

# Wasserscheidentransformation für Thermographiebilder

Dietrich Paulus<sup>a</sup>, Torsten Greiner<sup>b</sup>, Christian L. Knüvener<sup>a</sup>

Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5)<sup>a</sup>

und

Institut für Physiologie und experimentelle Pathophysiologie<sup>b</sup>

Friedrich–Alexander–Universität Erlangen–Nürnberg

paulus@informatik.uni-erlangen.de

greiner@ipb.uni-erlangen.de

Auszug aus dem

Tagungsband

## 17. DAGM Symposium

Bielefeld, 13.–15. September 1995

D. Paulus, T. Greiner, C. Knüvener: *Wasserscheidentransformation für Thermographiebilder*, in G. Sagerer, S. Posch, F. Kummert (Hrsg.): *Mustererkennung 1995*, Springer, Berlin, September 1995, S. 355–362.

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung . . . . .	1
2	Physiologie neurogener/vaskulärer Hautreaktionen . . . . .	1
3	Segmentierung von Thermographiebildern . . . . .	2
4	Die Wasserscheidentransformation . . . . .	2
5	Wasserscheidentransformation auf Thermographiebildfolgen . . . . .	4
6	Physiologische Interpretation . . . . .	5
7	Implementierung . . . . .	6
8	Zusammenfassung und Ausblick . . . . .	7

# Wasserscheidentransformation für Thermographiebilder

Dietrich Paulus<sup>a</sup>, Torsten Greiner<sup>b1</sup>, Christian L. Knüvener<sup>a</sup>

Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5)<sup>a</sup>

und

Institut für Physiologie und experimentelle Pathophysiologie<sup>b</sup>

Friedrich–Alexander–Universität Erlangen–Nürnberg

paulus@informatik.uni-erlangen.de

greiner@ipb.uni-erlangen.de

Schmerzinduzierte neurogene/vaskuläre Hautreaktionen tieferer Hautschichten lassen sich mit der Meßmethode der Thermographie erfassen. Um zeitliche und räumliche Veränderungen der Temperaturverteilung der Haut nach noxischen Reizen quantitativ beurteilen zu können, wurde zur automatischen Segmentierung die Wasserscheidentransformation durchgeführt. Damit wird die Möglichkeit gegeben, neue Erkenntnisse über die funktionelle Organisation des peripheren nozifensiven Systems unter physiologischen und pathophysiologischen Bedingungen, zu gewinnen.

Es wird eine Weiterentwicklung der Wasserscheidentransformation vorgestellt, die bei der Analyse der thermographischen Befunde der Segmentierung durch Isothermen überlegen ist. Zur Beschreibung und physiologischen Beurteilung der Entzündungsreaktion werden Regionenmerkmale verwendet.

## 1 Einleitung

Im Rahmen von Untersuchungen zur Physiologie der Schmerzentstehung und Schmerzverarbeitung<sup>1</sup> werden Experimente durchgeführt, die eine Veränderung der Hautdurchblutung und damit der Hauttemperatur bewirken. Diese Reaktion wird mit Infrarot-Kameras registriert; die resultierenden Thermogramme helfen bei der Beurteilung der Ausbreitung und des Verlaufs der zugrundeliegenden Durchblutungsänderung.

In dieser Arbeit wird ein Verfahren vorgestellt, mit dem die Abgrenzung von Bereichen erhöhter Reaktion in der Haut durch den Rechner weitgehend automatisch durchgeführt werden kann, was zu einer Objektivierung der Ergebnisse genützt werden soll. Zur Analyse der Thermogramme wird eine Segmentierung in Regionen durchgeführt. Bildfolgen werden untersucht, um den Verlauf der Entzündung quantitativ zu beschreiben.

Die Bilder dieses Beitrags sind teilweise aus [Knü95] entnommen.

## 2 Physiologie neurogener/vaskulärer Hautreaktionen

Wird die Haut noxischen, potentiell schädigenden Reizen ausgesetzt, so reagiert das betroffene Areal unter anderem mit Veränderungen in der vaskulären Versorgung, was zur Veränderung der Hautfarbe (Rötung, visuelles Flare) und der Hauttemperatur führt. Diese Reaktionen sind im wesentlichen auf eine Vasodilatation zurückzuführen. Diese Vasodilatation wird durch den sogenannten Axonreflex hervorgerufen, der bereits 1913 in [Bru13] beschrieben wurde.

