

**2. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
25. bis 26. Feb. 1999 in  
Darmstadt**



**„In-vivo Vermessung der Mikrotopographie der  
menschlichen Haut“**

H. Hopermann, Ch. Hof  
Institut für Automatisierungstechnik, Universität der Bundeswehr, Hamburg, Deutschland  
E-Mail:luho@unibw-hamburg.de

ISBN: 318318317x  
Pages: 10-11

# In vivo Vermessung der Mikrotopographie der menschlichen Haut

Dipl.-Ing. H. Hopermann, Dipl.-Ing. Ch. Hof

Institut für Automatisierungstechnik  
 Universität der Bundeswehr  
 Holstenhofweg 85  
 22043 Hamburg  
 email: luho@unibw-hamburg.de

## 1. Einleitung

Die Hautoberfläche bildet die Grenzschicht zwischen dem menschlichen Organismus und seiner Umwelt. Sie ist daher vielfältigen Einflüssen ausgesetzt, welche sich in einer sichtbaren Veränderung ihrer Topographie niederschlagen können. So stellen beispielsweise Alterung, Austrocknung und äußere Hautkrankheiten sichtbare Veränderungen der Hautoberfläche dar. Demgegenüber steht der Wunsch von Konsumenten und Patienten nach glatter, gesunder sowie makelloser Haut. Die Erfassung und Beschreibung der Oberfläche der menschlichen Haut ist daher seit geraumer Zeit Forschungsgegenstand sowohl in der kosmetischen als auch in der pharmazeutischen Industrie. Den derzeit am weitesten verbreiteten Ansatz, um die Hautoberfläche einer meßtechnischen Erfassung zugänglich zu machen, stellt die Anfertigung von Silikon-Negativabdrücken dar, welche dann stellvertretend taktil oder optisch vermessen werden.

Hier soll ein neuer Ansatz zur in vivo Vermessung der Mikrotopographie der menschlichen Hautoberfläche vorgestellt werden. Die Grundlage dafür bildet das Prinzip der aktiven Bildtriangulation unter Verwendung von zeitlichen PhaseShift-Algorithmen [1].

## 2. Bildtriangulationssystem

Der Meßkopf zur aktiven Bildtriangulation besteht im vorliegenden Fall aus einer digitalen Mikrospiegelmatrix der Fa. Texas Instruments als Projektions- und einer CCD-Kamera als Aufnahmeeinheit. Die optische Achse der Projektionsoptik schneidet dabei die optische Achse der Aufnahmeoptik im Objektraum unter dem Triangulationswinkel  $\alpha$  (Abb. 1). Wird ein Merkmal  $M$  an der Koordinate  $\xi$  der Projektionsebene über das Projektionszentrum  $O_p$  auf die Objektoberfläche projiziert und dieses Merkmal über das Projektionszentrum  $O_k$  auf die Bildebene der Kamera an der Koordinate  $\eta$  abgebildet, so ergeben sich die Koordinaten  $h, x$  des Punktes der Objektoberfläche als Funktionen der Koordinaten  $\xi, \eta$  des Merkmals im Projektor- bzw. Kamerakoordinatensystem sowie des Vektors  $\underline{P}$ ,

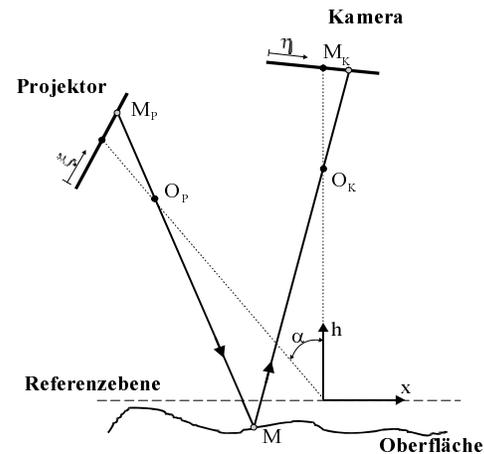


Abbildung 1: Prinzip der aktiven Bildtriangulation, welcher die inneren und äußeren Parameter des Triangulationssystems zusammenfaßt (Glg. 1).

$$\begin{aligned} h_M &= f(\xi_M, \eta_M, \underline{P}) \\ x_M &= g(\xi_M, \eta_M, \underline{P}) \end{aligned} \quad (1)$$

Aufgrund der begrenzten Systemdynamik des Projektors, der unbekanntens ortsveränderlichen Oberflächeneigenschaften wie Hintergrundintensität und Reflektionsverhalten ist es mit nur einer projizierten Intensitätsverteilung nicht möglich, jeden Punkt der betrachteten Oberfläche eindeutig mit einem Merkmal zu codieren. Daher wird im vorliegenden Fall eine in  $x$ -Richtung sinusförmige Intensitätsverteilung auf die Oberfläche projiziert und die Phasenlage als Träger der Strukturinformation genutzt. Zur Berechnung der Phasenlagen wird ein zeitliches PhaseShift-Verfahren eingesetzt.

