

Mehrdimensionale Visualisierung dynamischer Bilddaten am Beispiel der Durchblutungsquantifizierung

Bernhard Preim¹, Sven Kohle¹, Olaf Konrad-Verse¹, Richard Rascher-Friesenhausen¹,
Jonathan Wiener², Ronald Leppke³ und Heinz-Otto Peitgen¹

¹ MeVis - Centrum für medizinische Diagnosesysteme und Visualisierung, Bremen,
Universitätsallee 29, e-Mail: {preim|kohle|okonrad}@mevis.de

² Boca Radiology Group, Boca Raton Community Hospital, Boca Raton, FL

³ Philipps-Universität Marburg, Zentrum für Radiologie

Zusammenfassung. Es werden Methoden zur Visualisierung dynamischer 3D-Volumendaten vorgestellt, die z.B. die Anreicherung eines Kontrastmittels in menschlichen Organen darstellen. Die zugrundeliegenden Daten sind regelmäßig strukturierte CT- bzw. MRT-Daten. Der zeitliche Verlauf dynamischer Vorgänge wird anhand von korrespondierenden Intensitätswerten (unterschiedliche Zeitpunkte; gleiche Bildposition) beurteilt. Dazu werden beschreibende Parameter, wie Integral unter der Kurve oder maximaler Intensitätswert extrahiert. Für die isolierte Darstellung einzelner Parameter und die kombinierte Darstellung mehrerer Parameter werden Farbabbildungen und Isolinien eingesetzt. Die beschriebenen Visualisierungstechniken werden anhand klinisch relevanter Anwendungen beschrieben, wobei die Quantifizierung der Durchblutung bei Schlaganfällen bzw. bei Durchblutungsstörungen der Beine im Vordergrund stehen.

Schlüsselwörter: Medizinische Visualisierung, dynamische Daten

1. Einleitung

In der radiologischen Diagnostik werden Bilddaten akquiriert, um Lokalisation und Ausmaß krankhafter Veränderungen zu beurteilen. Die überlagerungsfreie Darstellung mit modernen Schnittbildverfahren (Computertomographie CT, Magnetresonanztomographie MRT) ist dabei besonders wichtig, um krankhafte Veränderungen zu lokalisieren und um die Therapieplanung zu unterstützen. Viele krankhafte Veränderungen lassen sich aber nicht allein durch statische Bilder beurteilen, sondern erfordern zusätzlich die Betrachtung des zeitlichen Verlaufs. Ein Beispiel ist die Tumordiagnostik, bei der Ausmaß und zeitlicher Verlauf der Anreicherung eines vor der Untersuchung verabreichten Kontrastmittels wesentlich sind, um die Bösartigkeit eines Tumors einzuschätzen. Ein weiteres Beispiel ist die Quantifizierung des Blutflusses, die wesentlich ist, um nach Schlaganfällen oder Herzinfarkten das Ausmaß geschädigter bzw. gefährdeter Bereiche festzustellen und Therapieoptionen zu diskutieren. In diesen Fällen werden verstärkt zeitliche Serien von Bilddaten akquiriert. Die Auswertung dieser 4D-Datensätze ist aufwändig und bisher kaum standardisiert. Das dynamische Verhalten wird durch mehrere Parameter charakterisiert, wobei häufig die gleichzeitige Beurteilung mehrerer Parameter von Interesse ist.

2. Medizinischer Hintergrund

In diesem Beitrag wird vorrangig die Durchblutungsquantifizierung betrachtet. Dies geschieht anhand von zwei Anwendungen

- (1) der Schlaganfalldiagnostik, bei der die verzögert durchbluteten bzw. minderversorgten Areale in der Umgebung eines Infarktkerns (das *tissue at risk*) identifiziert werden und
- (2) die Analyse der Unterschenkeldurchblutung.

In beiden Anwendungen ist die zeitliche Auflösung relativ hoch (Auflösung: 1-2 Sekunden). Aus diesem Grund können die zu unterschiedlichen Zeitpunkten akquirierten Bilddaten in der Regel ohne große Artefakte direkt überlagert werden. Bei geringerer zeitlicher Auflösung, wie bei der Brustkrebsdiagnostik mit der MR-Mammographie, ist dagegen eine Registrierung der einzelnen Datensätze zur Bewegungskorrektur erforderlich [7].

2.1 Schlaganfalldiagnostik

Die Schlaganfalldiagnostik wird unter Notfallbedingungen durchgeführt, da Patienten mit schweren, oft lebensbedrohlichen Symptomen untersucht werden und eine schnellstmögliche Behandlung erforderlich ist. Für die Schlaganfalldiagnostik wird eine (statische) Computertomographie durchgeführt, um zwischen Hirnblutung und Schlaganfall zu differenzieren. Wenn sich dabei herausstellt, dass ein Infarkt vorliegt, wird oft eine Bildserie akquiriert, um die Durchblutung (Hirmpfusion) zu messen und damit Bereiche zu identifizieren, die minderdurchblutet, aber noch nicht irreversibel geschädigt sind. Es ist bekannt, dass in einem großen Teil der Infarktpatienten in der frühen Phase (bis zu 3 Stunden nach dem Infarkt) um einen irreversibel geschädigten Infarktkern große Bereiche existieren, in denen die Durchblutung verzögert ist und vor allem das Volumen der Durchblutung deutlich geringer ist (JANSEN *et al.* [6]). Nach wenigen Stunden vergrößert sich die Ausdehnung des Infarktkerns deutlich und schließt große Teile des zuvor vermindert durchbluteten Bereichs ein. Dies kann nur durch durchblutungsfördernde Maßnahmen, z.B. durch Rekanalisation (Thrombolyse) eines verschlossenen Gefäßes verhindert werden. Da die Thrombolyse mit großen Risiken verbunden ist, sollte sie nur durchgeführt werden, wenn davon ein erheblicher Vorteil für den Patienten erwartet werden kann. Die wesentliche Aufgabe der bildgebenden Diagnostik liegt also darin, den Nachweis, das Ausmaß sowie die möglichst genaue Lokalisation des betroffenen Hirnareals zu liefern.

