

# Präzise Messungen kleiner Durchmesser intrakranieller Gefäße in DSA-Bildern

Volker Aurich<sup>1</sup>, Andreas Beck<sup>1</sup>, Bernd Turowski<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Institut für Informatik, Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

<sup>2</sup>Institut für Diagn. Radiologie/Neuroradiologie, Universitätsklinikum Düsseldorf

aurich-bvm2009@acs.uni-duesseldorf.de

**Kurzfassung.** Bei einigen Krankheitsbildern wie Vasospasmen nach Subarachnoidalblutungen ist es wichtig, sehr geringe Änderungen des Durchmessers von Gefäßen frühzeitig zu erkennen. Es werden zwei Messmethoden dafür vorgestellt, die leicht anwendbar sind. Anhand von Phantomen wird experimentell nachgewiesen, dass sie herkömmlichen Verfahren bezüglich der Reproduzierbarkeit und teilweise auch der Genauigkeit überlegen sind.

## 1 Einleitung

Durch die Injektion von Kontrastmittel kann man Blutgefäße in einem Röntgenbild deutlich sichtbar machen. Um andere, störende Strukturen wie Knochen zu eliminieren, wird bei der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) von dem Röntgenbild ein zuvor ohne Kontrastmittel aufgenommenes Röntgenbild subtrahiert. Die DSA ist der Goldstandard für die klinische Analyse von intrakraniellen Gefäßen. Sie liefert eine höhere Auflösung als CT oder MRT [1]. Intravaskuläre Ultraschallmessungen sind invasiv und im intrakraniellen Bereich mit einem unverantwortbar hohen Risiko verbunden.

Üblicherweise bestimmt man in DSA-Bildern Gefäßdurchmesser, indem man einfach die Gefäßränder visuell schätzt und dann ihren Pixelabstand durch Abzählen ermittelt. Häufig wird versucht, die Genauigkeit dadurch zu erhöhen, dass man das DSA-Bild auf eine höhere Pixelauflösung interpoliert oder durch Änderung der Abbildungsgeometrie vergrößert [2]. Im klinischen Einsatz kennt man die Parameter der durch die Zentralprojektion gegebenen Abbildung nicht sehr genau, so dass ohne Kalibrierung keine Absolutmessungen, sondern lediglich Vergleichsmessungen möglich sind. Schwierig ist es, bei Messungen in größeren Zeitabständen eine hohe, reproduzierbare Genauigkeit innerhalb weniger Prozent zu erreichen [3].

## 2 Material und Methoden

Bei allen Verfahren geht man davon aus, dass das Kontrastmittel homogen im Gefäß verteilt ist. Weil ein DSA-Bild nur eine Projektion auf zwei Dimensionen ist, kann man prinzipbedingt nicht die tatsächliche Gestalt des Gefäßquerschnitts

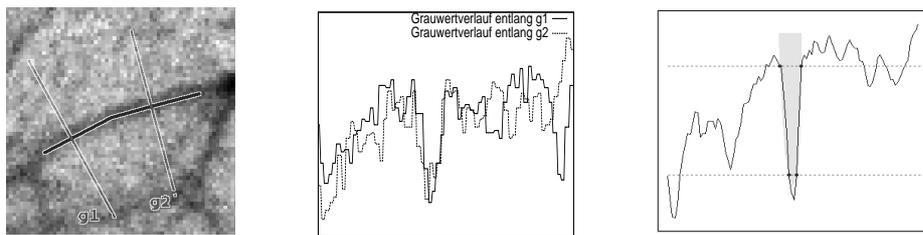
bestimmen. Wenn man von Durchmesser spricht, nimmt man implizit immer einen kreisförmigen Querschnitt an. Bei der Abbildung eines kleinen Volumenbereichs in der Größenordnung der Gefäßdurchmesser ist die eigentlich vorliegende Zentralprojektion von einer Parallelprojektion kaum zu unterscheiden; deshalb wird im Folgenden bei lokalen Betrachtungen von einer Parallelprojektion ausgegangen. Außerdem sollen nur Gefäßstücke vermessen werden, die nahezu parallel zur Bildebene verlaufen und im DSA-Bild nicht von anderen überlappt werden.

