

# Parameterfreie Erkennung von Ischämien mit ultraschallbasiertem Harmonic Imaging

Adam Maciak<sup>1</sup>, Christian Kier<sup>1</sup>, Günter Seidel<sup>2</sup>, Karsten Meyer-Wiethe<sup>2</sup>, Til Aach<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Institut für Signalverarbeitung und Prozesstechnik, Universität zu Lübeck, Lübeck

<sup>2</sup>Klinik für Neurologie, Universitätsklinik Schleswig-Holstein, Lübeck

## Zusammenfassung

Die erfolgreiche Messung der Gehirnperfusion mit ultraschallbasierten Verfahren benötigt Parameterbilder, die aus BHI, DHI oder RHI Ultraschallbildsequenzen extrahiert werden. Diese Parameterbilder beschreiben die Hirnperfusion mit verschiedenen Parametern und erlauben einem geübten Arzt Aussagen über ischämische Gehirnregionen zu treffen. Die hier vorgestellte Methode ermittelt ischämische Gehirnregionen nicht über die Extraktion von perfusionsbeschreibenden Parametern, sondern in dem die Zeit-Intensitätskurven von ischämischen und normalperfundierten Gehirnregionen voneinander unterschieden werden. Die beiden wesentlichen Vorteile sind ein messbarer Geschwindigkeitszugewinn und das Entfallen einer speziellen rauschbehandlung. Dadurch sind Harmonic Imaging Ultraschallbildsequenzen in Echtzeit auf Perfusionstörungen beurteilbar, verbunden mit einer deutlichen Steigerung der Erkennungsleistung.

## 1 Einleitung

Die Gehirnperfusion kann heutzutage nicht nur mit CT/MRT-basierten Verfahren ermittelt werden. Als kostengünstige, wiederholbare, Bedside-Methode haben sich diverse ultraschallbasierte Verfahren etabliert [3, 1]. Diese Verfahren beruhen allesamt auf dem Einsatz von Ultraschallkontrastmitteln (UKM), zur Steigerung der Echogenität des Blutes. Exemplarisch soll hier das Bolus Harmonic Imaging (BHI) betrachtet werden, bei dem das UKM als Bolusinjektion verabreicht wird. Die Bildaufnahme erfolgt mit einem zeitlichen Abstand zwischen zwei Bildern von 1500ms und stellt die Ausbreitung des Kontrastmittels im Hirngewebe dar. Dieser Fluss des Kontrastmittels wird auch Boluskinetik genannt.

Die Messung der Gehirnperfusion mit ultraschallbildgebenden Verfahren basiert in allen Fällen auf der Extraktion von Parameterbildern aus den Ultraschallbildsequenzen. Diese Extraktion ist besonders anfällig für Fehler. Insbesondere wirkt sich Speckle-Rauschen negativ auf die resultierenden Parameterbilder aus. Spontan auftretende Signalpeaks führen zu falschen Peak-Intensity (PI) Parametern, während Artefakte zu niedrigen Signalintensitäten und damit möglicherweise zur falschen Berechnung der Time To Peak (TTP) Werte führen. Abgeleitete Größen wie die Area Under Curve (AUC) werden somit ebenfalls falsch errechnet. Durch falsche Parameter führt die Erkennung von Ischämien zu verfälschten Resultaten.

## 2 Klassifikation

Zu Anfang wird für jede Bildkoordinate der diskrete Zeit-Intensitätsverlauf ermittelt. Dieses geschieht dadurch, dass für eine feste Koordinate  $(x, y)$  der Grauwert jedes Frames hintereinander in einen Vektor  $v_{x,y} = [s_1(x, y), s_2(x, y), \dots, s_n(x, y)]$  geschrieben wird. Damit ist das  $i$ -te Element des Vektors  $v_{x,y}$  der Grauwert des Pixels mit der Koordinate  $(x, y)$  im Frame  $i$ . Dieser diskrete Zeit-Intensitätsverlauf kann in einem Diagramm dargestellt werden, in dem die Framenummer (Abszisse), gegen den Grauwert (Ordinate) aufgetragen wird. Durch Interpolation zwischen den Stützstellen ergibt sich ein stetiger Zeit-Intensitätsverlauf. Ein Vektor  $v_{x,y}$  wird auch Signalkurvenvektor oder Zeit-Intensitätsmerkmal genannt. Die Unterscheidbarkeit dieser Vektoren ist Grundlage der parameterfreien Klassifikation.

Die Signalkurve spiegelt den Ein- und Auswaschvorgang des Kontrastmittels im Gewebe wider. Werden verschiedene Kurven gleicher oder sehr ähnlicher Perfusion miteinander verglichen, so ist eine Ähnlichkeit des Kurvenverlauf sichtbar (Abb. 1 (a)). Perfusionsgestörte Areale können sich untereinander ebenfalls im charakteristischen Signalverlauf ähneln. Die Idee ist nun, eine Differenzierung zwischen perfusionsgestörten und normal-perfundierten Regionen anhand des Zeit-Intensitätsverlaufs vorzunehmen.