Zur Beurteilung der Perfusion werden dynamische MRT- oder CT-Daten akquiriert. Dynamische MRT-Aufnahmen haben gegenüber dynamischen CT-Aufnahmen den Vorteil, dass der gesamte Gehirnbereich aufgenommen wird, wohingegen bei dynamischen CT-Aufnahmen lediglich eine oder wenige zentrale Schicht(en) aufgenommen werden. Der Vorteil der dynamischen CT liegt demgegenüber in der höheren Ortsauflösung der akquirierten Schicht. Typisch sind folgende Eigenschaften der Daten (siehe Beispiel in Abb. 1):

- Datenmenge: 128×128×12 Voxel, 40 Zeitpunkte, Volumen: ~ 8 MVoxel
- Auflösung: zeitlich: 2s, räumlich: 2×2×7 mm.

Räumliche und zeitliche Auflösung sind in der Regel konstant.

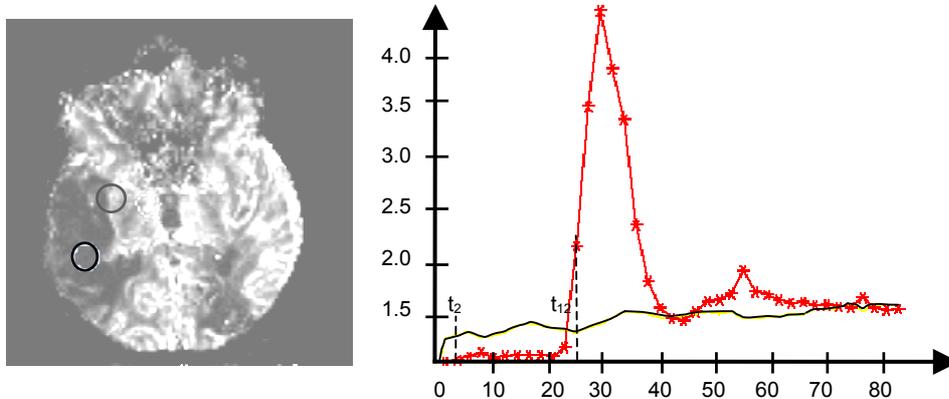


Abbildung 1: Links: Subtraktionsbild einer MRT-Schichtaufnahme eines Schlaganfallpatienten (Zeitpunkte $t_{1,2}$ und t_2). Rechts: Zeit-Intensitätskurven für zwei ausgewählte Regionen. Die Zeitpunkte $t_{1,2}$ und t_2 sind im Diagramm gekennzeichnet. Der Verlauf ist über 80 Sekunden dargestellt. In der gesunden Region ist ein ausgeprägtes Maximum nach 30 Sekunden (1. Durchlauf des Blutes) und ein zweites schwächeres nach 60 Sekunden (Rezirkulation) sichtbar. Die flachere Kurve repräsentiert den Infarkt kern.

2.2 Analyse der Unterschenkeldurchblutung

Die arterielle Durchblutungsstörung der Beine, die periphere arterielle Verschlusskrankheit (pAVK), ist auf eine unzureichende Durchblutung zurückzuführen, die sich vor allem bei Belastung und damit erhöhtem Sauerstoffbedarf bemerkbar macht. Das klassische Symptom der pAVK ist das intermittierende Hinken. Schmerzen in den Beinen infolge des relativen Blutmangels zwingen den Patienten beim Gehen zu Pausen, in denen sich die Durchblutung erholen kann. Obgleich die pAVK gut zu diagnostizieren ist, z.B. durch die Bestimmung der schmerzfreien Gehstrecke oder der Dopplerdrucke in den Beinarterien, ist die Erhebung objektiver Daten zur Muskeldurchblutung schwierig. Objektive Daten sind am besten geeignet, um ausreichend verlässlich vorherzusagen, welche Behandlungsmethode den besten Erfolg verspricht. Dies ist besonders wichtig, im Grenzbereich zwischen klinisch manifester und präklinischer bis asymptomatischer Ausprägung der pAVK.

Eine Ergänzung der symptombezogenen klinischen und apparativ technischen Diagnosen durch objektive Parameter der Bildgebung ist für die Diagnosesicherung und für die Prognoseabschätzung wichtig. Bei dieser Erkrankung besteht keine sichere Korrelation zwischen dem radiologisch nachweisbaren Ausmaß der Gefäßverengung und dem Ausmaß der Durchblutungsstörung. Wünschenswert ist daher eine schonende, standardisierte und untersucherunabhängige Messung der Durchblutung der Muskulatur.

Die an der Philipps-Universität Marburg entwickelte dynamische Untersuchung der Muskeldurchblutung verbessert die Diagnostik erheblich, da Durchblutungseigenschaften kleinster Gefäße abgebildet werden (Mikrozirkulation). Diese Gefäße selbst sind unter der Auflösungsgrenze radiologischer Daten; sie tragen aber in ihrer Gesamtheit wesentlich zu der Durchblutung der entsprechenden Geweberegionen bei. Die dynamische Untersuchung ermöglicht die Quantifizierung der Durchblutungseigenschaften.

