

ZWEI NEUE VERFAHREN ZUR  
FRÜHERKENNUNG VON  
PROSTATATUMOREN MIT DIAGNOSTISCHEM  
ULTRASCHALL

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines  
Doktor-Ingenieurs  
der  
Fakultät für Elektrotechnik und Informationstechnik  
an der Ruhr-Universität Bochum

von  
Andreas Lorenz  
Wilhelmshaven

Bochum 1999

Dissertation eingereicht am:	5. Mai, 1999
Tag der mündlichen Prüfung:	2. Juli, 1999
Berichterstatter:	Prof. Dr.-Ing. Helmut Ermert Prof. Dr. Werner von Seelen

# Bochumer Berichte aus der Biomedizinischen Technik



Herausgeber: Prof. Dr.-Ing. H. Ermert und Prof. Dr.-Ing. J. Werner

---

**Andreas Lorenz**

## **Zwei neue Verfahren zur Früherkennung von Prostatatumoren mit diagnostischem Ultraschall**

---

Aachen 1999

**SHAKER**  
VERLAG

Die Deutsche Bibliothek - CIP-Einheitsaufnahme

*Lorenz, Andreas:*

Zwei neue Verfahren zur Früherkennung von Prostatatumoren  
mit diagnostischem Ultraschall / Andreas Lorenz.

- Als Ms. gedr. - Aachen : Shaker, 1999

(Bochumer Berichte aus der Biomedizinischen Technik)

Zugl.: Bochum, Univ., Diss., 1999

ISBN 3-8265-6536-3

Copyright Shaker Verlag 1999

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen  
oder vollständigen Wiedergabe, der Speicherung in Datenverarbeitungs-  
anlagen und der Übersetzung, vorbehalten.

Als Manuskript gedruckt. Printed in Germany.

ISBN 3-8265-6536-3

ISSN 1432-8569

Shaker Verlag GmbH • Postfach 1290 • 52013 Aachen

Telefon: 02407 / 95 96 - 0 • Telefax: 02407 / 95 96 - 9

Internet: [www.shaker.de](http://www.shaker.de) • eMail: [info@shaker.de](mailto:info@shaker.de)

*In Erinnerung an meine Lehrer*

# Inhalt

## Liste der verwendeten Formelzeichen

iii

<b>1 EINLEITUNG</b> .....	<b>1</b>
1.1 MEDIZINISCHER HINTERGRUND .....	1
1.2 BISHERIGE ARBEITEN .....	3
1.3 DATENAKQUISITION .....	5
1.4 AUFNAHMEPROTOKOLL UND HISTOLOGISCHE KONTROLLE .....	7
1.5 ZIELE DER ARBEIT .....	7
<b>2 KONTURERKENNUNG</b> .....	<b>9</b>
2.1 ÜBERSICHT .....	9
2.2 KONTURERKENNUNG MIT HILFE EINES MAXIMUM-A-POSTERIORI SCHÄTZERS .....	10
2.2.1 Allgemeine Formulierung .....	10
2.2.2 Formulierung eines Modells für die Bildentstehung .....	11
2.2.3 Formulierung des Konturmodells .....	12
2.2.4 Lösung des Optimierungsproblems.....	13
2.2.5 Erweiterung des Algorithmus auf drei Dimensionen.....	14
2.3 ERGEBNISSE.....	15
2.3.1 Synthetische Bilder.....	15
2.3.2 In vivo Ergebnisse .....	18
2.4 DISKUSSION .....	21
<b>3 ELASTOGRAPHIE</b> .....	<b>23</b>
3.1 ÜBERSICHT .....	23
3.2 SYSTEMENTWURF .....	24
3.3 SIGNALVERARBEITUNG .....	26
3.3.1 Berechnung der axialen Verschiebung und Gewebedehnung .....	26
3.3.2 Korrektur von lateralen Bewegungsartefakten mit Hilfe eines Bewegungsschätzers .....	29
3.3.3 Korrektur des lateralen Verschiebungsprofils.....	36
3.3.4 Kriterien zur Auswahl geeigneter Verschiebungsbilder.....	38
3.3.5 Zusammenfassung und Gesamtübersicht.....	38
3.4 IN VITRO ERGEBNISSE.....	39
3.4.1 Messungen am homogenen Objekt.....	39
3.4.2 Homogener Schwamm mit hartem Einschluß.....	44
3.5 IN VIVO-ERGEBNISSE.....	48
3.6 DISKUSSION .....	51
<b>4 GEWEBEKLAFFIKATION</b> .....	<b>55</b>
4.1 ÜBERSICHT .....	55

