

3D-Ultraschallcomputertomographie - Nächste Generation Transducer

Michael Zapf

INSTITUT FÜR PROZESSDATENVERARBEITUNG UND ELEKTRONIK



Überblick

- Teil 1 Einführung von USCT
 - Motivation / Methodik
 - Ergebnisse / Klinische Studie

- Teil 2 Ultraschallwandler
 - Aktueller Aufbau & Produktionsprozess
 - Charakteristik

- Teil 3 Nächste Generation
 - Anforderung
 - Aktueller IPE-Prototyp-Ansatz

- Diskussion
 - IKTS Piezo-Komposite als mögliche technische Lösung?

Karlsruher Institut für Technologie



Campus Süd
Technische Universität Karlsruhe

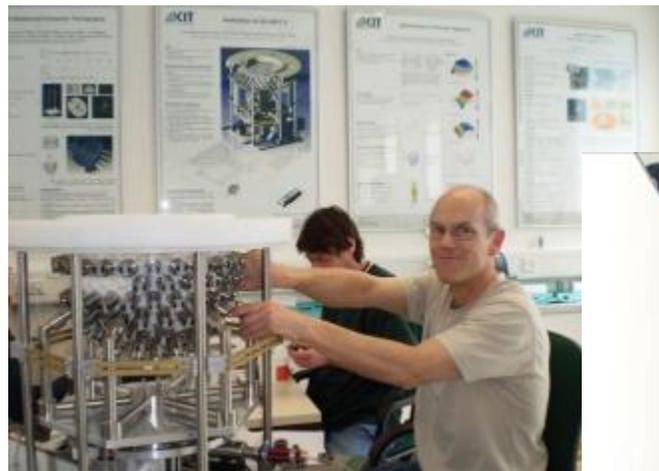


Campus Nord
Forschungszentrum Karlsruhe



9 254 Mitarbeiter, 23 905 Studenten, 359 Professoren

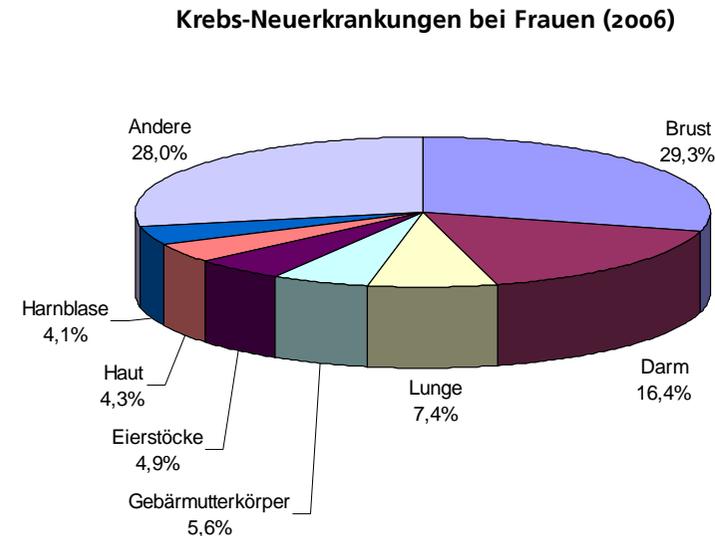
KIT Campus Nord - Institut für Prozessdatenverarbeitung und Elektronik



Motivation: Brustkrebs als häufigster Krebs bei Frauen

- Häufigster Krebs bei Frauen in der westlichen Welt (ca. jede 10. Frau betroffen)
- Stetige Zunahme an Neuerkrankungen
- Meiste Krebstodesfälle für Frauen (21% in Deutschland)

- Warum sterben Frauen an Brustkrebs?



Quelle: Robert Koch Institut, Sant et al

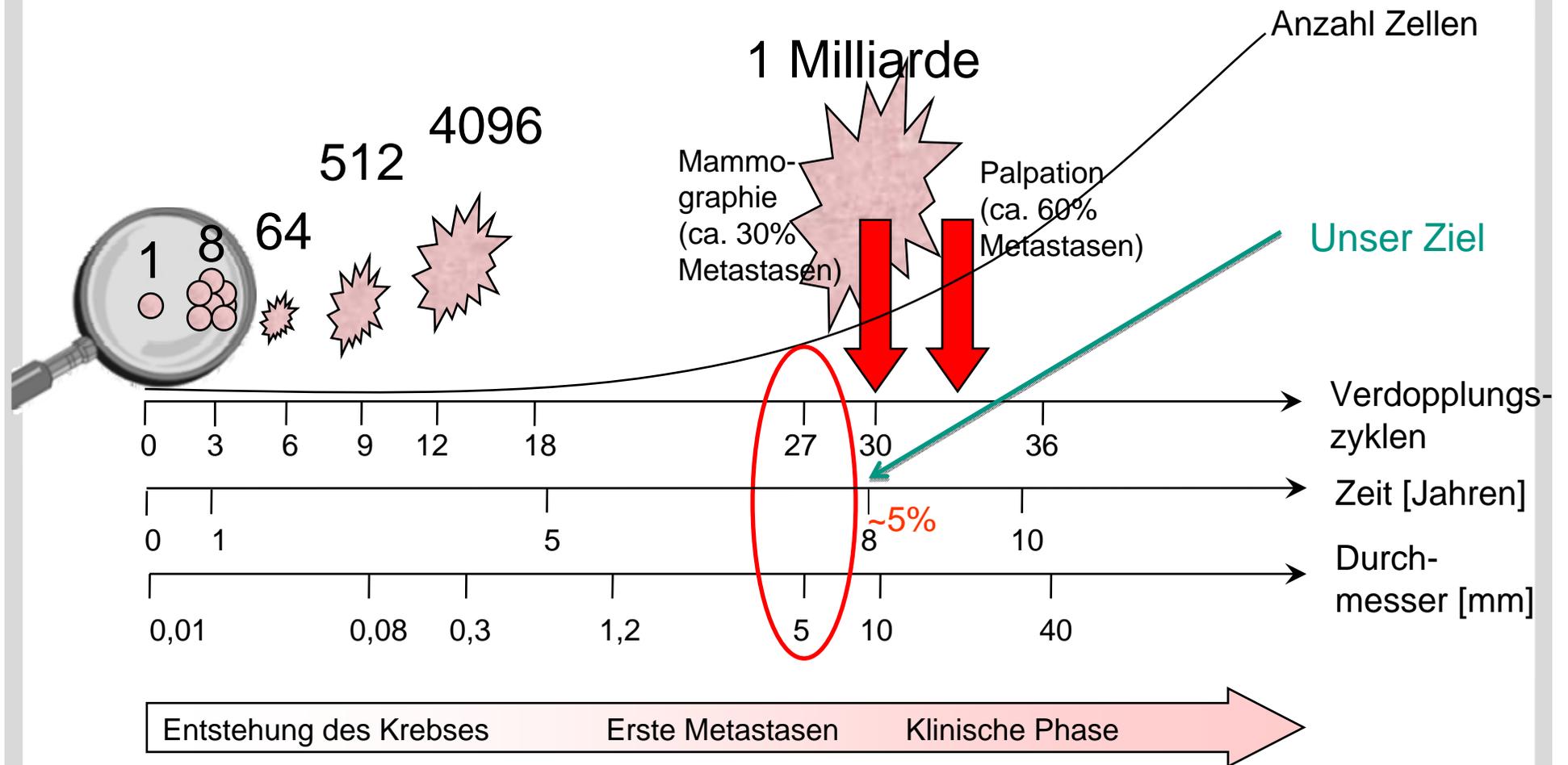
Brustkrebsdiagnostik: Besonderheiten

- Primärer Tumor nicht tödlich:
Metastasen in lebenswichtigen Organen
→ Diagnosezeitpunkt möglichst vor Metastasenbildung

- Frühes bis mittleres Stadium: Keine Symptome
→ Screeningverfahren (Reihenuntersuchung)

- Wann?

Modell der Brustkrebsentwicklung



Quelle: D. von Fournier et al: Breast Cancer Screening in Cancer Diagnosis

Aktuelle Stand der Brustkrebsdiagnose

1. Palpation (Abtastung):

- + Billig, kann selbst durchgeführt werden (oft)
 - Abhängig von der Größe der Brust und Position der Läsion
- Mittlere Tumorgröße bei Diagnose ~20 mm



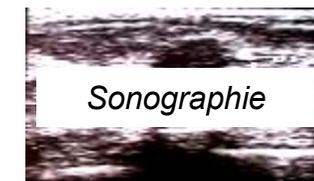
2. Mammographie:

- + Billig, verbreitet, der "Gold-Standard"
 - 2D Projektion: Überlagerung möglich
 - Nicht geeignet für junge Frauen, Risikogruppe „dichte Brust“
- Mittlere Tumorgröße bei Diagnose ~10 mm



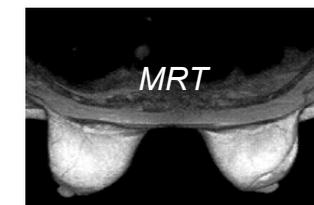
3. Sonographie:

- + Billig, verbreitet
 - Abhängig vom Bediener, nicht reproduzierbar
- Tumorgröße: ab 5 mm (nur wenn Läsion bekannt!)



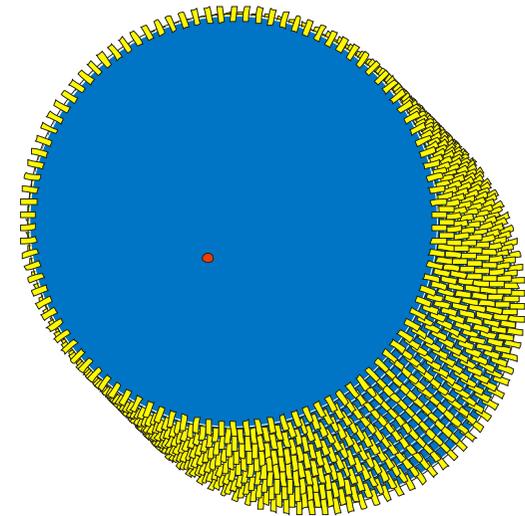
4. Magnet-Resonanz-Tomographie (MRT):

- + Hohe Sensitivität für kleine Tumoren
 - Teuer, Kontrastmittel nötig
 - Oft niedrige Spezifität (viele falsch positive)
- Tumorgröße: ab 5 mm

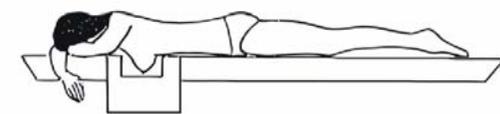


Ultraschallcomputertomographie

- Grundidee:
Objekt wird mit unfokussierten
Ultraschallwandlern in einem festen Aufbau
umgeben
- Vorteile:
 - Reproduzierbare 3D Bilder mit Ultraschall
 - Drei Modalitäten gleichzeitig
 - Sub-millimeter Volumen
 - Optimal fokussierte Bilder in 3D (isotrope PSF)
 - Sehr schnelle Datenaufnahme



