Lokalisation und Delineation des Kollimatorfeldes in digitalen und Film-basierten Röntgenbildern

Thomas M. Lehmann, Sascha Goudarzi, Nick I. Linnenbrügger,
Daniel Keysers[1], Berthold Wein[2]

Institut für Medizinische Informatik
Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH), 52057 Aachen
[1]Lehrstuhl für Informatik VI, RWTH Aachen, 52056 Aachen
[2]Klinik für Radiologische Diagnostik, Universitätsklinikum Aachen, 52057 Aachen
Email: lehmann@computer.org

Zusammenfassung. Für viele automatische Verfahren in der medizinischen Bildverarbeitung sind Kollimatorfelder (Shutter) oder andere Ausblendungen im Bild sehr störend. Bestehende Verfahren zur automatischen Detektion der Shutter basieren auf heuristischen Einschränkungen, z.B. hinsichtlich der Form des Feldes, die in der klinischen Routine nicht haltbar sind. Ebenso werden die Verfahren sehr oft an einer zu geringen Zahl von Bildern validiert, um erfolgreich in andere Problemkreise adaptiert werden zu können. In diesem Beitrag wird ein bestehendes Verfahren zur Shutter-Detektion im Algorithmus erweitert, und auf maximale Spezifität optimiert. Die rigorose Validierung mit 4.000 klinischen Bildern verschiedener Modalitäten zeigt, dass bei hoher Spezifität (>99%) die Sensitivität des optimierten Algorithmus bereits kleiner als 60% ist und damit die Genauigkeit nur noch 90% beträgt. Die Unterschiede zwischen Training und Evaluation zeigen weiter, dass eine Parameteroptimierung mit 500 Bildern noch nicht ausreicht, um verallgemeinerbare Aussagen zu erlauben.

1 Einleitung

Kollimatorfelder (Shutter) entstehen in der Röntgendiagnostik, wenn Bereiche des belichteten Bildfeldes durch Bleiblenden, Schürzen oder ähnliche Objekte abgedeckt werden. Dies geschieht meist, um die Strahlenbelastung des Patienten auf ein Mindestmass zu reduzieren. Shutter nahe am Detektor erzeugen scharfe Kanten, solche nahe an der Strahlenquelle ausgedehnte Übergänge. Bei manchen Modalitäten werden runde Aperturen verwendet, andere Shutter haben polygonale Umrisse. Für eine automatische inhaltsbasierte Interpretation der Röntgenbilder sind diese Umrandungen sehr störend, denn Statistiken über die tatsächlichen Bildpixel werden verfälscht oder Segmentierungsverfahren erkennen lediglich den globalen Bildausschnitt anstelle relevanter Objekte im Bild. Deshalb wurden bereits zahlreiche Verfahren zur automatischen Detektion von Kollimatorfeldern publiziert [1,2,3,4,5], die jedoch oft Heuristiken mit starken Einschränkungen bzgl. der Form des Shutters benutzen. Weiterhin wurden diese Algorithmen bislang nicht umfassend evaluiert.

Der von Wiemker et al. vorgestellte Algorithmus [1], der auf der Hough-Transformation der Bilder und der anschließenden Auswertung des Laplace-Flächenintegrals im Ortsbereich beruht, kann beliebig geformte konvexe Kollimatorfelder erken-

nen. Allerdings wurde das Verfahren unter der Hypothese entwickelt, dass in den Aufnahmen auch ein Shutter vorhanden ist. Damit ist das Verfahren zwar sehr sensitiv (ist ein Shutter vorhanden, so wird dieses auch gefunden und es werden keine anderen Bildstrukturen fälschlicherweise als Shutter-Grenzen angegeben) aber nur wenig spezifisch (Shutter-Grenzen werden auch in Bildern gefunden, in denen keine Shutter vorhanden sind). Aus diesem Grund kann das Verfahren nicht für beliebige radiologische Untersuchungen angewendet werden, sondern ist mit der bildgebenden Modalität fest verknüpft.

Beim inhaltsbasierten Bildzugriff auf große Archive medizinischer Bilder ist hingegen eine hohe Spezifität des Verfahrens erfoderlich [6]. In diesem Beitrag wird eine entsprechende Erweiterung des Verfahrens von Wiemker et al. vorgestellt und basierend auf einer großen Zahl willkürlich gewählter Röntgenbilder verschiedener Modalitäten umfassend validiert.

