

Ein schneller, vollautomatischer Matchingalgorithmus für prä- und intraoperative 3D-Kernspintomogramme

v. Tiesenhausen C, Ganser KA, Dickhaus H

Universität Heidelberg, Fachhochschule Heilbronn
Medizinische Informatik
Max-Planck-Straße 39, 74081 Heilbronn
Cyrill@Tiesenhausen.de

Abstract. An der Neurochirurgischen Klinik der Universität Heidelberg werden bei der Resektion von Hirntumoren prä- und intraoperative MR-Bilder aufgenommen. Anhand der präoperativen Aufnahmen wird der Operationsplan erstellt, und anhand der intraoperativen Aufnahmen wird die Radikalität der durchgeführten Tumorresektion überprüft. Aufgrund der schlechteren Qualität der intraoperativen Aufnahmen ist es wünschenswert, die prä- und intraoperativen Bildvolumina zu überlagern, um so einen direkten Vergleich zu erhalten. Hierfür ist ein Matchingverfahren erforderlich. Im vorliegenden Beitrag stellen wir einen Algorithmus für diese Fragestellung vor. Für die speziellen Anforderungen der intraoperativen Anwendung – Geschwindigkeit, Automatismus, Geometrieunterschiede – mußten gegenüber etablierten Algorithmen verschiedene problemangepaßte Erweiterungen entwickelt werden. Sowohl qualitativ als auch quantitativ wurden mit dem vorgestellten Verfahren gute Ergebnisse erzielt.

1 Einleitung

In der Neurochirurgie sind dreidimensionale bildgebende Verfahren, wie etwa die Magnetresonanztomographie, zur Diagnostik sehr wichtig. Liegen von einem Patienten mehrere Datensätze vor, die z.B. zu verschiedenen Zeitpunkten aufgenommen wurden, kann der Arzt daraus wichtige Schlüsse ziehen, wenn die Aufnahmen gematcht zur Verfügung stehen, d.h. wenn sich die dargestellten Objekte (im Falle der Neurochirurgie i.d.R. der Kopf des Patienten) im gleichen Koordinatensystem befinden. Die Bilder lassen sich dann überlagern und voxelweise vergleichen. Ein spezieller Anwendungsfall liegt bei der interventionellen Neurochirurgie vor, bei der vor und während einer Operation MR-Bildvolumina aufgenommen werden [Tr97]. Der präoperative Datensatz dient als Grundlage für den Operationsplan, während der intraoperative Datensatz zur Radikalitätskontrolle der Tumorresektion verwendet wird. Für das Matching prä- und intraoperativer Bilder lassen sich einige Forderungen formulieren, die die Anwendung gegenüber der Vielzahl an publizierten Matchingansätzen [MV98] abgrenzen und eine Eigenentwicklung bzw. die Adaption eines etablierten Verfahrens an die spezielle Situation rechtfertigen:

1. Der Vergleich der Aufnahmen erfolgt sinnvollerweise intraoperativ. Das heißt, das Matching muß während der Operation und somit sehr schnell durchgeführt werden. Grauwertbasierte Verfahren scheidet somit aus.
2. Die Aufnahmen bilden denselben Patienten ab. Das heißt, ein starres Transformationsverfahren ist ausreichend; drei Freiheitsgrade der Translation und drei der Rotation beschreiben die Lageunterschiede zwischen den Bildern vollständig.
3. Die intraoperativen Aufnahmen unterscheiden sich dennoch gegenüber den präoperativen erheblich. Insbesondere im Bereich der Resektionshöhle finden sich Differenzen in der Größenordnung mehrerer Zentimeter. Diese Bereiche, die offensichtlich nicht gematcht werden können, müssen automatisch aufgefunden und ausgespart werden.

Unser Beitrag gliedert sich wie folgt: In Kapitel 2 beschreiben wir das zugrundeliegende Matchingverfahren; in Kapitel 3 werden die Anpassungen dieses Matchingverfahrens für die Anwendung auf prä- und intraoperative Aufnahmen beschrieben. Kapitel 4 enthält die Ergebnisse und eine Evaluation, und Kapitel 5 die Zusammenfassung und einige Gedanken zum Ausblick.

