

Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
Institut für Simulation und Graphik
der Fakultät für Informatik



Visualisierungstechniken zur Exploration dynamischer Bilddaten

Diplomarbeit

von:	Christian Bendicks
1. Gutachter :	Prof. Dr.-Ing. Bernhard Preim
2. Gutachter :	Dr. Jochen Schneider
Bearbeitungszeitraum:	09.02.2004 - 06.09.2004

Zusammenfassung

Dynamische Bilddaten enthalten wichtige Informationen über die Gewebedurchblutung, durch die die Diagnose verbreiteter Krankheiten wie Schlaganfall oder Brustkrebs gesichert und präzisiert werden kann. Im Rahmen dieser Diplomarbeit wurden Visualisierungstechniken entwickelt und implementiert, die eine Exploration dieser zeitveränderlichen medizinischen Daten und den daraus abgeleiteten Parameterdaten erlauben.

Die Arbeit basiert auf dynamischen Magnetresonanztomographien. Andere Schnittbildverfahren wie die dynamische Computertomographie liefern ähnliche Datensätze, so dass die entwickelten Techniken auf diese übertragbar sind.

Es werden vor allem Methoden zur möglichst einfachen und intuitiven Erkundung vorgestellt, von denen angenommen wird, dass sie dem Betrachter aussagekräftige Informationen zur Beurteilung dynamischer Daten liefern oder einen Vergleich zwischen verschiedenen Datensätzen ermöglichen, ohne dass der Raumbezug, in dem die Datenwerte erhoben worden, verloren geht. Insbesondere werden neue Methoden entwickelt, um die für die Diagnose wesentlichen Informationen besser zu integrieren.

Zu den Schwerpunkten gehören:

- die Animation, der durch das Kontrastmittel hervorgerufenen Signaländerung
- geeignete Multiparametervisualisierung
- die Integration von 2D-Parameterbildern in den 3D-Beobachtungsraum
- und die Kombination vorsegmentierter 3D-Parameterteilvolumina mit dem Gesamtvolumen der Aufnahme.

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit versichere ich, Christian Bendicks (Matrikel-Nr. 153904), die vorliegende Diplomarbeit selbstständig verfasst und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur angefertigt zu haben.

Christian Bendicks, 6. September 2004

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei all denen bedanken, die mich bei dieser Arbeit unterstützt haben. In erster Linie gilt mein Dank meinem Betreuer Bernhard Preim für die fachliche Unterstützung, seine Geduld und der aufmunternden Worte, wenn es mit dem Schreiben nicht so voranging. Weiterhin bedanke ich mich bei Steffen Öltze für das Korrekturlesen einiger Teile der Arbeit und dafür, dass er mich auf Trapp brachte, als es eng wurde. Christian Tietjen half mir bei der Einarbeitung in ILAB4 und OpenInventor – Vielen Dank! Ein großes Dankeschön an die Leute von MeVis, die mir im Forum und auf E-Mails immer sehr schnell geantwortet haben, wenn es Fragen zu MeVisLab und den bereitgestellten Datensätzen gab. Das gilt besonders für Sarah Behrens und Tobias Boskamp.

Ich danke meiner gesamten Familie für die jahrelange Unterstützung und ganz besonders dir, Ina.