---

4.2 AUSWAHL EINES GEEIGNETEN KLASSIFIZIERUNGSSYSTEMS .....	57
4.2.1 <i>Fuzzy-Interferenzsysteme</i> .....	57
4.2.2 <i>Identifikation der Systemparameter</i> .....	60
4.2.3 <i>Beurteilung der Klassifikationsgüte von Klassifizierungssystemen</i> .....	62
4.2.4 <i>Vergleich verschiedener Klassifizierungssysteme</i> .....	64
4.3 AUSWAHL GEEIGNETER PARAMETER FÜR DIE GEWEBEKLASSIFIKATION .....	65
4.3.1 <i>Übersicht über die implementierten Parameter</i> .....	65
4.3.2 <i>Schätzung der Gewebedämpfung</i> .....	67
4.3.3 <i>Berücksichtigung der Tiefenabhängigkeit der Parameter</i> .....	68
4.3.4 <i>Zusammenstellung der verwendeten Parameter</i> .....	68
4.3.5 <i>Verfahren zur Reduktion des Parameterraumes</i> .....	69
4.4 ERGEBNISSE .....	71
4.4.1 <i>Klassifikation des Datensatzes der Vorläuferstudie</i> .....	71
4.4.2 <i>Klassifikation des Datensatzes der neuen Studie</i> .....	73
4.5 DISKUSSION .....	85
<b>5 DISKUSSION .....</b>	<b>93</b>
<b>6 ZUSAMMENFASSUNG UND AUSBLICK .....</b>	<b>97</b>
<b>7 LITERATURVERZEICHNIS .....</b>	<b>99</b>
<i>Danksagung</i> .....	<i>109</i>

## Liste der verwendeten Formelzeichen und Fachbegriffe

### Nomenklatur und Operatoren

$a(t,x)$	<i>Kleinbuchstaben</i> : Größe im Zeit-/Ortsbereich
$A(\omega)$	<i>Großbuchstaben</i> : Größe im Frequenzbereich
$\vec{a}$	<i>Vektorpfeil</i> : Vektor im Sinne einer räumlich gerichteten Größe
$\underline{a}$	<i>Unterstrich</i> : Vektor im Sinne einer einspaltigen Matrix
$\overline{a}$	<i>Überstrich</i> : Mittelwert
$\mathbf{A}$	<i>Fettdruck</i> : Matrix
$A_{ij}$	<i>Indizes</i> : Element der Matrix $\mathbf{A}$ , Zeile $i$ , Spalte $j$
$a_i$	<i>Index</i> : Komponente des Vektors $\underline{a}$
$a_b(t)$	<i>Index b</i> : Basisbandsignale
$P(. .)$	bedingte Wahrscheinlichkeit
$\hat{r}$	<i>Zirkumflex</i> : Schätzwert für die Variable $r$
$\prod$	Produktbildung
$\sum$	Summenbildung
$I_x, I_y, I_t$	partielle Ableitungen von $I(x,y,t)$ nach $x, y, t$
$a^{\text{norm}}$	normierte Variable $a$
$a'$	interpolierte Variable $a$
$m_{\max}, m_{\min}$	maximaler und minimaler Wert von $m$
$OP$	allgemeiner Operator
$\  \cdot \ $	mehrdimensionale Betragsnorm
$\partial$	partielles Differential
$\nabla$	Nabla-Operator
$(x, y)$	kartesische Koordinaten
$(\rho, \varphi)$	Polarkoordinaten
$r = \underset{r}{\operatorname{arg\,max}} f(r)$	das Ergebnis der Funktion <i>argmax</i> liefert das Argument $r$ an der Stelle des globalen Maximums der Funktion $f(r)$

### Griechische Buchstaben

$\alpha$	Glättungsparameter
$\alpha_{\text{scan}}$	Scanwinkel zwischen zwei A-Linien eines Sektorscans

$\alpha_t$	Transformationswinkel
$\beta$	Korrelationslänge
$\varepsilon$	lokale Dehnung
$\Phi$	Potential
$\mu$	Zugehörigkeitsfunktion
$\sigma$	Standardabweichung, Reflektivität im Zusammenhang mit einer Rayleigh-Verteilung
$\tau$	Zeitverschiebung
$\omega$	Kreisfrequenz
$\Omega$	Gebiet für die Schätzung der Verschiebungsvektoren $\vec{v}_i$
$\rho$	Kreuzkorrelationskoeffizient
$\underline{\vartheta}$	Parametervektor
$\Theta$	Winkel
$\xi$	$\xi = 1 - \text{Spezifität}$ , die Zahl der fälschlicherweise als krank diagnostizierten Fälle