Beispiel

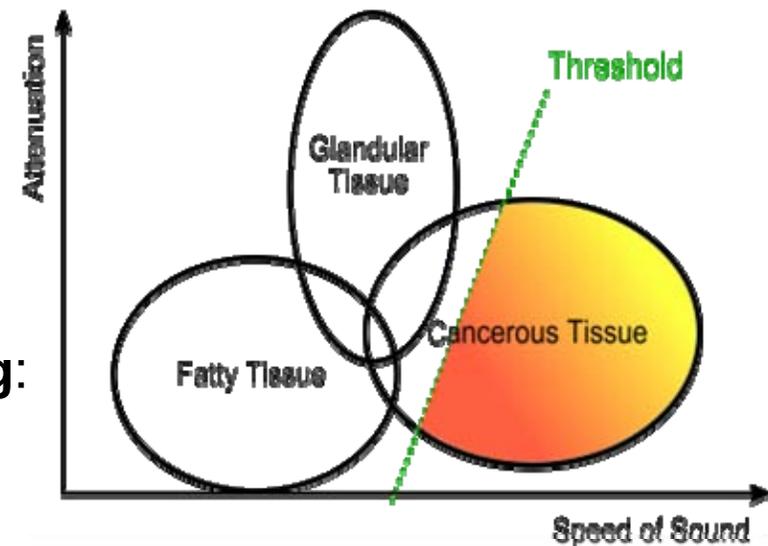


Brustabbildung

Das macht unser System weltweit einzigartig!

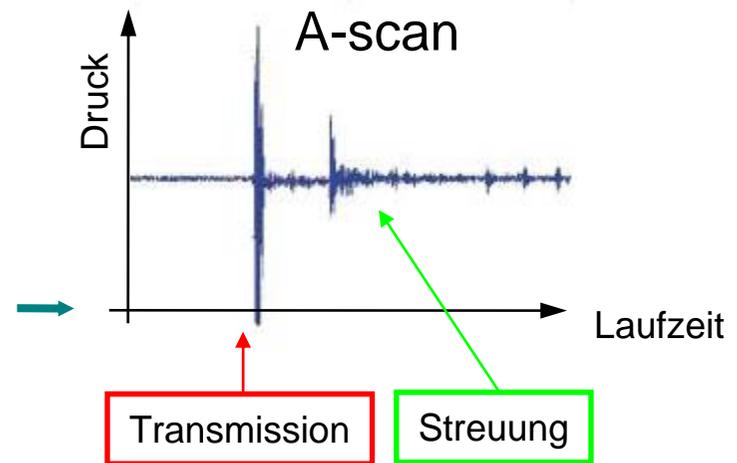
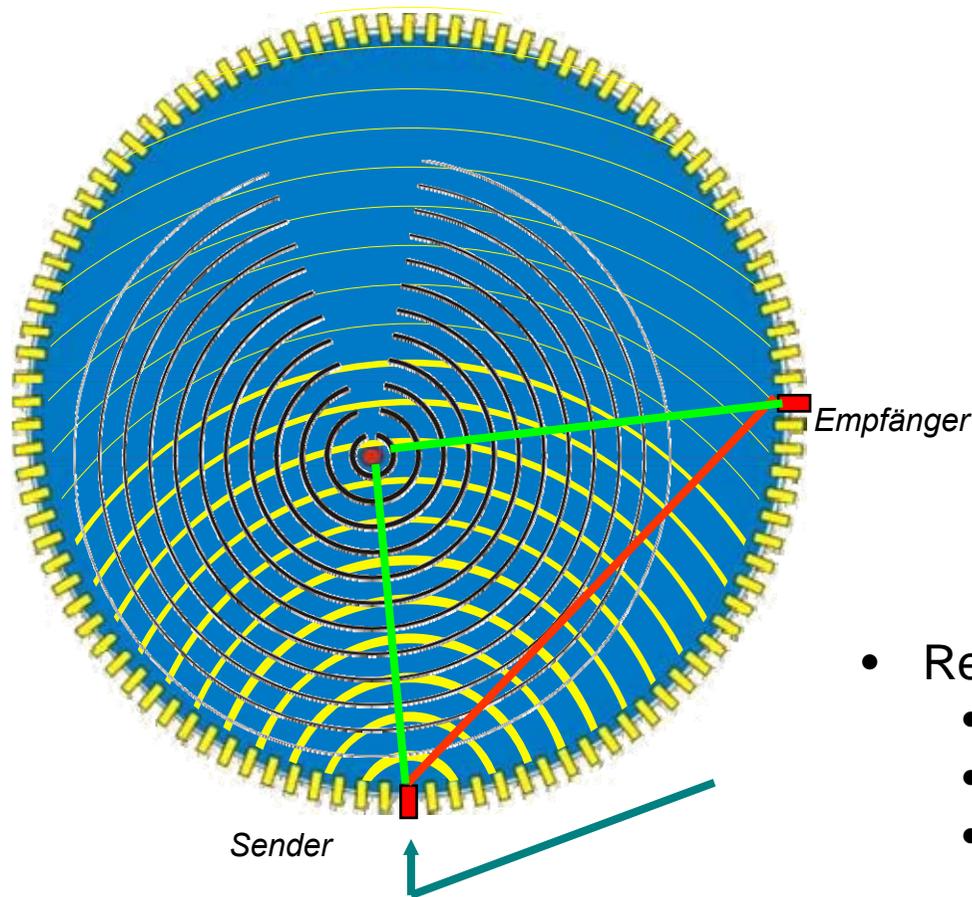
Ideal für Brustkrebsdiagnose?

- Drei Gewebeeigenschaften werden gleichzeitig abgebildet
- **Reflektivität:**
Qualitativ hochwertige “B-Scans”
- **Schallgeschwindigkeit** und **Dämpfung:**
Quantitative Information
- USCT für frühe Brustkrebsdiagnose:
 - so gut wie MRT?
 - so bezahlbar wie Röntgenmammographie?
 - so ungefährlich wie diagnostischer Ultraschall!



[Simplified from Greenleaf et al.]

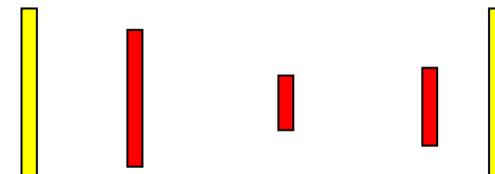
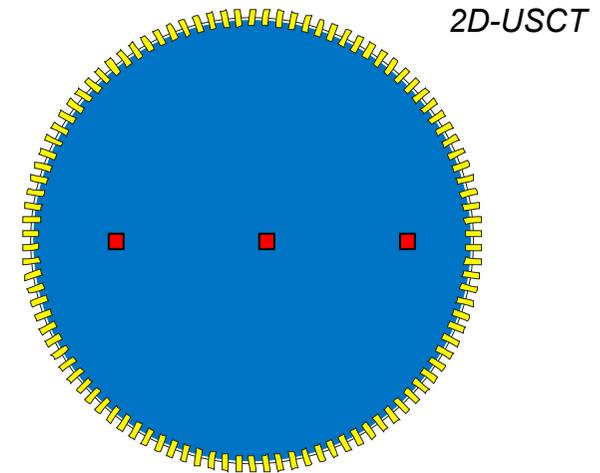
Vorteil: „Drei zum Preis von Einem“



- Rekonstruktion von
 - Schallgeschwindigkeit
 - Dämpfung
 - Reflektion

3D USCT: “Holographie”

- Objekt wird in 3D umgeben
- 3D-Datenaufnahme mit unfokussierten Ultraschallwandlern
- Vorteile:
 - Optimaler Fokus in 3D
 - Sehr schnelle Datenaufnahme möglich
- Herausforderungen:
 - Sehr große Anzahl von Wandlern nötig
 - Massiv-parallele Datenaufnahme
 - Verarbeitung riesiger Datenmengen

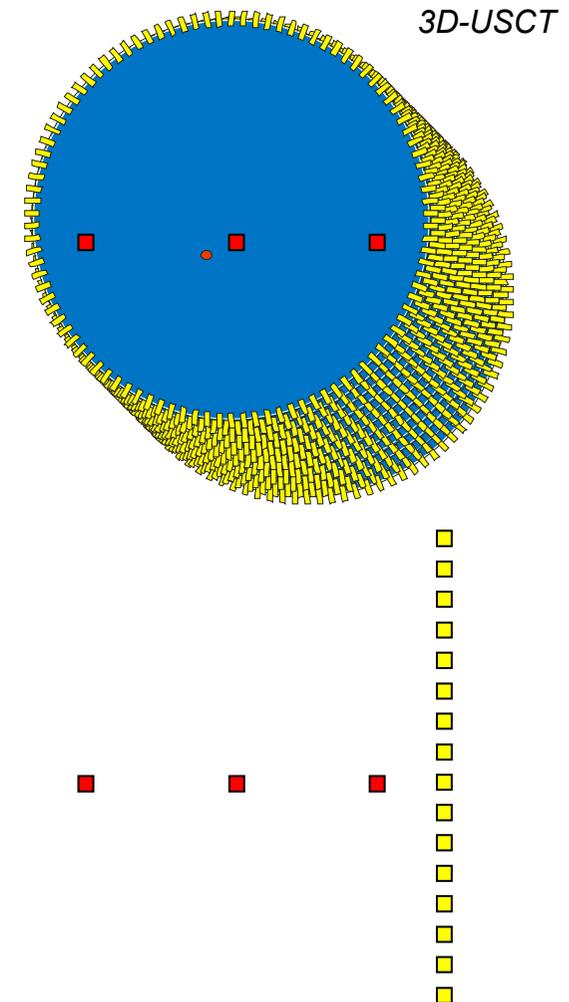


3D USCT: “Holographie”

- Objekt wird in 3D umgeben
- 3D-Datenaufnahme mit unfokussierten Ultraschallwandlern

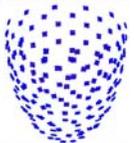
- Vorteile:
 - Optimaler Fokus in 3D
 - Sehr schnelle Datenaufnahme möglich

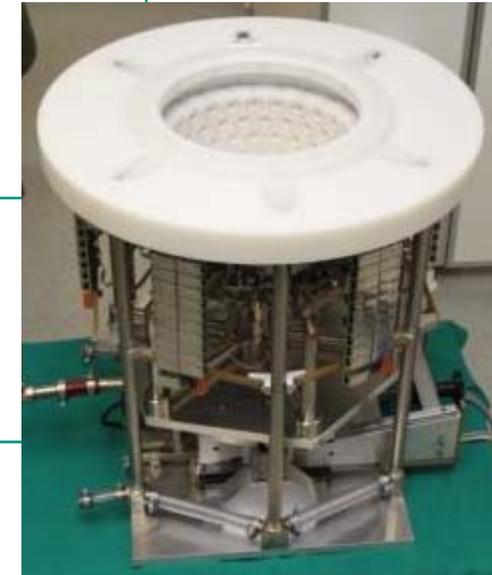
- Herausforderungen:
 - Sehr große Anzahl von Wandlern nötig
 - Massiv-parallele Datenaufnahme
 - Verarbeitung riesiger Datenmengen