2 Matching

Wegen der guten Laufzeiteigenschaften und wegen der in der Literatur beschriebenen Robustheit wurde ein Chamfer-Matching-basiertes Verfahren verwendet [VK94, Va97]. Dabei handelt es sich um einen oberflächenorientierten Ansatz, bei dem der Abstand zwischen den Kopfoberflächen in den beiden zu matchenden Datensätzen minimiert wird. Aus Performancegründen wird die Berechnung des Abstands durch eine dreidimensionale Abstands-Lookup-Tabelle, eine sogenannte Distance-Map, beschleunigt. Als Ergebnis der Minimierung der Abstandsfunktion erhält man schließlich drei Rotations- und drei Translationsparameter, die eine rigide Abbildung zwischen den Datensätzen kennzeichnen.

2.1 Auffinden der Kopfoberfläche

Es ist zunächst notwendig, die zu matchende Struktur – die Kopfoberfläche – in beiden Datensätzen zu extrahieren. Die Grauwertbilder müssen dazu in einem ersten Schritt binarisiert werden. Die Binarisierungsschwelle wird automatisch aus dem Grauwert-Histogramm des Datenvolumens bestimmt: Sie wird 10% oberhalb des im Histogramm einfach zu identifizierenden Peaks des Hintergrundrauschens angesetzt. In den entstandenen Binärbildern wird die Kopfoberfläche schichtenweise mit einem Konturverfolgungsalgorithmus extrahiert. Dieser liefert eine verkettete Liste von Konturpixeln, so daß Nachbarschaftsbeziehungen für die später zu berechnenden Krümmungsparameter bekannt sind (siehe Abschnitt 3.1).

2.2 Distanztransformation

Die Kopfoberfläche des präoperativen Datensatzes dient als Zielstruktur, auf die die intraoperative Kopfoberfläche gematcht wird. Die zu minimierende Abstandsfunktion wertet demnach laufend die Distanz zu dieser Oberfläche aus. Zur Optimierung der Laufzeit wird in einem einmaligen Vorausberechnungsschritt der Abstand aller Punkte des Datenvolumens zu dieser Oberfläche ermittelt: Es wird eine Distanztransformation durchgeführt. Die entstandene Distance-Map dient dann als Lookup-Tabelle für die Abstände. Die in der Literatur beschriebene Transformation mit Chamfer-3-4-5-Abstandsmetrik [Bo84] stellt einen guten Kompromiß zwischen Berechnungsaufwand und Genauigkeit dar, weswegen sie für unsere Anwendung ausgewählt wurde.

2.3 Kostenfunktion und Auffinden der Matching-Parameter

Für die Bildpunkte auf der Kopfoberfläche des intraoperativen Datensatzes muß der Abstand zur präoperativen Kopfoberfläche ausgewertet werden. Da die Anzahl dieser Punkte sehr groß ist (ca. 100000), wird sie aus Performancegründen auf $N = 5000$ gleichmäßig über die Oberfläche verteilte Punkte \bar{x}_i reduziert ($i = 1..N$). Die Abstandsfunktion c , die von der Transformation T mit ihren sechs Parametern (den sechs Freiheitsgraden) abhängt, läßt sich wie folgt formal beschreiben:

$$c(T) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D(T(\bar{x}_i)) \quad (1)$$

$D(\bar{p})$ steht für den Abstandswert aus der Distance-Map an der Position \bar{p} . Die Funktion c wird mit dem etablierten Downhill-Simplex-Algorithmus minimiert [Pr88]. Die Minimierung wird zweimal durchgeführt, um das Risiko, ein lokales Minimum zu treffen, zu reduzieren; der zweite Durchlauf startet dabei in der Nähe des vom ersten Durchlauf gefundenen Minimums.

Mit der schließlich gefundenen Transformation T wird das intraoperative Grauwertvolumen unter Anwendung der trilinearen Interpolation in das Koordinatensystem des präoperativen Datensatzes übergeführt.

3 Anpassung des Chamfer-Matching-Algorithmus

Der im vorangehenden Kapitel beschriebene Matchingalgorithmus arbeitet immer dann zuverlässig, wenn die Form des Kopfes in beiden Datensätzen gleich ist. Dies ist jedoch bei prä- und intraoperativen Aufnahmen nicht der Fall, denn durch die Trepanation und die Resektion von Tumorgewebe ergeben sich im Bereich des Operationsfelds Abweichungen bis zu mehreren Zentimetern. Abb. 1a zeigt das unbrauchbare Ergebnis des Chamfer-Matching-Verfahrens unter diesen Bedingungen. Der Bereich der Resektionshöhle, für den es präoperativ keine Entsprechung gibt, muß also aufgefunden werden und darf beim Matching nicht berücksichtigt werden. Zu diesem Zweck wird die intraoperative Kopfkonturlinie untersucht mit dem Ziel, die Trepanationsstelle zu erkennen, um diese dann aussparen zu können.