Christian Bendicks, 6. September 2004

Inhalt

1	Einleitung	1
2	Bildgebende radiologische Diagnostik dynamischer Bilddaten	5
2.1	Statische und dynamische Daten	5
2.1.1	Statische Daten	5
2.1.2	Dynamische Daten	6
2.2	Signalintensität-Zeit-Kurven, Konzentration-Zeit-Kurven und Parameterbilder	8
2.3	Probleme während der Datenaufnahme und Nachverarbeitung	12
2.3.1	Bewegungsartefakte	13
2.3.2	Niedriges Signal-Rauch-Verhältnis	14
2.4	Dynamische Bildgebung im klinischen Einsatz	16
2.4.1	Schlaganfalldiagnostik	16
2.4.2	Brustkrebsdiagnostik	22
3	Visualisierung von dynamischen und Multiparameter-Daten	29
3.1	Unterscheidungsmerkmale zur Klassifikation von Visualisierungstechniken	29
3.1.1	2D- und 3D-Darstellungen	29
3.1.2	Statische und dynamische Darstellungen	30
3.1.3	Vollständige und unvollständige Darstellungen	31
3.2	Anforderungen an die Visualisierung	31
3.3	Abbildung der Daten auf visuelle Variablen	33
3.3.1	Abbildung auf Farbe	33
3.3.2	Abbildung auf Struktur und Form	36
3.3.3	Abbildung auf Textur	38
4	Entwurf der Visualisierungstechniken	40
4.1	Allgemeines zu den Anwendungsprototypen	40
5	Realisierung	42
5.1	Die Entwicklungsumgebung: MeVisLab	42
5.1.1	Die ML	43

5.1.2	OpenInventor	43
5.1.3	Die MDL	45
5.1.4	Ein Beispielnetzwerk	45
5.2	Module und Netzwerke zur Exploration dynamischer Daten	48
5.2.1	Animation der Kontrastmittelanreicherung	51
5.2.2	Entdeckung von Bewegungsartefakten	58
5.2.3	Parameterdarstellung segmentierter Strukturen	60
5.2.4	Parameter in einem See-Through-Interface	64
5.2.5	Multiparametervisualisierung über Farbkonen	66
5.2.6	Abbildung auf Höhe und Farbe	69
5.2.7	Parameterkomposition über drei Farbkanäle und Isolinien	73
6	Zusammenfassung und Ausblick	76
	Abkürzungsverzeichnis	I
	Abbildungsverzeichnis.....	III
	Tabellenverzeichnis.....	V
	Literaturverzeichnis.....	VI

1 Einleitung

Für Perfusionsuntersuchungen werden dynamische Daten erfasst. Sie enthalten Informationen über Signalveränderungen, die durch Anflutungs- und Auswaschungsvorgänge eines während der Untersuchung applizierten Kontrastmittels (KM) im Zielgewebe begründet sind. Perfusion beschreibt die Blutversorgung von Körpergewebe auf Kapillarebene. Durch Betrachtung des Verlaufs der Intensitätsänderungen können krankhafte Veränderungen der Gewebefunktion lokalisiert werden, die bei Betrachtung einer einzelnen (statischen) Aufnahme nur schwer oder überhaupt nicht erkennbar wären. So wird die verstärkte Kontrastmittelanreicherung eines gut durchbluteten Tumors oder die Minderdurchblutung eines infarktgeschädigten Bereiches deutlich.

Diese dynamischen Bilddaten sind nichts anderes, als eine in regelmäßigen Zeitabständen aufgenommene Bildserie von vordefinierten Schichten durch das Untersuchungsobjekt, z.B. eine Serie von CT- oder MRT-Bildern. Die aufgezeichneten Signalintensitäten identischer Bildpositionen können entlang der Zeitachse variieren. Betrachtet man eine einzelne Bildposition und trägt die zugehörigen Signalintensitäten gegen die Zeit ab, so entsteht eine sogenannte Signalintensität-Zeit-Kurve.

Die visuelle Analyse dieser Bilder ist für Mediziner ohne computergestützte Bildanalyse ein ermüdender und fehleranfälliger Prozess, da für die komplette Untersuchung sehr viele Schichtbildern betrachtet werden müssen. Eine einfache Darstellung der Bilder auf einem Computermonitor, bietet für dieses Problem natürlich keine Lösung, auch wenn mehrere Bilder gleichzeitig betrachtet und verglichen werden können (Abbildung 1.1), ist eine simultane Untersuchung aller Schichten nicht möglich.