Technische Herausforderung und Forschung

Design und Konstruktion der Mechanik

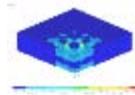




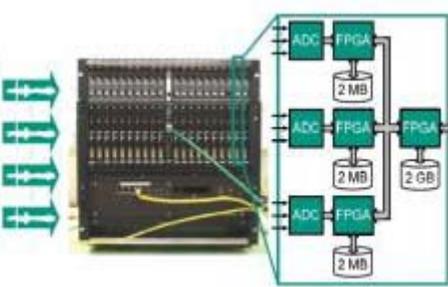
Wandlerentwicklung und Fertigung



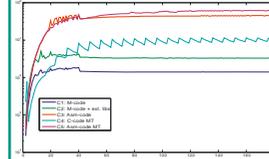

Wandlersimulation

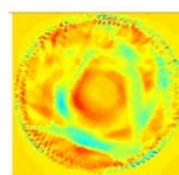
Parallele Datenaufnahme und Hardware-Beschleunigung

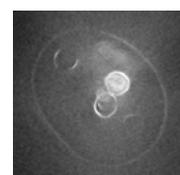
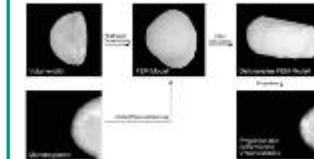


Software-Beschleunigung

Bildrekonstruktion



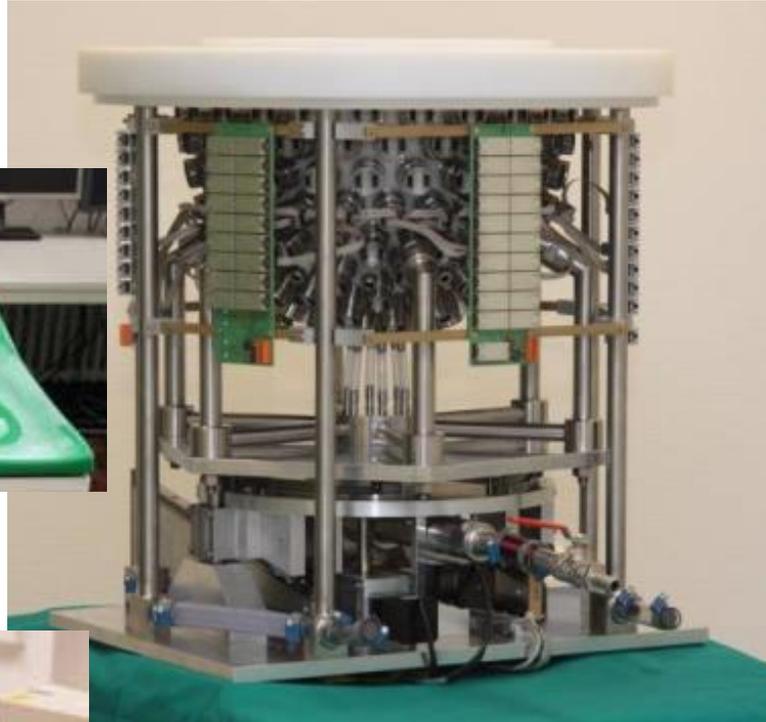



Dämpfung und Geschwindigkeit **Mehrfachstreuung** **Reflektivität** **Registrierung und Befundung**

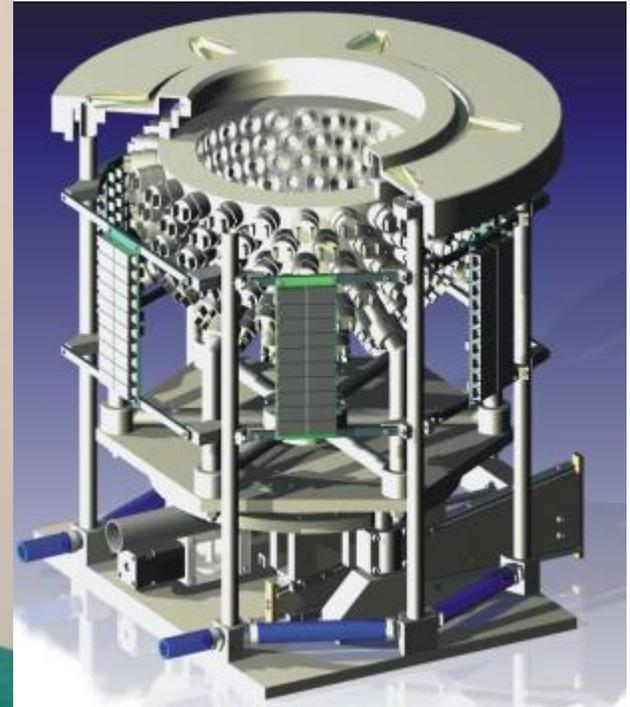
3D USCT II: Entwicklungen des IPE



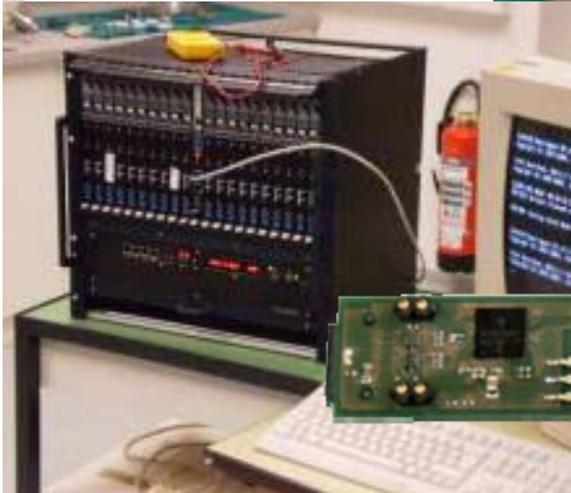
Patientenliege



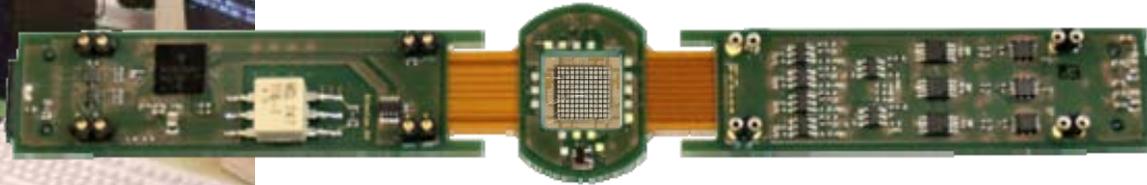
Aperturhalterung und Bewegungsmechanik



Technische Zeichnung Gesamtaufbau



IPE DAQ Elektronik

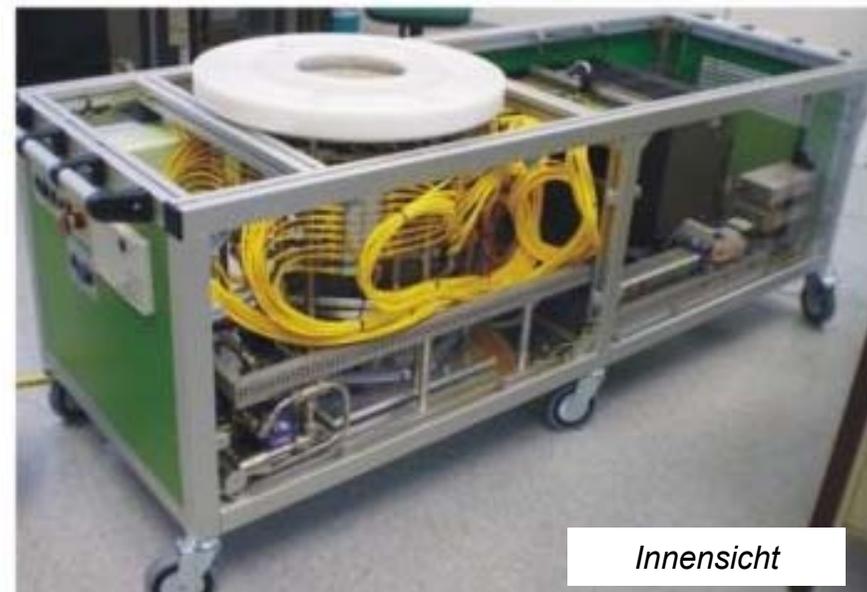


Eingebettete Elektronik der Wandlersysteme & strukturierter Piezo



Verkabelung

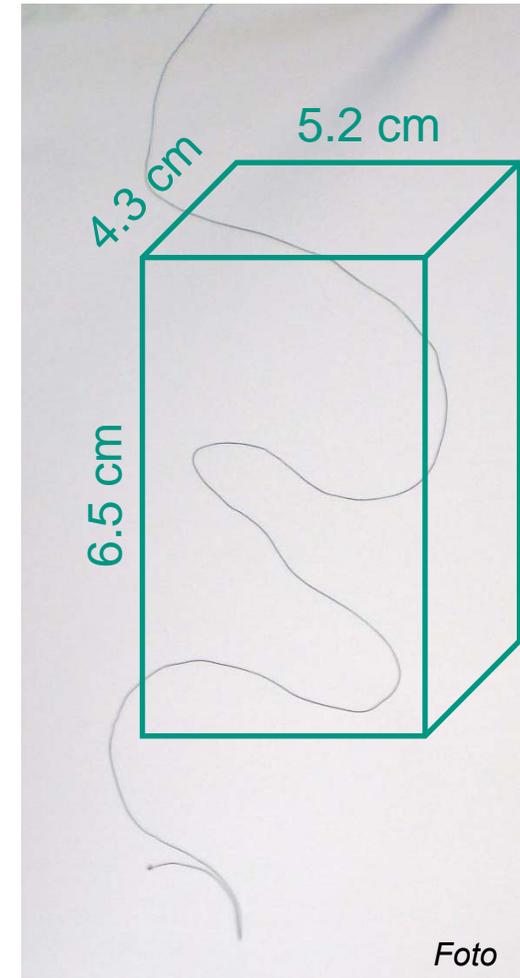
KIT 3D-USCT (aktuelle Generation)



