Quelldetektion in der medizinischen Bildgebung durch Applikation von gewichteten Komplexitätsmaßen.

B.Poppe, H.Fischer* und G.Kirchner

Universität Bremen FB1, Postfach 330440, D-28334 Bremen,
Email:bpoppe@theo.physik.uni-bremen.de,
*Reinhard-Nieter Krankenhaus, Abt:Strahlentherapie/Nuklearmedizin, D-26389 Wilhelmshaven

Zusammenfassung. In diesem Beitrag wird die gewichtete Skalierungs-Index-Methode vorgestellt, die in ihrer ungewichteten Form einen Schätzer für den diskretisierten Hölder-Exponenten berechnet. Es wird gezeigt, daß mit Hilfe der Methode eine Quelldetektion auch dann noch mit hoher statistitischer Sicherheit möglich ist, wenn das eigentliche Signal kleiner als die statistischen Schwankungen des Rauschens ist. Anwendungsmöglichkeiten in der planaren Knochenszintigraphie zur Detektion von Läsionen und in der Einzelphotonen-Emissionstomographie (SPECT) zur Unterscheidung zwischen wahren Quellen und Rekonstruktionsartefakten werden vorgestellt

Schlüsselwörter: Skalierungs-Index-Methode, Quelldetektion, Rekonstruktionsartefakte

1 Einleitung

Die Anwendung empfindlicher Bildanalyseverfahren stellt neben der gerätetechnischen und pharmakologischen Weiterentwicklung eine weitere wichtige Methodik zur Verbesserung der medizinischen Diagnostik dar. In den vergangenen Jahren haben sich fraktale Bildanalysemethoden in vielen Bereichen, wie beispielsweise der Texturanalyse und der Objekterkennung als wichtige Verfahren etabliert. In diesem Beitrag soll die am Max-Planck-Institut für extraterrestrische Physik in Garching entwickelte Skalierungs-Index-Methode (SIM)[1] durch Anwendung lokaler Wichtungsfunktionen, die örtliche Rauscheigenschaften mit in Betracht ziehen, erweitert werden. Die Anwendungsfähigkeit der SIM in medizinisch relevanten Aufgabenbereichen wurde in mehreren Studien, wie zum Beispiel in der Kardiologie oder der Schilddrüsenszintigraphie belegt [1-4].

Einer der wichtigsten Arbeitsschritte der nuklearmedizinschen Diagnostik ist die visuelle Beurteilung des Szintigramms durch den untersuchenden Mediziner. Die für eine sichere Beurteilung notwendige Menge des zu verabreichenden Radiopharmakons wird dabei durch biologische und physikalische Effekte, wie die Anreicherung im Organ, die Reichweite der Strahlung oder die Halbwertszeit bestimmt. Um eine eindeutige Beurteilung des Szintigramms zu erlauben, wird letzlich jedoch immer ein Mindestmaß an Kontrast bzw. an Signal-zu-Rausch (SNR) Verhältnis angestrebt. In vielen Fällen besteht die diagnostische Aufgabe in der Detektion von sogenannten "heißen" oder "kalten" Knoten, die sich in Quellen oder Senken im digitalisierten Bild äußern. Dabei ist eine eindeutige Aussage umso schwieriger je geringer das SNR ist. In tomographischen Studien ergibt sich durch die Rekonstruktionsalgorithmen zudem noch das Problem der Rekonstruktionsartefakte, die sich ebenfalls als Quellen oder Senken im Bild manifestieren können.

2 Material und Methoden

Grundlage der Skalierungs-Index-Methode ist die Berechnung eines strukturellen Komplexitätsmaßes in Form eines Skalierungsindex in einem geeigneten Zustandsraum des Systems [1, 2]. Zur Anwendung auf beliebige Bildmatrizen der Größe nxm werden die Punkte des Zustandraums $\vec{p}_{i,j}$ durch die Raumkoordinaten (x_i,y_j) und dem Grauwert $F(x_i,\ y_j)$ gegeben. Nach Normierung des Phasenraums berechnet sich der Skalierungsindex $\alpha(x_i, y_j)$ nach:

$$\alpha(x_i, y_j) = \frac{\ln\left(\frac{N_{i,j}(r_1)}{N_{i,j}(r_2)}\right)}{\ln\left(\frac{r_1}{r_2}\right)}$$

mit

$$N_{i,j}(r) = \sum_{k=0}^{n-1} \sum_{l=0}^{m-1} \Theta(r - \left|(\vec{p}_{i,j} - \vec{p}_{k,l})\right|) \cdot w(r, \vec{p}_{i,j}, \vec{p}_{k,l})$$

Θ(x) ist die sogenannte Heaviside-Funktion ($\Theta(x) = 1$ für $x \geq 0$ und $\Theta(x) = 0$ in allen anderen Fällen). Die Funktion $w(r, \vec{p}_{i,j}, \vec{p}_{k,l})$ ermöglicht eine Wichtung der einzelnen Punkte, so daß *a priori* Wissen über den Bildinhalt berücksichtigt werden kann. Für $w(r, \vec{p}_{i,j}, \vec{p}_{k,l}) = 1 = const.$ resultiert die ungewichtete Skalierungs-Index-Methode (SIM), die Funktion $N_{i,j}(r)$ zählt dann die Anzahl der Phasenraumpunkte die innerhalb einer Kugel mit dem Radius r und dem Mittelpunkt $\vec{p}_{i,j}$ liegen.