Zur Provokation der vaskulären/neurogenen Hautreaktion wurde freiwilligen Versuchspersonen Histamin (10  $\mu$ l, 0.1%) am Unterarm intrakutan appliziert. Zur Analyse der anschließenden Erwärmungsreaktion wurden Bildserien (5 Hz) mit einer 8 Bit-

<sup>1</sup> Sonderforschungsbereich „Pathobiologie der Schmerzentstehung und Schmerzverarbeitung“ (SFB 353)

Infrarotkamera (THERMO-VISION 870) der Firma AGEMA aufgenommen. Zur Rauschunterdrückung wurden je 50 Bilder zu einem Thermographiebild gemittelt. Daraus resultiert eine abgespeicherte Bildfrequenz von 0.1 Hz. Über ein Interface (IR-SAVE Karte) der Firma GESOTEC sowie deren mitgelieferter Software wurde die Wärmestrahlung der aufgenommenen Szene in ein rechnerkonformes Datenformat überführt.

### 3 Segmentierung von Thermographiebildern

Eine Möglichkeit zur Unterscheidung zwischen entzündeten (lokale Wärmemaxima) und nicht entzündeten Hautregionen im Thermographiebild bieten einfache Temperaturschwellen. Markiert man alle Punkte einer bestimmten Schwelle innerhalb eines Bildes, erhält man die Konturen der zugehörigen Isothermen [GFH95].

Dieses Verfahren hat den Nachteil, daß die detektierten Wärmemaxima stark von der Wahl der Schwelle abhängen. Dies kann dazu führen, daß unterschiedlich hohe Maxima nicht sicher voneinander separiert werden und zu einem einzelnen Reaktionsareal zusammengefaßt werden (s.u. Bild 5). Diesen Nachteil vermeidet die Wasserscheidentransformation, die im Abs. 4 eingeführt wird. Sie wurde in [Knü95] erfolgreich für die Segmentierung von Thermogrammen eingesetzt.

Die meisten ursprünglichen Implementierungen benötigten viel Rechenzeit, da sie mehrmals das gesamte Bild im Arbeitsspeicher lesen. Daher wurden diese Algorithmen in der Bildverarbeitung selten genutzt [VS91]. Ausführliche Überblicke finden sich in [VS91, Zeh92], in denen die Ansätze von Digabel und Lantuéjoul [DL78], Meyer und Beucher [Beu82, Mey89], Friedlander [Fri87] und Vincent [VS91] zusammengefaßt werden.

Seit Vincent [VS91] ist ein neuer Ansatz bekannt, mit dem eine erheblich effizientere Realisierung ermöglicht wurde. Eine medizinische Anwendung dieser verbesserten Implementierung wurde in [ZMG93] vorgestellt.

### 4 Die Wasserscheidentransformation

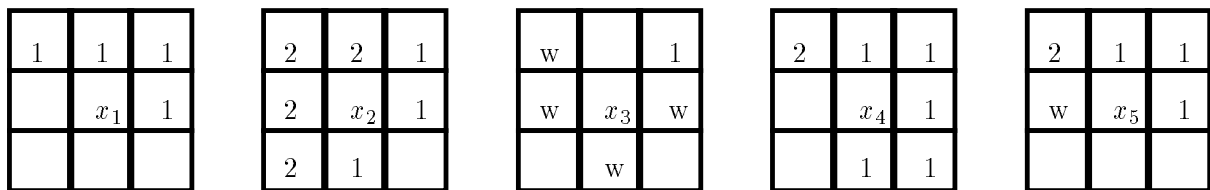
Die Wasserscheidentransformation (WST) segmentiert ein Bild mit Hilfe einer morphologischen Operation hinsichtlich ihrer lokalen Minima. Bei der Entwicklung des Segmentierungsverfahrens wurde ein geologisches Modell zugrundegelegt, bei dem die Intensitätswerte des Bildes als "Gebirge" interpretiert werden, in dem nun die Wassereinzugsgebiete von Flüssen und Seen gesucht werden. Zur Berechnung läßt man das Höhenmodell in einen See bis zu einer gewissen Tiefe (Tauchtiefe) eintauchen, so daß sich, beginnend mit den lokalen Minima, die Wasserbecken langsam füllen. Als Wasserscheiden werden die Bereiche bezeichnet, die während des Flutens von mehreren Becken aus gleichzeitig erreicht werden. Aufgrund der Diskretisierung der Bilder können Wasserscheiden auch zwischen Pixeln verlaufen.