Eine weitere Inspektionsmöglichkeit ergibt sich in der Darstellung der Signalintensität-Zeit-Kurven. Dazu wählt der Benutzer Regionen (ROI, *Region of Interest*) von vermutet krankhaften Bereichen aus. Für jede ROI wird eine Kurve angezeigt, die sich aus der Mittelung der Kurven der zur Region gehörenden Bildpositionen ergibt. Die Kurvenverläufe können nun mit Referenzkurven verglichen werden, die typisch für gesunde bzw. krankhafte Gewebetypen sind.

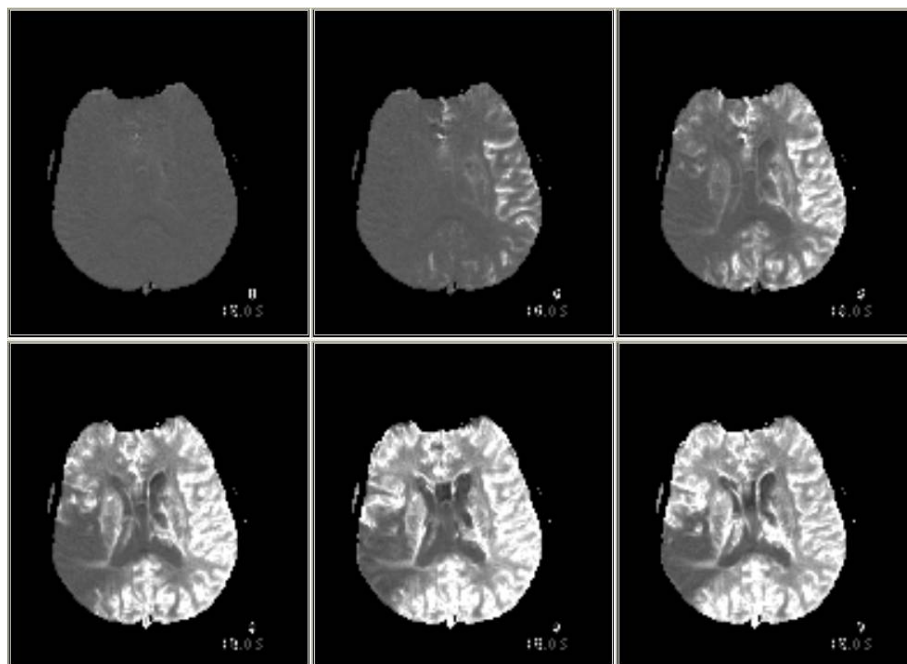


Abbildung 1.1: 6 KM-gstützte MR-Bilder derselben Schicht des Gehirns aus einer Zeitserie von insgesamt 40 Zeitpunkten auf einem Monitor. Im Bereich des Infarktkerns der rechten Hemisphäre (in den Bildern unten links) kommt es zu keiner Kontrastmittelanreicherung. Bei dem minder durchbluteten Gewebe um den Kern, dem Penumbra, erfolgt die Anreicherung verzögert.

Aus den Signalintensität-Zeit-Kurven lassen sich mehrere Parameter ableiten, die ihren Verlauf charakterisieren. Zu diesen Parametern gehören beispielsweise die maximale Signalintensität bzw. die maximale Kontrastmittelanreicherung (*Peak Enhancement*) oder die Zeit vom Anfang der Kontrastmittelinjektion bis zum Erreichen der maximalen Anreicherung (*Time to Peak*). Die berechneten Parameterbilder werden auch als Parameterkarten bezeichnet, da ihren Bildpunkten in

Kombination mit einer statischen Aufnahme vor der Kontrastmittelgabe anatomische Strukturen zugeordnet werden können.

Bisher wurden Parameterkarten nur isoliert betrachtet. Für die Diagnose ist aber die Kombination mehrerer Parameter relevant, um die Durchblutung zu charakterisieren. Dies stellt eine besondere Herausforderung an eine Multiparameter-Visualisierung dar.

