

PROBLEMORIENTIERTE LEHRVERANSTALTUNG: EINFÜHRUNG IN MEDIZINTECHNISCHE SYSTEME

Implementierung eines Systems zur Visualisierung von IVOCT-Daten

September 2016

INHALTSVERZEICHNIS

1 Problemstellung	2
2 Material und Methoden	2
3 Ergebnisse.....	3
3.1 Vorverarbeitung	3
3.2 Verarbeitung	4
3.3 Interface	4
4 Diskussion.....	5
5 Ausblick.....	6
Literaturverzeichnis.....	7

1 PROBLEMSTELLUNG

Zur Untersuchung und Behandlung oftmals pathologischer intravaskulärer Veränderungen wird ein minimalinvasives, hochauflösendes Bildgebungsverfahren benötigt. Intravaskuläre optische Kohärenztomographie ist eine solche Möglichkeit der bildgebenden Diagnostik, das minimalinvasiv Gefäße und deren unmittelbare Umgebung durch optische Reflexionsmessung abbildet. Das Funktionsprinzip gleicht dem eines Michelson-Interferometers mit niedrig-kohärentem Licht.

Als Lichtquelle fungiert eine Superluminiszenzdiode (SLD). Die Lichtstrahlen werden in Referenz- und Probenarm aufgeteilt und die Laufzeitunterschiede anschließend am Detektor erkannt. Die so entstandenen A-Scans werden nun im nachfolgend vorgestellten System verarbeitet. [1] [2]

Aufgrund der hochauflösenden Aufnahmen können neben der eigentlichen Bildgebung weitere Informationen, wie die Zusammensetzung einer Stenose und daraus das Risiko einer Ruptur ermittelt werden.

Im Rahmen der Problemorientierten Lehrveranstaltung: Einführung in medizintechnische Systeme sind Methoden zu implementieren und entwickeln, die der Diagnoseunterstützung bei der Anwendung von IVOCT dienen. Dabei wird der Lumendurchmesser eines unbekannten Datensatzes (Transversalscan einer Arterie) bestimmt, sowie eine dreidimensionale Volumenrekonstruktion aus den einzelnen Schichtbildern möglich.

Schwerpunkte für die Implementierung sind neben der zuverlässigen Datenverarbeitung eine intuitive Bedienung und die Ausgabe im DICOM-Format. Die endgültige Diagnosestellung übernimmt der Anwender.

2 MATERIAL UND METHODEN

Die Verarbeitung der vom IVOCT aufgenommen Rohdaten, sowie das Interface für die Interaktion des Mediziners werden komplett in MATLAB implementiert.

Sämtliche verwendeten MATLAB-Befehle wurden in Rücksprache mit den Tutoren aus der MATLAB-Dokumentation entnommen. Sie sind den jeweiligen Verarbeitungsschritten beigelegt. [3]

Von besonderem Interesse in diesem Projekt ist die MATLAB Image Processing Toolbox, da hier eine Vielzahl der Funktionen und Filter zur Bildverarbeitung, Bildsegmentierung und Visualisierung bereits implementiert sind.

Darüber hinaus bietet MATLAB ebenfalls Funktionen zur Erstellung des graphical user interface (GUI), welche in Teil drei ausführlich erläutert werden.

Der Rohdatensatz besteht aus vierdimensionalen Binärdaten eines IVOCT-Scans („Spectra“), Herstellerangaben zum Dunkelstrom („Offset“) und dem vor dem eigentlichen Scan ermittelten DC-Term mit den Positionen der nichtlinearen Stützstellen („Spectrum“). Alle Daten liegen als MAT-File vor.

3 ERGEBNISSE

Die Bildverarbeitung erfolgt unabhängig vom gegebenen Datensatz, weshalb die einzelnen Schritte in einem Skript zusammengefasst werden.

