# Ein System zur funktionellen Perfusionsuntersuchung der Niere bei gleichzeitiger Unterdrückung der Atembewegung des Organs

Jens Martin, Jens Hiltner, Bernd Reusch, Thomas Hackländer*, Jörg Stattaus*

Universität Dortmund, Fachbereich Informatik, Lehrstuhl I
Otto-Hahn-Strasse 16, 44227 Dortmund
*Klinikum Wuppertal GmbH
Heusnerstrasse 40, 42283 Wuppertal
[martin|hiltner]@ls1.cs.uni-dortmund.de

**Zusammenfassung.** Für viele weitverbreitete Erkrankungen, wie z.B. den krankhaft erhöhten Blutdruck, sind Funktionseinschränkungen der Nieren verantwortlich. Als Diagnosemethode ohne Strahlenexposition findet die Kernspintomographie (MRT) in der Medizin vermehrt Anwendung. Durch Auswertung der Passage eines Kontrastmittels (KM) durch das Organ für verschiedene Regionen der Niere (Rinde, Mark, Gesamtorgan) werden Signalintensitäts-Zeitkurven ermittelt. Die Nierenfunktion ergibt sich aus speziellen Parametern dieser Kurven. Eine computerunterstützte Auswertung hat zwei Hauptprobleme zu bewältigen. Einmal müssen Verschiebungen der Nieren während der Aufnahme, verursacht durch Atmung des Patienten, korrigiert werden. Zum anderen wird eine präzise Gewebedifferenzierung für Nierenmark und -rinde durch die spezielle Form der Nieren und die Bildqualität der Aufnahme erschwert. Das vorgestellte Systems löst beide Probleme und verkürzt die Bearbeitungszeit bis zur Diagnosestellung erheblich.

**Schlüsselwörter:** Registrierung, Bildsequenz, Kepstrum-Filter, Nierenfunktion, Magnetresonanztomograhpie

## 1 Einleitung

Zur Untersuchung der funktionellen Nierenperfusion wird in der modernen Medizin [8] vermehrt die MRT eingesetzt [1,5]. Dabei wird eine Serie von 90 Bildern einer leicht angulierten, koronaren (längs zur Körperachse liegenden) Schicht im Abstand von 2 Sekunden mit einer Turbo-Flash-Sequenz aufgenommen. Zu Beginn der Serie wird ein Kontrastmittel gegeben. Abbildung 1 zeigt eine solche Serie.

Probleme bestehender computerunterstützer Untersuchungsverfahren [2,9] resultieren aus der atmungsbedingten Verschiebung des Organs während der Bildgewinnung und der starken inhaltlichen Varianz der Aufnahmen. Daher geschieht heute die Auswertung meist per Hand, indem in jedes Bild der Serie sog. Regions of Interest (ROIs) für Gesamtniere, Nierenrinde und -mark getrennt eingezeichnet und ausgewertet werden [10]. Dieses Verfahren ist sehr zeitaufwendig (ca. 90 Min./Patient).

Das Problem der atmungsbedingten Verschiebung der Nieren läßt sich allgemeiner auch als Registrierungsproblem auffassen. Die Bildregistrierung, d.h. der Vergleich

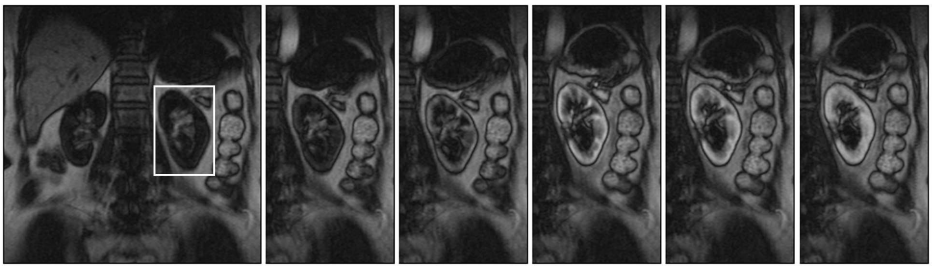

**Abb. 1.** Nieren-Serie. Links Vollbild, danach Halbbilder aus dem weiteren Aufnahmeverlauf

von zwei Bildern desselben Objektes, ist eine in der medizinischen Bildverarbeitung sehr häufig vorkommende Problemstellung. In Abschnitt 2 wird die hier angewendete Kepstrum-Technik zur Lösung vorgestellt.

