

# Computerunterstützte Gefäßanalyse für die interventionelle Anwendung

Marcus Prümmer<sup>1</sup>, Joachim Hornegger<sup>1</sup> und Christoph Schnörr<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Lehrstuhl für Mustererkennung,

Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.

Email: { pruemmer, hornegger }@informatik.uni-erlangen.de

<sup>2</sup>Institut für Bildverarbeitung, Mustererkennung und Computergrafik,

CVGPR-Group, Universität Mannheim

Email: schnoerr@uni-mannheim.de

**Zusammenfassung.** Die Entwicklung von Algorithmen zur quantitativen Auswertung einer Gefäßaufnahme sowie zur computerunterstützten Gefäßnavigation konzentriert sich zunehmend auf deren Einsatz in 3-D-Angiographie Systemen. Die semi-automatische Segmentierung, Strukturerfassung des Gefäßbaumes und automatisierte Quantifizierung des Gefäßes erlauben eine effiziente 3-D-Gefäßanalyse mit minimaler Nutzerinteraktion. Das entwickelte SW-Paket ist für das interventionelle Umfeld optimiert. Die Algorithmen sind speziell auf die Digitale Subtraktions-Angiographie (DSA) abgestimmt. Eine automatische Stenosedetektion reduziert zusätzlich die Nutzerinteraktion. Die Algorithmen und die Benutzerschnittstelle wurden klinisch evaluiert und sind FDA-konform.

## 1 Einleitung

Eine Intervention ist ein medizinischer Eingriff zur Behandlung pathologischer Gefäße. Zur Behandlung einer Stenose wird ein Stent mittels eines Katheters beispielsweise an der Hüfte eingeführt und durch das Gefäßsystem zum krankhaften Gefäß durchgeschoben. Um den Stent möglichst präzise auszuwählen und schnell zu platzieren, ist es erforderlich eine Gefäßkarte zu erstellen und eine Quantifizierung des pathologischen Gefäßabschnittes vorzunehmen. Für die richtige Wahl des Stents wird der Gefäßdurchmesserlauf und die Länge des stenotisierten Gefäßabschnittes benötigt. Eine Gefäßweiterung (Aneurysma) wird beispielsweise durch Embolisation verschlossen. Dazu wird mittels eines Katheters eine Platin-Spirale (Coil) in das Aneurysma eingebracht. Je nach Größe des Aneurysmas kann es erforderlich sein, mehrere Coils einzubringen, um das Aneurysma vollständig auszufüllen. Für eine präzise Embolisation wird das exakte Volumen des Aneurysmas benötigt. Um dies zu berechnen, muss die krankhafte Gefäßweiterung vom gesunden Gefäß möglichst genau segmentiert werden. Bisher gibt es keine ausreichend gut funktionierenden Algorithmen zur automatischen Selektion pathologischer Gefäßabschnitte, die eine computerunterstützte Selektion mit möglichst minimaler Nutzerinteraktion erlaubt. Mit dem hier vorgestellten System wird dieser Forderung Rechnung getragen.

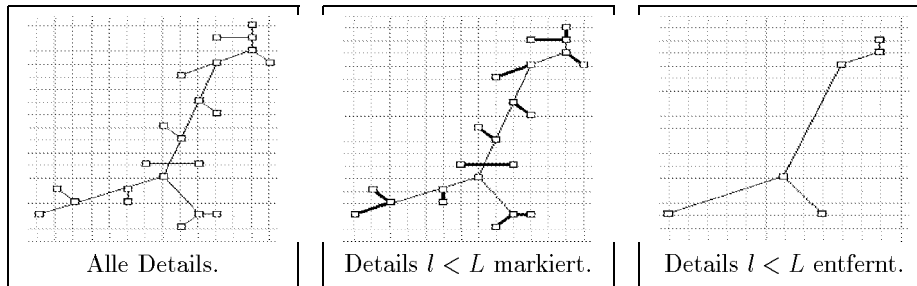
## 2 Wesentlicher Fortschritt durch den Beitrag

