Rauschrobuste Verbesserung schwacher Strukturen in digitalen Radiographien durch nichtlineare Multiskalen-Filterung

Sabine Dippel[1], Martin Stahl[1], Til Aach[2], Thorsten M. Buzug[1,*], Rafael Wiemker[1], Ulrich Neitzel[3], Edward Müller[4] und Jean P. Haas[4]

[1]Philips GmbH Forschungslaboratorien, Röntgenstr. 24-26, 22335 Hamburg
[2]Institut für Signalverarbeitung und Prozeßrechentechnik, Medizinische Universität zu Lübeck, Ratzeburger Allee 160, 23538 Lübeck
[3] Philips Medizin Systeme Hamburg, Röntgenstr. 24-26, 22335 Hamburg
[4] Städtisches Klinikum Fulda, Institut für Radiologie, Pacelliallee 4, 36043 Fulda

Zusammenfassung. Heutige digitale Radiographiesysteme benutzen zur Verbesserung der Bilddarstellung meist Algorithmen, die auf der unscharfen Maske ("unsharp masking") basieren, wobei die zu filternde Radiographie in zwei bis drei Frequenzbänder zerlegt wird. Dies ermöglicht sowohl eine Verbesserung des Schärfeeindrucks der Radiographie (Verstärkung des hochfrequenten Bandes) als auch eine Harmonisierung des Bildes (durch relative Abschwächung des tieffrequenten Bandes). Allerdings erlaubt die Methode keine Verstärkung schwacher Strukturen mittlerer Größe. Wir stellen ein Verfahren vor, welches die Radiographie in eine Vielzahl von Frequenzbändern zerlegt und so Objekte größenabhängig voneinander trennt. In jedem Frequenzband können so schwach kontrastierende Strukturen identifiziert und verstärkt werden. Die Zerlegung erfolgt durch hierarchisch wiederholte Anwendung des in der unscharfen Maske verwendeten Verfahrens. Besonderer Wert wird auf Rauschrobustheit des Verfahrens gelegt. Seine Leistungsfähigkeit wird durch eine vergleichende klinische Studie belegt.

Schlüsselwörter: Digitale Radiographie, nichtlineare Bildverbesserung, Multiskalen-Ansatz, Rauschresistenz, klinische Evaluierung

1 Einleitung

In Radiographien sind diagnostisch relevante Detailinformationen oft von schwachem Kontrast, während der verfügbare Dynamikbereichs des Darstellungsmediums größtenteils von niederfrequenten Signalen großer Amplitude ausgenutzt wird. In Thorax-Radiographien z.B. dominiert der große Helligkeitsunterschied zwischen Mediastinum und Abdomen einerseits und der Lunge andererseits die schwächer kontrastierende Detailinformation in beiden Bereichen. Eine Aufgabe der digitalen Bildverarbeitung ist es, durch geeignete Prozessierung eine gute Darstellung aller Kontraste innerhalb des verfügbaren Dynamikbereichs zu erzielen. Heutige digitale Radiographiesysteme, wie z.B. Speicherfoliensysteme [1] oder das auf einem Selendetektor basierende Thoraxsystem ThoraVision [2], benutzen zur Bildverbesserung meist Algorithmen, die auf der unscharfen Maske

* aktuelle Adresse: University of Applied Sciences, Südallee 2, 53424 Remagen

basieren [3]. In diesem Beitrag wird ein Verfahren entwickelt, das durch hierarchische Wiederholung der unscharfen Maske zusammen mit einer sukzessiven Unterabtastung auf der Basis einer Pyramidenzerlegung der Radiographie in mehrere Frequenzbänder arbeitet [4] und so Zugang zu schwach kontrastierenden Strukturen mittlerer Größe ermöglicht.

2 Methoden

2.1 Von der unscharfen Maske zur Multiskalen-Verarbeitung

Bei der als Vergleichsverfahren gewählten Implementierung der unscharfen Maske wird die Radiographie in drei Frequenzbänder zerlegt [1]. Hierzu wird zunächst ein hochfrequentes Band erzeugt, indem die Eingangsdaten mit einem kleinen Faltungskern gefiltert werden und dieses leicht unscharfe Bild vom Originalbild subtrahiert wird. Weiterhin wird durch örtliche Filterung mit einem großen Faltungskern ein schmales Band mit sehr tieffrequenter Information erzeugt, so daß sich als Drittes ein relativ breites mittleres Frequenzband ergibt. Das hochfrequente und das mittlere Band werden dann mit unterschiedlichen konstanten Kontrastverstärkungsfaktoren multipliziert und gemeinsam mit dem tiefen Frequenzband wieder zum Gesamtbild zusammengesetzt.