Da die Muskeldurchblutung bedarfsadaptiert erfolgt, ist für die experimentelle Erfassung der quantitativen Beziehungen zwischen Muskelkompartiment, Blutvolumen und -verteilung eine standardisierte Belastung erforderlich. Dies geschieht mit Hilfe vorgegebener Belastungsprofile, d.h. dem Patienten vorgeschriebenen Bewegungen (Fußflexion und -extension) über einen bestimmten Zeitraum. Die Computerunterstützung dient dazu, die Kontrastmittelanreicherung in ausgewählten Geweberegionen der unteren Extremitäten vor und nach Belastung quantitativ zu analysieren und so Rückschlüsse auf deren Durchblutung zu ermöglichen. Typisch sind folgende Eigenschaften dieser Daten (siehe Abb. 2):

- Datenmenge: 128×256×3 Voxel, 73 Zeitpunkte, Volumen: ~ 7 MVoxel
- Auflösung: zeitlich: 2s, räumlich: 2×2×5 mm.

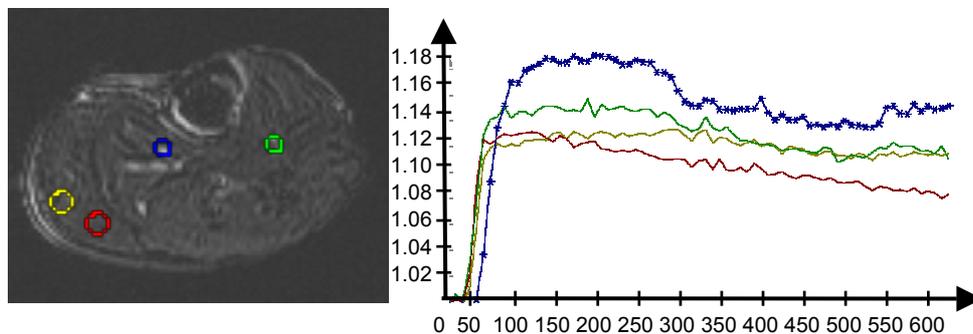


Abbildung 2: MRT-Aufnahme des Unterschenkels (links) mit Zeit-Intensitätskurven für ausgewählte Regionen. Während in den beiden Regionen rechts unten die relative Anreicherung maximal 1.12 erreicht, ist sie in der hervorgehobenen Region mit bis zu 1.18 in der Spitze und fast im gesamten Verlauf deutlich höher. Die Zeitangaben (x-Achse) sind in Sekunden angegeben (Messung über 10 Minuten).

Beide Anwendungen haben gemeinsam, dass aufgrund der Symmetrie der betroffenen Regionen (Hirnhälften bzw. linkes/rechtes Bein) ein vermutlich krankhaftes Areal mit einem Areal in der korrespondierenden Region auf der anderen Seite verglichen werden kann.

2.3 Eigenschaften der Bilddaten

Dynamische Bilddaten haben eine deutlich geringere räumliche Auflösung als statische. Dies hängt damit zusammen, dass eine hochaufgelöste Abbildung mehr Zeit benötigt als eine weniger hoch aufgelöste und insofern der Wunsch nach einer hohen zeitlichen Auflösung (z.B. 2 Sekunden) nur bei einem gleichzeitigen Verzicht auf räumliches Detail erreichbar ist. Insbesondere entsteht dabei zumeist ein großer Schichtabstand [z] (etwa 1 cm). Die 3D-Visualisierung durch Isooberflächen- bzw. Volumenvisualisierung ist bei diesen großen Schichtabständen nicht attraktiv.

2.4 Parameter zur Charakterisierung der Dynamik

Zwar ist die Diagnostik anhand dynamischer Daten kaum standardisiert; über die relevanten Parameter besteht jedoch Konsens. Dies sind:

- das Maximum der Anreicherungskurve relativ zum Anfangswert bzw. einem Referenzwert (*peak enhancement*),
- die Zeit bis zur maximalen Anreicherung (*time to peak*),
- die Fläche unter der Anreicherungskurve, der Blutfluss bzw. das Integral (*integral*),
- der Schwerpunkt der Kurve im Bereich der Anreicherung (*mean transit time*) sowie
- der Anstieg im Bereich der Anreicherung (*washIn*) bzw. der negative Anstieg danach (*washOut*).

Diese Kennwerte für den Intensitätsverlauf werden für einen Teil des gesunden Gewebes und einen Teil des verdächtigen Gewebes bestimmt, so dass die dabei auftretenden Unterschiede für die Diagnostik genutzt werden. Die Messungen, z.B. die Flächenmessung, bzw. die Bestimmung des washIn- und washOut-Verhaltens beziehen sich auf bestimmte Zeitintervalle, deren Wahl von der konkreten Untersuchung abhängt.