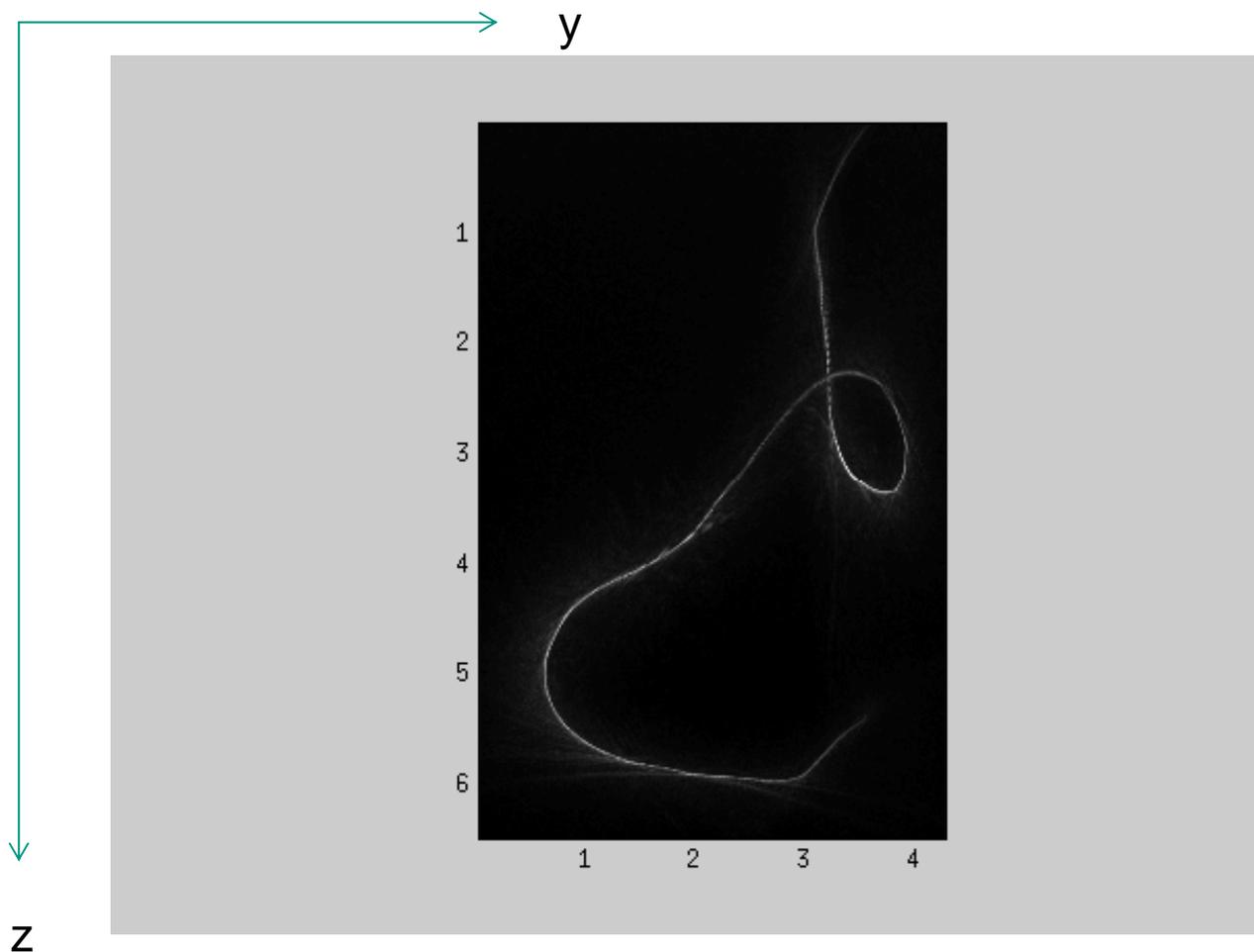
Ergebnisse

Draht-Phantom: Evaluierung der 3D PSF

- Messung der 3D Point Spread Function (PSF):
 - Abbildung eines verdrehten Drahtes
 - Messung 2D full-width-half-maximum (2D FWHM) Profile
- Draht mit 0.07 mm Durchmesser
- USCT Bildgebungsparameter:
 - Pulse ($f_c=2.4$ MHz, $bw = 2$ MHz)
 - 890 000 A-scans
 - Voxel: $(0.06 \text{ mm})^3$



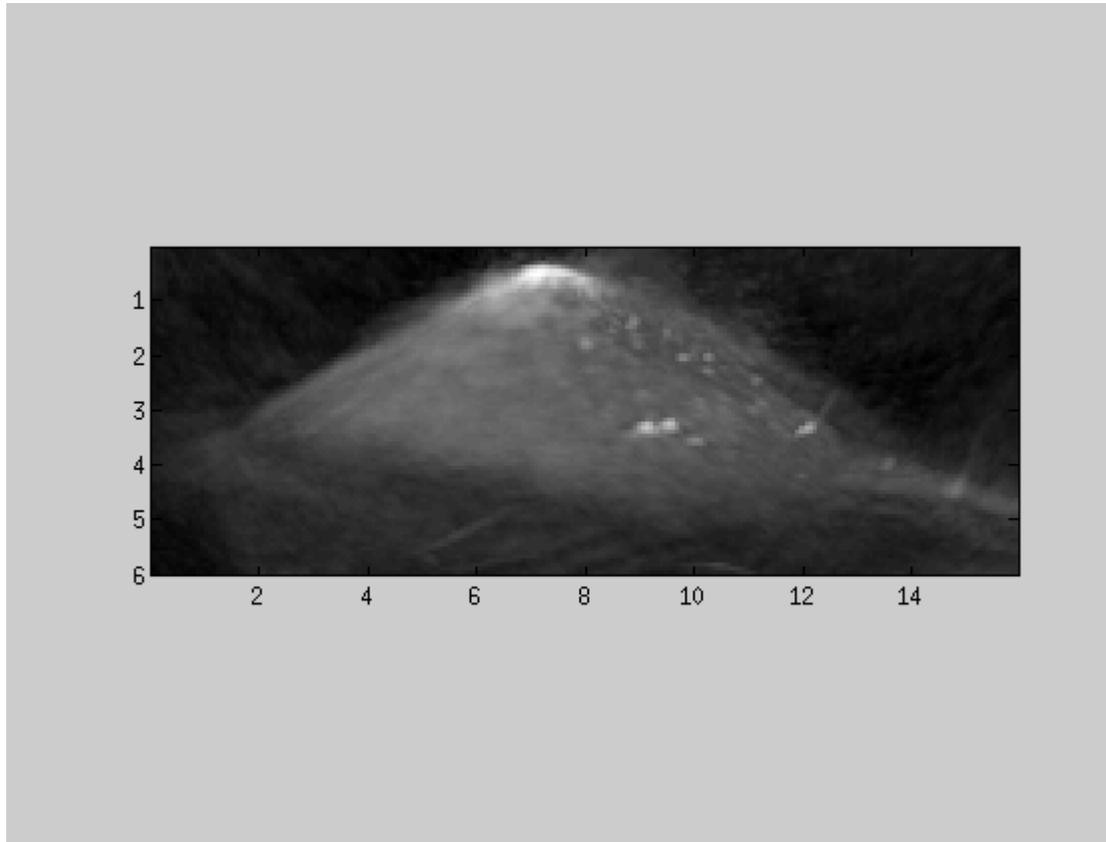
Draht-Phantom: Ergebnisse



$(0.24 \text{ mm})^3$

Maximumintensitätsprojektion (Achsen in cm)

Erste Freiwillige



P2: Maximumintensitätsprojektion (Achsen in cm)

Pilotstudie

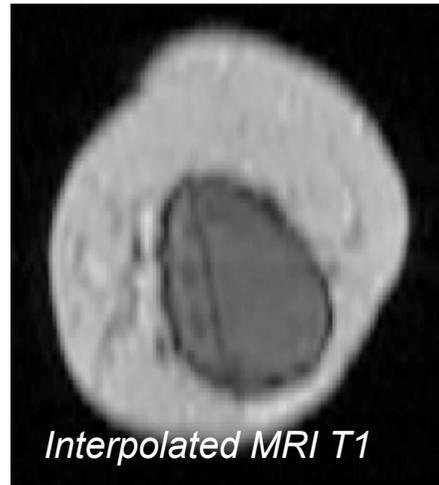
Test des 3D-USCT an zehn Patienten

1. Evaluierung der Datenakquise und Bildrekonstruktion
2. Test der Bildfusionierung multimodaler USCT-Bilder
3. Test und Optimierung der Datenaufnahme

Pilotstudie wurde durchgeführt

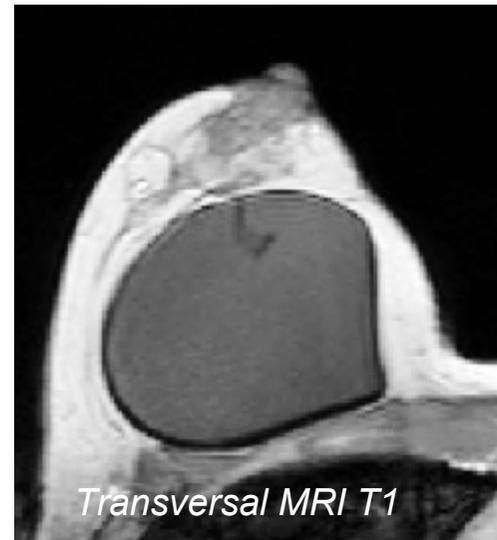
- am Universitätskrankenhaus Jena
- in drei Tagen im November 2012
- hat MRT als Vergleichsgrundlage

