)*, Seiten 143–156, 2006.
- [JS03] JOHNSON, C. R. und A. R. SANDERSON: *A Next Step: Visualizing Errors and Uncertainty*. In: *IEEE Computer Graphics and Applications*, Band 23(5):6–10, 2003.
- [KAP⁺06] KRÖGER, T., I. ALTROGGE, T. PREUSSER, P. L. PEREIRA, D. SCHMIDT, A. WEIHUSEN und H.-O. PEITGEN: *Numerical Simulation of Radio Frequency Ablation with State Dependent Material Parameters in Three Space Dimensions*. In: *Proc. MICCAI, Lect. Not. Comp. Sci. 4191*, Seiten 380–388, 2006.
- [KK93] KELLER, P. und M. KELLER: *Visual Cues - Practical Data Visualization*. IEEE Computer Society Press, 1993.
- [LRF⁺04] LEHMANN, K.S., J.-P. RITZ, B. FREICKS, A. LITTMANN, G. PRAUSE, A. ROGGAN, H.-O. PEITGEN, H.-J. BUHR und C.-T. GERMER: *Entwicklung eines computergestützten Planungssystems zur Dosimetrie und Risikoabschätzung für die in-situ-Ablation maligner Lebertumore*. In: *121. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie*, Berlin, März 2004.
- [MCT04] M.ELLIS, L., S. A. CURLEY und K. K. TANABE: *Radiofrequency Ablation for Cancer: current indications, techniques an outcomes*. Springer, 2004.
- [PWL96] PANG, A., C. WITTENBRINK und S. LODHA: *Approaches to Uncertainty Visualization*. Technischer Bericht, Santa Cruz, CA, USA, 1996.
- [PWP05] PREUSSER, T., A. WEIHUSEN und H.-O. PEITGEN: *On the modelling of perfusion in the Simulation of RF-Ablation*. In: *Proc. of Simulation and Visualization (SimVis)*, Magdeburg, 2005.

- [SI05] SHENAS, HALEH H. und V. INTERRANTE: *Compositing Color with Texture for Multi-Variate Visualization*. In: *Graphite '05*, Seiten 443–446, New York, NY, USA, 2005. ACM Press.
- [SM00] SCHUMANN, H. und W. MÜLLER: *Visualisierung - Grundlagen und allgemeine Methoden*. Springer Verlag, 2000.
- [TIP05] TIETJEN, C., T. ISENBERG und B. PREIM: *Combining Silhouettes, Surface, and Volume Rendering for Surgery Education and Planning*. In: *IEEE/Eurographics Symposium on Visualization (EuroVis)*, Seiten 303–310, 2005.
- [VSZ⁺04] VOGL, T. J., R. STRAUB, S. ZANGOS, M. G. MACK und K. EICHLER: *MR-guided laser-induced thermotherapy (LITT) of liver tumours: experimental and clinical data*. In: *Int. J. Hyperthermia*, Band 20(7):713–724, 2004.
- [WPL96] WITTENBRINK, C. M., A. T. PANG und S. K. LODHA: *Glyphs for Visualizing Uncertainty in Vector Fields*. In: *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Band 2(3):266–279, 1996.
- [WY93] WOLFF, R. S. und L. YAEGER: *Visualization of Natural Phenomena*. Telos, 1993.