2 Detektion der Shutter

Zur automatischen Detektion der Shutter-Grenzen werden die Bilder zunächst auf einheitlich 128x128 Bildpunkte skaliert. Dies verstärkt den Gradienten an den teilweise recht unscharfen Shutter-Grenzen und reduziert die Rechenzeit. Das ursprüngliche Seitenverhältnis wird dabei aufgegeben, um auch die kurzen Kanten in rechteckigen Bildern zu erfassen. Die lokalen Gradienten werden mittels des Sobel-Filters hervorgehoben und gewichtet mit der Stärke des Gradienten in den Hough-Raum transformiert. Hier werden die stärksten $N = 100$ lokalen Maxima detektiert und als Hypothesen möglicher Shutter in den Ortsbereich rücktransformiert. Ein Greedy-Depth-First-Suchalgorithmus wird angewendet, um den Suchraum der Ordnung $O(2^N)$ konvexer Shutter-Felder effizient zu analysieren [1]. Dabei werden die Hypothesen anhand der folgenden Kriterien ausgewertet, die in einem Durchgang über das Laplace-Flächenintegral berechnet werden können:

1. Maximaler Gradient senkrecht zur Shutter-Grenze;
2. Maximale Helligkeitsdichte innerhalb des Shutters;
3. Maximale eingeschlossene Fläche;
4. Minimale Variation der Grauwerte ausserhalb des Shutters.

Das neu eingeführte Kriterium 4 berücksichtigt dabei, dass falsch-positive Detektionen bislang häufig bei Skelettradiographien des Thorax oder Schädels entstehen, bei denen der Übergang vom Hintergrund zum Knochen selbst als Shutter erkannt wird. Die Variation wird durch die Anzahl verschiedener Grauwerte bestimmt.

Beim Test der Hypothesen werden die einzelnen Kriterien unterschiedlich gewichtet. Das relative Gewicht bestimmt Sensitivität, Spezifität und damit auch die Güte der Shutter-Detektion. Für den erweiterten Algorithmus mit vier Kriterien müssen also drei Parameter optimiert werden.

3 Validierung des Verfahrens

Insgesamt wurden 4.000 Radiographien (Projektionsradiographie, Angiographie, Durchleuchtung, Mammographie, Tomographie, Computertomographie, etc.) aus der Routine der Klinik für Radiologische Diagnostik des Universitätsklinikums Aachen willkürlich selektiert. Davon hatten 763 Bilder ein Kollimatorfeld. Es wurden acht zufällige Gruppen mit je 500 Bildern erzeugt. Jeweils eine Gruppe wurde benutzt, um die Parameter zu optimieren. Die anderen 3.500 Bilder dienten zur Evaluation. Dies wurde für alle acht Gruppen durchgeführt.

Verglichen wurden zwei Varianten des Verfahrens: Originalverfahren (Variante A mit Kriterien 1-3) und Variante B (Kriterien 1-4). Um keine für eine weitere Verarbeitung relevanten Bildinformationen zu entfernen, wurde bei der manuellen Optimierung der Parameter versucht, eine Spezifität von mindestens 97% (Variante A) bzw. 98% (Variante B) zu erreichen. Höhere Werte waren nicht für alle Serien möglich.

4 Ergebnisse

Bei der quantitativen Auswertung wurden alle Shutter-Segmente, die mehr als 5% Bildfläche abdecken, berücksichtigt. Wurden nicht alle dieser Shutter gefunden (Lokalisation) oder nicht vorhandene Shutter in einem Bild erkannt (Delineation), so wurde dies als Fehler bewertet. Bei der Optimierung der Sensitivität in den Trainingsphasen hat sich gezeigt, dass die mit Variante B erzielten Werte um bis zu 21 Prozentpunkte über den von Variante A erreichten liegen, obwohl für Variante B die Spezifität immer ein bis zwei Prozentpunkte über der von Variante A lag. Lediglich in einer Trainingsserie wurde mit Variante A eine bessere Sensitivität erzielt. Bei der Evaluation mit den jeweils 3.500 noch nicht gesehenen Daten konnten diese Werte weitgehend reproduziert werden (Tab. 1). Hier wurde mit Variante B durchgehend eine zwischen 4–20% höhere Sensitivität erreicht.