3.1 Vorverarbeitung

Zuerst werden der binäre Bilddatensatz als 4D-Matrix, der vom Hersteller gegebene Dunkelstrom, der im Vorfeld bestimmte DC-Term und die Position der nichtlinearen Stützstellen mit dem load-Befehl in den Workspace geladen.

Nachfolgende Schritte sind in zwei for-Schleifen geschachtelt. Die äußere Schleife läuft über die vierte Dimension der Bilddaten, was der Anzahl der Slices entspricht. Jede Schicht (Slice) besteht aus einer bestimmten Anzahl Spectra, welche durch die zweite Dimension der Bilddaten gegeben ist.

In der inneren Schleife wird zu Beginn von jedem einzelnen Spektrum der Detektor-Offset, sowie der DC-Term durch einfache Matrizensubtraktion entfernt.

Die bereinigten Spectra werden anschließend auf die Fourier-Transformation vorbereitet:

Das zeitkontinuierliche, periodische Signal des Spektrums enthält aufgrund des Leck-Effekts Seitenbänder. (vgl. Vorlesung) Dieser Effekt wird durch auf Fensterfunktionen basierenden Filtern minimiert. Der am weitesten verbreitete ist der Hann-Filter. Für eine genauere Apodisation wird in diesem System zusätzlich die gegebene, eigentliche spektrale Form der Lichtquelle berücksichtigt. Vor der Fourier-Transformation wird jede Stützstelle der Spectra linear in den k-Raum interpoliert. Der MATLAB-Befehl hierfür lautet: `interp1`.

Die diskrete Fourier-Transformation (MATLAB: `fft`) überführt das Spektrum in einen A-Scan. Das erhaltene Signal ist komplex. Abschließend wird der Betrag des Signals, welcher sämtliche Bildinformationen enthält, gebildet (MATLAB: `abs`) und zur besseren Darstellung logarithmisch komprimiert und in Grauwerte (0-255) umgewandelt (MATLAB: `mat2gray`).

Jeder Durchlauf der inneren Schleife transformiert demnach mehrere Spectra zu einem B-Scan. Die weitere Verarbeitung erfolgt nun für jeden B-Scan.

3.2 Verarbeitung

Zuerst erfolgt eine manuelle Entfernung des runden Guidewire-Artefaktes. Da die B-Scans in Polarkoordinaten vorliegen, stellt sich oben genanntes Artefakt als eine Linie dar. Zum Entfernen wird das Bild in y-Richtung verschoben und automatisch Pixeln des Grauwerts 0 aufgefüllt, sodass das Bildformat erhalten bleibt. (MATLAB: `imtranslate`). Um wie viele Pixel das Bild verschoben wird, muss der Anwender manuell auswählen.

Zur besseren Merkmalsextraktion wird anschließend ein zweidimensionaler Median-Filter mit dem Fester [5 5] verwendet, der das Bildrauschen unterdrückt. (MATLAB: `medfilt2`).

Im verschobenen Bild erfolgt nun die Segmentierung mittels Schwellwertverfahren: Der Schwellwert wird nach Otsu bestimmt (MATLAB: `greythresh`). [4] Das segmentierte Bild zeigt die Kanten des Lumens mit hohem Kontrast, diese sind jedoch nicht durchgängig. Die Löcher der Kanten werden morphologisch geschlossen (MATLAB: `imclose`).

Die Visualisierung des segmentierten B-Scans erfolgt nun mithilfe der Funktion `bwperim`. Diese Funktion betont die segmentierte Innen- und Außenkante in Form einer bunten Linie entlang der Arterie, welche auf das Originalbild projiziert wird.

Abschließend wird das Bild zurückverschoben, damit die Transformation in Kartesische Koordinaten erfolgen kann.

Die Bildverarbeitung erstellt aus den Spektraldaten somit ein kartesisches 3D-Bild, welches den Transversalscan durch die Arterie in mehrere Schichten aufgeteilt darstellt.

3.3 Interface

Um das System intuitiv verwenden zu können, wird ein User Interface mittels des `guide` Werkzeugs erstellt.