Führt man dieses Verfahren ausgehend vom ersten Filterungsschritt mit dem kleinen Faltungskern in der unscharfen Maske hierarchisch fort, einhergehend mit einer Unterabtastung des Bildes nach jedem Filterschritt, so ergibt sich eine Zerlegung in Form einer Laplace-Pyramide (Abb. 1). Das oberste Teilband $I_{\text{edge } 0}$ entspricht dabei dem hochfrequenten Band der unscharfen Maske. Durch geeignete Wahl der Zahl n der Zerlegungsebenen und der Faltungskerngröße kann erreicht werden, daß das unterste Teilband $I_{\text{org, S(n-1)}}$ der Pyramide dem tieffrequenten Band der unscharfen Maske entspricht. Hierdurch wird eine Abwärtskompatibilität des Multiskalen-Verfahrens zur unscharfen Maske gewährleistet. Im Unterschied zur unscharfen Maske enthält aber hier jedes Teilband Strukturen in nur einem bestimmten Intervall von Ortsfrequenzen bzw. Größen, ohne daß es zu Überlagerungen mit Strukturen anderer Größen kommt. Durch nichtlineare Verstärkung der einzelnen Teilbänder kann deshalb eine Anhebung schwachkontrastierender Strukturen nahezu beliebiger Größe erreicht werden.

2.2 Schwachstrukturverstärkung

Die nichtlineare Schwachstrukturverstärkung, die den konstanten Kontrastverstärkungsfaktor der unscharfen Maske in der Multiskalen-Verarbeitung ersetzt, sollte aus Kompatibilitätsgründen die folgenden Bedingungen erfüllen: Für starke Kontraste $|c|$ — wobei c für das lokale Teilbandsignal steht — soll die Funktion im i-ten Teilband einen konstanten Wert CF_i annehmen, welcher der Kontrastverstärkung der unscharfen Maske entspricht. Für sehr schwache Kontraste sollte die Funktion gegen $CF_i + G_i$ mit $G_i \geq 0$ gehen. Hierbei ist G_i der zusätzliche Verstärkungsfaktor im Teilband i. Im Falle $G_i = 0$ in allen Bändern

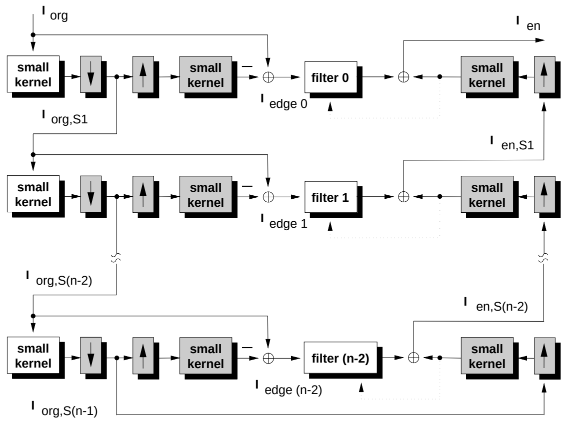

Abb. 1. Laplace-Pyramide mit Teilband-Verstärkung.

ergibt sich näherungsweise wieder die lineare unscharfe Maske. Diese Forderungen werden z.B. durch die Verstärkungsfunktion

$$K_i(c) = \begin{cases} G_i \cdot \left(1 - \frac{|c|}{c_0}\right)^{p_i} + CF_i & \text{für } |c| \leq c_0 \\ CF_i & \text{sonst} \end{cases} \quad . \tag{1}$$

erfüllt, wobei $c_0 > 0$ einen Übergangskontrast darstellt. Die Filterung des i-ten Teilbandes $I_{\text{edge i}}$ erfolgt durch die Multiplikation mit $K_i(I_{\text{edge i}})$.