Die automatische Differenzierung der verschiedenen Nierengewebe ist ein aus der Bildsegmentierung bekanntes Klassifizierungsproblem. Der Lösungsansatz hier ist jedoch neu und basiert auf a-priori-Annahmen über den Verlauf der KM-Aufnahme. Die Methoden werden in Abschnitt 3 vorgestellt.

## 2 Kepstrum-Technik zur Korrektur von Translationen

Zur Bildregistrierung existiert inzwischen eine Vielzahl von Verfahren [7]. Die klassische Kepstrum-Technik, ein der Fourier-Analyse zuzuordnendes Verfahren, eignet sich zu Detektion von Translationen. Sie ist zwar empfindlich gegenüber Rotationen [3], benötigt aber keine zusätzlichen Annahmen über den Bildinhalt (Objektform, etc.) und hat sich als äußerst robust und rauschunempfindlich erwiesen.

Als (Power-)Kepstrum $\mathcal{C}\{f(x,y)\}$ einer diskreten Bildfunktion $f(x,y)$ wird allgemein das Power-Spektrum des Logarithmus des Power-Spektrums dieser Funktion definiert:

$$\mathcal{C}\{f(t)\} = \left| \mathcal{F}\left\{ \log\left| \mathcal{F}\{f(x,y)\} \right|^2 \right\} \right|^2 = \left| \mathcal{F}\left\{ \log\left| F(u,v) \right|^2 \right\} \right|^2 \qquad (1)$$

mit der Notation $\mathcal{F}\{\}$ für die Fouriertransformation. Zur Filterung werden die zwei zu vergleichenden Bilder, das Referenzbild $r(x,y)$ und das Folgebild $t(x,y)$ nebeneinander in einem Kepstrum-Fenster $w(x,y)$ angeordnet (siehe Abb.2). Dabei wird für $r$ und $t$ die gleiche Dimension $D$ angenommen. Mit Hilfe des Verschiebungssatzes der Fourier-Transformation läßt sich $w(x,y)$ schreiben als

$$w(x,y) = r(x,y) + t(x-D,y) = r(x,y) * \left(\varphi(x,y) + \varphi\left(x-(D+\delta_x), y-\delta_y\right)\right) \qquad (2)$$

wobei die gesuchte Verschiebung der Bilder durch $\delta_x$ und $\delta_y$ beschrieben wird. Betrachtet man das Bild des Logarithmus des Power-Spektrums von $w$, so sind darin cosinusförmige Wellen enthalten, deren Frequenz sich aus der relativen Verschiebung $(D+\delta_x,\delta_y)$ ergibt. Durch eine erneute Bildung des Power-Spektrums erhält man das (Power-)Kepstrum von $w$, das ein Hauptmaximum im Ursprung enthält sowie eine Abfolge von Nebenmaxima an ganzzahligen Vielfachen der gesuchten Verschiebung. Die Relativverschiebung ergibt sich aus Abstand zwischen Ursprung des Suchfensters