Patient mit Implantat



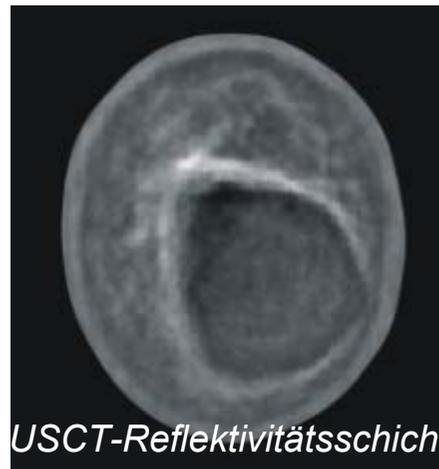
Interpolated MRI T1

8.6 cm



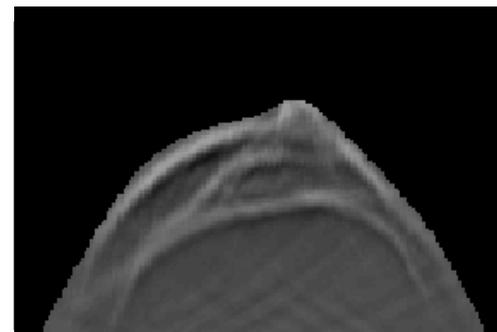
Transversal MRI T1

9.4 cm



USCT-Reflektivitätsschicht

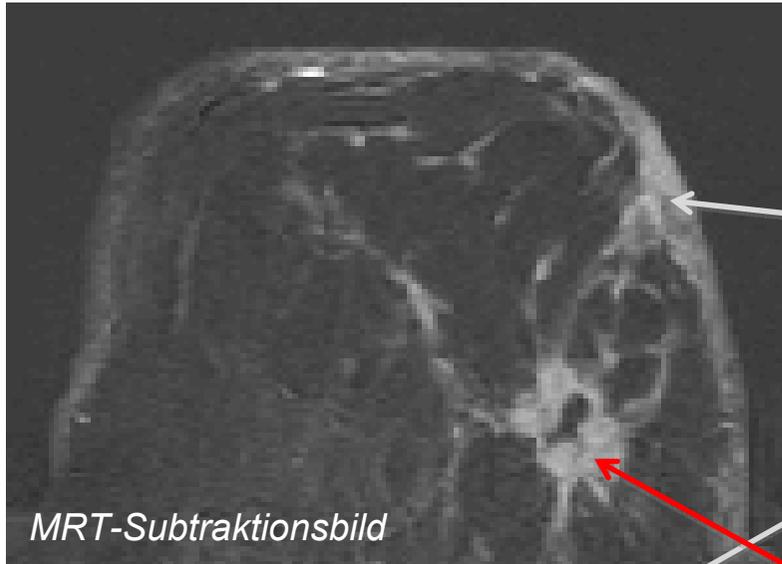
8.7 cm



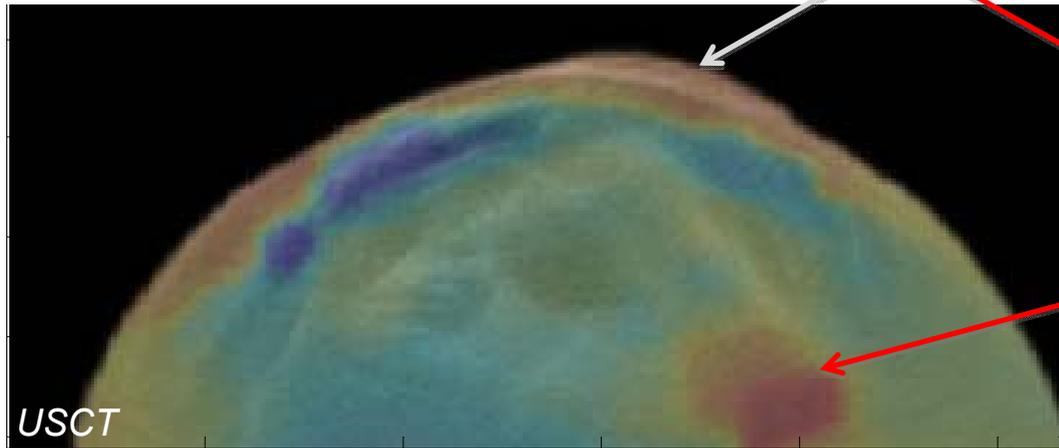
Transversale USCT-Schicht

6.4 cm

Reflektivität und Schallgeschwindigkeit



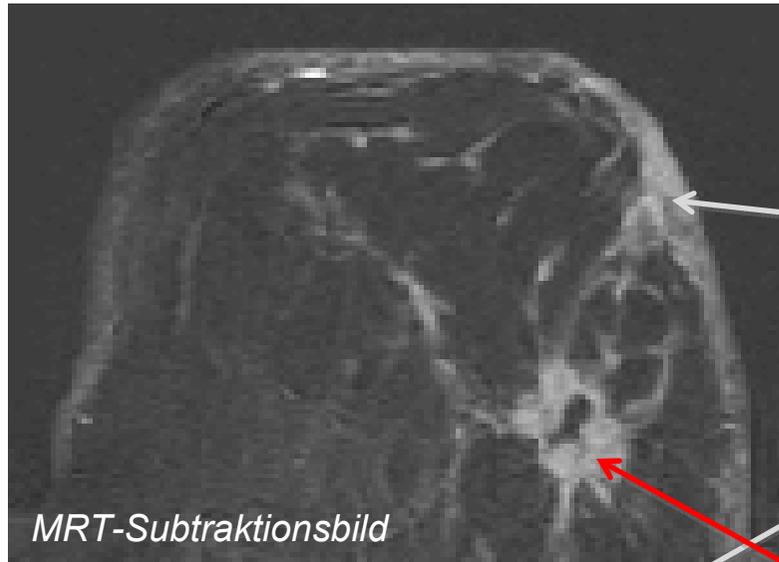
Brustwarze



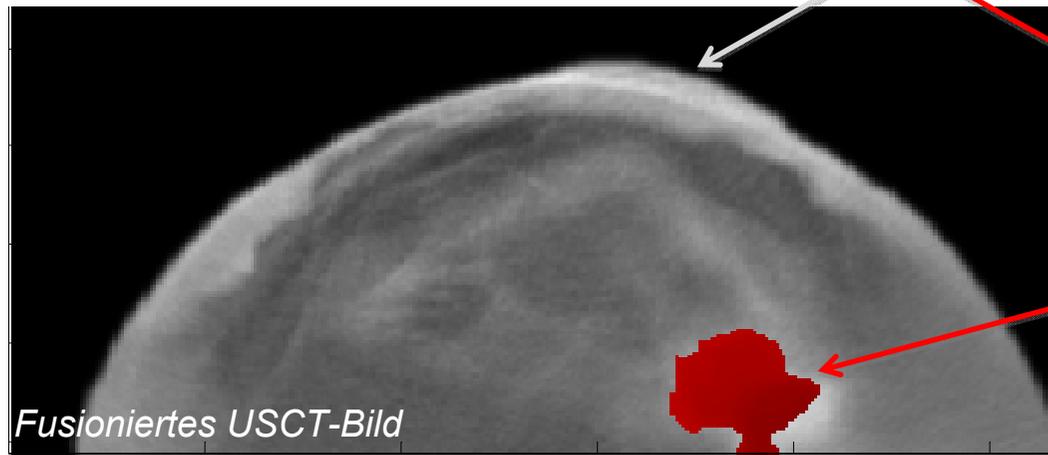
Krebs

18 cm

Alle Modalitäten mit Schwellwert



Brustwarze



Krebs

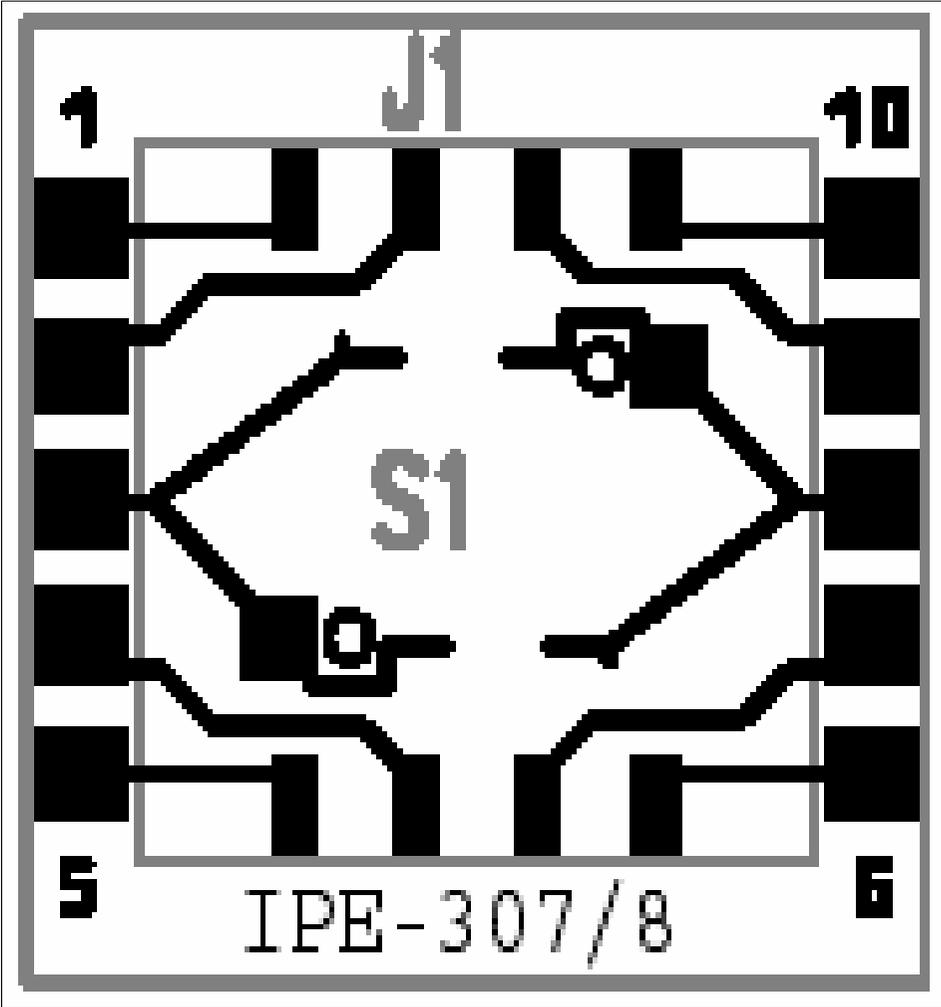
Schallgeschwindigkeit ≥ 1520 m/s
Dämpfung ≥ 1.5 dB/cm