Die Neuerung in [VS91], der sogenannte *Queue-Algorithmus*, gestattet eine erheblich effizientere Realisierung als in den vorhergehenden Implementierungen. Beginnend in den lokalen Minima, werden in jedem Iterationsschritt die Nachbarpunkte der bekannten "Ufer" untersucht. In diesem auch hier verwendeten Verfahren werden dabei die zu bearbeitenden Pixel in eine Warteschlange kopiert. Beim Abarbeiten der Warteschlange werden stets nur die „interessanten“ Bildpunkte – dies sind die Nachbarpixel des aktuellen Bezugspunktes – betrachtet. So werden während eines Segmentierungsschrittes nicht alle Pixel bearbeitet, sondern ausschließlich die für diesen Arbeitsschritt relevanten. Werden hierbei keine neuen Flächen unter Wasser gesetzt, so wird die Eintauchtiefe erhöht.

Dieser Queue-Algorithmus arbeitet im Prinzip wie eine iterierte Ausführung einer bedingten Dilatation. Pixel eines Arbeitsschrittes lassen sich parallel berechnen. Diese effiziente Vorgehensweise besitzt den Nachteil, daß ein Fehler bei der Berechnung eines neuen Pixelwertes zu Folgefehlern führen kann. Im Regionenbild lassen sich diese daran erkennen, daß eine Wasserscheide detektiert wird, die in eine Region hineinragt, statt sie nach außen zu begrenzen (Bild 2 Pfeil im Bild links).

Zur Zuordnung eines Bildpunktes zu einer Region oder zu einer Wasserscheide werden diejenigen seiner Nachbarpunkte betrachtet, die bereits einer Region oder Wasserscheide zugeordnet wurden. Es kann eine Vierer- oder Achternachbarschaft verwendet werden. Dies sind die Nachbarpunkte mit kleinerem, zumindest aber gleichgroßem Grauwert im Originalbild. Jeder dieser Punkte repräsentiert eine gleichwertige Wahrscheinlichkeit, daß der aktuelle Punkt ebenfalls zu dieser Region oder Wasserscheide gehört.

Nach Vincent wird der aktuelle Punkt, der durch das Fluten erreicht wird, dann zur Wasserscheide gezählt, wenn seine Nachbarpunkte zu verschiedenen Regionen gehören. Dagegen ermittelt der Wahrscheinlichkeitsalgorithmus in [Knü95] die verschiedenen Wahrscheinlichkeiten der Zuordnungen. In der betrachteten Nachbarschaft wird die Anzahl  $N$  der Punkte gezählt, die bereits ein Label haben. Jeder in der Nachbarschaft vorkommenden Region wird eine Wahrscheinlichkeit zugeordnet, die sich aus dem Quotient der Anzahl der bereits zu dieser Region gehörigen Punkte in der Nachbarschaft und  $N$  ergibt. Das aktuelle Pixel wird der Region zugeordnet, deren Wahrscheinlichkeit einen wählbaren Mindestwert von 50 % überschreitet. In Bild 1 sind die Ergebnisse des Originalverfahrens und des Wahrscheinlichkeitsalgorithmus dargestellt.