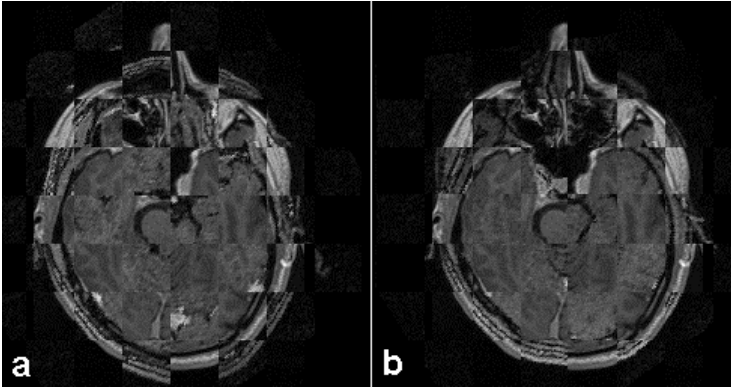


Abb. 1. Schachbrettartige Überlagerung korrespondierender Transversalschnitte aus gematchten, besonders problematischen prä- und intraoperativen MR-Datensätzen. a) Matching erfolgte mit konventionellem Chamfer-Matching; b) Chamfer-Matching mit der von uns entwickelten Anpassung. Offensichtlich ist das Ergebnis in a) für die Praxis völlig unbrauchbar, während in b) deutlich bessere Ergebnisse erzielt wurden.

3.1 Berechnung der Krümmung der Kopfkonturlinie

Unter einer Reihe von getesteten Merkmalen erwies sich die Betrachtung der Krümmung als besonders geeignet zur Erkennung der Trepanation, denn die Kopfkontur weist normalerweise keine ausgeprägte Krümmung auf. Im Gegensatz dazu sind die Trepanationsränder relativ stark gekrümmt. Wir haben ein Krümmungsmaß definiert (siehe Abb. 2), mit dem es möglich ist, die Trepanationsränder zu finden. Die Konturkrümmung K an einem Punkt \bar{x}_i ist der Abstand zwischen dem an \bar{x}_i punktgespiegelten n -ten Vorgänger von \bar{x}_i , \bar{x}_{i-n} , und dem n -ten Nachfolger von \bar{x}_i , \bar{x}_{i+n} . Der Krümmungswert $K(\bar{x}_i)$ läßt sich sehr effizient mit folgender Formel berechnen:

$$K(\bar{x}_i) = |\bar{x}_i + (\bar{x}_i - \bar{x}_{i-n}) - \bar{x}_{i+n}| \quad (2)$$

In unseren Untersuchungen hat sich der Wert $n = 5$ als geeignet erwiesen.

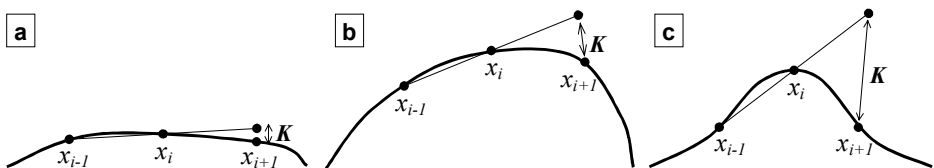


Abb. 2. Darstellung der Definition des Krümmungsmaßes K für unterschiedlich starke Konturkrümmung. a) schwache Krümmung; b) mittelstarke Krümmung; c) starke Krümmung. Details siehe Text.