3. Vorarbeiten und verwandte Arbeiten

Vorarbeiten. Die Analyse dynamischer Bilddaten, speziell die Analyse der dynamischen MR-Mammographie (MRT-Aufnahmen der weiblichen Brust) wird bei MeVis seit 1995 bearbeitet. Mit dem ersten Prototyp war es möglich, Zeit-Intensitätskurven für ausgewählte ROIs (im folgenden kurz: Kurve) zu bestimmen. Dies wurde u.a. genutzt, um im gesunden Gewebe eine charakteristische Kurve zu bestimmen und daraufhin den gesamten Datensatz zu filtern in Bezug auf starke Abweichungen der dort bestimmten Kurven. So wird in einem ersten Schritt farbcodiert, wie stark die Kurven von der „Normalkurve“ abweichen, um dadurch auf potenziell krankhafte Veränderungen hinzuweisen (BEHRENS *et al.* [1]). Die wesentliche Form der Analyse war dabei die Animation pro Schicht über die Zeit. In einer späteren Version sind viele Details verbessert worden, so dass die Software intensiv klinisch eingesetzt und ihr Nutzen für die Brustkrebsdiagnostik dokumentiert werden konnte (MEYER *et al.* [11]). In der jüngsten Weiterentwicklung (DYNAVISION) wurde eine robuste Bewegungskorrektur integriert (KOHLE *et al.* [7]). Die Aussagekraft der Parameterbilder hat sich dadurch erheblich verbessert, weil sichergestellt werden kann, dass korrespondierende Pixel im zeitlichen Verlauf an identischen Positionen zu finden sind. Unter den angebotenen 3D-Visualisierungsmöglichkeiten ist die Maximum-Intensity-Projection (MIP) und die modifizierte Form, die Closest Vessel Projection (CVP) relevant. Bei der CVP wird pro Sichtstrahl das erste Maximum oberhalb eines Schwellwertes dargestellt, so dass kleine dunklere Gefäße, die vor größeren helleren liegen korrekt dargestellt werden. Aus Sicht der Visualisierung ist das größte bestehende Manko die einseitige und durch den Benutzer nicht manipulierbare Abbildung der Daten auf Farbe. Diese geringe Flexibilität hat ihren Vorteil in der höheren Reproduzierbarkeit der Diagnostik; ist aber in den problematisch, wo die Standardeinstellungen zu schwer interpretierbaren Bildern führt.

Verwandte Arbeiten. Die Generierung von 2D und 3D-Parameterbildern wurde in einer Arbeitsgruppe an der Charité bearbeitet [2]. Neu sind dabei Werkzeuge zur Definition von 3D-Volumes of Interest und zur Erzeugung von Parameterbildern, die diesen dreidimensionalen Bereichen entsprechen. Auch bei dieser Arbeit stehen dynamische Aufnahmen der weiblichen Brust im Vordergrund. Diese sind räumlich hoch aufgelöst und eignen sich

daher auch für eine 3D-Visualisierung, wobei Isooberflächen dargestellt werden, die sich an Isowerten dynamischer Parameter orientieren. Es wird diskutiert, wie das Bildrauschen bei speziellen Bildgebungsparametern bestimmt werden kann und wie die Darstellung der Parameterbilder an das Rauschniveau angepasst werden kann. 3D-Visualisierungsmethoden zur Darstellung und Analyse dynamischer MR-Mammographiedaten wurden in [3] vorgestellt. Durch die interaktive Veränderung der Abbildung dynamischer Parameter (Abschn. 2.4) auf Transparenz und durch die interaktive Rotation konnten Tumoren der weiblichen Brust gut dargestellt und hinsichtlich ihrer Gutartigkeit bewertet werden.

Speziell für die Analyse von dynamischen CT-Daten zur Schlaganfalldiagnostik wurde bei SIEMENS Medical Solutions eine Software entwickelt und getestet, bei der der diagnostische Nutzen von farbcodierten Parameterbildern bewertet wurde. Im Fall der Schlaganfalldiagnostik wird für diese Parameterbilder der Begriff *perfusion map* verwendet. Eine nützliche Funktion ist die Spiegelung der in einer Hirnhälfte eingezeichneten ROI, um den Vergleich dynamischer Parameter in diesen Regionen zu unterstützen. Aufgrund der Symmetrie des Gehirns sind diesbezügliche Unterschiede diagnostisch wesentlich. Besonders wichtig war dabei die Kombination aus Parameterbildern für *time to peak*, *peak enhancement* und *blood flow* (also das Integral unter der Kurve) (TOMANDL *et al.* [15]). Bei dieser Entwicklung ist eine sorgfältige Validierung der Messergebnisse durch Computersimulationen und Phantomstudien erfolgt (KLOTZ, KÖNIG *et al.* [8, 9,10]).

4. Mehrdimensionale Visualisierung von Parametern der Durchblutung

4.1 Mehrdimensionale Visualisierung

Die Notwendigkeit, mehrere Parameter gleichzeitig zu visualisieren, wird in der Visualisierung als „Mehrdimensionale Visualisierung“ bezeichnet (SCHUMANN und MÜLLER [14]). Es gibt eine Vielzahl von Visualisierungsattributen, die in einer mehrdimensionalen Visualisierung eingesetzt und kombiniert werden können. TYLER [16] nennt und illustriert unter anderem: Abbildungen auf Farbe, auf Transparenz, auf die Orientierung von Streifen (WEIGLE *et al.* [17]), die Dichte von Texturen. In diesem Beitrag werden Methoden der mehrdimensionalen Visualisierung zur Darstellung wichtiger Parameter dynamischer Bilddaten diskutiert. Dabei werden verschiedene Formen der Abbildung dieser Parameter auf Farben und die Abbildung auf Isolinien betrachtet.

Bei der Erstellung von Parameterbildern für die in Abschn. 2.2 beschriebenen Parameter kommen verbreitete Farbskalen, wie Heated Body oder die Regenbogenskala, zum Einsatz [13]. Es ist auch möglich, mehrere Parameter, z.B. *washIn* und *washOut*, in einem Parameterbild zu kombinieren. Dabei wird neben der Farbabbildung auch die Abbildung auf Isolinien genutzt.

4.2 Mehrdimensionale Visualisierung durch Farbabbildungen

Die Farbabbildung basiert auf dem an der menschlichen Wahrnehmung orientierten HSV-Modell, wobei bis zu drei Parameter auf je eine Komponente abgebildet werden. Allerdings ist die sichere Unterscheidung zwischen drei Parametern allein anhand einer Farbcodierung problematisch. Während Unterschiede im Farbton und in der Farbsättigung bei

normalsichtigen Personen relativ gut wahrgenommen werden können, sind Helligkeitsunterschiede schwer differenzierbar.