Durch das einfache Kriterium einer geringen Grauwertvariabilität außerhalb des Shutter-Bereiches konnten Sensitivität und Spezifität des automatischen Verfahrens gesteigert werden. Die erreichbare Sensitivität ist bei der geforderten Spezifität (>98%) jedoch nur knapp unter 60%, was einer Genauigkeit von 90% entspricht. Allerdings beträgt die Spezifität der Variante A im Durchschnitt lediglich 44%.

5 Diskussion

Beim inhaltsbasierten Bildzugriff werden große Datenmengen von unterschiedlichen Körperregionen ausgewertet, die mit verschiedensten Modalitäten und Geräteeinstellungen aufgenommen wurden [6]. Um automatisch globale Bildcharakteristiken zuverlässig berechnen zu können, müssen etwaige Shutter automatisch erkannt werden. Dabei dürfen keine informationstragenden Bildbereiche versehentlich ausgeschlossen werden, d.h. die Spezifität des Verfahrens muss sehr hoch sein. Mit unseren Erweiterungen ist der Algorithmus von Wiemker et al. hierfür prinzipiell verwendbar.

Die konsequente Evaluation auf der Basis von 4.000 zufällig der klinischen Routine entnommenen Bildern hat bewiesen, dass eine Spezifität größer als 98% sicher

Tabelle 1. Ergebnisse der Kreuz-Validierung mit acht Gruppen zu je 500 Bildern.

Serie	Variante	Training			Evaluierung		
		Sens.	Spez.	Genauigkeit	Sens.	Spez.	Genauigkeit
0	A	0,46	0,97	0,87	0,46	0,96	0,87
	B	0,62	0,99	0,91	0,52	0,98	0,89
1	A	0,33	0,97	0,85	0,36	0,98	0,86
	B	0,47	0,98	0,89	0,56	0,99	0,90
2	A	0,53	0,97	0,88	0,52	0,95	0,87
	B	0,48	0,98	0,89	0,56	0,99	0,90
3	A	0,53	0,97	0,88	0,45	0,96	0,87
	B	0,74	0,98	0,93	0,61	0,97	0,90
4	A	0,48	0,97	0,87	0,46	0,96	0,87
	B	0,58	0,98	0,90	0,55	0,99	0,90
5	A	0,29	0,97	0,82	0,37	0,98	0,87
	B	0,49	0,99	0,88	0,56	0,98	0,90
6	A	0,56	0,97	0,90	0,45	0,96	0,86
	B	0,63	0,99	0,93	0,54	0,99	0,90
7	A	0,51	0,97	0,90	0,46	0,96	0,86
	B	0,55	0,98	0,91	0,55	0,99	0,90

erreicht werden kann. Die dann resultierende Sensitivität ist jedoch enttäuschend gering. Dieses Ergebnis wurde erst mit Auswertung einer großen Anzahl von Bildern deutlich. Die Auswertung zeigt weiterhin, dass die Ergebnisse, die mit den auf 500 Bildern optimierten Parametereinstellungen erreicht werden, nicht auf die dann noch ungesehenen Daten übertragen werden können. So ändert sich z.B. die Genauigkeit der Variante B um bis zu 3 Prozentpunkte. Dies steht im krassen Gegensatz zur gängigen Praxis in der Medizinischen Bildverarbeitung, in der neue Algorithmen, die i.d.R. viel mehr als die hier verwendeten drei Parameter besitzen, oftmals an Datensätzen mit weniger als zehn Bildern "evaluiert" werden.

6 Literatur

1. Wiemker R, Dippel S, Stahl M, et al.: Automated recognition of the collimation field in digital radiography images by maximization of the Laplace area integral. Procs SPIE 2000; 3979:1555–1565.
2. Luo J, Senn RA: Collimation detection for digital radiography. Procs SPIE 1997; 3034:74–85.
3. Zhang J, Huang HK: Automatic background recognition and removal (ABRR) in computed radiography images. IEEE Trans Med Imag 1997; 16(6):762–771.
4. Dewaele P, Ibison M, Vuylsteke P: A trainable rule-based network for irradiation field recognition in AGFA's ADC system. Procs SPIE 1996; 2708:72–84.
5. Wang H, Fallone BG: A mathematical model of radiation field edge localization. Medical Physics 1995; 22(7):1107–1110.
6. Lehmann TM, Wein B, Dahmen J, et al.: Content-based image retrieval in medical applications: A novel multi-step approach. Procs SPIE 2000; 3972:312–320.