Für jede Koordinate wird ein Zeit-Intensitätsmerkmal gebildet, so dass jede Koordinate durch ein solches Merkmal repräsentiert wird. Die Dimension eines Zeit-Intensitätsmerkmals

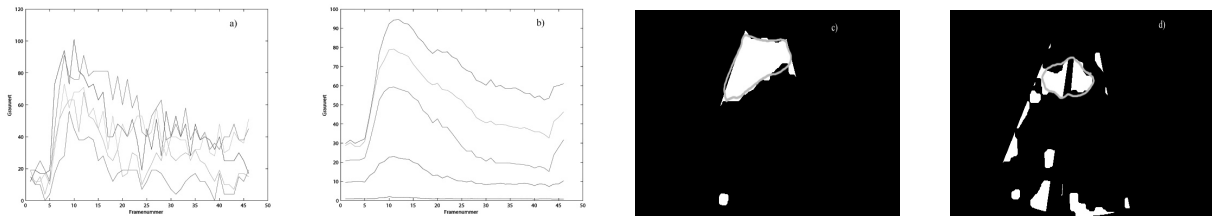


Abbildung 1: Die Frame-Grauwertkurven einiger gesunder lokaler Gehirnregionen (a). Die fünf Clusterzentren nach dem KMeans-Verfahren (b). Rechts: Zwei Beispiele für die Güte des vorgestellten Verfahrens. Die weißen Punkte geben durch das Verfahren erkannte ischämische Bereiche wieder. Die grau eingekreisten Bereiche sind tatsächliche Ischämien (c, d).

hängt direkt von der Anzahl der Ultraschallbilder ab. Dieser multidimensionale Merkmalsraum wird mit dem KMeans Verfahren in  $k$  homogene Cluster partitioniert. Die optimale Clusterzahl  $k$  wird experimentell ermittelt. Das Verfahren liefert bei  $k = 5$  die besten Ergebnisse. Die resultierende Zuordnung der Koordinaten zu verschiedenen Clustern ergibt ein Clusterbild, welches in verschiedenen Grautönen eingefärbt ist. Dabei repräsentiert jeder Grauton die Zugehörigkeit zu einem bestimmten Cluster.

Ein gute Differenzierung der Clusterzentren ergibt sich aus der Darstellung, wenn alle fünf Clusterzentren in einem Diagramm visualisiert werden (Abb. 1 (b)).

Anschließend wird das Clusterbild binarisiert, in dem Cluster, die ischämische Regionen enthalten, weiß eingefärbt werden und alle anderen Cluster schwarz. Die Objektkontur wird mit den morphologischen Operatoren Opening und Closing nachbearbeitet. Das resultierende Binärbild ist das Ergebnis dieses Verfahrens und kodiert ischämische Gehirnregionen in weiß und gesunde mit schwarz.

Bei diesem Verfahren kann auch auf die Rauschunterdrückung der Signalkurven verzichtet werden. Dies liegt daran, dass ein auf den Zeit-Intensitätsverlauf angewendeter Mittelwertfilter, den Abstand des Zeit-Intensitätsmerkmals zu einem bestimmten Clusterzentrum bzgl. der euklidischen Distanz nicht ändert.

Abschließend werden Streifenartefakte mit dem Verfahren aus [2] erkannt und beseitigt.

### 3 Klinische Validierung

Das Verfahren wurde auf einer Datenbasis von 26 Patientendatensätzen validiert. 12 der Patientendatensätze wiesen Ischämien auf, bei 10 konnte in der Kontrolluntersuchung keine Ischämie festgestellt werden. 4 Patientendatensätze wiesen keinen eindeutigen Befund auf. Die Validierung erfolgte in Zusammenarbeit mit Neurologen, in dem die Flächen der ischämischen Gehirngebiete mit den Flä-

chen der gefunden Ischämien auf eine Übereinstimmung von mindestens 66% verglichen wurde.

## 4 Ergebnisse und Diskussion

In 20 Fällen konnten die Kontrollbefunde bestätigt werden. 4 der 26 Patientendatensätze erlaubten keine eindeutige Aussage und in 2 Patientendatensätzen wurden zu große Bereiche des Bildes als ischämisch klassifiziert. Zwar wiesen die jeweiligen Patienten jeweils Ischämien auf, doch waren die Gebiete, die als ischämisch klassifiziert wurden, erheblich größer (112% und 84% größer) als die tatsächlichen Minderperfusionen.

Zwei Beispiele für die Güte des Verfahrens sind in Abbildung 1 (c) und (d) zu sehen. In (c) ist ein gutes Beispiel für gefundene Ischämie zu sehen, während in (d) bedingt durch starke Artefaktbildung ein schlechtes Beispiel zu sehen ist. Das Verfahren ist robust und wird nur wenig durch Rauschen beeinflusst. Die Performance hängt einzig vom KMeans Algorithmus ab, der schnell Resultate liefert. Eine Echtzeit-Verarbeitung von Patientendatensätzen ist somit möglich. Eine nachgelagerte Streifenartefakterkennung ist allerdings nötig.

Mit diesem Verfahren ist es nun möglich, ischämische Gehirnregionen zu erkennen, ohne Parameterbilder extrahieren zu müssen. Dadurch ergibt sich eine deutliche Steigerung der Erkennungsleistung.

## Literatur

- [1] KIER, Christian u. a.: Cerebral Perfusion Imaging with Bolus Harmonic Imaging. In: *UIISP* Bd. Band 5750 Procs SPIE. San Diego, CA, 2005, S. 437–446
- [2] MACIAK, Adam u. a.: Detecting Stripe Artifacts in Ultrasound Images, Eingereicht für *Miccai* 2006
- [3] SEIDEL, Günter u. a.: Harmonic Imaging. In: *Nervenarzt* 72 (2001), Nr. 1, S. 600–610