

# Ein neues Meßsystem zur Aufnahme von sonographischen Multi-kompressions-Elastographiebildern der Prostata

A. Lorenz<sup>1</sup>, P. Wiebe<sup>1</sup>, J. Grund<sup>1</sup>, H.-J. Sommerfeld<sup>2</sup>, M. Garcia-Schürmann<sup>2</sup>, S. Philippou<sup>3</sup>, Th. Senge<sup>2</sup>, H. Ermert<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Ruhr-Universität Bochum, Institut für Hochfrequenztechnik, 44780 Bochum; <sup>2</sup>Ruhr-Universität Bochum, Urologische Klinik, 44627 Herne; <sup>3</sup>Ruhr-Universität Bochum, Abteilung für Pathologie, 44781 Bochum

## EINLEITUNG

Tumoren der Prostata zeichnen sich durch eine größere mechanische Härte im Vergleich zum umliegenden Gewebe aus. Deshalb sind Verfahren der Elastographie, d.h. die Abbildung von elastischen Eigenschaften des Körpergewebes mit Ultraschall, bei der Diagnose von besonderer Bedeutung. Ein weiterer Vorteil der Elastographie ist, daß damit ein von der Rückstreuung des Gewebes unabhängiger Parameter abgebildet wird, d. h. es besteht die Möglichkeit auch solche Tumoren zu erkennen, die sich im B-Bild nicht oder nur wenig vom umliegenden Gewebe unterscheiden.

Ein Verfahren der Elastographie wurde erstmalig in einem Aufsatz von J. Ophir et al im Jahre 1991 beschrieben [1]. Dabei werden Ultraschallbilder bzw. die korrespondierenden, hochfrequenten Echosignale so ausgewertet, daß Verschiebungen des Körpergewebes zwischen zwei, mit verschiedener Kompression aufgenommenen Gewebefeldern bestimmt werden. Aus den Verschiebungsbildern lassen sich Rückschlüsse auf die Elastizität des Organs bis hin zu einer quantitativen Abbildung des Elastizitätsmoduls erzielen. Durch die Aufnahme einer Bildserie unter stufenweiser Kompression des Gewebes kann das Signal-Rauschverhältnis (SNR) und die Auflösung des Abbildungsverfahrens weiter verbessert werden [2].

Mit unserem Beitrag stellen wir ein neuartiges System zur Aufnahme von Multikompressions-Elastographiebildern der Prostata mit transrektalem Ultraschall vor.

Da der Zugang zur Prostata nur mit einer ins Rektum eingeführten Sonde möglich ist, stellt die kontrollierte Kompression des Gewebes ein wesentliches Problem bei der Datenaufnahme dar. Die Datenaufnahme wird durch den folgenden Ansatz wesentlich vereinfacht: Mit Hilfe eines an der Sonde angebrachten Dehnungsmeßstreifens wird die Kraft der Sonde auf das Gewebe kontinuierlich gemessen, um Ultraschallbilder bei exakt definierten Kompressionsstufen aufnehmen zu können. Auf diese Weise erhält man eine geeignete Vorauswahl aus der im Ultraschallgerät anfallenden Bildserie.

Aus der aufgenommenen Bildserie kann mit bekannten Korrelationsmethoden [1][3] ein Dehnungsbild berechnet werden, das Aufschlüsse über die lokale Elastizität des Gewebes gibt.

## METHODEN

Abbildung 1 verdeutlicht die Funktionsweise des entwickelten Elastographie-Interfaces. Eine zur Biegung des Sondenschaftes proportionale Spannung am Dehnungsmeßstreifen wird verstärkt und binär kodiert dem Computer zur Verfügung gestellt. Der Computer steuert

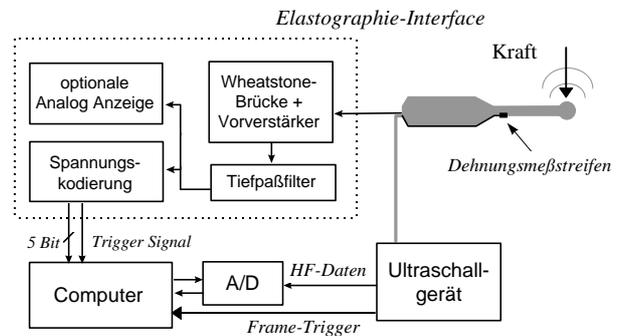


Abbildung 1: Aufbau des Meßsystems: Über eine Brückenschaltung wird die Kraft an der Sondenspitze mit Hilfe eines Dehnungsmeßstreifens gemessen und in äquidistanten Druckstufen kodiert.