Die entwickelten Algorithmen bilden den kompletten Arbeitsablauf von der Gefäßsegmentierung über Skelettierung (strukturelle Erfassung) des Gefäßbaumes, computerunterstützter Gefäßnavigation und Selektion von pathologischen Gefäß-teilen bis hin zur quantitativen Auswertung einer Stenose und Volumenmessung eines Aneurysmas ab. Der Gefäßbaum und das daraus berechnete Skelett bietet vordefinierte Navigationspfade entlang aller Gefäßschwerpunktlinien und vereinfacht die Gefäßnavigation erheblich. Das Skelett lässt sich in verschiedenen Detailstufen, die über den Verzweigungsgrad definiert sind, darstellen. Somit können feine Gefäßäste ausgeblendet werden, um die Anzahl der vom Benutzer anzuwählenden Gefäßverzweigungen auf ein notwendiges Minimum zu reduzieren. Dies ermöglicht ein schnelles Navigieren. Mittels einfacher „vor“ und „zurück“ Kommandos (via Joystick) kann beliebig durch das Gefäß navigiert werden. Die Richtungswahl an Gefäßverzweigungen kann im 3D und in 2D erfolgen. Die Quantifizierung einer Stenose erfolgt interaktiv. Somit kann ohne Verzögerung der zu quantifizierende Gefäßabschnitt geändert werden. Darüberhinaus wird ein innovativer Ansatz zur Stenosererkennung [1] vorgestellt.

## 3 Methoden

### 3.1 Segmentierung und Skelettierung von Gefäßbäumen

Um das Gefäß zu segmentieren, wird ein Regionen-Wachstum mit Schwellwertbeschränkung verwendet. Dafür werden automatisch Voxelmengen gesucht, die sich durch eine hohe Grauwertintensität auszeichnen, und als Wachstumskerne verwendet. Da es in DSA Bildern häufig zu unerwünschten Hintergrundfragmenten kommt, die eine gefäßähnliche Grauwertintensität aufweisen können, werden Voxelgruppen anhand ihrer Voxelanzahl gefiltert. Nur Wachstumskerne, die ein Minimum an Voxeln aufweisen, werden für das anschließende Regionenwachstum verwendet. Für die Skelettierung werden zwei verschiedene Distanztransformationen des Gefäßes (nach [3]) berechnet. Einzelne Skelett-Pfade werden als eine im diskreten Volumengitter zusammenhängende Voxelfolge extrahiert. Aus allen selektierten Voxelfolgen eines Gefäßbaumes wird anschließend ein minimal aufspannender Baum berechnet und die Gefäßabzweigungen bestimmt. Kurze Gefäßenden werden iterativ vom Skelett entfernt und somit der Verzweigungsgrad reduziert. Da es in DSA Bildern zu fragmentierten Gefäßoberflächen kommen kann und wir auf rechenintensive Filterprozesse zur Bildvorverarbeitung verzichten wollen, kann es zu einem hohen Verzweigungsgrad kommen. Ein hoher Verzweigungsgrad bedeutet jedoch ein erhöhtes Maß an Interaktion, da bei der Navigation durch den Gefäßbaum öfters die Verzweigungsrichtung angegeben werden muss, was während einer interventionellen Anwendung nicht vertretbar ist. In der Praxis genügt ein niedriger Verzweigungsgrad, da Schwerpunktlinien kleiner Gefäßausbuchtungen nicht von Interesse sind. Als Maß des Verzweigungsgrades wird die minimale Länge  $L$  eines Skelettpfades verwendet.

**Abb. 1.** Detaillierungsgrad eines Gefäßbaumes.

Ein Skelettpfad wird zwischen zwei Verzweigungen oder einer Verzweigung und einem Gefäßende definiert. Durch iterative Elimination kurzer Pfade  $l < L$  verringern wir die Anzahl an Abzweigungen. Abb. 3.1 zeigt an einem Beispiel, wie sich dies auf die Pfadlänge verbleibender Skelettpfade auswirkt.