Grundlage dieser Diplomarbeit bilden also dynamische Bilddaten und die daraus berechneten Parameterbilder. Die Aufgabe bestand darin Techniken zur visuellen Exploration dieser Daten zu entwickeln. Dabei wurden die Schwerpunkte auf die farbkodierte Animation der Kontrastmittelanreicherung, Multiparameter-visualisierung (2D und 3D), die Integration farbkodierter 2D-Parameterbilder und vorsegmentierter Parameterteilvolumen in das zugehörige Grauwertvolumen gelegt.

Die vorliegende Arbeit gliedert sich in die folgenden Kapitel:

Das folgende Kapitel 2 gibt einen Überblick zu verschiedenen Krankheitsbildern, die mittels dynamischer Bildgebung besser diagnostizierbar sind als mit den herkömmlichen statischen Verfahren. An zwei ausgewählten Beispielen wird die dynamische Bildgebung in ihrer klinischen Anwendung erläutert. Bei den Beispielen handelt es sich um die Perfusionsuntersuchung zur Schlaganfalldiagnostik und die kontrastmittelgestützte Mammographie. Es werden dazu die Eigenschaften der erzeugten Daten beschrieben (Orts- und Zeitauflösung), sowie die wichtigsten diagnoserelevanten Parameter vorgestellt. Desweiteren werden Probleme bei der Datenerfassung beschrieben, die eine Auswertung der Daten erschweren.

In Kapitel 3 werden zunächst Vor- und Nachteile verschiedener Darstellungsformen diskutiert. Im Anschluss werden Anforderungen an die Visualisierungsmethoden dynamischer Daten gestellt. Danach werden Grundlegende Visualisierungstechniken

vorge stellt und in Bezug auf ihre Eignung für Multiparametervisualisierung untersucht.

Die Kapitel 4 beschreibt sehr kurz die Entwurfsgrundlagen

Kapitel 5 Beschreibt die Realisierung der implementierten Visualisierungstechniken und zeigt diese an Beispielen.

Im letzten Kapitel 6 werden die Ergebnisse zusammengefasst und einen Ausblick auf weiterführende Arbeiten gegeben.

6 Zusammenfassung und Ausblick

In dieser Arbeit wurden prinzipielle Lösungen zur Erkundung dynamischer Bilddaten vorgestellt. Die implementierten DynaView-Anwendungen ermöglichen die farblich unterstützte 2D- und 3D-Darstellung der Kontrastmitteldynamik über die Zeit. Dabei kann die ablaufende Animation als Film abgespeichert werden. Über die Darstellung negativer Differenzen bei der Subtraktion von Vorkontrastbildern lassen sich Bewegungsartefakte aufzeigen, worüber die Qualität der Datensätze eingeschätzt werden kann.

Für die direkte Volumendarstellung können nun vordefinierte Farbskalen verwendet werden, deren Alpha-Werte bequem über einen Editor manipulierbar sind. Hier könnte noch an der Skalierbarkeit von Bereichen der verwendeten Farbskala gearbeitet werden, um die realisierte Transferfunktion noch besser an die Daten abstimmen zu können.

Eine Implementierung eines einfachen *See Throughs* ermöglicht das Bewegen eines kleinen Fensters über ein Parameterbild, welches den Blick auf korrespondierende Datenwerte eines zweiten Parameters eröffnet. Dieses *See Through* könnte auch in eine 3D-Ansicht übertragen werden, dazu müssten aber einfache Navigationsmöglichkeiten für ein VOI bereitgestellt werden.

Die Kombination farbkodierter Volumendaten zwei verschiedener Parameter ist leider gescheitert. Aber es kann zumindest abwechselnd einer von ihnen dargestellt werden. Hier könnte man sich überlegen, ein Modul für kombiniertes Volumenrendering zu realisieren.

Weiterhin wurde eine Farbkone realisiert, über die bis zu vier verschiedene Parameter auf Farbe kodiert werden. Hier müsste geprüft werden inwiefern diese Form der Darstellung aussagekräftige Bilder liefert.