## 2.1 Das Verfahren VESSEL

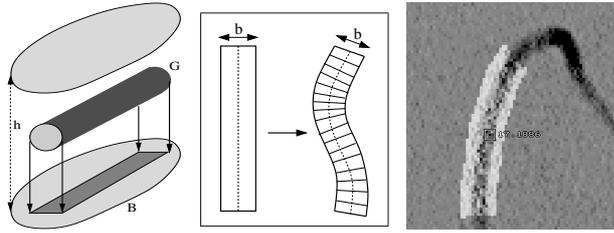
Auf unterschiedlichen Geraden senkrecht zu dem Gefäßstück variiert die Gestalt des Helligkeitsprofils meist sehr stark (Abb. 1), so dass damit die Gefäßränder nicht präzise zu bestimmen sind. Deshalb lässt ein menschlicher Betrachter seinen Blick längs des Gefäßes schweifen und führt damit implizit eine Art von Mittelung längs des Gefäßes durch. Diese Beobachtung ist die Grundlage des Verfahrens VESSEL. Der Benutzer gibt im DSA-Bild mit zwei Mausklicks die Endpunkte einer Strecke  $S$  in Richtung des Gefäßes an. Auf jeder Parallelen zu  $S$  werden die Grauwerte gemittelt und daraus das gemittelte Helligkeitsprofil  $P$  senkrecht zu  $S$  erstellt. Dabei werden Werte in Subpixelpositionen durch bilineare Interpolation berechnet. Im Idealfall eines Gefäßes mit kreisförmigen Querschnitt und ohne Rauschen ist  $P$  eine Halbellipse, deren horizontale Halbachse der mittlere Gefäßdurchmesser ist. Deshalb wird  $P$  bestmöglich durch eine Halbellipse approximiert und die Länge ihrer horizontalen Halbachse als Schätzwert genommen. Das Verfahren funktioniert auch für gekrümmte Gefäßstücke, indem der Benutzer ihre Richtung durch einen Polygonzug angibt.

## 2.2 Das Verfahren ANGIOTUX

$G$  sei das Lumen eines kleinen Gefäßstücks. Ein Koordinatensystem sei so gewählt, dass die  $x$ - $y$ -Ebene parallel zur Bildebene ist und die  $z$ -Achse in Richtung der Röntgenstrahlen weist, die wir wegen der geringen Größe von  $G$  als parallel annehmen. Die Angiographieabbildung ist dann einfach die Projektion in



**Abb. 1.** DSA-Bild eines dünnen Gefäßstücks, Grauwertprofile auf zwei dazu quer verlaufenden Strecken  $g_1$  und  $g_2$  und Anpassung einer Ellipse an das gemittelte Helligkeitsprofil  $P$  senkrecht zum eingezeichneten Streckenzug.



**Abb. 2.** Projektion eines Gefäßes, Verbiegung einer Tubenumgebung und mit rundem Pinsel angemaltes Gefäßstück

$z$ -Richtung einer Zylindermenge  $Q = B \times [0, h]$ , die  $G$  enthält, auf ihre Basis  $B$  in der  $x$ - $y$ -Ebene.  $a_0(x, y, z)$  sei der Röntgenabsorptionskoeffizient an der Stelle  $(x, y, z)$  vor der Kontrastmittelinjektion. Die Helligkeit  $f_0(x, y)$  des Pixels  $(x, y)$  des Angiographiebildes ist proportional zum Logarithmus der Abschwächung des Röntgenstrahls durch  $(x, y)$ , also nach dem Lambert-Beerschen Absorptionsgesetz proportional zum Integral  $\int_0^h a_0(x, y, z) dz$ . Wenn das Gefäß homogen mit Kontrastmittel gefüllt ist, ergibt sich die Absorptionsfunktion  $a_K = a_0 + \alpha \chi_G$  mit einem  $\alpha > 0$  und die Angiographiebildhelligkeit  $f_K(x, y) = \int_0^h a_K(x, y, z) dz$ .

*Bestimmung von Volumenverhältnissen.* Es gilt

$$\begin{aligned} \text{vol}(G) &\sim \alpha \int_G dx dy dz = \int_Q (a_K - a_0) dx dy dz \\ &= \int_B \int_0^h (a_K - a_0 dz) dx dy = \int_B (f_K - f_0) dx dy \end{aligned}$$

Weil  $f_K - f_0$  die Grauwertfunktion des DSA-Bildes ist, kann somit das Volumenverhältnis zweier Gefäßstücke  $G_1$  und  $G_2$  bestimmt werden. In der Praxis ergibt die Subtraktion der Bilder mit und ohne Kontrastmittel außerhalb der Gefäße nicht exakt den Wert 0; außerdem wird die Helligkeit des Bildhintergrundes zur besseren Betrachtung meist künstlich angehoben. Dieser Hintergrundwert wird durch Mittelung über einen Bildbereich ohne Gefäße ermittelt und abgezogen.