2.3 Rauschunterdrückung

Das volle Potential der Multiskalen-Verarbeitung kann nur ausgenutzt werden, wenn eine unakzeptable Verstärkung des hochfrequenten (Quanten-)Rauschens verhindert wird. Bei logarithmischer Konversion des Detektorsignals ist Rauschen in Bereichen sehr schwacher auf das Detektionsmedium auffallender Strahlung (d.h. sehr hell dargestellten Bereichen) am stärksten. In unserem Verfahren wird dies durch eine frequenzbandabhängige wie auch dichteabhängige Steuerung der Verstärkung berücksichtigt, welche in den hochfrequenten Teilbändern über Bereichen geringer optischer Dichte reduziert werden kann. Dies erlaubt es, das Rauschen in einem akzeptablen Rahmen zu halten, ohne die Vorteile der Schwachstrukturverstärkung über einem weiten Ortsfrequenz- und Dichtebereich zu verlieren.

3 Klinische Studie

Das Verfahren wurde auf einem klinischen Prototypen implementiert und in der klinischen Routine optimiert und evaluiert. Die Akzeptanz des Verfahrens wurde wesentlich dadurch erleichtert, daß durch die beschriebene Abwärtskompatibilität ein kontinuierlicher Übergang zwischen dem auf der unscharfen Maske basierenden Vergleichsalgorithmus und der verbesserten Verarbeitung ermöglicht wird.

Daher konnte in der Parameteroptimierungsphase auf das in Form der Parametrisierung des Vergleichsverfahrens vorhandene Know-How zurückgegriffen werden. Ausgehend von diesen Parametersätzen wurde die Parametrisierung für unsere Verarbeitung optimiert. In der klinischen Studie wurden für die verschiedensten Anatomien Parametersätze anhand von Beispielbildern optimiert, deren Wahl dann an vielen Aufnahmen gleichen Typs verifiziert wurde.

Besonders bei Aufnahmen, in denen sich entweder sehr viele knochige Strukturen überlagern, was zu eher schwachen Kontrasten führt (z.B. in lateralen Aufnahmen des Beckens), oder bei denen schwach kontrastierende Strukturen mittlerer Größe von Interesse sind (z.B. Darmgase und ihre Verteilung oder Luft-Flüssigkeitsspiegel, sowie organtrennende Fettschichten in der Abdomenübersichtsaufnahme), zeigt sich die Multiskalen-Verarbeitung der unscharfen Maske überlegen. Abbildung 2 demonstriert diesen Unterschied am Beispiel einer lateralen Aufnahme des Os Sacrum.

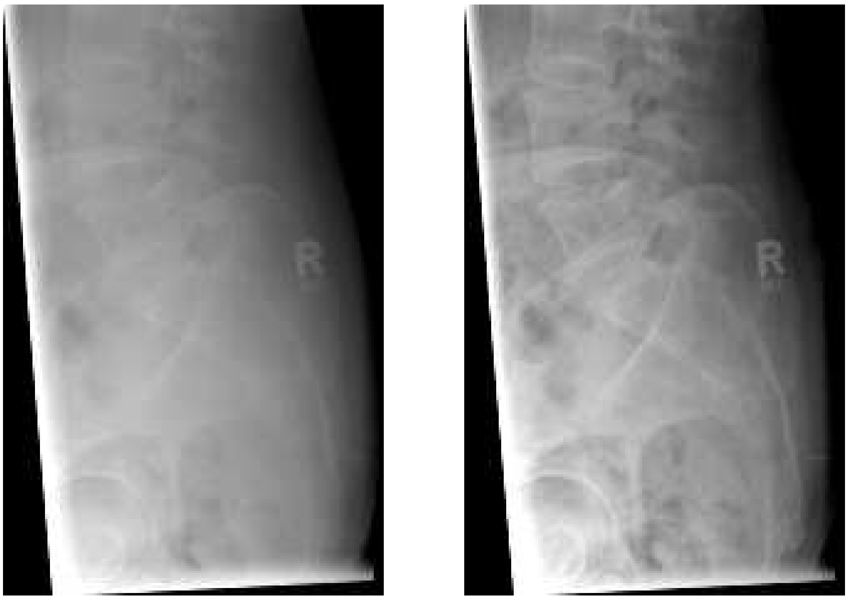

Abb. 2. Sacrum, laterale Aufnahme, prozessiert mit der unscharfen Maske (links) und mit Multiskalen-Verarbeitung (rechts).