18 cm

Teil 2: Ultraschallwandler

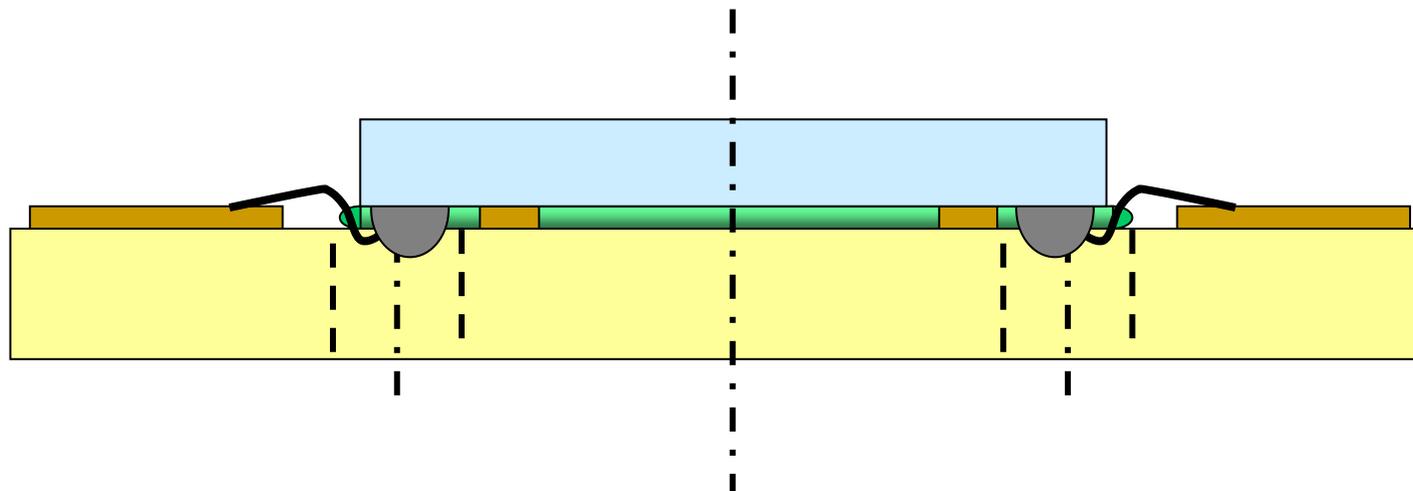
Ultraschallwandlerbau am IPE

Layout



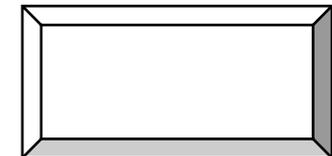
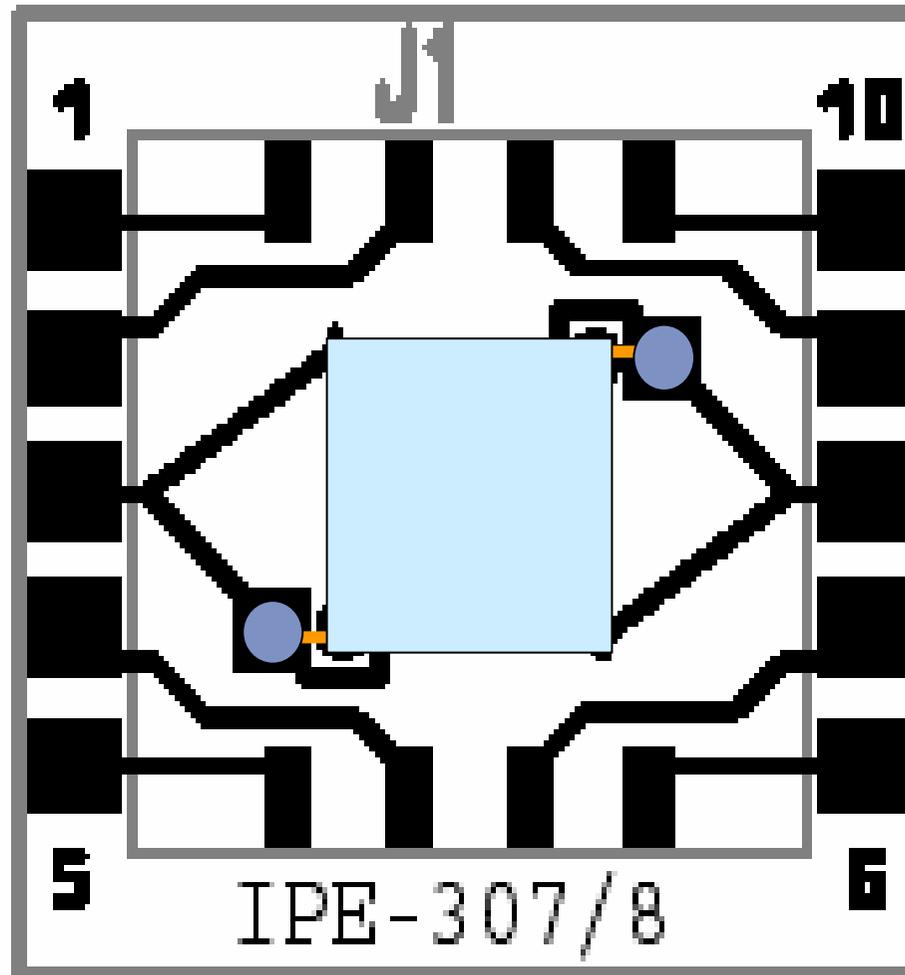
Ultraschallwandlerbau am IPE