	$x_1$	$x_2$	$x_3$	$x_4$	$x_5$
Vincent-Algorithmus	1	w	1	w	w
51% Wahrscheinlichkeit-Algorithmus	1	w	w	1	1
67% Wahrscheinlichkeit-Algorithmus	1	w	w	1	w

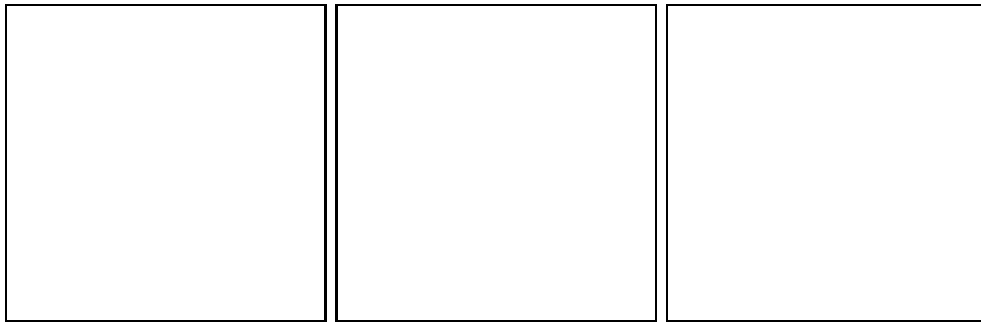
**Bild 1.** Vergleich der Operationen; die Zahlen geben Regionenlabel an

Die Verbesserungen auf Thermogrammen sind in Bild 2 dargestellt. Die ermittelten Wasserscheidenlinien werden umso breiter, je größer die angegebene Mindestwahrscheinlichkeit ist (Bild 2, Mitte, rechts).

Die so berechneten Regionen führen zu glatten Konturen (Bild 3 Mitte), was eine weitere Verbesserung des Verfahrens darstellt.



**Bild2.** Ausschnitt aus einem Thermogramm. Vincent– (links), 51% Wahrscheinlichkeit– (Mitte) und 67% (rechts) Wahrscheinlichkeit–Algorithmus. Die schwarzen Punkte markieren die Wasserscheiden.



**Bild3.** Testbild (links), Wahrscheinlichkeitalgorithmus (Mitte, 51 %) und Vincent (rechts). Die weißen Linien markieren die Wasserscheiden.

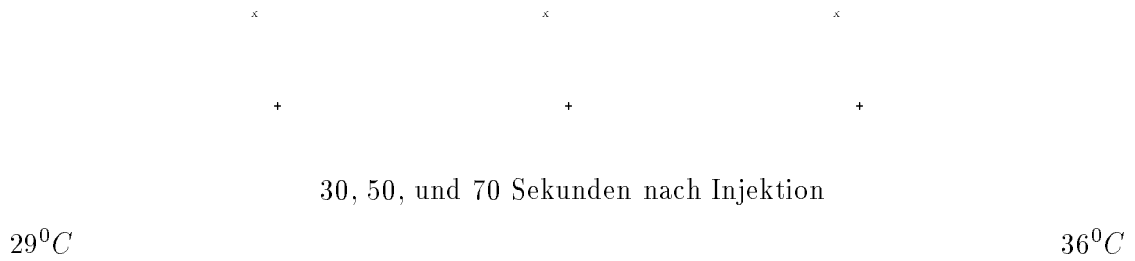
## 5 Wasserscheidentransformation auf Thermographiebildfolgen

Bei der Bearbeitung von Thermographiebildern sind die folgenden neun Abschnitte nötig:

1. Bildaufnahme
2. Rauschunterdrückung (Tiefpaßfilterung)
3. Invertierung (um lokale Wärmemaxima mit der WST zu detektieren)
4. Berechnung der maximalen Eintauchtiefe für die WST
5. Wasserscheidentransformation
6. Kontursuche
7. Visualisierung
8. Regionenanalyse und Merkmalsgewinnung
9. Darstellung der Ergebnisse (für den medizinischen Fachmann)

Zur quantitativen Beschreibung der Entzündungsreaktion werden folgende Merkmale pro segmentierter Region ermittelt: Größe (Pixelanzahl), Umfang (Pixelanzahl), Temperatur–Minimum, Temperatur–Maximum, Schwerpunkt der Regionfläche, Temperatur–Mittelwert und Standardabweichung der Temperatur. Diese Werte sind die Grundlage für die graphische Darstellung. Für die physiologische Interpretation (Abs. 6) wird aktuell nur das Temperatur–Maximum verwendet.