4.3 Farb- und Isoliniendarstellungen

Als Alternative zur Parameterdarstellung wurde der Einsatz von Isolinien untersucht. Isolinien sind grundsätzlich gut für die Darstellung relativ gering aufgelöster Daten. Bei Parametern, die aktuell weniger wichtig erscheinen, ist die Verwendung weniger Isolinien günstiger als der Einsatz einer flächendeckenden Farbcodierung. Der Autor einer Visualisierung kann dabei durch die Wahl der Isowerte bestimmte Regionen hervorheben. Die Wahrnehmung von Isolinien ist grundsätzlich stärker vom Rauschen geprägt. Zwei Strategien sind sinnvoll, um der Rauschempfindlichkeit Rechnung zu tragen: zum einen können die generierten Linien in parametrische Kurven (z.B. kubische Bezierkurven) umgewandelt werden, so dass glatt aussehende, stetig differenzierbare Kurven entstehen und zum anderen können die Daten des mit Isolinien darzustellenden Parameters zunächst mit einem rauschunterdrückenden Filter, z.B. Gauss, geglättet werden. Isoliniendarstellungen und Farbabbildungen können miteinander kombiniert werden. Diese Kombination kann komplementär erfolgen (ein Parameter wird auf die Farbe und ein zweiter auf Isolinien abgebildet) oder redundant (Farbe und Isolinien werden für die Darstellung eines Parameters kombiniert). Ein verbreitetes Beispiel für die komplementäre Verwendung sind Wetterkarten, wobei die Temperatur farbcodiert und der Luftdruck durch Isolinien abgebildet wird. Die redundante Kombination ist z.B. in Landkarten häufig zu finden, wobei die Höhe über dem Meeresspiegel durch Kombination von Farbe und Isolinien (Höhenlinien) dargestellt wird.

Sowohl die Farbabbildung als auch die Isoliniendarstellung werden so parametrisiert, dass Isolinien bzw. Farbkontraste nur in den Bildbereichen entstehen, in denen tatsächlich dynamische Veränderungen vorkommen. Zu diesem Zweck wird ein Ausschnitt selektiert, in dem mit Sicherheit kein Blutfluss erfolgt. In diesem Bereich wird die Verteilung des entsprechenden Parameters in den Bilddaten ermittelt (Mittelwert: μ , Standardabweichung: σ). Die Generierung von Isolinien und die Farbabbildung kann so auf die Pixel beschränkt werden, in denen der Parameter relativ stark, z.B. mehr als 3σ , vom Normalwert abweicht. Dieses Vorgehen ist inspiriert aus anderen Bereichen, z.B. der Visualisierung in der Astronomie, [5] und wird als Bestimmung des „Nullpunktniveaus“ bezeichnet.

5. Fallbeispiele

Im folgenden werden für die beiden in Abschn. 2 beschriebenen Anwendungsgebiete, konkrete Fallbeispiele erläutert.

5.1 Schlaganfalldiagnostik

In einer Kooperation zwischen MEVIS und dem Boca Community Hospital in Boca Raton, Florida wurden etwa 10 Datensätze von Schlaganfallpatienten analysiert. Die folgenden Bilder illustrieren einen typischen Fall eines männlichen Patienten mit ausgeprägten Symptomen aufgrund eines ausgedehnten Infarktes in der rechten Hirnhälfte. Die Daten haben

die für diese Untersuchung typischen Merkmale: Messungen wurden zu 40 Zeitpunkten (alle 2 Sekunden) durchgeführt, wobei jeweils $128 \times 128 \times 12$ Voxel akquiriert wurden. Zeit-Intensitätskurven für diesen Fall wurden in Abb. 1 gezeigt. Abb. 3 zeigt zunächst Subtraktionsbilder, die auf starke Veränderungen hinweisen. Diese werden genauer anhand der in Abschn. 2.4 beschriebenen Parameter analysiert, wobei Abb. 4 und 5 die Bereiche stark verzögerter und verminderter Durchblutung darstellen.

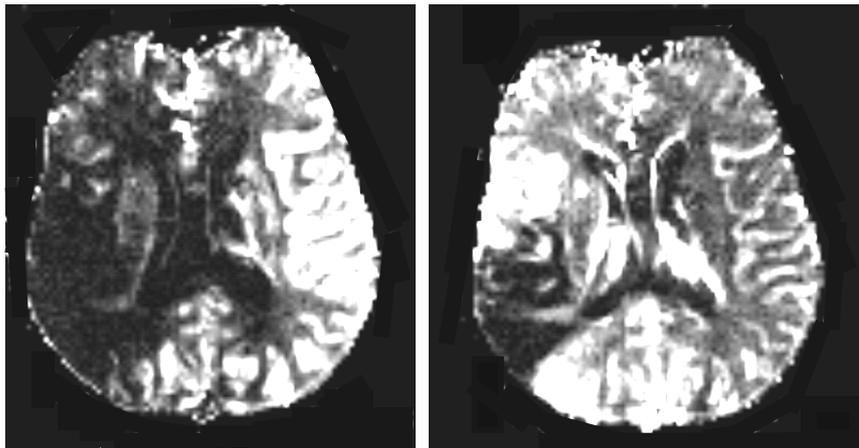


Abbildung 3: Subtraktionsbilder, wobei die Unterschiede zwischen den Zeitpunkten t_6 und t_2 links bzw. t_{17} und t_2 rechts dargestellt sind. Sichtbar ist jeweils die Schicht 4. Die geringe Durchblutung in einem großen Teil der rechten Hirnhälfte (im Bild links!) wird deutlich.