*Bestimmung von Längenverhältnissen.* Sind die  $G_j$  Zylinder mit Längen  $L_j$  und kreisförmigen Querschnitten der Durchmesser  $d_j$ , so gilt  $\text{vol}(G_j) = \frac{\pi}{4} d_j^2 L_j$ , und somit könnte man das Verhältnis  $d_1/d_2 = \sqrt{L_2 \text{vol}(G_1) / L_1 \text{vol}(G_2)}$  bestimmen, wenn man die Längen  $L_1$  und  $L_2$  kennen würde. Um die Länge eines Gefäßstücks  $G$  aus seinem DSA-Bild berechnen zu können, müssen wir voraussetzen, dass es parallel zur Bildebene ist, so dass sein DSA-Bild die gleiche Länge hat (Abb. 2).

*Robuste Längenmessung.* Für die Längenmessung von Gefäßen im DSA-Bild wurde ein Ansatz gewählt, der die Approximation infinitesimaler Größen vermeidet. Ein rechteckiger Streifen mit Fläche  $A$  und Breite  $b$  hat die Länge  $L = \frac{A}{b}$ . Diese Beziehung gilt auch noch, wenn man den Streifen verbiegt, solange nur die Krümmung der Mittelkurve so klein bleibt, dass die dazu senkrechten Gräten sich nicht überschneiden, also im mathematischen Sinne eine sogenannte Tubenumgebung vorliegt (Abb. 2); zum Beweis man muss nur den Integraltransformationssatz auf die Deformierung anwenden. In der praktischen Anwendung

fährt man wie in einem Malprogramm mit einem kreisrunden Pinsel dem Gefäßstück entlang, wobei die Dicke  $b$  des Pinsels so gewählt ist, dass das Gefäß ganz in dem vom Pinsel angemalten Bereich  $S$  liegt. Die Enden des Streifens  $S$  begradigt man noch (Abb. 2 rechts). Der Quotient (Anzahl der Pixel in  $S$ )/ $b$  ist ein Schätzwert für die Länge des Gefäßstückes, der sehr gut reproduzierbar ist, auch wenn die gewählte Pinselbreite  $b$  und der Benutzer variieren.

### 2.3 Messungen am Phantom

Zur experimentellen Auswertung wurde ein Phantom aus 5 Glaskanülen gebaut, die mit einem parallelen Ein- und Abfluss versehen sind. Unter dem Phantom wurde eine Schale mit einer 2cm tiefen Wasserschicht platziert, um Gewebe zu simulieren. Während der Messung wurden die Kanülen wie sonst die Gefäße mit Kontrastmittel gefüllt. Die Innendurchmesser der Kanülen 1 bis 5 betragen 1.31 mm, 1.2 mm, 0.94 mm, 0.92 mm und 0.41 mm. Die Messungen wurden mit der bei DSA-Aufnahmen des Gehirns üblichen Vorgehensweise mit dem Angiographiegerät Integris Allura von Philips mit einer  $1024 \times 1024$ -Matrix bei kleinem Fokus, 60 kV und 300 ms vorgenommen.

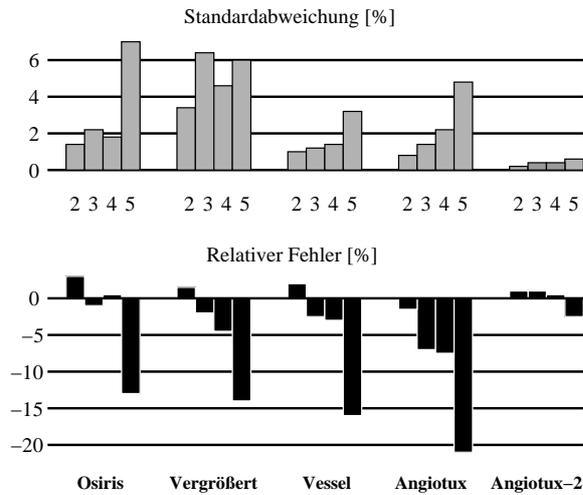
Verglichen wurden 5 Messverfahren: 1. das Standardverfahren, also Vergrößerung des DSA-Bildes mit bikubischer Interpolation und visuelle Bestimmung der Gefäßränder und ihrer Pixelentfernung mit Hilfe der Software OSIRIS (Version 4.19 der Universität Genf); 2. dieselbe Methode, jedoch wurde das Bild durch Änderung der Abbildungsgeometrie um den Faktor 3.3 vergrößert; 3. das Verfahren VESSEL in einer Implementierung, die im Rahmen einer Bachelorarbeit entstanden ist [4]; 4. das Verfahren ANGIOTUX; 5. eine weiter unten erklärte Variante, die wir ANGIOTUX-2 nennen; beide sind als spezielle Anwendung der ECCET-Plattform realisiert [5].