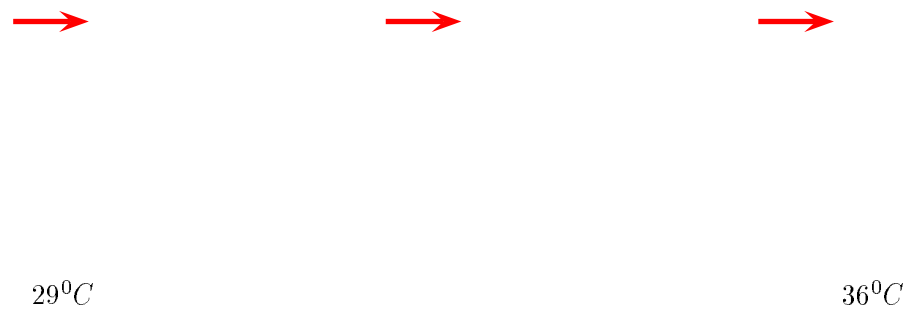
Bild 4 zeigt drei segmentierte Bilder einer Bildfolge, in denen die Konturlinien nach der WST visualisiert wurden. Die Objekte sind fehlerfrei detektiert und wohlgeformte Konturen – also solche, wie sie der medizinische Betrachter erwartet – sind extrahiert worden.



**Bild4.** Drei Segmentierungsergebnisse einer Thermographiebildfolge: Tauchtiefe:  $33.07^{\circ}C$ , WST-Algorithmus: 51% Mindestwahrscheinlichkeit (Der Pfeil markiert die Applikationsstelle, „+“ markiert die im Bild 6 ausgewertete Region)

## 6 Physiologische Interpretation

Wendet man den modifizierten Ansatz aus Abs. 4 bei Thermographiebildern an, die zur Detektion der Wärmemaxima invertiert wurden, und vergleicht das Resultat mit dem Segmentierungsansatz aufgrund von Isothermen (Bild 5), so fällt auf, daß die Segmentierung durch einen isothermen Schwellwert das Bild nur in entzündete und nicht entzündete Gebiete aufteilt, die WST jedoch jedes Entzündungszentrum einzeln lokalisiert. Die Objektgrenzen entsprechen den vom medizinischen Beobachter erwarteten Regionen.



**Bild5.** Isotherme (links  $33.9^{\circ}C$ , mitte  $34.6^{\circ}C$ ) und WST (rechts Tauchtiefe  $33.9^{\circ}C$ ). Der Pfeil markiert die Injektionsstelle.

Betrachtet man Topographie und Verlauf vaskulärer/neurogener Schmerzreaktionen nach Applikation eines noxischen Reizes in Thermographiebildserien, so zeigt sich, daß sich die Entzündungsreaktion nicht konzentrisch vom Ort der Applikation ausbreitet, sondern

an disjunkten zwei bis sechs Orten im Abstand von 4–20 mm beginnt [FGN\*94, GFH95] (vgl. Bild 4). Die Zonen erhöhter Reaktionsbereitschaft konnten mit Hilfe der modifizierten WST (Abs. 4) eindeutig segmentiert werden (Bild 4). Stellt man den Zeitverlauf des Merkmals “lokales Maximum” verschiedener Entzündungsherde (Regionen) dar, so ergeben sich charakteristische Kurven, von denen eine exemplarisch in Bild 6 dargestellt ist (durchgezogene Linie).