Die erste eingefügte Funktion ist ein Dateibrowser. Hier wählt der Anwender den gewünschten OCT-Datensatz und es erfolgt automatisch die Verarbeitung entsprechend Kap. 3.1&3.2.

Nun wird automatisch (MATLAB: `imshow3D`; erweiterte Version der `imshow` Funktion) der Datensatz dargestellt und mit einer Skala versehen. [4] Mit Hilfe des Slicers kann durch die einzelnen Schichten per Maus gescrollt werden. Darüber hinaus werden Funktionen wie Zoom, oder Anpassung des Otsu-Schwellwerts aus Kapitel 3.2 als Auswahlmöglichkeiten integriert.

Wählt der Benutzer die Längenmessung über einen Button im Interface, kann er mit der Maus beliebige Punkte markieren, die als (x,y)-Koordinaten gespeichert werden. Anschließend wird über den Satz des Pythagoras der Abstand dieser Punkte ermittelt und aufgrund der gegebenen Pixelgröße als Länge in mm ausgegeben.

Zuletzt erfolgt im Interface der Export des Bildes im DICOM-Format (MATLAB: `dicomwrite`).

4 DISKUSSION

Die Implementierung erfolgt ausschließlich in MATLAB. So wird die Anzahl der Schnittstellen im gesamten Bildverarbeitungsprozess auf zwei reduziert – den Lade- und den Ausgabevorgang. Im Zuge dessen fallen nur wenige Formatwandlungen an. Möglichem Informationsverlust durch Konvertierung wird so vorgebeugt. Darüber hinaus sind anwenderseitig weniger Arbeitsschritte erforderlich, da die Datenübergabe zwischen unterschiedlichen Programmen (z.B. zwischen MATLAB und MevisLab) mitunter manuell zu erfolgen hat. Zwar ist die Implementierung der Verarbeitungsschritte aufwändiger und weniger intuitiv. Einzelne Funktionen können aber direkt eingesehen und gegebenenfalls an die Anforderungen angepasst werden. Weiterhin ermöglicht MATLAB eine vergleichsweise einfache Erstellung eines GUI. Durch den integrierten MATLAB Compiler kann das erstellte Programm als eigenständige Anwendung kostenlos bei Benutzern, die nicht über MATLAB verfügen implementiert werden. [5]

Die Darstellung der Phantombilddaten in Polarkoordinaten bietet zwei entscheidende Vorteile. Erstens lässt sich das Artefakt, das vom Guidewire der Sonde erzeugt wird, leichter segmentieren und aus den Bilddaten entfernen. Der hier gewählte manuelle Ansatz der Translation wäre in kartesischen Koordinaten nicht möglich. Zum zweiten ist die Filterung vor allem zur Kantensegmentierung auf diese Weise robuster.

In erster Linie handelt es sich bei dem vorliegenden Programm um eine Möglichkeit zur Unterstützung der Diagnosestellung und Vermessung von Befunden und Befundstellen. Dabei dienen die Zeigerkoordinaten als Orientierungshilfe und zur Befund(-stellen) Referenz. Voraussetzung für die erfolgreiche Anwendung ist, dass der Nutzer eigenständig kritische Querschnitte in den Bilddaten erkennt. Es wird davon ausgegangen, dass er zwischen Artefakten und Befunden zuverlässiger unterscheiden kann, als die Implementierung einer automatischen Überprüfung auf kritische Durchmesser. Daher wird auf eine automatisierte die Durchmessermessung und Segmentierung bewusst verzichtet.

Als Standard für die Speicherung und den Austausch medizinischer Bilddaten mit Zusatzinformationen wie Patientendaten, Segmentierungen, u.ä. eignet sich das DICOM-Datenformat besonders für die Anwendung der vorliegenden Implementierung im klinischen Bereich. Es ist RISC-kompatibel, vereinfacht und verkürzt Diagnoseverfahren, da es einen umfassenden Überblick über alle wichtigen Patientendaten bietet.