Alle Messungen wurden von zwei erfahrenen Radiologen unabhängig voneinander vorgenommen. Beide nahmen mit jeder der 5 Messmethoden je 15 Messungen vor; jedesmal wurde die gesamte Messprozedur neu durchgeführt.

Die von dem Angiographiegerät gelieferten Subtraktionsbilder enthalten eine leichte Kantenüberhöhung, die die visuelle Inspektion erleichtern soll, die jedoch bei dem Verfahren Angiotux zu einem prinzipbedingten Fehler führt. Deshalb wurden aus dem Angiographiegerät die Originalbilder ausgelesen und auf einem externen Rechner subtrahiert. Dieses so modifizierte Verfahren wird in den Resultatdiagrammen ANGIOTUX-2 genannt.

## 3 Ergebnis

Für jede der 5 Kanülen werden mit jeder der 5 Methoden in den  $2 \times 15$  Messungen die zu den Durchmessern proportionalen Messwerte  $d_1, \dots, d_5$  bestimmt. Da ja nur Relativmessungen betrachtet werden, wählt man jeweils den Wert  $d_1$  der dicksten Kanüle 1 als Referenzwert und betrachtet nur noch die Quotienten  $\frac{d_2}{d_1}, \dots, \frac{d_5}{d_1}$ . In Abb. 3 ist für jede Methode aufgetragen, wie stark der Mittelwert dieser Quotienten vom wahren Durchmesser Verhältnis abweicht und wie groß die Standardabweichung der Messungen ist.



**Abb. 3.** Standardabweichung und relativer Fehler der Durchmesser der Kanülen 2, 3, 4, 5 im Verhältnis zur Kanüle 1. Man beachte die geringere Streuung der Verfahren Vessel und Angiotux.

### 4 Diskussion

Wenn man etliche Einzelmessungen durchführen und mitteln kann, so liefern alle Verfahren außer Angiotux ähnlich große Fehler; nur bei der dünnsten Kanüle ist Angiotux-2 deutlich besser. Da in der klinischen Routine meist nur eine Messung vorgenommen wird, ist es wichtig, die Streuung gering zu halten. Das ist bei Angiotux-2 am besten erfüllt. Zudem ist es einfach anzuwenden und erfordert vom Benutzer keinerlei kritische Entscheidungen wie die präzise Erkennung von Gefäßrändern. Es ermöglicht, an einer Standard-Angiographieanlage Durchmesser-Verhältnisse intrakranieller Gefäße mit hoher und reproduzierbarer Präzision auf klinischen Routine-Aufnahmen zu messen, und es ist sogar unempfindlich gegenüber leichten Bewegungsartefakten.

### Literaturverzeichnis

1. Yoon D, Choi C, Kim K, et al. Multidetector row CT angiography of cerebral vasospasm after aneurismal subarachnoid hemorrhage: Comparison of volume-rendered images and digital subtraction angiography. *AJNR*. 2006;27(2):370–377.
2. Luedemann W, Brinker T, Schuhmann M, et al. Direct magnification technique for cerebral angiography in the rat. *Invest Radiol*. 1998;33:421–424.
3. Turowski B, du Mesnil de Rochemont R, Beck J, et al. Assessment of changes in cerebral circulation time due to vasospasm in a specific arterial territory: Effect of angioplasty. *Neuroradiology*. 2005;47(2):134–143.
4. Kopp W. Bestimmung von Gefäßdurchmessern in Angiographiebildern. Bachelorarbeit: Institut für Informatik der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf; 2007.
5. <http://www.eccet.de>; 2008.