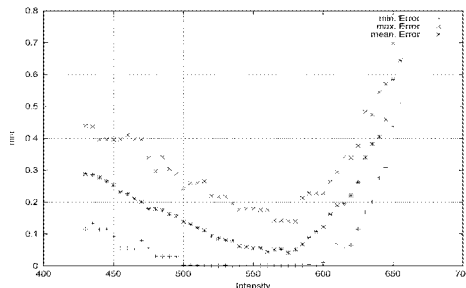
### 3.2 Quantifizierung von Stenosen

Um dem Anwender die Selektion einer Stenose mit einem Klick zu ermöglichen, werden vordefinierte Navigationspfade anhand des Verzweigungswinkels berechnet, die jedoch beliebig geändert werden können. Um die Selektierung einer Stenose zu vereinfachen, wird ein 3D-Zeiger automatisch an den Gefäßpfad platziert, der dem Mauszeiger am nächsten ist. Da im klinischen Umfeld die Selektion einer Stenose oft via Joystick vorgenommen wird, entfällt somit die präzise und punktgenaue Selektion. Um das Profil einer Stenose zu erstellen, wird entlang des Skelettpfades innerhalb trilinear interpolierter Gefäßschnittebenen eine 2D-Segmentierung durchgeführt. Im Gefäßschnitt werden alle dem Gefäßrand zugehörigen Pixel bestimmt und die innenliegende Schnittfläche gefüllt, um eventuelle Intensitätslöcher zu entfernen. Um den minimalen Gefäßdurchmesser zu bestimmen, wird mit einer 2D-Distanztransformation der Gefäßmittelpunkt approximiert. Iterativ wird eine Gerade bestimmt, die im Mittelpunkt liegt, die Gefäßhülle genau zweimal schneidet und die minimale Länge besitzt. Gleichzeitig wird eine Gerade der maximalen Länge bestimmt. Der quantifizierte Gefäßabschnitt kann interaktiv in seiner Länge angepasst werden, um schnell die Länge der Stenose zu bestimmen.

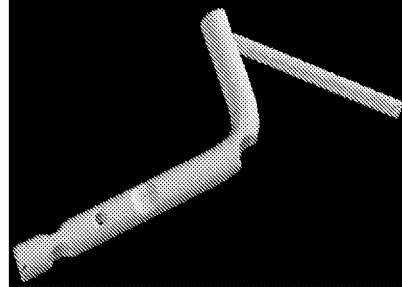
### 3.3 Automatische Detektion von Stenosen

Weiterhin hilfreich für den Workflow ist die automatische Detektion von Gefäßverengungen [1] wodurch eine 3D-Stenoseselektion entfallen könnte, da der Anwender anhand einer vorgegebenen Liste erkannter Stenosen schnell alle für den Arzt interessanten Gefäßpositionen auswählen könnte. Um Gefäßverengungen zu detektieren betrachten wir entlang aller berechneten Gefäßpfade den via Distanztransformation geschätzten minimalen Gefäßdurchmesser und klassifizieren das Profil mittels Dynamic Time Warping (DTW) an Referenzmustern [1].

**Abb. 2.** Messfehler des min. Durchmessers in Abhängigkeit der vom Benutzer einzustellenden Intensität.



**Abb. 3.** Plastikmodell zur Evaluierung des berechneten Gefäßdurchmessers.



### 3.4 Volumenberechnung

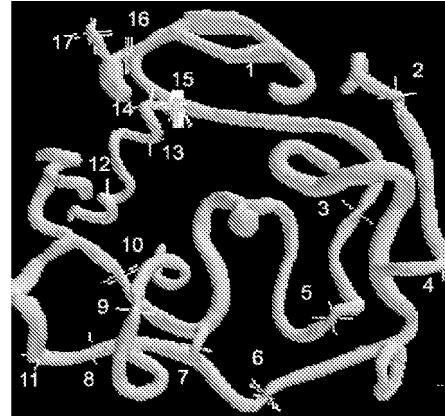
Die Selektion eines Aneurysmas erfolgt über das Herausstanzen eines Teilvolumens (Volume Of Interest). Dabei wird der Aneurysmenhals genau und der Rest des Aneurysmas grob selektiert. Innerhalb des VOI werden alle zusammenhängenden Voxelpartien bestimmt und mittels Distanztransformation der jeweilige Massenschwerpunkt (Zentrum) bestimmt. Das Volumen mit dem größten minimalen Durchmesser wird als Aneurysma klassifiziert und das Volumen aus allen zugehörigen Voxeln berechnet. Da es besonders bei Aneurysmen durch Wirbel im Blutfluss zu einer ungleichmäßigen Kontrastmittelverteilung kommen kann, wird die Hülle der Voxelmenge bestimmt. Innerhalb der Hülle werden alle „Löcher“ gefüllt. In das Zentrum wird eine Multiplanare Rekonstruktion (MPR) gelegt, die vom Anwender frei rotiert und in Richtung der Normalen verschoben werden kann.