Zwei Parameter lassen sich nun auf Farbe und Höhe in einem Höhenfeld darstellen. Die Einschätzung des Parameters, der auf Höhe abgetragen wurde, ist jedoch mit viel Interaktionsaufwand verbunden. Außerdem fehlen noch Legenden und Beschriftungen, die aber leicht eingebaut werden könnten.

Bei der Anwendung zur Darstellung dreier Parameter auf die Hauptachsen des RGB-Farbmodells (*IsoRGB*) könnte noch die Option eingebaut werden, einzelne Farbkanäle zu sperren, so dass die Farbdarstellung auf eine bivariate Farbskala reduziert wird. Dadurch könnten Probleme, die auf der in 3.3.1 beschriebenen Gegenfarbentheorie beruhen umgangen werden, wenn es zu einer Korrelation der auf Rot und Grün abgebildeten Parameter kommt. Außerdem könnte noch das HSV-Modell benutzt werden, um eine bivariate Farbskala basierend auf zwei seiner Hauptachsen zu generieren.

Die hier vorgestellten und implementierten Visualisierungsmethoden zur Exploration dynamischer Daten bedürfen einer Evaluierung, um feststellen zu können, ob Ärzte diese Methoden für die Auswertung von Perfusionsdaten als nützlich erachten.

Abkürzungsverzeichnis

2D	2- dimensional
3D	3- dimensional
KM	Kontrastmittel
CT	Computertomographie
MRT	Magnetresonanztomographie
ROI	Region of Interest
TE	Echozeit bei der Magnetresonanztomographie
TR	Repetitionszeit, Zeit zwischen Impulsen einer Pulssequenz
T1	longitudunale Relaxationszeit von Protonen nach Anregung
T2	transversale Relaxationszeit von Protonen nach Anregung
fMRT	funktionelle Magnetresonanztomographie
CBV	zerebrales Blutvolumen
CBF	zerebraler Blutfluß
TTP	Time to Peak, Zeit bis zur maximalen Anreicherung
BF	Blutfluss in ml / 100 g / min
BV	Blutvolumen in ml / g
MTT	mittlere Transitzeit, Verhältnis BV : BF in min
rl	longitudunale Relaxationszeit eines KM bei 37°C
t	Zeit
T1(t)	gemessene T1 zum Zeitpunkt t nach KM-Injektion
T1 ₀	gemessene T1 vor KM-Injektion
MIP	Maximum Intensity Projection
MR	Magnetresonanz
GE	General Electric Company
DWI	Diffusionsgewichtetes MR-Bild
Gd-DTPA	Gadolinium Diethylentriaminepentaacetic Acid
BBB	Blood Brain Barrier, Bluthirnschranke
rCBV	regionales, zebrales Blutvolumen
rCBF	regionaler, zebraaler Blutfluss
rel.	relativ
rMTT	regionale, mittlere Transitzeit

TMIP	Maximum- Intensitäts- Projektion über die Zeit
SI	Signalintensität

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1: KM-Aufnahmen von dem MeVis-Gehirndatensatz.	2
Abbildung 2.1: Einfluss der Aufnahmeparameter auf die MR-Bildgebung.[Rinck]...	6
Abbildung 2.2: Schematische Darstellung einer KM-Kurve (Freihand).....	9
Abbildung 2.3: Analyse von Signalintensität-Zeit-Kurven am Beispiel der dynamischen Perfusions-CT, [KKH]).....	11
Abbildung 2.4: Volumendarstellungen MIP, [KPWP].....	13
Abbildung 2.5: Glättung von Signalintensitäts-Zeit-Kurven, [LLT03].....	15
Abbildung 2.6: Erscheinungsbild einer Hirnblutung in einer CT-Aufnahme und in einer T2-Aufnahme, [SeSa].	17
Abbildung 2.7: KM-Anreicherung nach einem akutem Schlaganfall, [CS].....	20
Abbildung 2.8: Spontane Reperfusion, [CS].	22
Abbildung 2.9: Lage der Patientin in einem Magnetresonanztomographen, [1], [HB]	24
Abbildung 2.10: Typische Kurvenverläufe verschiedener Tumorausprägungen, [HB]	26
Abbildung 2.11: Patientin mit duktalem Karzinom, [HB].	27
Abbildung 3.1: Stufen der Visualisierungspipeline, [SM]	32
Abbildung 3.2: Farbskalen.....	34
Abbildung 3.3: Darstellung dynamischer Parameter der Bein-Durchblutung, [PKVFWLP]	37
Abbildung 3.4: Höhenfeld als Drahtgitter-Modell, [SM]	38
Abbildung 3.5: Farbikone, nach [Lev].	39
Abbildung 3.6: Farbikonen. Kompositionsbild aus Ikonen.....	39
Abbildung 5.1: OpenInventor-Szenengraph zur Darstellung eines Wassermoleküls.	44
Abbildung 5.2: Netzwerkerstellung.	46
Abbildung 5.3: Benutzeroberfläche und MDL-Code	48
Abbildung 5.4: Benutzeroberfläche von <i>DynaView2D</i>	52