3.2 Wirkungsbereich der Krümmung

Werden lediglich alle Punkte, deren Krümmung K über einem bestimmten Schwellwert liegt, gelöscht, stößt man auf das Problem, daß zwar die stark gekrümmten Trepanationsränder entfernt werden, die relativ glatte Resektionshöhle aber häufig erhalten bleibt. Da die Resektionshöhle aber deutlich von der präoperativen Kopfoberfläche abweicht, ist es notwendig, auch den Abschnitt zwischen den Trepanationsrändern auszusparen. Aus diesem Grund wird ein Bereich um alle Punkte mit erhöhter Krümmung festgelegt, innerhalb dessen die Krümmung Einfluß hat. Der Einflußbereich liegt symmetrisch um den betreffenden "gekrümmten" Konturpunkt, und der Einfluß des Punktes nimmt linear zu den Bereichsrändern ab. Für jeden Konturpunkt werden schließlich die Krümmungswerte aus allen Einflußbereichen, in denen er liegt, aufsummiert. So ergeben sich für "glatte" Punkte, die zwischen "gekrümmten" Punkten liegen, durch die Überlagerung des Einflusses der benachbarten hohen Krümmungen überschwellige Krümmungswerte, so daß die entsprechenden Konturabschnitte entfernt werden können. Dieses Prinzip ist in Abb. 3 schematisch illustriert. Ein wichtiger Parameter dieses Verfahrens ist die Größe des Einflußbereichs. Wir haben den Bereich auf ± 50 Konturpixel festgelegt.

Der Schwellwert, mit dem letztlich Bereiche hoher Krümmung detektiert werden, kann nicht für alle Datensätze konstant sein, da eine Abhängigkeit von Bildqualität und -auflösung besteht. Wir berechnen den Schwellwert für jeden Datensatz aus der Krümmung der normalen Kopfoberfläche in der präoperativen Aufnahme. Das 90%-Quantil der Verteilung der präoperativen Krümmungswerte hat sich als ein geeigneter Wert erwiesen.

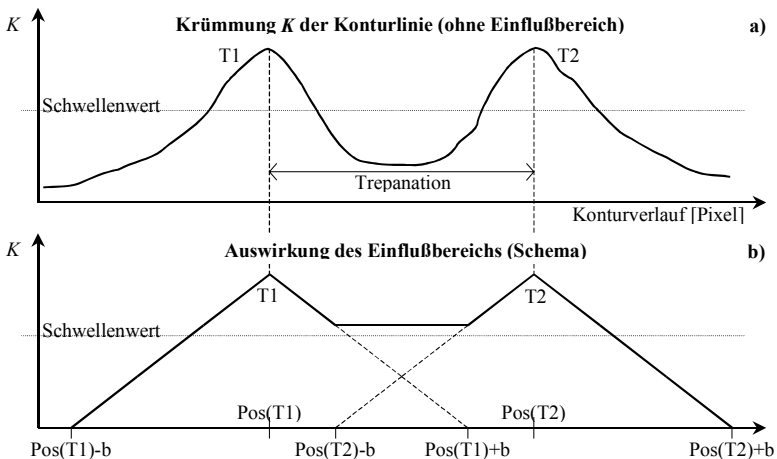


Abb. 3. a) Darstellung der Konturkrümmung K im Bereich der Trepanation ($T1$ und $T2$ sind die Trepanationsränder). Der Bereich der Resektionshöhle ist unterschwellig und wird somit nicht eliminiert. b) Durch Berücksichtigung eines Einflußbereichs von $b = \pm 50$ Pixeln kann die Resektionshöhle eliminiert werden (siehe Text). $Pos(x)$ bezeichnet die Position des Punktes x auf der Konturlinie.

3.3 Problem konzentrischer Konturlinien

Ein zusätzliches Problem tritt auf, wenn die Konturlinie im Bereich der Resektionshöhle in den Subarachnoidalraum "ausläuft". Sie kann dann z.B. zusätzlich an der Innenoberfläche des Schädels und an der Hirnoberfläche verlaufen, was bereichsweise mehrere konzentrische Konturlinien zur Folge hat (Abb. 4b,c), wobei die tatsächliche Kopfkonturlinie jedoch stets die äußerste dieser Linien sein muß. Wir überprüfen deswegen für jeden Konturpunkt mittels eines Suchstrahls vom Bildmittelpunkt ausgehend, ob sich weiter außen noch andere Konturpixel befinden. Ist dies der Fall, wird der betrachtete Konturpunkt gelöscht.

4 Ergebnisse

Die Ergebnisse der im vorigen Kapitel beschriebenen Verfahren zur Identifikation und Eliminierung von Problempunkten der intraoperativen Kopfkonturlinie sind in Abb. 4 zusammengefaßt. Im dargestellten Beispiel sind bis auf einen minimalen Konturabschnitt innerhalb der Resektionshöhle nur Bereiche auf der normalen Kopfoberfläche erhalten geblieben, d.h. Bereiche, für die sich präoperativ eine Entsprechung finden läßt.