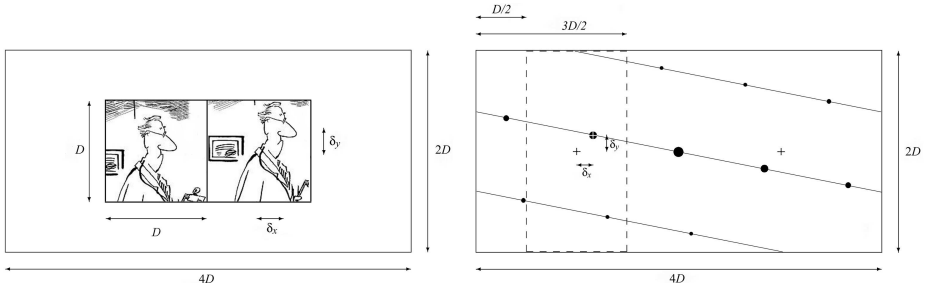


**Abb. 2.** Anordnung zur Kepstrumfilterung (a) , Maxima (Peaks) in der Kepstralebene (b)

und dem ersten Peak (s. Abb. 2). Durch eine Bildvorverarbeitung mit Zero-Padding, Kantenextraktion [6] und Fensterung [4] kann das Verfahren verbessert werden.

### 2.1 Anwendung auf MRT-Nieren-Serienaufnahmen

Bei der Anwendung der Kepstrum-Filterung auf die Nieren-Serienaufnahmen ergeben sich mehrere Probleme. Die durch die Art der MRT-Aufnahme bedingte, niedrige Auflösung kann durch Hochskalieren der Ausgangsbilder vor der Filterung kompensiert werden. So werden auch Verschiebungen im Sub-Pixel-Bereich detektiert.

Inhomogene Verschiebungen innerhalb des Bildes (d.h. nicht alle Pixel sind um den gleichen Betrag verschoben) führen zur schlechten Kepstrum-Ergebnissen. Sie sind aber, anatomisch bedingt durch konstante, unbewegliche Bildbereiche (Wirbelsäule, Beckenbereich) unvermeidbar. Daher wird nicht das ganze Bild in die Kepstrum-Filterung eingegeben, sondern der relevante Bereich auf einen (rechteckigen) Ausschnitt um die Niere begrenzt (Rahmen in Abb. 1). Dies garantiert einerseits möglichst konstante Verschiebungen innerhalb des Ausschnitts, andererseits niedrigere Rechenzeiten durch eine Reduzierung der Dimension des Kepstrum-Fensters $w$.

Wird der Winkel zwischen der Achse der Atmungsverschiebung und der Schnittachse der MRT-Aufnahme zu groß, kommt es zu unterschiedlichen Anschnitten der Niere in aufeinanderfolgenden Bildern. Das Folgebild kann nicht so justiert werden, daß die Nieren deckungsgleich sind. Nur durch partielle Bilddeformationen, z.B. durch Gitternetztransformation [11], kann dann eine Deckungsgleichheit erzielt werden. Dazu werden einzelne Paßpunkte auf dem oberen und unteren Nierenrand definiert und deren Verschiebung mit einem Differenzverfahren berechnet. Man erhält ein partiell deformiertes Bildraster, dessen Anwendung die Deckungsgleichheit der Nieren wieder herstellt.

### 2.2 Algorithmus zur Korrektur der Atmungsbewegung

Der Algorithmus zur Translationskorrektur der Nieren-Serienaufnahmen vergleicht sequentiell jeweils zwei Folgebilder $n$ und $n$+1 der Serie, korrigiert die Verschiebung des Bildes $n$+1 und rückt dann eine Position weiter. Zur Vermeidung sich fortsetzender Fehler muß zur Laufzeit eine qualitative Ergebniskontrolle durchgeführt werden. Form und Ausprägung des Peaks im Kepstrum-Bild und der mittlere Grauwert des Differenzbildes von Referenzbild $r_n$ und korrigiertem Folgebild $t_{n+1}$ stellen geeignete Bewertungskriterien dar. Mißlingt die Translationskorrektur, so können einzelne