die Datenaufnahme, indem er das Triggersignal des Interfaces und das Frame-Trigger Signal des Ultraschallgerätes auswertet. Wir verwenden ein handelsübliches Gerät der Firma Kretz Technik (Combison 330) mit einer transrektalen 7.5 MHz Sonde, das mit einem Abgriff zur Aufnahme der hochfrequenten Ultraschallsignale versehen ist. Bei der Aufnahme wird das Gewebe manuell mit der Sonde komprimiert, und dannach mit abnehmendem Druck eine Serie von bis zu 16 Bildern bei äquidistanten Kompressionsstufen aufgenommen. Aus der Bildserie werden mit bekannten Methoden [1][3] die axialen Verschiebungs- und Dehnungsbilder zwischen zwei aufeinanderfolgenden Bildern der Sequenz bestimmt und gemittelt. Die Auswertung der Daten ist dabei nur in einem eingeschränkten Winkelbereich von ca.  $\pm 45^\circ$  möglich, da die Kompression mit wachsendem Winkel von der Richtung der ausgeübten Kraft sinkt [4].

## ERGEBNISSE

Das System wurde mit Hilfe eines Schaumstoffphantoms getestet, in das ein mechanisch härterer Agar-Agar-Zylinder eingebracht war (Abbildung 2, links). Das Verhältnis der Elastizitätsmodule betrug dabei ca. 1:4,5. Zuvor wurde der Zylinder so mit Kieselgel versehen, daß er sich in Bezug auf seine Streueigenschaften nicht von seiner Umgebung unterscheidet und im B-Bild nicht zu erkennen ist (Abbildung 2, Mitte). Das Dehnungsbild (Abb. 2, rechts) zeigt deutlich den Einschluß, wobei Orte geringer Dehnung, d. h. härtere Bereiche, mit dunkler Farbe kodiert sind. Die Skala am Rand der Abbildung gibt die minimal und maximal auftretende Dehnung im Dehnungsbild in Prozent an. Die Dehnungsüberhöhung an den Rändern des Einschlusses entstehen durch eine höhere

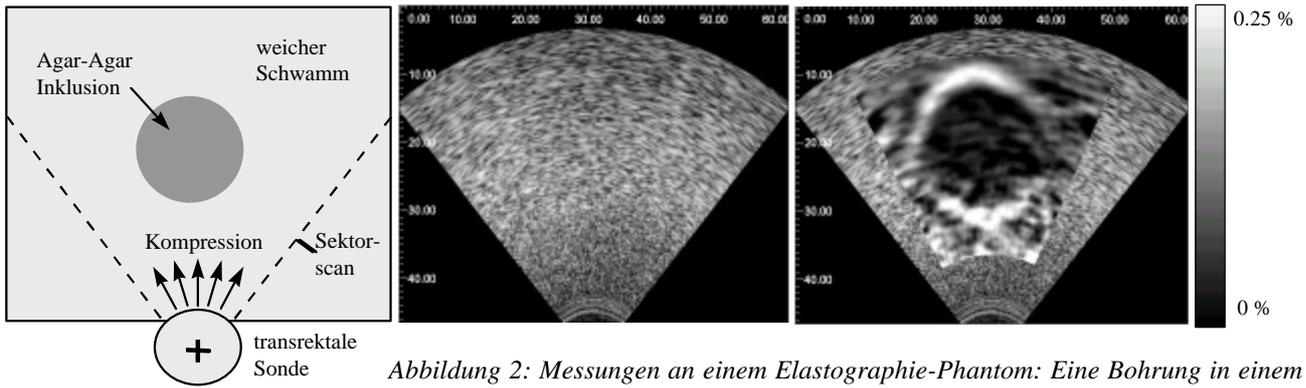


Abbildung 2: Messungen an einem Elastographie-Phantom: Eine Bohrung in einem Schaumstoffblock ist mit einem mechanisch härteren Zylinder aus Agar-Agar gefüllt.

Der Agar-Agar-Zylinder ist im B-Bild (Mitte) nicht zu erkennen, tritt jedoch durch eine geringere Dehnung und die mechanisch bedingten Dehnungsüberhöhungen an den Rändern des Zylinders (rechts) deutlich hervor.

mechanische Beanspruchung des weichen Schaumstoffes an dieser Stelle. Dehnungsartefakte dieser Art werden durch FEM-Simulationen an vergleichbaren Strukturen mit entsprechender Geometrie bestätigt [5].