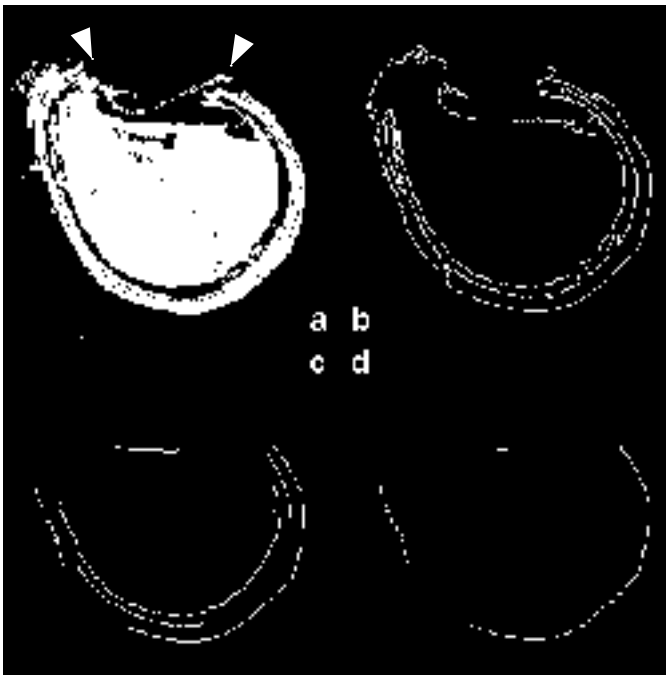


Abb. 4. Entfernen der intraoperativen Problembereiche aus der Konturlinie in vier Stufen (Details siehe Text). a) Binarisierung; b) Konturextraktion; c) Stark gekrümmte Bereiche wurden entfernt; d) Konturlinien innerhalb des Schädels wurden entfernt. Die Trepanation ist in a) durch die beiden Pfeile gekennzeichnet.

Mit dieser Erweiterung des Chamfer-Matching-Algorithmus konnte die Matching-Qualität für prä- und intraoperative MR-Aufnahmen offensichtlich deutlich verbessert werden (siehe Abb. 1). Die schachbrettartige Überlagerung korrespondierender Schichten aus den gematchten Bildern ist für die qualitative visuelle Kontrolle besonders geeignet. Glatte Kantenübergänge an den Grenzen der Schachbrettfelder kennzeichnen ein gutes Matching-Ergebnis. Man beachte, daß im Bereich des Hirngewebes aber durchaus Abweichungen zwischen prä- und intraoperativen Bildern auftreten können, da das Gehirn häufig intraoperativem Brain-Shift unterliegt, d.h. seine Geometrie durch Einflüsse der Operation verändert [Di97]. Insbesondere sind an der Trepanations- und Resektionsstelle deutliche Unterschiede zu erwarten (siehe Abb. 5).

Das Chamfer-Matching-Prinzip wurde in der Literatur gründlich validiert [VK94, Va97]. Im Rahmen unserer Arbeit war es also nur noch notwendig, die von uns entwickelten Erweiterungen zu untersuchen. Zu diesem Zweck haben wir in mehreren intraoperativen Datensätzen die Entfernung der Problemstellen (Resektionshöhle, konzentrische Konturlinien) manuell vorgenommen. Auf diese Weise konnte sichergestellt werden, daß nur normale Konturbereiche beim Matching berücksichtigt wurden. Das Ergebnis des Matchings (drei Translations- und drei Rotationsparameter) wurde dann als Gold-Standard betrachtet, gegen den unser Algorithmus getestet wurde.

Um die Abweichung zwischen der berechneten Transformation und der Gold-Standard-Transformation mit einer Maßzahl beschreiben zu können, haben wir ein Abstandsmaß definiert, in das sowohl die Rotationen als auch die Translationen eingehen. Wir betrachten drei orthogonale Vektoren $\vec{v}_x, \vec{v}_y, \vec{v}_z$ im Mittelpunkt des Datenvolumens, die auf die halbe Kantenlänge des Datenvolumens (ca. 128 mm) skaliert sind. Diese werden zum einen mit dem Gold-Standard G und zum anderen mit den berechneten Parametern R transformiert. Für alle drei Vektoren wird der Abstand d der Endpunkte berechnet. Der Mittelwert der drei Abstände ist das Maß für die Abweichung:

$$d_{gesamt} = \frac{1}{3}(d_x + d_y + d_z) \quad \text{mit} \quad d_i = |G(\vec{v}_i) - R(\vec{v}_i)|, \quad i = x, y, z \quad (3)$$



Abb. 5. Transversalschnitte durch einen präoperativen (links) und den zugehörigen intraoperativen (Mitte) Datensatz. Rechts ist das Ergebnis des Matchings in schachbrettartiger Überlagerung dargestellt. Im Bereich der Resektionshöhle (frontal) fällt ein großer Unterschied auf (Details siehe Text).