## Lateinische Buchstaben

<b>A</b>	allgemeine Matrix zur Schätzung der lokalen Dehnung oder Verschiebung
$i, j, k, m, n$	Iterationsindizes
<b>I</b>	Intensitätsmatrix
$I_{ij}$	ein Element der Intensitätsmatrix, Zeile $i$ , Spalte $j$
$K_{\text{FIR}}$	Länge des zur Dehnungsschätzung verwendeten FIR-Filters
$K_{\text{Rekl}}$	Reklassifikationsrate
$K_{\text{LOO}}$	Klassifikationsrate des Leave-One-Out-Tests
$M, N, K, L$	Dimensionen, maximale Anzahl
<b>M</b>	Rotationsmatrix
$(m, n)$	ganzzahliger Verschiebungsvektor
$N_{\text{ges}}$	Gesamtanzahl der verfügbaren Mustervektoren
$N_K, N_N$	Anzahl der verfügbaren Muster der Klassen "Karzinom" bzw. "Normal"
$p_0, p_1, p_2$	Polynomkoeffizienten
$P$	Punkt mit den Koordinaten $(x, y)$
$r$	Konturverlauf
$r_a, r_b$	Clusterradien
$Sens_{\text{LOO}}, Spez_{\text{LOO}}$	Sensitivität bzw. Spezifität des Leave-One-Out-Tests

$T_s$	Schrittweite für die Verschiebungsschätzung
$T_w$	Fensterlänge für die Verschiebungsschätzung
$u_i, v_i$	Verschiebungskomponenten
$\vec{v}_i = (u_i, v_i)$	zweidimensionaler Verschiebungsvektor
$W$	Gewichtsfunktion
$x$	Echodaten, A-Linie
$\underline{x}$	Eingangsvektor
$\underline{y}$	Ausgangsgröße

## Abkürzungen

A/D-Umsetzung	analog-digital Umsetzung
ASM	Cooccurrence-Parameter: "Angular Second Moment"
BSI [dB/MHz]	Parameter: Steigung der Geradenanpassung an die frequenzabhängige Rückstreuung
BSM [dB]	Parameter: frequenzabhängige Rückstreuung in der Bandmitte
BPH	benigne Prostatahyperplasie, eine gutartige Vergrößerung der Prostata
CON	Cooccurrence-Parameter: "Contrast"
COR	Cooccurrence-Parameter: "Correlation"
DI [dB/(MHz-cm)]	Parameter: Steigung der Geradenanpassung an die frequenzabhängige Dämpfung
DEV	Parameter: Quadratische Abweichung von der Geradenanpassung der frequenzabhängigen Rückstreuung
DM [dB/cm]	Parameter: frequenzabhängige Dämpfung in der Bandmitte
DO .. UNTIL	Anweisung in Struktogrammen: bedingte Schleife
DRE	digitale rektale Untersuchung der Prostata (Tastbefund)
ENT	Cooccurrence-Parameter: "Entropy"
FEM	Finite Elemente Methode
FIR	"Finite Impulse Response", nicht rekursives Filter
FWHM [mm]	Parameter: "Full Width Half Maximum" als Maß für die axiale Specklegröße
IF .. THEN .. ELSE .. ELSEIF .. END	Anweisungen in Struktogrammen zur Beschreibung von bedingten Verzweigungen
KAPPA	Cooccurrence-Parameter: "Kappa", Maß für die Periodizität einer Textur
KUR	Parameter: "Kurtosis", Maß für die Streuerdichte
MAP	maximum-a-posteriori (Schätzer)