Abbildung 5.5: Einzelbilder einer animierten Kontrastmittelanreicherung.....	55
Abbildung 5.6: Benutzeroberfläche von <i>DynaView3D</i>	56
Abbildung 5.7: Farbcodierte Differenzvolumina	58
Abbildung 5.8: Vergleich zweier Differenzvolumina	59
Abbildung 5.9: Benutzeroberfläche von <i>ParameterRegion</i>	61
Abbildung 5.10: Fehler bei der Kombination zweier Parameter in der Volumenvisualisierung.	62
Abbildung 5.11: Intuitives Netzwerk zur Kombination zweier Parameterdatensätze zu einer Volumenvisualisierung.....	62
Abbildung 5.12: Zeichen der Schnittpolygone für kombinierte Parameter in einer Volumendarstellung.	63
Abbildung 5.13: Benutzeroberfläche von <i>SeeThroughInterface</i>	64
Abbildung 5.14: Asymmetrie als Anzeichen krankhafter Veränderungen.....	65
Abbildung 5.15: Benutzeroberfläche von <i>ColorIconInterface</i>	66
Abbildung 5.16: Vergleich von zwei Parameterbildern.	68
Abbildung 5.17: Benutzeroberfläche von <i>ColoredHeightFieldInterface</i>	70
Abbildung 5.18: Beleuchtetes Höhenfeld mit ambienter und diffuser Materialeigenschaft	70
Abbildung 5.19: Höhenfeld einer Hirnschicht.....	71
Abbildung 5.20: Höhenfeld der Parameter Slope1 (Farbe) und Slope2 (Höhe) in einer Profilansicht.	72
Abbildung 5.21: Benutzeroberfläche von <i>IsoRGB</i>	73
Abbildung 5.22: Vergrößerte Darstellung des Ansichtsfensters aus Abbildung 5.21.	74

Tabellenverzeichnis

Tabelle 2.1: Typische Parameter einer dynamischen Studie, die aus Signalintensität- bzw. Konzentration(*)-Zeitkurven abgeleitet werden können. Die Namensgebung der Parameter ist in der Literatur nicht einheitlich festgelegt. ...	10
Tabelle 2.2: Die räumliche Auflösung der dynamischen Perfusionsdaten ist gering aber ausreichend, um wesentliche Details zu erkennen. Sie ist bedingt durch die hohe zeitliche Auflösung, die benötigt wird, damit die Passage des Kontrastmittelbolus adäquat aufgezeichnet werden kann.....	19
Tabelle 2.3: Eigenschaften dynamischer MR-Daten. Die schlechtere Zeitauflösung im Vergleich zu Perfusionsuntersuchungen des Gehirns geht zugunsten einer besseren räumlichen Auflösung, die für die Entdeckung kleiner Strukturen benötigt wird.	25
Tabelle 5.1: Anwendungen zur Demonstration der Visualisierungstechniken zur Untersuchung dynamischer Datensätze und den abgeleiteten Parameterdaten. .	49
Tabelle 5.2: Überblick zu den neuen Modulen, auf denen die meisten Anwendungen aus Tabelle 5.1 aufbauen.....	50