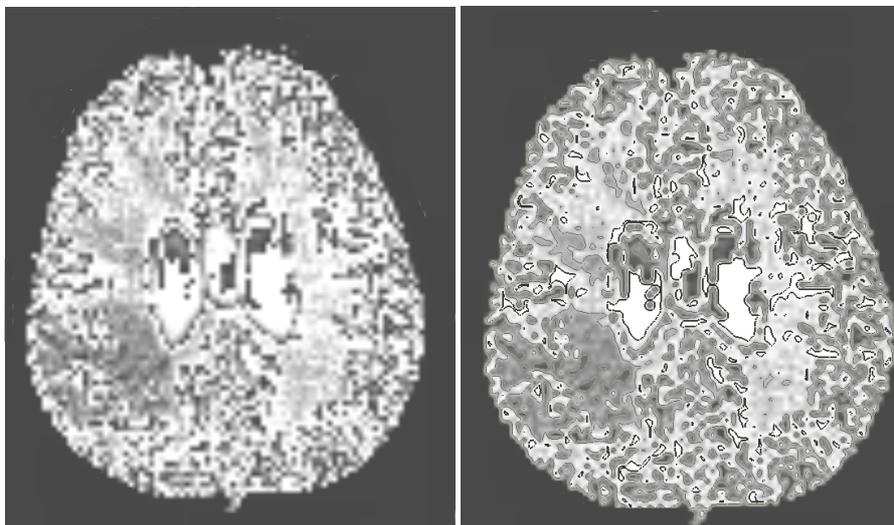


Abbildung 4: Darstellung der räumlichen Verteilung des Parameters „integral“, der deutlich macht, in welchen Bereichen der Blutfluss deutlich vermindert ist. Links: alleinige Grauwertcodierung, rechts: Kombination aus Grauwerten und Isolinien.

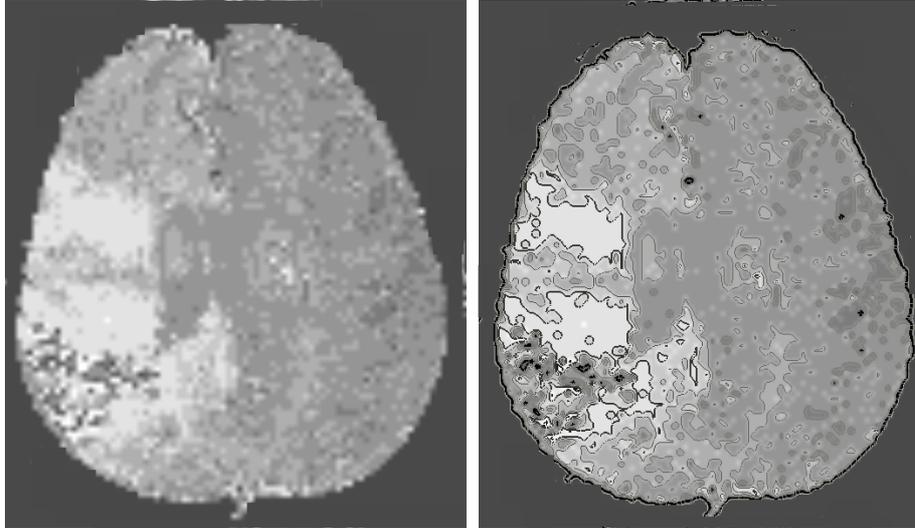


Abbildung 5: Darstellung des Parameters „Integral“, der den gesamten Blutfluss angibt. Links eine Grauwertdarstellung; rechts eine Kombination aus Grauwerten und Isolinien.

5.2 Darstellung dynamischer Parameter der Becken-Bein-Durchblutung

Während der Kernspinuntersuchungen wurden jeweils Bilddaten für beide Beine akquiriert. Aus Platzgründen beschränkt sich die Darstellung hier jeweils auf das Bein mit der Durchblutungsstörung. Zeit-Intensitätskurven für diesen Datensatz wurden in Abb. 2 gezeigt. Die folgenden Bilder (Abb. 6 und 7) zeigen jeweils ein Parameterbild farbcodiert und zusätzlich durch Isolinien dargestellt.

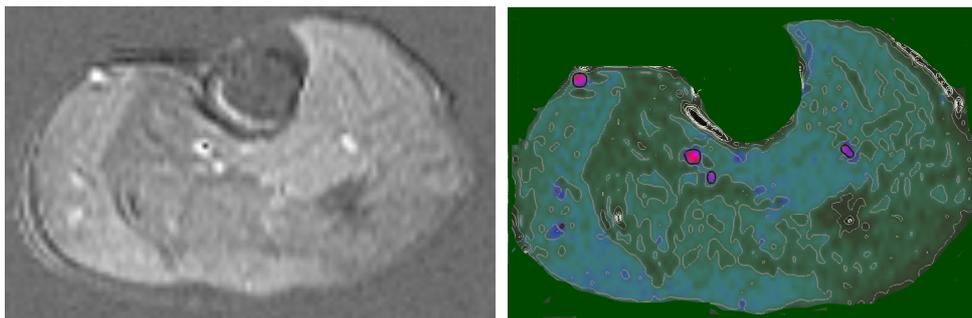


Abbildung 6: Die Fläche unter der Anreicherungskurve (das Integral) ist links farbcodiert und rechts zusätzlich durch Isolinien veranschaulicht.