PSA-Wert	„Prostata-spezifisches Antigen“, Tumormarker im Blut, der das mögliche Vorhandensein eines Prostatakarzinoms kennzeichnet
ROC-Kurve	Kurve der Sensitivität als Funktion der Größe $\xi = 1 - \text{Spezifität}$
ROI	„Region of Interest“, interessierender Bildbereich
SDR	Parameter: Normierte quadratische Abweichung von der Geradenanpassung der frequenzabhängigen Rückstreuung
SNR, <i>SNR</i>	Signal-zu-Rauschverhältnis, implementierter Parameter
<i>SNQ</i>	Parameter: Signal-zu-Rauschverhältnis der Intensitäten
SSNR	„strain signal-to-noise ratio“, Signal-zu-Rauschverhältnis der Dehnungsbilder
SVd	„Singular Value Decomposition“, Verfahren zur Lösung eines überbestimmten Gleichungssystems
<i>TIEFE</i> [mm]	Parameter: axiale Tiefe des betreffenden Segmentes
TGC	„Time Gain Control“, tiefenabhängiger Verstärker für das empfangene Ultraschallsignal
TRUS	transrektaler Ultraschall
WHO	Weltgesundheitsorganisation

## **Fachbegriffe**

A-Linie	„Amplitude Scan“, eine Echolinie eines B-Bildes
B-Bild	„Brightness Scan“, zweidimensionale, ortstreuere Darstellung der demodulierten Echolinien eines gesamten Bildes
benigne	gutartige
Dehnung	relative Längenänderung eines Objektes, die durch Zug- oder Druckspannung (Kompression) hervorgerufen wird
Elastographie	Methode zur Berechnung und Darstellung von Dehnungsbildern, die ein Maß für die Verformung des Gewebes unter äußerer Kompression sind
Elastogramm	Dehnungsbild, das aus einer Folge von mit unterschiedlicher Kompression des Gewebes aufgenommenen B-Bildern berechnet wird
hf-Daten	hochfrequente Ultraschall-Echodaten
in vitro	„im Reagenzglas“ durchgeführt
in vivo	am lebenden Patienten durchgeführt
Jackknife-Test	Aufteilung der Mustervektoren in sich nicht überschneidende Lern- und Teststichproben
maligne	bösartige
„Karzinom“	im Rahmen dieser Arbeit eingeführte Klasse der malignen Gewebesegmente
KNN-Klassifikator	„K-Nächste-Nachbarn“-Klassifikator

---

Kompression	Druckspannung, die im Rahmen der Elastographie lokale Längenänderungen (Dehnungen) des komprimierten Objektes hervorruft
Leave-One-Out-Test	Jackknife-Test mit jeweiligem Auslassen der Daten eines Patienten wiederholt über alle Patienten des Kollektivs
Lernstichprobe	Gruppe von Mustervektoren, die für die Konstruktion eines Klassifikators verwendet werden
“Multi-Narrow-Band”-Methode	Schätzverfahren zur Schätzung der tiefen- und frequenzabhängigen Dämpfung
“Normal”	im Rahmen dieser Arbeit eingeführte Klasse; Segmente der Klasse „Normal“ sind alle Segmente innerhalb des Prostatarandes, die nicht zur Klasse „Karzinom“ gehören
Parallelscan	B-Bild, bei dem die räumliche Ausrichtung der A-Linien parallel verläuft
Prostatektomie	klinisch indizierte Entfernung der Prostata im Rahmen eines chirurgischen Eingriffs
Reklassifikation	Lern- und Teststichprobe zur Konstruktion eines Klassifikators werden identisch gewählt
Scankonvertierung	ortsrichtige Darstellung der in Polarkoordinaten vorliegenden A-Linien eines Sektorscans
Sektorscan	B-Bild, bei dem die räumliche Ausrichtung der A-Linien fächerförmig angeordnet ist und mit einem Scanwinkel $\alpha_{\text{scan}}$ beschrieben werden kann
Sensitivität	der prozentuale Anteil der richtig erkannten kranken Patienten oder Segmente
Sonoelasticity Imaging	Methode zur Darstellung von elastischen Gewebeeigenschaften mit Hilfe von niederfrequent angeregten Scherwellen
Spezifität	der prozentuale Anteil der richtig erkannten gesunden Patienten oder Segmente
Teststichprobe	Gruppe von Mustervektoren, die mit einem mittels Lernstichprobe konstruierten Klassifikators untersucht werden
“TRUS-unauffällig”	im Rahmen dieser Arbeit eingeführte Klasse; Mustervektoren der Klasse „TRUS-unauffällig“ gehören zur Klasse “Karzinom” sind jedoch im B-Bild aufgrund ihrer mittleren Helligkeit nicht zu erkennen
“TRUS-auffällig”	im Rahmen dieser Arbeit eingeführte Klasse; die Vereinigungsmenge der Klassen „TRUS-unauffällig“ und „TRUS-unauffällig“ bildet die Klasse “Karzinom”, die Schnittmenge ist leer