3 Ergebnisse und Diskussion

3.1 Simulationen

Die Anwendung der Methode zur Quelldetektion im verrauschten Hintergrund erläutert Abbildung 1. In Abbildung 1a ist eine kreisförmige Quelle mit gaußverteiltem Rauschen überlagert worden, dessen Varianz das doppelte der Quellstärke beträgt. Die Abbildung 1b zeigt das Bild der Skalierungsindizes unter Verwendung einer rauschabhängigen Wichtungsfunktion, welche die Wahrscheinlichkeit bestimmt das ein Pixel vom Rauschen generiert wurde. Nach Definition einer Grenze α_{Gr} unterhalb derer alle entsprechenden Punkte des ursprünglichen Bildes den Grauwert Null erhalten, findet man potentielle Kanditaten für eine Quelle (Abb.1 c). Nach Vergleich der Grauwerte dieser Gebiete mit dem mittleren Grauwert des Rauschhintergrundes durch Verwendung eines t-Testes kann die Quellposition erfolgreich bestimmt werden (Abb. 1 d). In diesem Beispiel werden etwa 70% aller Signalpunkte erfolreich detektiert. Bei Verwendung der ungewichteten SIM können etwa 45% aller Pixel richtig bestimmt werden.

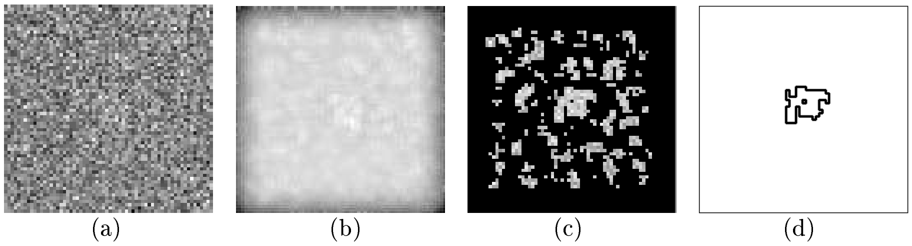


Abb. 1. Demonstration des Quelldetektionsalgorithmus

Herkömmliche Methoden, die auf einer direkten Trennung zwischen Signal und Rauschen im Grauwertehistogramm beruhen, können bei den Rauschverhältnissen in diesem Beispiel keine Quelldetektion mehr leisten, weil sich beide Anteile nicht mehr trennen lassen. Auch andere lineare Verfahren wie etwa die Glättung durch Filterfunktionen liefern in diesem Fall keine befriedigenden Ergebnisse.

3.2 Anwendung in der Knochenszintigraphie

Abbildung 2 zeigt einen Ausschnitt aus einem Ganzkörperszintigramm. Im Originalszintigramm sind eventuelle Läsionen nur sehr undeutlich auszumachen. Nach Anwendung des oben beschriebenen Algorithmus wurden mit einer statistischen Sicherheit von 99.9 Prozent zwei Quellen detektiert. Zur Verdeutlichung wurde in dieser Studie die Abgrenzung der Extremitäten mit einem üblichen Kantendetektor berechnet.

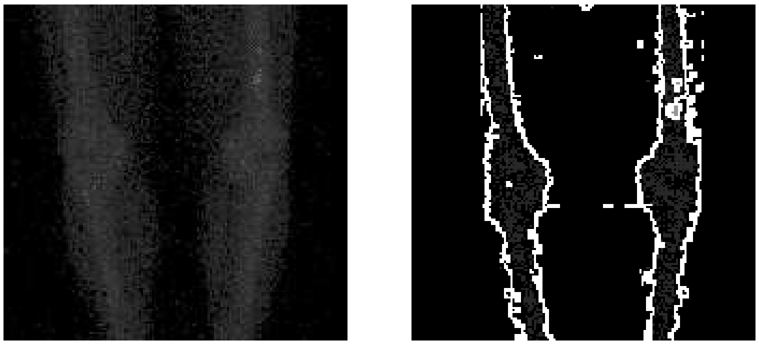
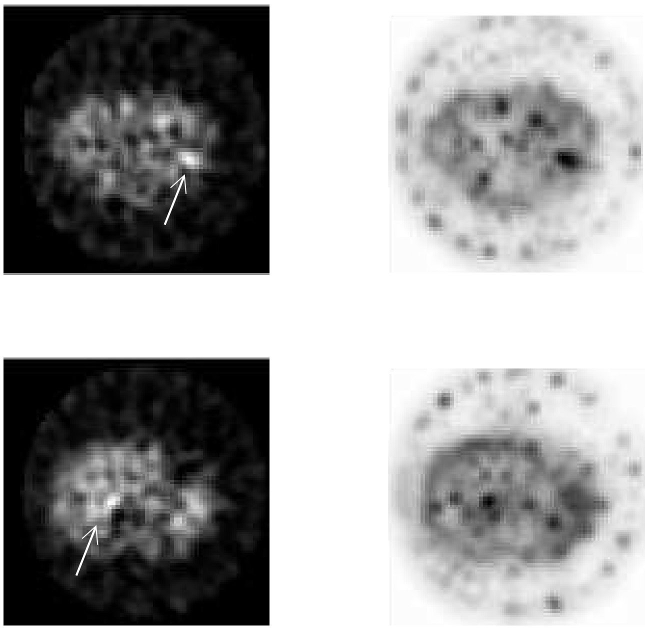