5 AUSBLICK

Mit dem vorgestellten Konzept und dem derzeitigen Stand der Umsetzung ist eine Grundlage für weiterführende Entwicklungen geschaffen. Bisher erfolgt die Bildverarbeitung aufgrund manuell eingegebener Annahmen und ist somit wenig flexibel im Hinblick auf Art und Qualität der Rohdaten. Vor allem die Translation des Bildes muss automatisiert werden. Ein Ansatz ist die Segmentierung der äußersten Kante des Artefakts mit anschließender Translation um den Abstand vom oberen Bildrand bis zum am weitesten entfernten Pixel der Artefaktkante.

Eine aussichtsreiche Erweiterung des Systems ist die Verarbeitung der Bilddaten in Farbe (sofern vorhanden). Dadurch könnte Information über Art und Zusammensetzung eines Plaques hervorgehoben werden und Stents würden sich aufgrund des Materials noch besser von der Arterie abheben.

Neben der Erweiterung des Systems liegt eine Verbesserungsmöglichkeit in der flexiblen Implementierung der verschiedenen Filterschritte inklusive ihrer Parameter im GUI-Menü. So kann der Anwender nach Bedarf einzelne Filterelemente hinzufügen und mit Hilfe von Schiebereglern gewichten beziehungsweise anpassen.

Mit besseren Programmierkenntnissen muss dazu auf weitere Modularisierung der einzelnen Verarbeitungsschritte und des GUI geachtet werden, damit unbekannte Datensätze flexibler gehandhabt werden und Fehler im Programm leichter zu lokalisieren sind.

Die Durchmesserbestimmung erfolgt momentan komplett manuell. Es kann der Fall eintreten, dass die Gefäßwand z.B. aufgrund von Messfehlern nicht eindeutig erkennbar ist. Hier ist mitunter eine zuschaltbare, automatische Segmentierung hilfreich, die kritische Querschnitte selbstständig erfasst und den Anwender auf diese hinweist. Hierbei ist darauf zu achten, dass der Anwender nicht in seiner Auswahl eingeschränkt wird. Vielmehr soll er bei der Detektion schwierig zu erkennender Auffälligkeiten Unterstützung erhalten. Umsetzbar ist diese Systemkomponente z.B. durch die Projektion eines Kreises und anschließender Annäherung an die Gefäßwand durch aktive Konturen.

Um den Informationsgehalt für weitere Stationen des RISC-Systems möglichst hoch zu halten, kann zusätzlich eine automatische Speicherung der Bildparameter wie dem Grauwertbereich, der Anzahl der Scans, der Filter- und Segmentierungsparameter, sowie möglichen Befunden im DICOM-Header sinnvoll sein.

LITERATURVERZEICHNIS

- [1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito und J. G. Fujimoto, „Optical Coherence Tomography,“ *Science*, Vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.
- [2] T. Wang, T. Pfeiffer, E. Regar, W. Wieser, H. van Beusekom, C. T. Lancee, G. Springeling, I. Krabbendam, A. F. van der Steen, R. Huber und G. van Soest, „Heartbeat OCT: in vivo intravascular megahertz-optical coherence tomography,“ *Biomedical Optics Express*, Bd. 6, Nr. 12, pp. 50-62, 23 11 2015.
- [3] „MATLAB Documentation,“ The Mathworks Inc., [Online]. Available: <http://de.mathworks.com/help/matlab/>. [Zugriff am 20 September 2016].
- [4] M. Shahedi. [Online]. Available: <https://de.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/41334-imshow3d--3d-imshow--new-version-released--see--imshow3dfull->. [Zugriff am 20 September 2016].
- [5] C. Rawal, „Matlab Compiler,“ The Mathworks Inc., 20 September 2016. [Online]. Available: <http://de.mathworks.com/products/compiler/>.
- [6] N. Otsu, „A threshold selection method from gray-level histograms,“ *IEEE Trans Syst Man Cybern C Appl Rev*, pp. 62-66, 1979.