Schichtweise



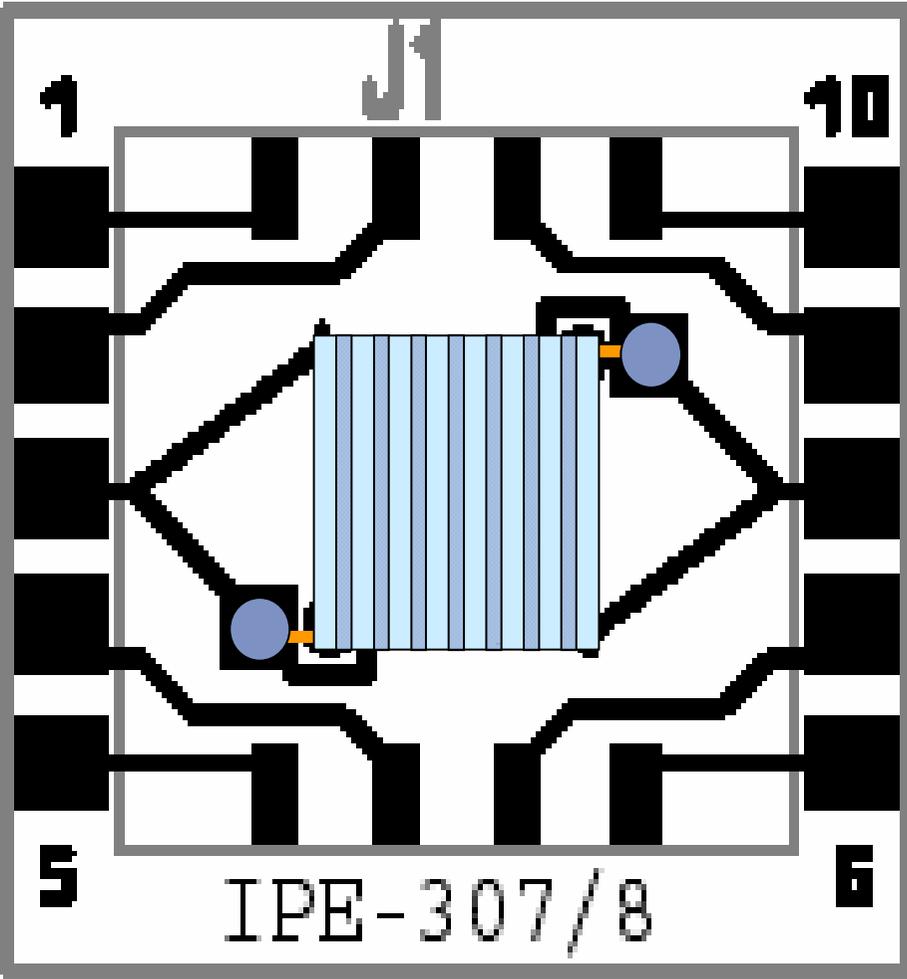
Piezo

Aufsetzen
der Piezo-
Keramik



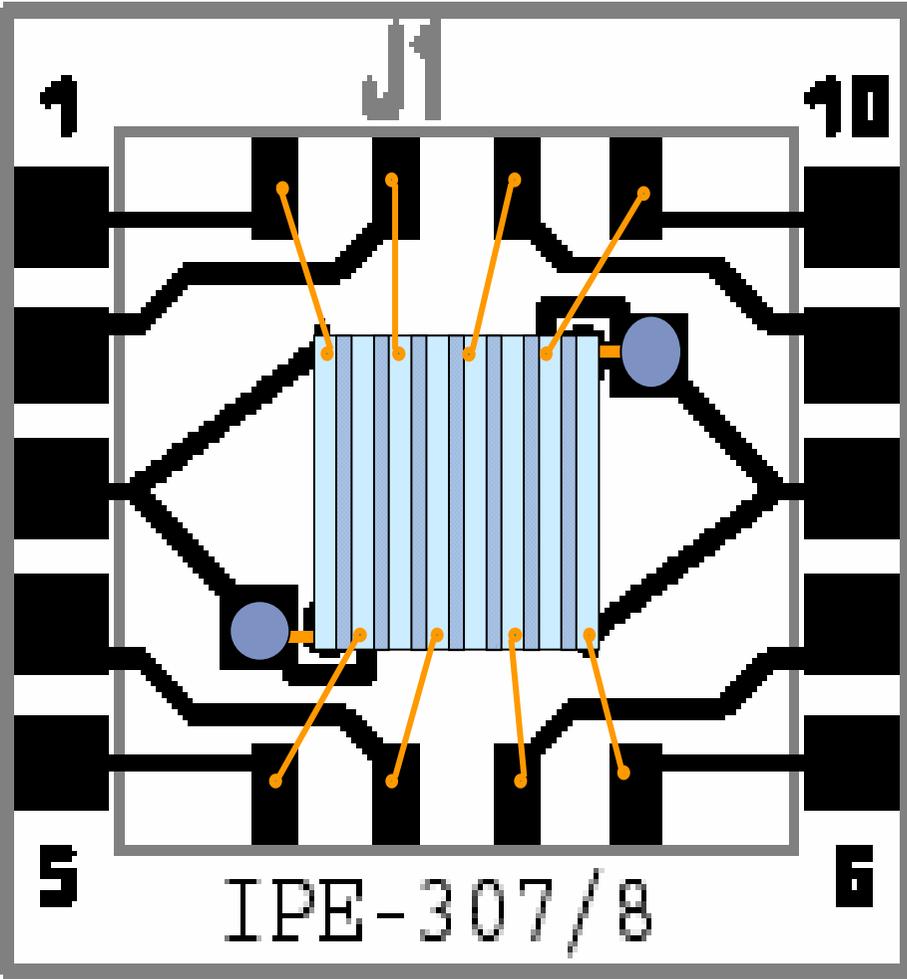
Strukturierung

Sägen der Lamellenstruktur



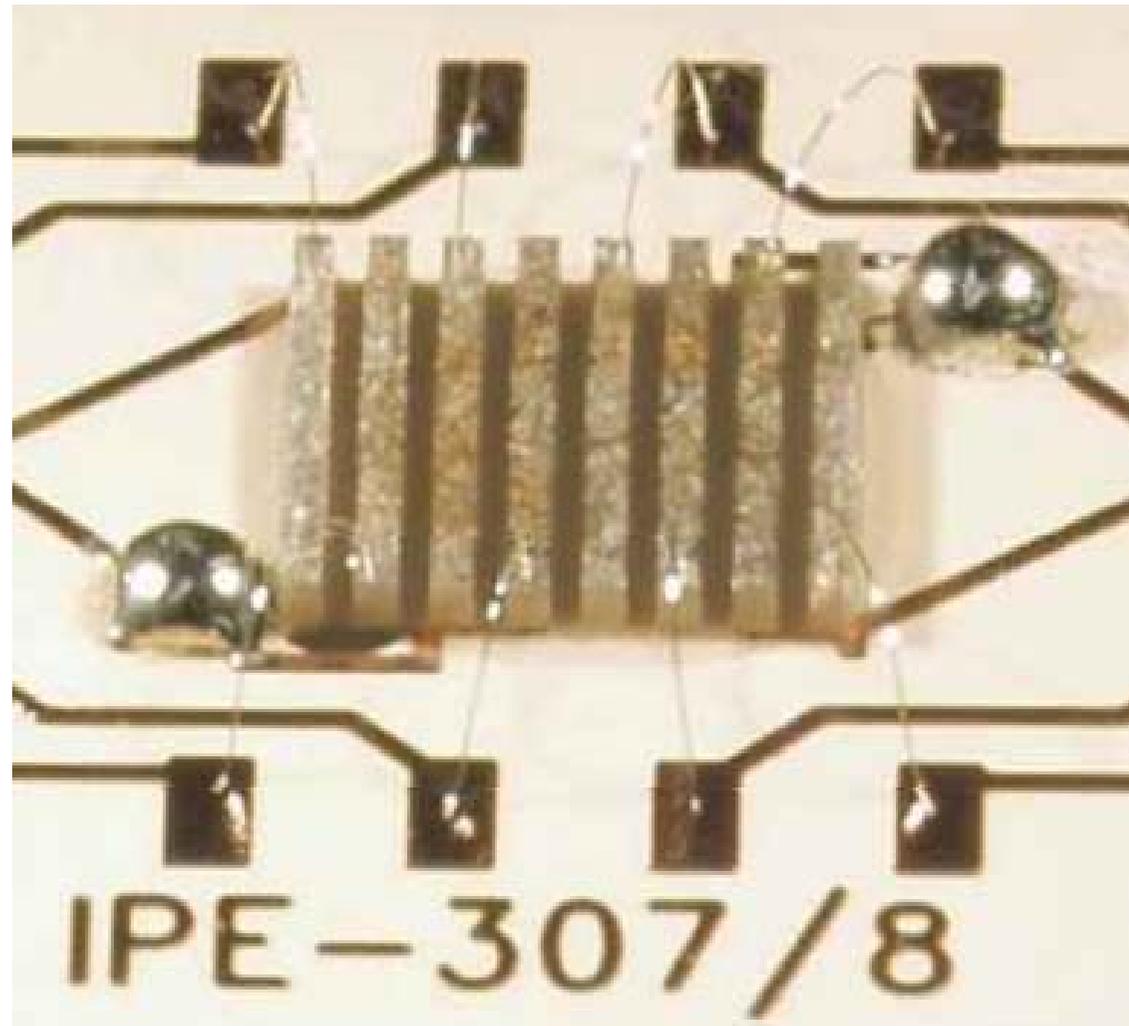
Kontaktierung

Ultraschall-
drahtbonden



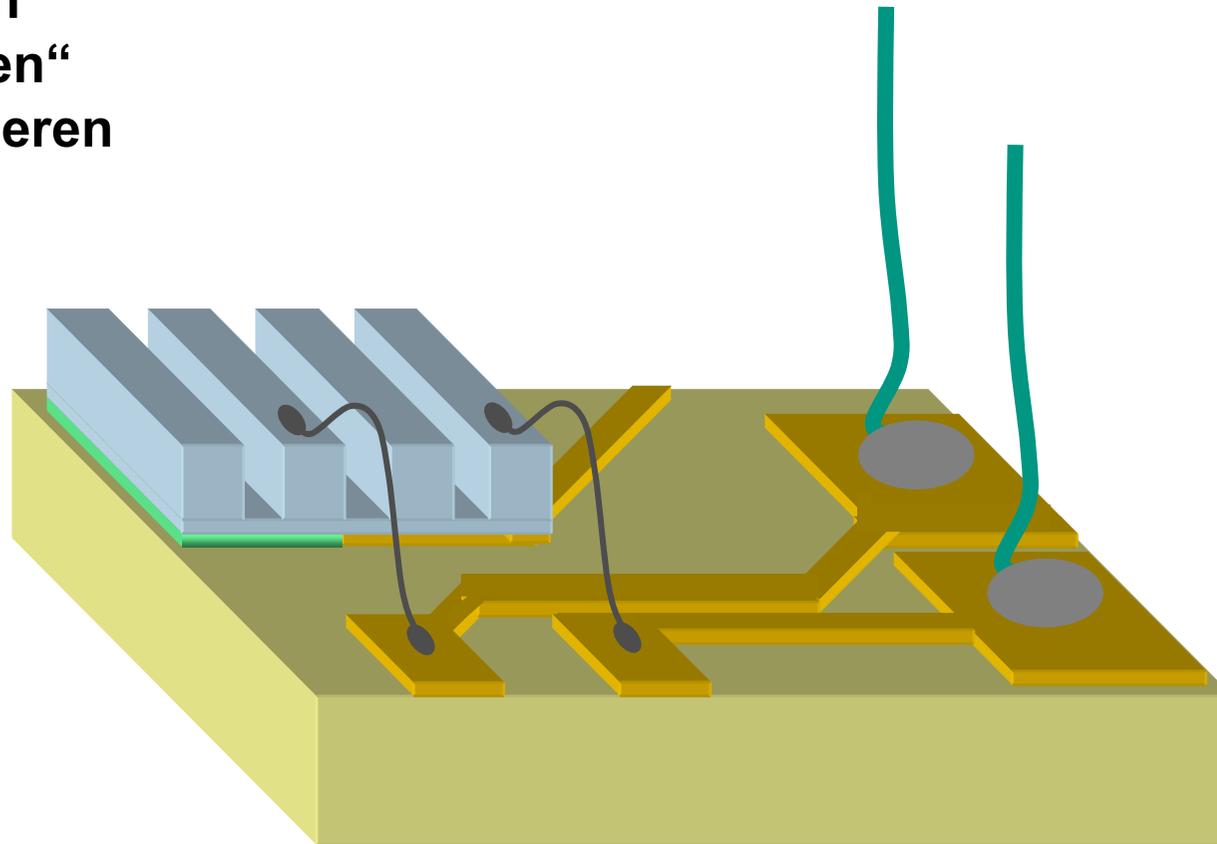
Kontaktieren

Ultraschall-
drahtbonden



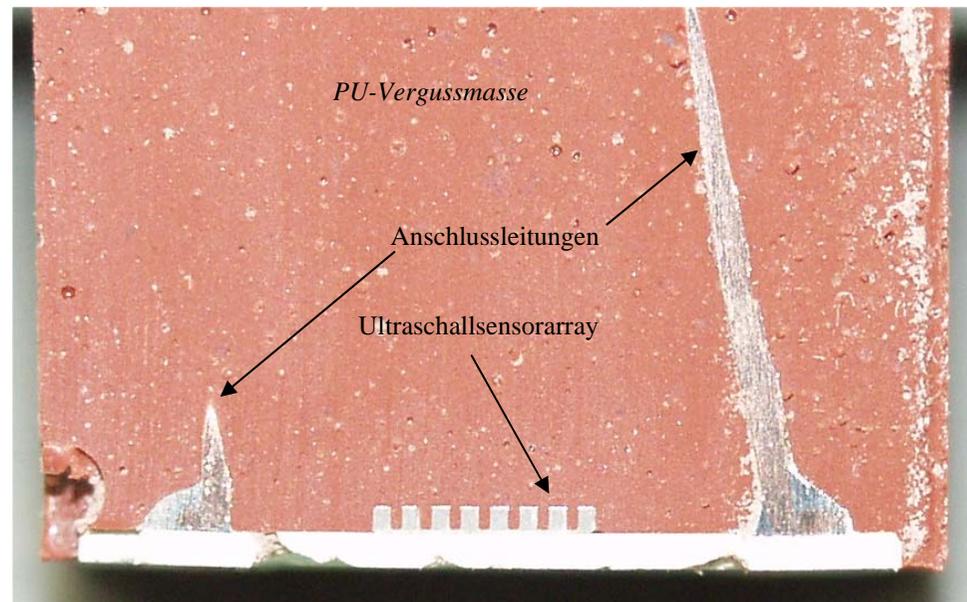
Kontaktieren II

Nach
„Außen“
kontaktieren



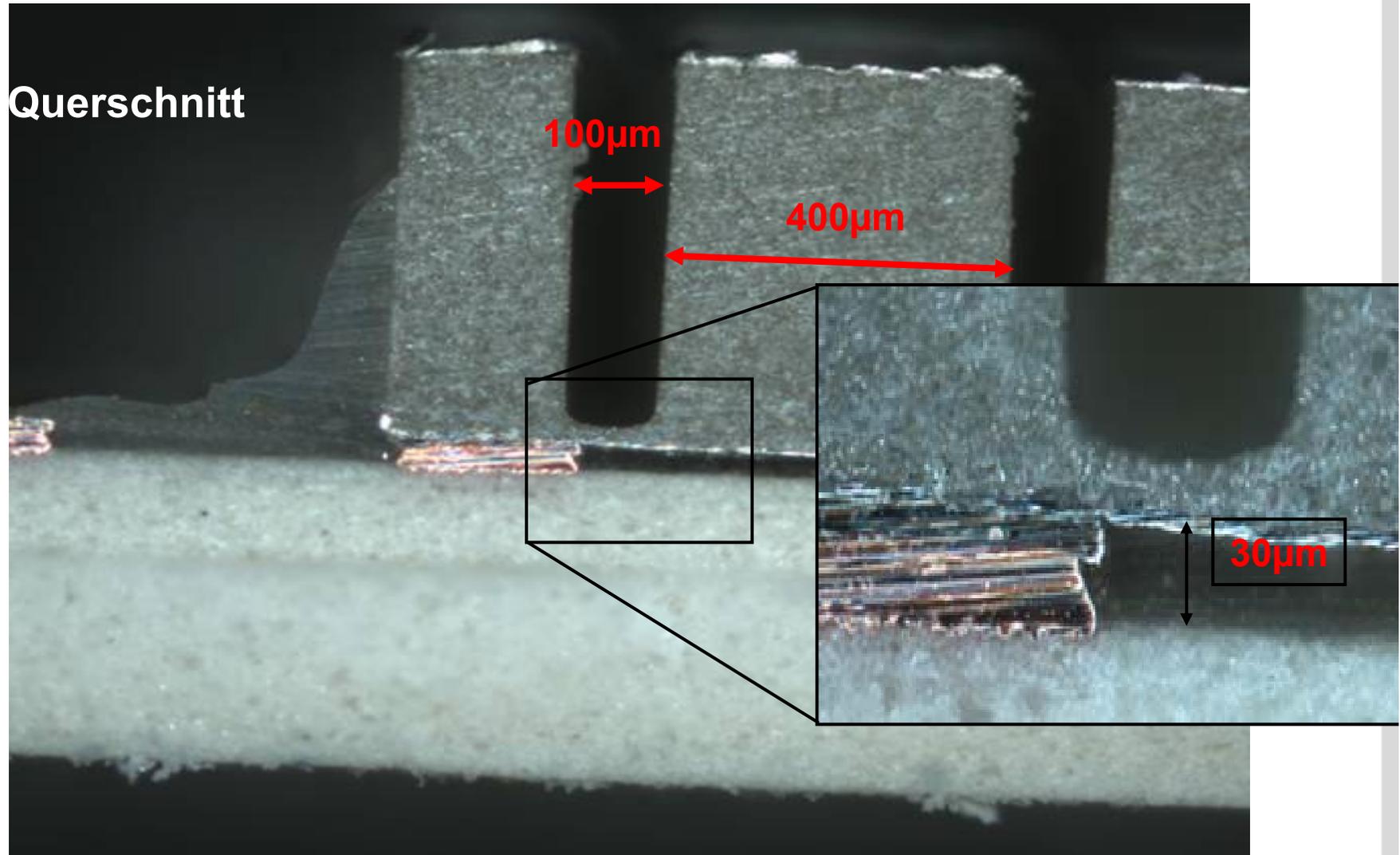
Ergebnis

Querschnitt eines Wandlers von 2002



Ergebnis

Querschnitt



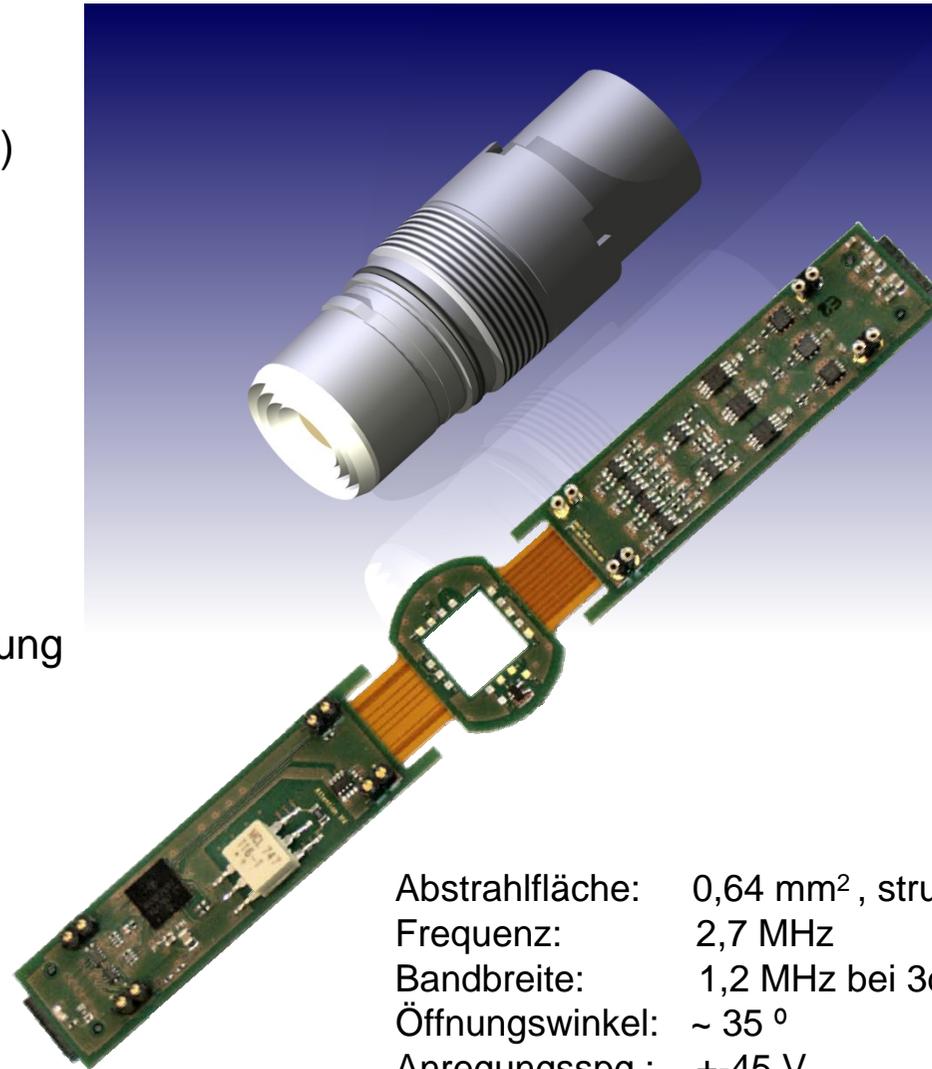