Aufgrund der optischen Eigenschaften der menschlichen Haut und dem Ziel möglichst kurzer Meßzeiten wird in dem vorliegenden Meßsystem eine digitale Mikrospiegelmatrix der Firma Texas Instruments als Projektionseinheit verwendet [2]. Der Projektor bietet die Möglichkeit, nahezu beliebige Intensitätsmuster mit 256 Graustufen und einer Frequenz von 180 Hz auf die Objektoberfläche abzubilden.

Abbildung 2 zeigt das realisierte System bei der in vivo Vermessung eines Hautareals auf dem Unterarm eines männlichen Probanden.



Abbildung 2: In vivo Messung auf dem Unterarm.

### 3. Meßwertverarbeitung

Nach der Meßwertaufnahme schließt sich die Meßwertverarbeitung an. Eine Filterung der Daten im Orts- oder Ortsfrequenzbereich führt zur Eliminierung der im Signal enthaltenen, niederfrequenten Grundwelligkeiten, welche aus der Krümmung der vermessenen Körperpartie resultieren. Danach erfolgt eine Bewertung der gefilterten Daten, wobei für Betrachtungen im Ortsfrequenzbereich häufig auf die Fourier-Transformation (FT) zurückgegriffen wird. Der Nachteil der FT besteht darin, daß die Ortsinformationen des Signals nach der Transformation nur noch in der Phase vorhanden und damit für eine weitere Interpretation nur schwer zugänglich sind.

Die Wavelet-Transformation (WT) verwendet dagegen, wie die Short Time Fourier Transformation (STFT), ein Fenster, um durch Betrachtung von Signalausschnitten eine Ortsauflösung zu erreichen (Translation  $b$ ). Darüber hinaus findet bei der WT eine Anpassung der Fensterbreite an die zu analysierende Frequenz statt (Dilatation  $a$ ). Die Transformation der kontinuierlichen Funktion  $f(x)$  lautet:

$$C(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x) \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) dx, \quad (2)$$

mit  $\psi$  als verschobener und dilatierter Version eines Mutterwavelets. Ähnlich zur FT existiert auch bei der WT eine schnelle, diskrete Variante:

$$C(m, k) = \sum_{i=0}^N f(i) \cdot 2^{-m/2} \psi(2^{-m} i - k). \quad (3)$$

Nach dem Pyramidalalgorithmus von Mallat [3] erfolgt eine Aufteilung des diskreten Signals in einen Tiefpaßanteil (Approximation A) und einen Hochpaßanteil (Detail D). Bei diesem rekursiven Algorithmus werden die Approximationen fortlaufend zerlegt. Eine vollständige Rekonstruktion des Signals erfolgt für die Zerlegungsstufe  $N$  über:

$$f(k) = A_N(k) + \sum_{i=1}^N D_i(k). \quad (4)$$

Das Signal wird damit bei der Zerlegung in Frequenzbänder aufgeteilt. Daraus resultiert zum einen die Möglichkeit, mittels der WT niederfrequente Signalanteile schnell zu eliminieren (Abb. 3). Darüber hinaus können Behandlungseffekte in den isolierten Frequenzbereichen gezielt untersucht werden [4].

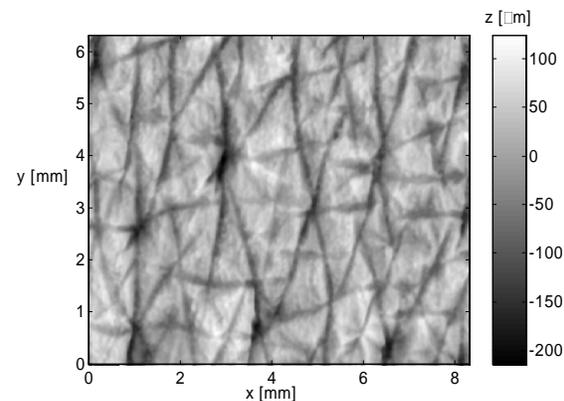


Abbildung 3: Hautareal nach Wavelet-Filterung.

Bei der zweidimensionalen diskreten WT findet die Aufteilung des Signals in eine Approximation und drei Details (in horizontaler, vertikaler und diagonaler Richtung) statt. Die Details einer Zerlegungsstufe enthalten damit Informationen über die Textur des betrachteten Hautareals bezogen auf den Frequenzbereich der jeweiligen Zerlegungsstufe.

Die Wavelet-Transformation erscheint daher für die Analyse von topographischen Hautmeßdaten vielversprechend und stellt eine sinnvolle Ergänzung zu den klassischen Methoden dar.

### 4. Literatur

- [1] V. Srinivasan, H. C. Liu, M. Halioua, Automated phase-measuring profilometry of 3-D diffuse objects, *Applied Optics*, 3105 – 3108, 1984.
- [2] Jack M. Younse, Mirrors on a chip, *IEEE Spectrum*, 27-31, Nov. 1993.
- [3] G. Strang, T. Nguyen, *Wavelets and Filter Banks*; Wellesley-Cambridge Press, Wellesley 1996.
- [4] A. Schröder, Ein Beitrag zur meßwertgestützten Modellbildung der Oberfläche der menschlichen Haut, Dissertation, Fachbereich Maschinenbau, Universität der Bundeswehr, Hamburg, 1995.