Der Abstand d_{gesamt} für das konventionelle Chamfer-Matching ohne Erweiterungen betrug 7,5 mm. Mit den von uns entwickelten Verfahren konnte dieser Abstand auf 4 mm verringert werden. Es ist zu beachten, daß das Abstandsmaß d_{gesamt} eine konservative Fehlerabschätzung darstellt. Durch die Länge der drei Vektoren befinden sich deren Endpunkte immer im Randbereich des Datenvolumens (das Rotationszentrum liegt in der Mitte). Die Ausmaße des Kopfes sind jedoch in der Regel deutlich kleiner (ca. 2/3 der Kantenlänge), so daß sich die resultierenden Fehler nochmal verringern.

Wir haben die beschriebenen Verfahren in eine Beispielapplikation implementiert, mit der ein Matchingvorgang in ca. 15 Sekunden vollautomatisch durchgeführt werden kann (Athlon 900 MHz, 256 MB RAM, Windows 98).

5 Zusammenfassung und Ausblick

Wir haben einige Erweiterungsschritte für den etablierten Chamfer-Matching-Algorithmus entwickelt, mit denen Probleme beim Matchen prä- und intraoperativer MR-Datensätze ausgeschaltet werden können. Unser Algorithmus halbiert den Abbildungsfehler gegenüber konventionellem Chamfer-Matching und erzielt auch visuell zufriedenstellende Ergebnisse. Auf einer gängigen PC-Umgebung wird ein Matchingvorgang vollautomatisch in ca. 15 Sekunden durchgeführt.

Als nächster Arbeitsschritt muß untersucht werden, ob mit einem 2D-Krümmungsmaß eine zusätzliche Verbesserung erreicht werden kann. Hierfür ist es notwendig, die Kopfoberfläche tatsächlich als 2D-Fläche und nicht als Stapel von 1D-Konturlinien zu betrachten. Zusätzlich soll eine mögliche Implementierung des Algorithmus in das modulare Neuronavigationssystem SNN untersucht werden.

Literaturverzeichnis

- [Tr97] Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, Lenz GW, Pastyr O, Bonsanto MM, Albert FK, Kuth R, Staubert A, Schlegel W, Sartor K, Kunze S: "Intraoperative Diagnostic and Interventional Magnetic Resonance Imaging in Neurosurgery". *Neurosurgery* 40(7), pp 891-902, 1997
- [MV98] Mainz JBA, Viergever MA: "A Survey of Medical Image Registration". *Medical Image Analysis* 2(1), pp 1-36, 1998
- [VK94] Van Herk M, Kooy HM: "Automatic three-dimensional correlation of CT-CT, CT-MRI, and CT-SPECT using chamfer matching". *Medical Physics* 21(7), pp 1163-1178, 1994
- [Va97] Van Herk M, Gilhuijs KGA, De Munck Y, Touw A: "The Effect of Image Artifacts, Organ Motion and Poor Segmentation on the Reliability and Accuracy of 3D Chamfer Matching". In: Troccaz J, Grimson WEL, Mösges R (eds.): "CVRMEd – MRCAS 1997", pp 715-724. Berlin, Heidelberg, Springer Verlag, 1997
- [Bo84] Borgfors G: "Distance Transformations in Arbitrary Dimensions". *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 27, pp 321-345, 1984
- [Pr88] Press WH, Flannery BP, Teukolsky SA, Vetterling WT: "Numerical Recipes in C". Cambridge: Cambridge University Press, 1988

- [Di97] Dickhaus H, Ganser KA, Staubert A, Bonsanto MM, Wirtz CR, Tronnier VM, Kunze S: "Quantification of Brain Shift Effects by MR Imaging". Proceedings of the 19th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, CD-ROM publication, 1997