Diese Kurven für die Temperatur  $T$  lassen sich durch eine einfache Differentialgleichung beschreiben,

$$\frac{dT}{dt} = -\frac{1}{\tau}(T - T_R), \quad (1)$$

deren Lösung die Exponentialfunktion ist.

$$T = T_R + (T_0 - T_R) * e^{-t/\tau}, \quad (2)$$

Dabei sind  $T_0$  die Anfangstemperatur,  $T_R$  die Endtemperatur und  $\tau$  eine für die Temperaturänderung sensitive Konstante. Aus den Meßwerten werden die Parameter der Funktion mit der Methode des minimalen quadratischen Fehlers ermittelt. Es zeigt sich, daß die Werte für  $\tau$  in der Nähe des Injektionsorts kleiner sind, als in entfernteren Regionen. In Bild 6 ist dieses Modell mit  $\tau = 33.6$  und  $T_0 = 33.3^\circ C$  als gestrichelte Linie dargestellt. Bei einer Temperatur von  $35^\circ C$  gerät der Sensor in seinen Sättigungsbereich, was die Unterschiede zu dem Modell erklärt.

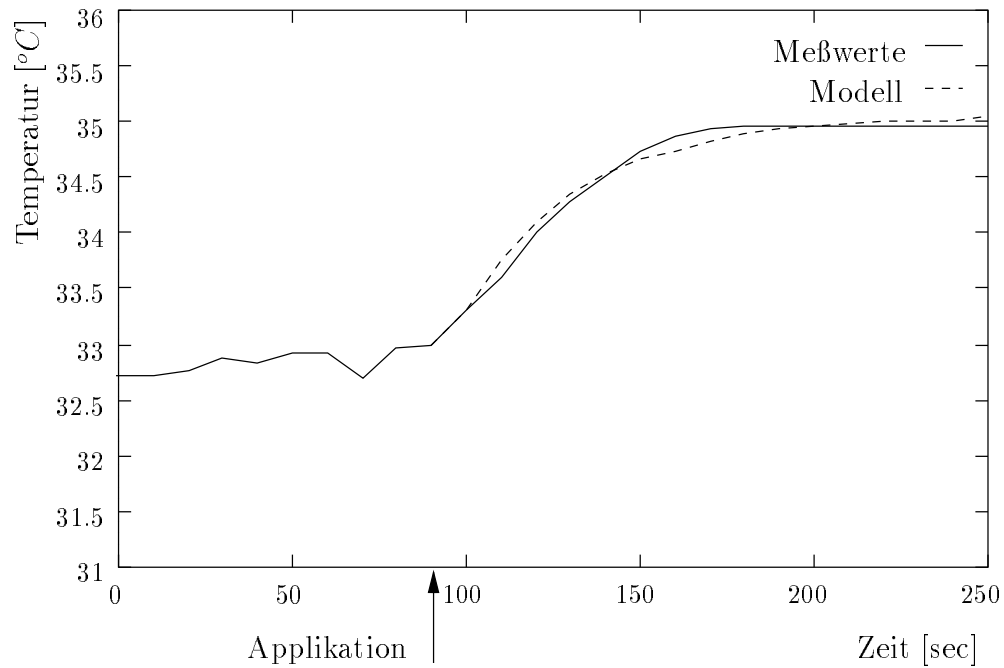
Zur Analyse von experimentell erzeugten lokalen Entzündungen der Haut werden derzeit zwei bildgebende Verfahren eingesetzt. Zusätzlich zur Thermographie wird die oberflächliche Rötung mit einer CCD-Farbkamera aufgenommen. Das automatisch segmentierte visuelle Flare (Abs. 2) ermöglicht Aussagen über den Blutfluß in den Kapillaren der oberen Hautschicht [NFH95]. Von einer Kombination der beiden Verfahren werden weitere physiologische Erkenntnisse erwartet. Nach [Bru13, Lew37] ist das visuelle Flare determiniert durch das Netzwerk der Nervenendigungen und der Blutgefäße. Überlagert man das visuelle Flare [NFH95] mit dem Thermographiebild, so zeigt sich, daß genau diejenigen Entzündungsfoki innerhalb des visuellen Flares liegen, die ein geringes  $\tau$  besitzen. Dies läßt auf einen deutlich erhöhten Wärmeantransport, verursacht durch eine Durchblutungszunahme in tieferen Hautschichten, schließen. Die lokalen Maxima im Thermographiebild werden wahrscheinlich durch präkapiläre Gefäße verursacht, deren Dilatation mit zur Durchblutungszunahme beiträgt. Dieser Effekt ermöglicht eine Klassifikation in von der Entzündung betroffene und unbetroffene Regionen [Gre95].

