Ergebnisse

Vorverarbeitung:

Zuerst wird eine Rohdatenverarbeitung vorgenommen. Dazu wird der Rohdatensatz als 2D-Matrix, der vom Hersteller gegebene Dunkelstrom und die Position der nichtlinearen Stützstellen in den Workspace geladen.

Daraufhin wird von jeder Spalte der Rohdatenmatrix, welche nach der Fourier-Transformation einen A-Scan darstellt, der Dunkelstrom subtrahiert. Der DC-Term wird bestimmt, indem der Mittelwert jeder Zeile der Matrix errechnet wird. Dieser wird dann wiederrum von der Matrix subtrahiert. Ein häufiges Problem bei der Fourier-Transformation ist der Leakage-Effekt. Um die resultierenden Seitenbänder zu reduzieren wird jedes Spektrum mit dem Hann-Filter multipliziert, die sogenannte Apodisation. Des Weiteren werden die nichtlinearen Stützstellen linear in den k-Raum interpoliert. Die Fourier Transformation überführt die Spektren in A-Scans. Da das erhaltene Signal komplex ist, wird der Betrag des Signals genommen und für eine bessere Darstellung dieser logarithmisch komprimiert und in Grauwerte umgewandelt.

Der nun entstandene M-Scan (Aneinanderreihung der A-Scans) wird für die Bildverarbeitung erst einmal in B-Scans aufgeteilt. Ein B-Scan stellt einen Querschnitt der untersuchten Arterie dar. Da der Katheter meist nicht genau mittig in der Arterie liegt entsteht ein Bild welches Maxima und Minima für die Katheter-Artefaktlinien und Arterienwände aufweist. Der Bereich von einem Maximum zum nächsten gibt an, dass der Katheter eine Drehung von 360Grad gemacht hat und dementsprechend ergibt dieser Bereich einen B-Scan. Um die Maxima ausfindig zu machen wird zunächst das Rauschen durch einen Median-Filter verringert. Die Artefaktlinie des Prismas wird entfernt. Der Prewitt-Kantenfilter, angewendet auf den Bereich des Katheter-Artefaktes, ergibt eine Matrix aus Nullen und Einsen. Die Einsen repräsentieren hierbei die Artefaktlinien. Da die Katheter-Artefaktlinie direkt unterhalb der Prisma-Artefaktlinie liegt, wird die Zeile unterhalb des entfernten Prisma-Artefakts abgescannt und der Abstand der Einsen in einen Vektor gespeichert. Daraufhin werden kleine Abstände vernachlässigt, der Vektor enthält nun die Positionen der Maxima. Der M-Scan wird genau an diesen Stellen in B-Scans aufgeteilt.

Verarbeitung:

Die Bildverarbeitung erzeugt aus jedem B-Scan ein kartesisches Bild. Zusätzlich wird die innere Wand der Arterie segmentiert und der Durchmesser bestimmt.   
Dazu werden als erstes die Artefakte aus den Scans entfernt indem der Bildbereich oberhalb der zu segmentierenden Arterienwand einem Grauwert gleichgesetzt wird. Mit Hilfe einer Kontrastverstärkung, eines mehrfach angewendeten Median-Filters, einer Transformation in ein schwarz-weiß Bild und einer for-Schleife wird das Artefakt, welches teilweise die Arterie durchzieht ermittelt und entfernt. Dabei überprüft die for-Schleife, anhand bestimmter Punkte unterhalb und neben den untersuchten Bildpunkten, ob diese zum Artefakt oder zur Arterie gehört.

Eine ähnliche Schleife setzt alle Werte unterhalb der Arterienwand auf schwarz. Die Kante zwischen schwarz und weiß kann nun detektiert und gefiltert werden. Das Bild wird interpoliert und in das kartesische Koordinatensystem transformiert. Der Flächenmittelpunkt der Arterie wird ermittelt und so verschoben, dass dieser mit dem Mittelpunkt des Bildes übereinstimmt. Es erfolgt die Transformation des originalen B-Scans in kartesische Koordinaten, die segmentierte Kante wird hinzu projiziert und zeigt im Bild die Arterienwand an.

Die Bestimmung des Durchmessers erfolgt in Polarkoordinaten anhand der detektierten Kante. Es wird unter Annahme, dass die Rotation des Katheters konstant erfolgt ist, der Abstand von einem Punkt der Kante und dem Punkt nach einer halben Drehung (halber B-Scan) zur X-Achse gemessen und aufaddiert.