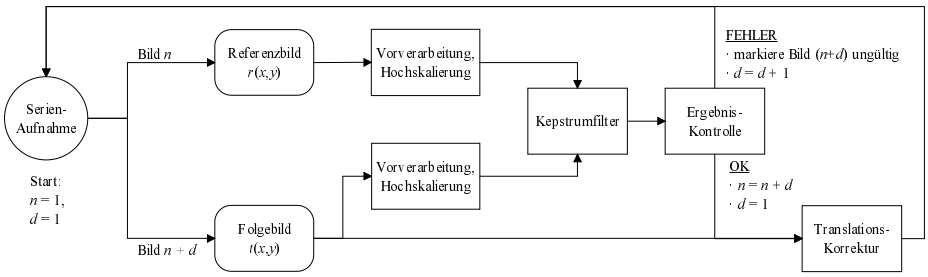


**Abb. 3.** Algorithmus zur Translationskorrektur der Nieren-Serienaufnahmen

Bilder als ungültig markiert werden und bleiben in der nächsten Iteration als (falsches) Referenzbild unberücksichtigt. Es wird dann $r_n$ mit $t_{n+2}$ verglichen (siehe. Abb. 3).

## 3 Signal-Intensitäts-Zeitkurven

Um medizinisch relevante Aussagen machen zu können, muß das Kontrastmittelverhalten für das Gesamtorgan und verschiedene Regionen der Niere betrachtet werden [5,9]. Grundlage für eine einfache Auswertung bilden die nun bewegungskorrigierten Bilddaten. Unter der Annahme, daß die Nieren in allen Bildern deckungsgleich sind, muß nur einmal eine ROI entlang der Kontur des Gesamtorgangs eingezeichnet werden, innerhalb dieser mittlerer Grauwert und Standartabweichung berechnet werden. Durch Projektion dieser ROI auf alle anderen Bilder der Serie errechnet sich dann die gesuchte Kurve für die Gesamtniere, siehe Abbildung 4. Diagnostisch interessant ist dabei der Vergleich zwischen linker und rechter Niere.

### 3.1 Gewebedifferenzierung

Da auch Verlaufskurven für die funktionell unterschiedlichen Nierenrinde und -mark berechnet werden sollen, müssen die Pixel der Niere zu einer dieser beiden Gewebeklassen zugeordnet werden. Dabei kann ein a-priori-Wissen über den Kurvenverlauf für das Gesamtorgan ausgenutzt werden: Selbst bei stark geschädigten Nieren nimmt zunächst die Rinde KM auf. Der Anstieg der Kurve in wird also durch hellere Grauwerte der Pixel der Rinde bewirkt, erst später nimmt auch das Mark KM auf. Eine maximale Anreicherung in beiden Geweben bewirkt schließlich den Peak bei 1/3 der Meßzeit. Durch eine Glättung der Meßkurve und Bildung der zweiten Ableitung berechnet sich der Wendepunkt. Dessen Betrag repräsentiert die Bildnummer der Serie, in der zur Rinde gehörenden Pixel schon KM aufgenommen haben, Pixel des Marks hingegen noch nicht. Der Bereich des Nierenbeckens ist für die Untersuchungsergebnisse uninteressant und kann, da seine

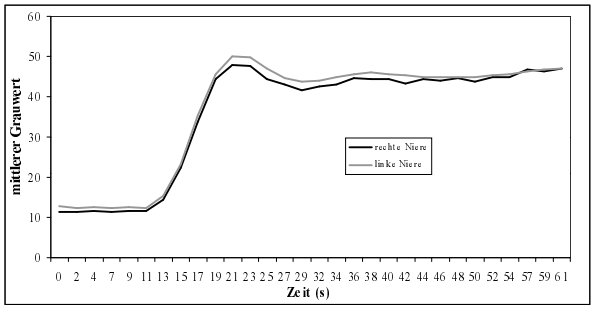


**Abb. 4.** Signalintensitäts-Zeitkurve für das Gesamtorgan

Pixel über die gesamte Serie gar kein oder nur sehr wenig Kontrastmittel aufnehmen, ebenfalls einfach eingegrenzt werden. Basierend auf den genannten Eigenschaften können Schwellenwerte oder Fuzzy-Regeln erstellt werden, die eine Klassifizierung ermöglicht. Man erhält dadurch eine präzise Unterscheidung zwischen Nierenrinde- und Nierenmarkgewebe, die durch manuelles Einzeichnen von ROIs nicht erzielt werden kann. Um eine visuelle Korrektur der Klassifizierungsergebnisse in Echtzeit zu ermöglichen, werden hier justierbare Schwellenwerte benutzt.