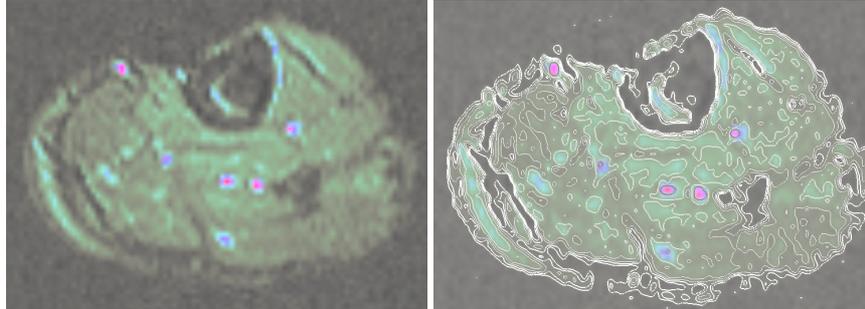


Abbildung 7: Der Parameter „peak enhancement“ ist links farbcodiert und rechts zusätzlich durch Isolines veranschaulicht.

6. Implementierung

Die in diesem System beschriebenen Methoden der Analyse und Visualisierung dynamischer Bilddaten sind auf Basis der MeVis Forschungs- und Entwicklungsplattform ILab realisiert (HAHN *et al.* [4]). Dabei wurden bestehende Operatoren, z.B. zum Einlesen medizinischer Datensätze im DICOM-Format, benutzt sowie spezielle Operatoren neu entwickelt. Dazu zählt ein Operator SOVIEW2DCONTOUR, mit dem Isolines über die Anzeige von 2D-Schichtdaten gezeichnet werden können. Dieser Operator hat als Parameter den Isowert, für den die Isolinie bestimmt werden soll, Parameter, die das Aussehen der Isolinie definieren (Linienstil, -farbe, -breite) und einen Parameter für die Glättung. Der Verlauf der Isolines wird durch einen Marching Squares-Algorithmus bestimmt [13]. Dabei wird in einem ersten Durchlauf bestimmt, durch welche Zellen (Vierecke aus Mittelpunkten benachbarter Pixel) eine Isolinie verläuft bzw. welche Kanten des Vierecks von der Isolinie geschnitten werden. Im zweiten Durchlauf wird entlang jeder zuvor identifizierten Kante linear zwischen den Intensitätswerten interpoliert, um den Verlauf der Isolinie zu bestimmen. Die Linien werden mit OpenGL gezeichnet. Anstelle einer automatischen Beschriftung wird an einem wählbaren Bildrand eine Legende platziert, die die Zuordnung von Isolines mit ihren Darstellungsparametern zu bestimmten Isowerten verdeutlicht.

Definition mehrerer Isolines. Ein Operator MULTICONTOUR dient der Definition mehrerer Isolines. Dabei kann der Benutzer entweder die Zahl der Isolines angeben (die dann in gleichen Abständen im Wertebereich verteilt werden) oder einen initialen Isowert sowie den Abstand zwischen je zwei benachbarten Isowerten angeben ($i_0, dist$). Dies hat zur Folge, dass Linien für die Isowerte $i_0, i_0 + dist, i_0 + 2 * dist, \dots, i_0 + n * dist < maxValue$ erzeugt werden, wobei $maxValue$ der größte tatsächlich vorkommende Wert ist. Der Operator MULTICONTOUR steuert dabei den Operator SOVIEW2DCONTOUR an. Bei der Definition mehrerer Isowerte ist es für die Interpretation der Daten hilfreich, Hauptkonturlines (*primary contours*) und Nebenkonturlines (*secondary contours*) zu definieren, die unterschiedlich dargestellt werden. So können die Hauptkonturlines dicker gezeichnet werden oder die Nebenkonturlines durch gestrichelte Linien abgeschwächt dargestellt werden. Der Benutzer kann für beide Arten einen Stil einstellen und angeben, wie viel Nebenkonturlines jeweils zwischen den Hauptkonturlines gezeichnet werden sollen (Standardwert:

4). Dies ist auch durch traditionelle Darstellungen motiviert. So ist es in topographischen Landkarten üblich, dass im Abstand von 50 Metern dünne, nicht beschriftete Höhenlinien und im Abstand von 250 Meter dicke beschriftete Höhenlinien dargestellt werden. Die Parameter sind ähnlich zu denen, die in dem kommerziell verfügbaren Programm NMPlot von Wasmer Consulting¹ genutzt werden.

Interaktion mit Isolinien. Im Unterschied zu Isolinien in statischen Visualisierungen sind in computergestützten Systemen interaktive Veränderungen möglich. Dies wird hier so genutzt, dass der Benutzer für eine im Bild markierte Position angeben kann, dass für den Intensitätswert an dieser Position eine Isolinie bestimmt wird. Darüber hinaus kann eine Isolinie selektiert werden, wobei als Rückkopplung alle Isolinien zu diesem Wert im gesamten Bild durch Blinken hervorgehoben werden. Die Selektion der Isolinie ist sehr robust: es wird der Intensitätswert an der selektierten Position ermittelt (I_{sel}) und unter allen dargestellten Isolinien diejenige ausgewählt, deren Isowert den kleinsten absoluten Abstand zu I_{sel} hat. Dieses Verhalten ist einfacher zu implementieren als die Suche nach einem Isolinienabschnitt, der sich möglichst nahe an der selektierten Cursorposition befindet.

DynaVision. Zur Diagnoseunterstützung bei der Analyse dynamischer Daten wurde bei MeVis ein umfangreicher Softwareassistent entwickelt [7]. Er basiert auf ILAB und nutzt viele ILab-Operatoren, die mit einer speziellen Skriptsprache kombiniert und parametrisiert werden. DYNAVISION ist relativ unabhängig von der konkreten Fragestellung und hat daher den allgemeinen Namen DYNAVISION. Neben Animationen werden Subtraktionsbilder genutzt, um den zeitlichen Verlauf zu veranschaulichen. Helle Werte im Subtraktionsbild stehen für starke Veränderungen, z.B. für Bereiche, in denen der Blutfluss erfolgt. Zusätzlich zur Diagrammdarstellung des zeitlichen Verlaufes werden die Analyseergebnisse tabellarisch zusammengefasst. DYNAVISION ist an einigen deutschen Universitätskliniken bzw. Forschungseinrichtungen (z.B. in Aachen, Bad Nauheim, Mannheim, Marburg) und am Boca Raton Community Hospital installiert. Es wird in Marburg vor allem zur Analyse der Unterschenkeldurchblutung benutzt. In Aachen zielt der Einsatz von DYNAVISION auf eine verbesserte Tumordiagnostik.