Abbildung 3 zeigt das Ergebnis eines Blindversuchs, in dem die laterale Sacrumaufnahme von 14 Radiologen vergleichend über einer Skala von -3 (Vergleichsalgorithmus viel besser) bis +3 (neues Verfahren viel besser) bewertet wurde. Offensichtlich konnte eine deutliche Verbesserung erreicht werden, ohne daß das Rauschen wesentlich angehoben und die Harmonie des Bildeindrucks gestört wurde. Insgesamt zeigte die klinische Studie, daß die erreichbare Verbesserung gegenüber dem Vergleichsverfahren von der aufgenommen Anatomie abhängt. Mittelt man die Ergebnisse des obigen Blindversuchs für 20 verschiedene Aufnahmetypen, so ergeben sich ca. +1,2 Punkte für jedes Kriterium außer "Rauscheindruck" und "Harmonie des Bildeindrucks", ohne daß die letzteren beiden merklich beeinträchtigt werden. Des weiteren erwies sich die Möglichkeit der unterschiedlich großen Verstärkung in verschiedenen Frequenzbändern als unverzichtbar für eine gute Anpassung der Verarbeitung an unterschiedliche Anatomien.

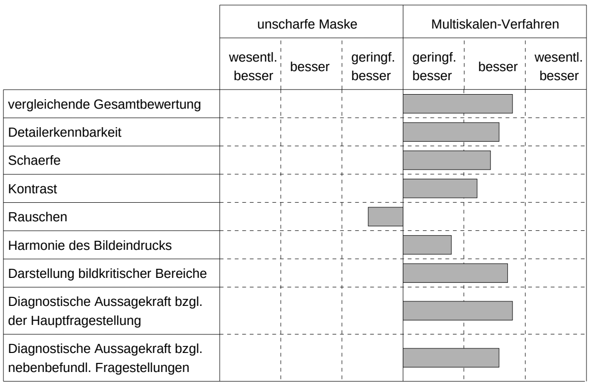

Abb. 3. Mittlere Bewertung von 14 Radiologen für die Sacrum-Aufnahme.

4 Zusammenfassung

In diesem Beitrag wurde ein nichtlinearer Multiskalen-Ansatz vorgestellt, der auf der Erweiterung der Methode der unscharfen Maske auf eine Laplace-Pyramide basiert. Hierbei wurde in der Implementierung großer Wert auf Rauschrobustheit und Abwärtskompatibilität gelegt. In einer klinischen Studie konnte gezeigt werden, daß bei geeigneter Wahl der Schwachstrukturverstärkung eine deutliche Verbesserung der Radiographien erreicht werden konnte. Insbesondere konnte eine verbesserte Detailerkennbarkeit ohne unakzeptable Verstärkung des Rauschens oder Störung eines ausgewogenen Bildeindrucks erreicht werden. Eine ausführliche Beschreibung des Verfahrens findet sich in Ref. [5] und Ref. [6].

Literatur

1. Aach T, Schiebel U, Spekowius G, Digital image acquisition and processing in medical X-ray imaging. Erscheint in J. Electr. Imag., Special Section on Biomedical Image Representation, Jan. 1999.
2. Neitzel U, Maack I, Günther-Kohfahl S: Image quality of a digital chest radiography system based on a selenium detector. Medical Physics, 21(4):509–516, 1994.
3. Cowen AR, Giles A, Davies AG, Workman A: An image processing algorithm for PPCR imaging. SPIE 1898, 833–843, 1993.
4. Burt PJ, Adelson EH: The Laplacian Pyramid as a compact image code. IEEE Trans. on Communications, 31(4), 532–540, 1983.
5. Stahl M, Aach T, Dippel S, Buzug TM, Wiemker R, Neitzel U: Noise resistant weak structure enhancement for digital radiography, angenommen bei SPIE Vol. 3661 (Medical Imaging 1999: Image Processing), 1999.
6. Stahl M, Aach T, Buzug TM, Dippel S, Neitzel U: Digital radiography enhancement by nonlinear multiscale processing. Eingereicht bei Medical Physics, 1998.