## 4 Ergebnisse und Diskussion

Die Segmentierung in Hochkontrastaufnahmen erwies sich als sehr robust. Der vom Benutzer einzustellende Schwellwert (Intensität) wirkt nicht sensitiv auf den berechneten Gefäßdurchmesser ein (siehe Abb. 2). Bestimmte Gefäßverzweigungen sind präzise. Die hohe Anzahl an Gefäßverzweigungen, die häufig bei stark Oberflächenfragmentierten Gefäßen auftreten, konnte auf ein notwendiges Minimum reduziert werden. Die Quantifizierung einer Stenose dauert von der Segmentierung bis hin zum berechneten Gefäßprofil (min/max Durchmesser, Gefäßschnittfläche und Stenosegrad) auf einem  $256 \times 256 \times 300$  Volumen unter 35 Sekunden (Pentium IV 2.5 GHz 2GB RAM). Eine Evaluierung des gemessenen minimalen Durchmessers wurde anhand eines real aufgenommenen Plastikmodells (siehe Bild 3) durchgeführt. Der gemessene Fehler ist in Abbildung 2 dargestellt (gemessene Länge: 13,6mm, 180 Samples,  $256 \times 256 \times 299$  Volumen, Voxelgröße  $0.42\text{mm}^3$ ). Um in der Anwendung das Messergebnis reproduzierbar zu machen, wird ein Default-Schwellwert vorgegeben, der sich aus dem Histogramm berechnen läßt.

Bei der Stenosedetektion kommt es bei dünnen Gefäßen zu einer Überdetektion, da der geschätzte Durchmesser entlang der Skelettpfade zu ungenau wird. Bei größeren Gefäßen nimmt die Erkennerrate deutlich zu. Um Gefäßenden und Verzweigungen nicht als Stenose zu detektieren, wurden entsprechende Referenzmuster erzeugt. In Abb. 4 sehen wir die in einem realen Modell detektierten Stenosen. Bei den Positionen 2,3,5,6,9,10 und 16 handelt es sich um richtig erkannte Stenosen. Bei 16 wurde der Hals des Aneurysmas als Gefäßverengung erkannt, 1,4,7,8,11,12,13,14,15 und 17 sind Fehldetektionen.

**Abb. 4.** Am realen Modell detektierte Stenosen.



Die Selektion des Aneurysmenhals mittels VOI erwies sich für die klinische Anwendung als wertvoll. Der in einer klinischen Evaluierung [2] ermittelte Messfehler des Volumens liegt reproduzierbar bei 10% über Soll und ist als akzeptabel eingestuft. Alle Algorithmen wurden mit verschiedensten DSA Bildern getestet, sind FDA-konform und für den praktischen Einsatz geeignet. Seit Herbst 2003 sind die Algorithmen Bestandteil der Produktsoftware Syngo von Siemens Medical Solutions. Eine automatische Erkennung von Gefäßverengungen würde die bisherige Nutzerinteraktion erheblich verringern. Der Einsatz von DTW zur Stenosenerkennung zeigt sich als durchaus praktikabel und könnte mit einer präziseren Berechnung des Gefäßdurchmessers in der Praxis Anwendung finden.

## Literaturverzeichnis

1. Prümmer M.: Algorithmen zur quantitativen Analyse von Volumendaten, Diplomarbeit. CVGPR-Group Universität Mannheim, Siemens Medical Solutions Forchheim, 2002.
2. White, P; Sellar, R; Keston, P; Horribine, L: Advanced Volume Analysis In The Planning And Assessment Of Endovascular Aneurysm Treatment. Neuroradiology, Western General Hospital, Edinburgh, UK. PP.91, WFITN Brazil, 2003.
3. Thou Y. and Toga A. W.: Efficient Skeletonization of Volumetric Objects. Laboratory of Neuro Imaging, UCLA School of Medicine, Los Angeles, CA 90095, IEEE Transactions on Visualization and CG p.196–209, Vol.5, No.3, 1999.