Abb. 2. Anwendungsbeispiel aus der Knochenszintigraphie



(a) (b)

Abb. 3. Differenzierung zwischen Quellen und Rekonstruktionsartefakten

3.3 Charakterisierung von Rekonstruktionsartefakten

In diesem Abschnitt soll anhand einer Beispielstudie demonstriert werden, wie mit Hilfe der SIM eine Differenzierung von Rekonstruktionsartefakten und wahren Quellen möglich ist. Im konkreten Fall handelte es sich um die Validierung eines Phäochromozytoms in der ^{123}I-MIBG SPECT. Die Aufgabenstellung bestand in der Entscheidung ob es sich beid der in Abbildung 4.a unten mit einem Pfeil gekennzeichneten Objekt um eine Quelle oder ein Rekonstruktionsartefakt handelte. Die Studie wurde parallel zu den medizinschen Untersuchungen durchgeführt. Abbildung 4a oben zeigt eine Schicht in der sich ein Schnitt durch den Darmkanal als Quelle abzeichnet. In beiden Bilder erkennt man außerhalb des Körperstamms die für die SPECT typischen Rekonstruktionsartefakte. Da in diesem Fall keine direkten Informationen über die Rauschcharakteristik vorlagen, wurde die ungewichtete SIM verwendet. Abbildung 4b zeigt die jeweiligen Transfomationen ($r_1 = 0.6$ Pixel, $r_2 = 5.6$ Pixel). Beide Bereiche skalieren mit einem ähnlichen Index ($\alpha \approx 1.0$) wohingegen typische Rekonstruktionsartefakte mit einem Index skalieren der etwa bei $\alpha \approx 1.5$ liegt. Die Ergebnisse legten daher den Schluß nahe, daß es sich um eine Quelle und damit um ein Phäochromozytom handelte. Dieses Ergebnis wurde auf unabhängigen Wege durch weitere Untersuchungen verifiziert.

4 Zusammenfassung und Ausblick

Die in diesem Beitrag vorgestellte gewichtete Skalierungs-Index-Methode (SIM) ist in Hinblick auf ihre Fähigkeit zur Quelldetektion untersucht worden. Dabei stellt sich heraus, daß die präsentierten Methoden eine Unterstüzung für den behandelnden Mediziner darstellen können, da Quellen selbst dann noch mit hoher statistischer Sicherheit identifiziert werden, wenn dem Beobachter keine eindeutige Klassifizierung mehr möglich ist. Weitere Studien und Entwicklungen in diesem Zusammenhang sollen mögliche Aufgabenfelder erschließen und die Anwendungsfreundlichkeit, als wichtigen Bestandteil der Akzeptanzbereitschaft eines neuen Bildverarbeitungsverfahrens unter Medizinern [5], erhöhen.

In einer SPECT-Fallstudie wurde gezeigt, daß es mit Hilfe des Konzeptes der Skalierungsindizes möglich ist zwischen wahren Quellen und Rekonstruktionsartefakten zu unterscheiden. Auch hier sollen weitere Untersuchungen klären, ob eine generelle Differenzierung zwischen Artfeakten und Quellen in der Tomographie zu ermöglichen ist.

Die beschriebenen Ergebnisse sind Teil des Forschungsvorhabens "Weiterentwicklung und Anwendung der Skalierungs-Index-Methode", das in Zusammenarbeit mit dem Max-Planck-Institut für extraterrestrische Physik in Garching durchgeführt wird.

Literatur

1. Raeth C., Morfill G.: Texture detection and discrimination with anisotropic scaling indices. J. Opt. Soc. Am, 14A:3208–3215, 1997.
2. Poppe B, Neuens H, Fischer H: Anwendung einer Komplexitätsanalyse in der planaren Szintigraphie zur verbesserten Differenzierung autonomer Bereiche innerhalb der Schilddrüse. Medizinische Physik'97, 265-266, Hamburg 1997.
3. Poppe B, Fischer H, Kirchner G: Source detection and separation of tomographic artifacts in nuclear medicine imaging by the concept of weighted scaling indices (submitted to), Proc.of Spie, 3661:
4. Morfill G. Schmidt G.: Komplexitätsanalyse in der Kardiologie. Phys. Bl., 50:156–160, 1994.
5. Meyer zu Bexten E, Hiltner J: Medizinische Bildverarbeitung. Aktueller Stand und Zukunfstperspektiven. Bildverarbeitung für die Medizin 1998 Algorithmen, Systeme, Anwendungen. Springer-Verlag, Berlin, 1. Auflage 1998.