## 4 Ergebnisse und Zusammenfassung

Das System befindet sich derzeit im klinischen Praxistest und hat bereits bei 32 von 36 Patienten diagnostisch richtige, auswertbare Ergebnisse geliefert. Die Probleme der vier falsch berechneten Serien ergeben sich alle aus einer zu großen Abweichung der MRT-Schnittachse von der Achse der Atmungsverschiebung. Derartiges Bildmaterial ist aber auch per Hand nicht mehr justierbar und damit als Grundlage einer Diagnosestellung unbrauchbar. Durch die Kombination der Kepstrum-Filterung mit einer angepaßten Gewebeklassifizierung ist insgesamt ein System entstanden, das dem Diagnostiker eine beachtliche Zeitersparnis bietet. Die Dauer der Diagnose reduziert sich von 90 auf unter 25 Minuten. Gleichzeitig werden präzisere Ergebnisse für Nierenrinde und Nierenmark berechnet.

## 5 Literatur


1. Felix R, Heshiki A, Hosten N, Hricak H: Magnevist – Eine Monographie, 2. Auflage, Blackwell Wissenschaftsverlang Berlin 1997
2. Gerig G, Kikinis R, Kuoni W, von Schulthess GK, Kübler O: Semiautomated ROI Analysis in Dynamic MR Studies, A Tool for Automatic Correction of Organ Displacements, Journal of Computer Assisted Tomography 15(5), 725-732, Raven Press, New York, 1991
3. Goerke C: Geometrischer Angleich digitaler Freihand-Radiographien durch Kepstrum- und Spektrum-Techniken. Diplomarbeit, Institut für Biometrie und medizinische Informatik, RWTH Aachen, 1995
4. Harris FJ, On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the discrete Fourier-Transform. Proc IEEE 66(1), 51-83, 1978
5. Knoop MV, Dörsam J, Oesingmann N, Piesche S, Hawighorst H, Wiesel M, Schad LR, van Kaick G: Funktionelle MR-Urographie bei Patienten mit Nierentransplantaten, Radiologie (1997) 37, 233-238. Springer Verlag, Berlin
6. Lee DJ, Mitra S, Krile TF: Analysis of sequential complex images using feature extraction and two-dimensional cepstrum techniques. JOSA A-6(6), 863-870, 1989
7. Lehmann T: Geometrische Ausrichtung medizinischer Bilder am Beispiel intraoraler Radiographien, Dissertation, Institut für medizinische Informatik, RWTH Aachen, 1998
8. Lehmann T, Oberschelp W, Pelikan E, Repges R: Bildverarbeitung für die Medizin. Grundlagen, Modelle, Methoden, Anwendungen. Springer-Verlag, Berlin, 1. Auflage 1997.
9. Miller S, Hahn U, Schick F, Nägele T, Duda SH, Claussen CD: Diagnostik von Nierenarterienstenosen bei 1,0T mittels 3D-Phasenkontrast-MR-Angiographie und dynamischer Kontrastmittelflutung, Fortsch. Röntgenstr. 170 (1999), 163-167, Thieme Verlag, 1999
10. von Schulthess GK, Kuoni W, Gerig G, Wüthrich R, Duewell S, Krestin,G: Semiautomated ROI Analysis in Dynamic MR Studies, Application to Renal Function Examination, Journal of Computer Assisted Tomography 15(5), 733-741, Raven Press, New York, 1991
11. Wolberg G: Digital Image Warping, IEEE Computer Society Press, 1990