## 7 Implementierung

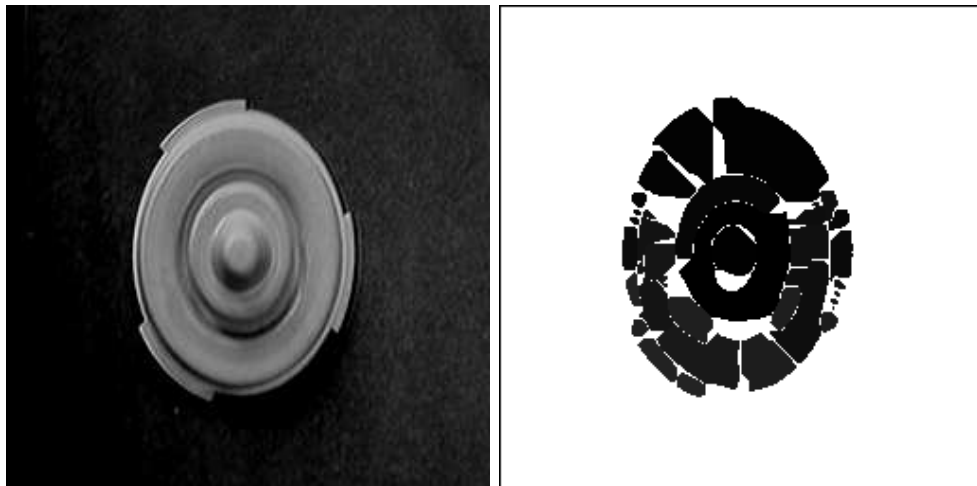
Die Implementierung der WST erfolgte unter Unix im Bildverarbeitungssystem Khoros [RY92]. Die Segmentierungsverfahren wurden gleichzeitig in das objekt-orientierte C++ System *ἵππος* [Pau92, PH95] integriert. Die Anwendung der WST auf das Grauwertbild in Bild 7 (links) ist in Bild 7 (rechts) dargestellt; das Grauwertbild wurde zuvor mit einem  $3 \times 3$  Mittelwertfilter geglättet und wie in Abs. 5 invertiert.

Der Algorithmus zur WST benötigt für ein typisches Thermographiebild der Größe  $128 \times 128$  Pixel etwa 0.05 Sekunden (Unix Workstation HP 735/99).

Für die Anwendung im medizinischen Labor wurde eine Integration in das System *Spot-Explorer* [Gre95] unter MS-DOS und Windows vorgenommen, das ebenfalls in C++ realisiert wurde.



**Bild6.** Entzündungsverlauf einer Region in Abhängigkeit der Zeit nach Applikation von Histamin (Meßwerte und Modell des Temperaturverlaufs)



**Bild7.** Grauwertbild eines industriellen Werkstücks und Anwendung der Wasserscheidentransformation (Tauchtiefe 200)

## 8 Zusammenfassung und Ausblick

Aufgrund der Ergebnisanalyse von ca. 500 segmentierten Bildern aus 10 Thermographiebildfolgen (beschrieben in [FGN\*94]), hat sich gezeigt, daß die WST in der Lage ist, ein Thermographiebild bezüglich der Entzündungsfoki als Objekte erfolgreich zu segmentieren.

Bei der Auswertung der Ergebnisse wurde auch deutlich, daß die WST nicht nur eine geeignete Segmentierung von Thermographiebildern errechnet, sondern auch zur Analyse von Thermographiebildfolgen ein brauchbares Werkzeug der Bildverarbeitung darstellt. Durch den neuen Wahrscheinlichkeitsalgorithmus wurden die oben beschriebenen Probleme



me (vgl. Abs. 4) der ursprünglichen Verfahren behoben.

Weitere Arbeiten haben somit zum Ziel, die Verarbeitung der zugrundeliegenden Thermographiebildserien mitsamt der Auswertung der Merkmale vollständig zu automatisieren.