Abbildung 3 (links) zeigt ein in vivo Bild eines Patienten, der an einer benignen Prostata Hyperplasie (BPH) leidet. Der Patient hat im Bereich der peripheren Zone eine Ansammlung von Steinen (Pfeile), die durch den hypoechoischen Schallschatten klar definiert sind. Das korrespondierende Dehnungsbild (Abbildung 3, rechts) zeigt an exakt der gleichen Position zwei dunkle Stellen, die auf eine Verhärtung hindeuten. Das weichere Fettgewebe außerhalb der Prostata erscheint im Dehnungsbild hell, d. h. als Ort größerer Dehnung.

## ZUSAMMENFASSUNG

Mit diesem Aufsatz stellen wir ein neues sonographisches Meßsystem zur Aufnahme von in vivo Dehnungsbildern der Prostata vor. Die Gewebekompression erfolgt dabei manuell. Durch eine kontinuierliche Messung der Biegung der Sonde mit Hilfe eines Dehnungsmeßstreifens wird eine kontrollierte und die Aufnahmezeit sowie den Speicherbedarf reduzierende Datenaufnahme gewährleistet. Durch die Aufnahme und Verarbeitung von Bildserien bei äquidistanten Kompressionsstufen können Bewegungsartefakte vermieden und der SNR der

Dehnungsbilder erhöht werden [4]. Mit unserem Beitrag präsentierten wir erste in vivo Ergebnisse.

## LITERATUR

- [1] J. Ophir, I. Céspedes, H. Ponnekanti, Y. Yazdi, X. Li, "Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues," *Ultrason. Imag.*, vol. 13, pp. 111-114, 1991
- [2] T. Varghese, J. Ophir, "Performance optimization in elastography: multicompression with temporal stretching," *Ultrason. Imag.*, vol. 18, pp. 193-214, 1996
- [3] I. Céspedes, J. Ophir, "Reduction of image noise in elastography," *Ultrason. Imag.*, vol. 15, pp. 73-88, 1993
- [4] A. Lorenz, H.-J. Sommerfeld, M. Garcia-Schürmann, S. Philippou, Th. Senge, H. Ermert, "A new system for the acquisition of ultrasonic multicompression strain images of the human prostate in vivo", *submitted to IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Control*, 1998
- [5] P. Chaturvedi, M. F. Insana, T. J. Hall, "2-D companding for noise reduction in strain imaging," *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Control*, vol. 15, no. 1, pp. 179-191, Jan. 1998

*Diese Arbeit wurde von der Deutschen Forschungsgemeinschaft gefördert (ER 94/20-1)*

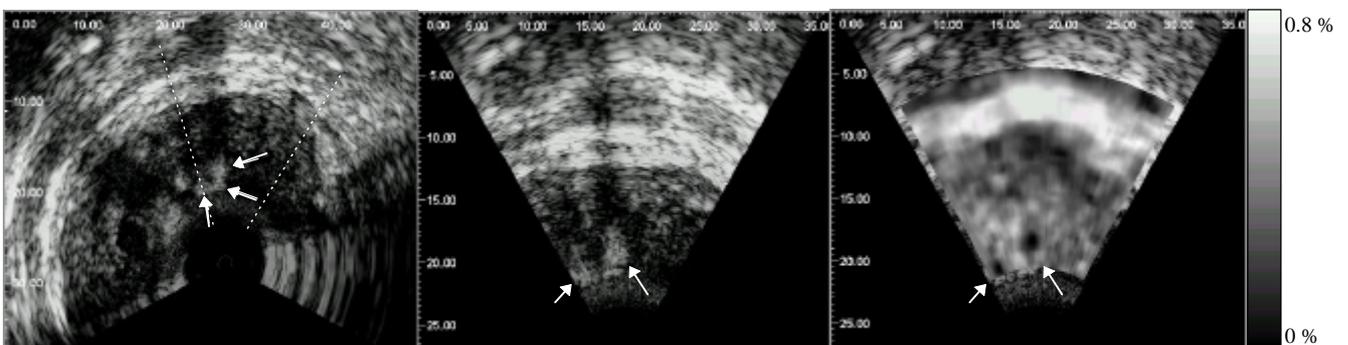


Abbildung 3: In-vivo Daten: Im Übersichtsbild (links) sind anhand der Schallschatten deutlich mehrere Steine zu erkennen (Pfeile). Das Dehnungsbild (rechts) zeigt an der gleichen Position zwei deutliche Verhärtungen (geringe Dehnung). Das weiche Fettgewebe außerhalb der Prostata erscheint im Dehnungsbild als Gebiet mit größerer Dehnung. Das B-Bild in der Mitte zeigt den selben Ausschnitt zum Vergleich.