Literaturverzeichnis

- [BÄK] Bundesärztekammer; „Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung der Magnetresonanztomographie“, Deutsches Ärzteblatt, Heft 39 (29.09.2000), S. A-2557-2568
- [CS] W.A. COPEN, A.G. SORENSEN; „Perfusion-weighted MRI in stroke“, Magnetic Resonance Imaging In Stroke; 2003, S. 147-159
- [HB] S.H. HEYWANG-KÖBRUNNER, R. BECK; Contrast-enhanced MRI of the breast, 1996
- [Gold] E. B. GOLDSTEIN; Wahrnehmungspsychologie – Eine Einführung, 1997
- [Jähne] B. JÄHNE; Digitale Bildverarbeitung, 1997
- [KKH] M. KÖNIG, E. KLOTZ, L. HEUSER; „Zerebrale Perfusions-CT-Theoretische Grundlagen, methodische Realisierung und praktische Erfahrungen in der Diagnostik des ischämischen Hirninfarktes“, Fortschritte Röntgenstrahlen; Band 172; 2000, S. 210-218
- [KPWP] S. KOHLE, B. PREIM, H.O. PEITGEN; „Exploration of time varying data for medical diagnosis“, Visualization, Modelling and Visualization 2002, S. 31-38
- [Lev] H. LEVKOWITZ; Color Theorie and Modeling for Computer Graphics, Visualization and Multimedia Applications, 1997
- [LLT03] M. LYSAKER, A. LUNDERVOLD, X.C. TAI; „Noise Removal Using Fourth-Order Partial Differential Equation With Applications to Medical Magnetic Resonance Images in Space and Time“, IEEE Transactions On Image Processing, Vol. 12, 2003, S.1579-1590
- [PKVFWLP] B. PREIM, S. KOHLE, O. KONRAD-VERSE, R. RASCHER-FRIESENHAUSEN, J. WIENER, R. LEPPEK, H.O. PEITGEN; Mehrdimensionale Visualisierung dynamischer Bilddaten am Beispiel der Durchblutungsquantifizierung
- [Rinck] P. A. RINCK; Magnetresonanz in der Medizin, 2003

- [Rueckert] D. RUECKERT ET AL; "Nonrigid registration using free-form deformations: application to breast MR images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 18, 1999, S. 712-721
- [SeSa] P.F. SEMPLE, R.L. SACCO; An Atlas of Stroke; 1999
- [SGJHMR] G. SEBATICI, F. GODTLIEBSEN, R.A. JONES, O. HARALDSETH, B. MÜLLER, P.A. RINCK; "Analysis of dynamic magnetic resonance images", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 15, 1996, S. 268-277
- [SM] H. SCHUMANN, W. MÜLLER; Visualisierung – Grundlagen und allgemeine Methoden, 2000
- [SML] W. Schroeder, K. Martin, B. Lorensen. „The Visualization Toolkit – An Object Oriented Approach to 3D Graphics”, Prentice Hall, 1998
- [SoMo] R. SOOD, M. MOSELEY; „Technical introduction to MRI”, Magnetic Resonance Imaging In Stroke, 2003, S. 55-67
- [Wer] JOSIE WERNECKE; The Inventor Mentor: Programming Object-Oriented 3D Graphics with Open Inventor, 1994
- [WRMB] M. WINTERMARK, M. REICHHART, R. MEULI, J. BOGOUSLAVSKY; „Localization of stroke syndromes using diffusion-weighted MR imaging”, Magnetic Resonance Imaging In Stroke 2003, S. 121-133
- [1] www.medical-tribune.de/GMS/lexikon/Schlaganfall/index_html
(30.04.2004)
- [2] www.brustkrebs.de/brustkrebs-berlin/mammakarzinom/diagnostik/selbstuntersuchung.htm (30.04.2004)