## Literatur

- [Beu82] Beucher, S.: *Watersheds of Funktions and Picture Segmentation*, *Proceedings IEEE International Conference on Acoustic Speech Signal Processing 82*, Mai 1982, S. 1928–1931.
- [Bru13] Bruce, A.: *Vaso-dilatator axon-reflexes*, *Quarterly Journal of Experimental Physiology*, Bd. 6, 1913, S. 339–354.
- [DL78] Digabel, H.; Lantuéjoul, C.: *Iterative Algorithms*, *Proc. 2<sup>nd</sup> European Symp. Quantitative Analysis of Microstructures in Material Science, Biology and Medicine*, 1978, S. 85–99.
- [FGN\*94] Forster, C.; Greiner, T.; Nischik, M.; Schmelz, M.; Handwerker, H. O.: *Neurogenic flare responses are heterogeneous in superficial and deep layers of human skin*, *Neuroscience Letters*, Bd. 185, 1994, S. 33–36.
- [Fri87] Friedlander, F.: *A Sequential Algorithm for Detecting Watersheds on a Gray Level Image*, *Proc. 7<sup>th</sup> Int. Cong. for Stereology*, Bd. 6, Nr. 3, September 1987, S. 663–668.
- [GFH95] Greiner, T.; Forster, C.; Handwerker, H.: *Quantitative analysis of time series of thermal images after noxious stimuli applied to anesthetized and non anesthetized skin*, in Ammer, K.; Ring, E. (Hrsg.): *Thermal imaging in medicine and biology*, Wien, 1995, 6<sup>th</sup> Congress of th European Association of Thermology.
- [Gre95] Greiner, T.: *Quantitative Analyse neurogener vaskulärer Hautreaktionen in Thermographiebildfolgen (Arbeitstitel)*, Dissertation am Institut für Physiologie und Experimentelle Pathophysiologie, Erlangen, 1995, In Vorbereitung.
- [Knü95] Knüvener, C.: *Implementierung der Wasserscheidentransformation für Thermographiebilder*, Studienarbeit, Lehrstuhl für Mustererkennung (Informatik 5), Universität Erlangen–Nürnberg, Erlangen, 1995.
- [Lew37] Lewis, T.: *The nocifensor system of nerves and its reaction*, *British Medical Journal*, Bd. 194, 1937, S. 431–435, 491–494.
- [Mey89] Meyer, F.: *Skeletons and Perceptual Graphs*, *Signal Processing*, Bd. 16, 1989, S. 335–363.
- [NFH95] Nischik, M.; Forster, C.; Handwerker, H.: *Analysis of vascular skin reactions using superimposed video and thermal images*, in Ammer, K.; Ring, E. (Hrsg.): *Thermal imaging in medicine and biology*, Wien, 1995, 6<sup>th</sup> Congress of th European Association of Thermology.
- [Pau92] Paulus, D.: *Objektorientierte und wissensbasierte Bildverarbeitung*, Vieweg, Braunschweig, 1992.
- [PH95] Paulus, D.; Hornegger, J.: *Pattern Recognition and Image Processing in C++*, Advanced Studies in Computer Science, Vieweg, Braunschweig, 1995.
- [RY92] Rasure, J. R.; Young, M.: *Open environment for image processing and software development*, in Arps, R. B.; Pratt, W. K. (Hrsg.): *Image Processing and Interchange: Implementation and Systems*, SPIE Proceedings 1659, San Jose, CA, 1992, S. 300–310.
- [VS91] Vincent, L.; Soille, P.: *Watersheds in Digital Spaces: An Efficient Algorithm Based on Immersion Simulations*, *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, Bd. 15, Nr. 6, 1991, S. 583–598.
- [Zeh92] Zehetbauer, S.: *Segmentierung und Analyse drei- und vierdimensionaler Ultraschalldatensätze*, Master's thesis, Technische Universität München, Institut für Informatik, 1992.
- [ZMG93] Zehetbauer, S.; Meyer-Gruhl, U.: *Segmentierung und Analyse drei- und vierdimensionaler Ultraschalldatensätze*, in *15. DAGM-Symposium*, Springer Verlag, Berlin Hei-

delberg New York, 1993, S. 118–125.