7. Zusammenfassung und Ausblick

In diesem Beitrag sind prinzipielle Lösungen für Visualisierungsprobleme bei der Analyse dynamischer CT- und MRT-Daten beschrieben worden. Mit diesen Methoden ist die gleichzeitige Darstellung mehrerer die Dynamik charakterisierender Parameter möglich. So kann z.B. gleichzeitig die verminderte und verzögerte Durchblutung dargestellt werden. Ein Teil der beschriebenen Methoden ist in einen Softwareassistenten integriert, dessen Benutzungsschnittstelle sich an den Bedürfnissen klinischer Anwender orientiert. Dieses System befindet sich in der klinischen Erprobung.

Die Darstellung von Isolinien kann noch verfeinert werden. Insbesondere sollte die Darstellung sehr kurzer Isolinien unterdrückt werden können. Die Darstellung von Isolinien ist noch nicht in DYNAVISION integriert. Darüber hinaus wäre eine präzisere Einstellung der Abbildung von Daten auf Visualisierungsparameter wünschenswert. Während

¹ <http://wasmerconsulting.com/nmplot.htm>

auf der Ebene der ILab-Operatoren eine große Bandbreite an Möglichkeiten (z.B. Farbskalen und Farbmodellen) zur Verfügung steht, ist der klinische Anwender, der den Softwareassistenten DYNAVISION nutzt, bisher an Standardeinstellungen, z.B. in Bezug auf die verwendete Farbskala gebunden.

8. Literatur

- [1] Behrens U, Teubner J, Evertsz CJG, Walz M, Jürgens H, Peitgen HO (1996). „Computer-Assisted Dynamic Evaluation of Contrast-Enhanced-MRI“, *Proc. of Computer-Assisted Radiology (CAR)*, S. 362-367
- [2] Beier J, Büge T, Stroszynski C, Oellinger H, Fleck E, Felix R (1998). „2D- und 3D-Parameterbilder zur Analyse der Kontrastmittelverteilung bei dynamischen CT- und MR-Untersuchungen“, *Der Radiologe*, Band 38: 832-840
- [3] Englmeier K-H, Griebel J, Lucht R, Knopp M, Siebert M, Brix G (2000). „Dynamische MR-Mammographie – Multidimensionale Visualisierung der Kontrastmittelanreicherung in virtueller Realität“, *Der Radiologe*, Band 40: 262-266
- [4] Hahn H, Link F, Peitgen HO (2003). „Concepts for a Rapid Prototyping Platform in Medical Image Analysis and Visualization“, In diesem Band
- [5] Immler, S (1998). „Wissenschaftliche Bildverarbeitung in der Astronomie“, *Linux Magazin*, 1998, Juli
- [6] Jansen O, Heiland S, Schellinger P (1998). „Neurologische Diagnostik beim akuten arteriellen Hirninfarkt“, *Nervenarzt*, Band 69: 465-471
- [7] Kohle S, Preim B, Wiener J, Peitgen HO (2002). „Exploration of time-varying data for medical diagnosis“, *Proc. of Vision, Modelling and Visualization (VMV, Erlangen)*, S. 31-38
- [8] Klotz E, König M (1999). „Perfusion measurements of the brain: using dynamic CT for the quantitative assessment of cerebral ischemia in acute stroke“, *European Journal of Radiology*, 170-184
- [9] König M, Klotz E, Heuser L (2000). „Zerebrale Perfusions-CT – Theoretische Grundlagen, methodische Realisierung und praktische Erfahrungen in der Diagnostik des ischämischen Hirninfarktes“, *Fortschritte Röntgenstrahlen*, Band 172: 210-218
- [10] König M, Kraus M, Theek C, Klotz E, Gehlen W, Heuser L (2001). „Quantitative Assessment of the Ischemic Brain by Means of Perfusion-Related Parameters Derived From Perfusion CT“, *Stroke*, Band 32: 431-437
- [11] Meyer S, Müller-Schimpfle M, Jürgens H, Peitgen HO (1999). „MT-DYNA: Computer Assistance for the Evaluation of Dynamic MR and CT Data in a Clinical Environment“, *Computer-Assisted Radiology and Surgery (CARS 99, Paris)*, S. 331-334
- [12] Roberts HC (2001). „CT Perfusion, State of the Art 2001“, *The American College of Radiology*, Band 57: 6
- [13] Schroeder W, Martin K, Lorensen B (1998). *The Visualization Toolkit – An Object Oriented Approach to 3D Graphics*, Prentice Hall
- [14] Schumann H, Müller W (2000). *Visualisierung: Grundlagen und allgemeine Methoden*, Springer
- [15] Tomandl BF, Klotz E, Stemper B, Huk WJ, Fateh-Moghadam S (2002). „MSCT combines three stroke studies in one“, *Diagnostic Imaging Europe*, Oktober 2002, S. 41-44
- [16] Tyler R (2002). „Visualization Multiple Fields on the Same Surface“, *IEEE Computer Graphics and Applications*, Band 22 (3): 6-10
- [17] Weigle C (2000). „Oriented Texture Slivers: A Technique for Local Value Estimation of Multiple Scalar Fields“, *Graphics Interface*, S. 163-170