Ultraschallwandler 2nd Generation (aktuell)

Anforderungen

- Transducer Array System (TAS)
- 9 Receiver, 4 Emitter
- „Omnidirektional“, Breitbandig
- Reproduzierbar
- Preiswert

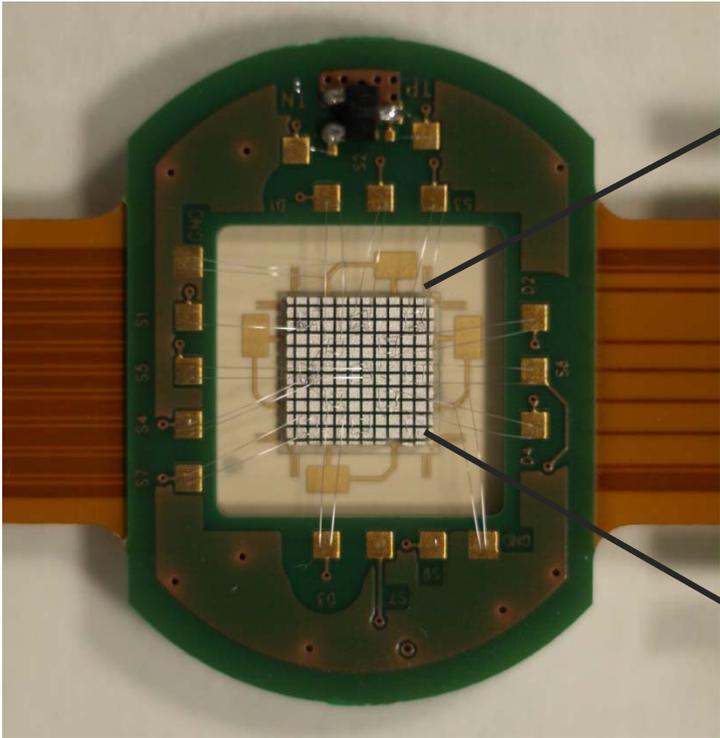
Besonderheiten

- Programmierbare Sendesteuerung möglich
- Adressierbare Sensoren
- Multifunktionale Platine
 - Anpassschicht
 - Bauteilträger
 - Wasserdichtes Gehäuse

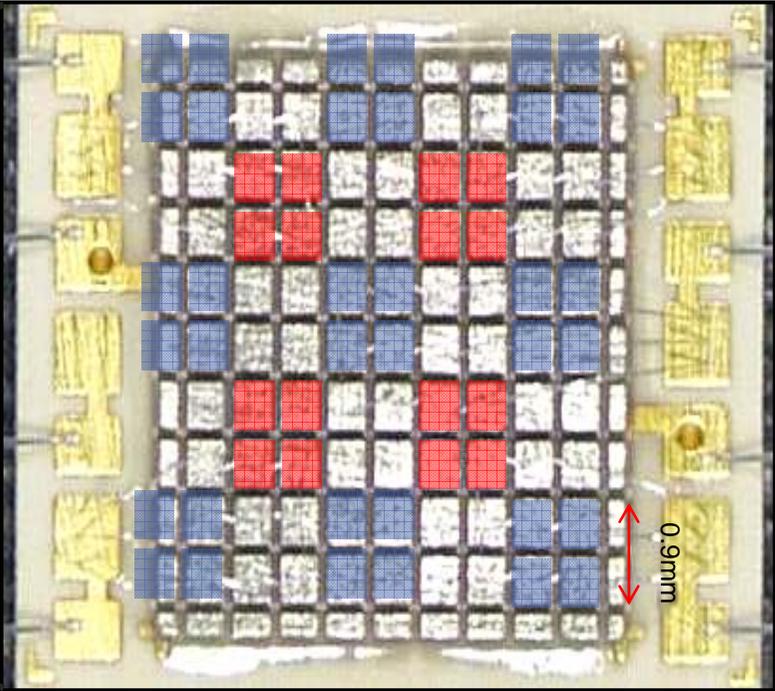


Abstrahlfläche: 0,64 mm², strukturiert
Frequenz: 2,7 MHz
Bandbreite: 1,2 MHz bei 3dB
Öffnungswinkel: ~ 35 °
Anregungsspg.: +-45 V

Piezos 2nd Generation



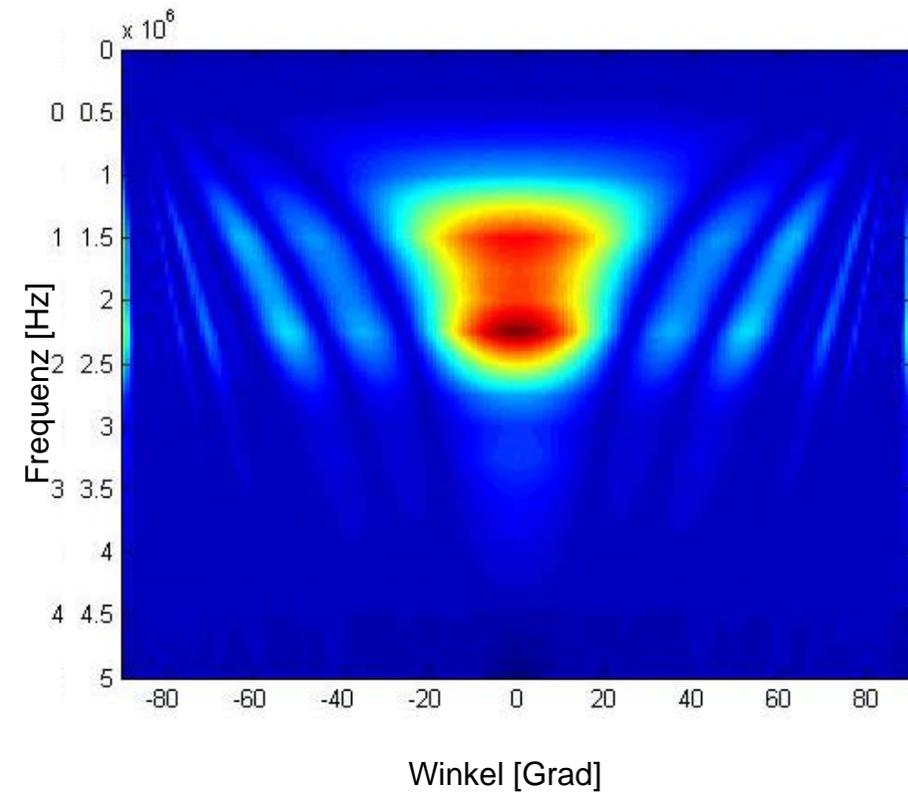
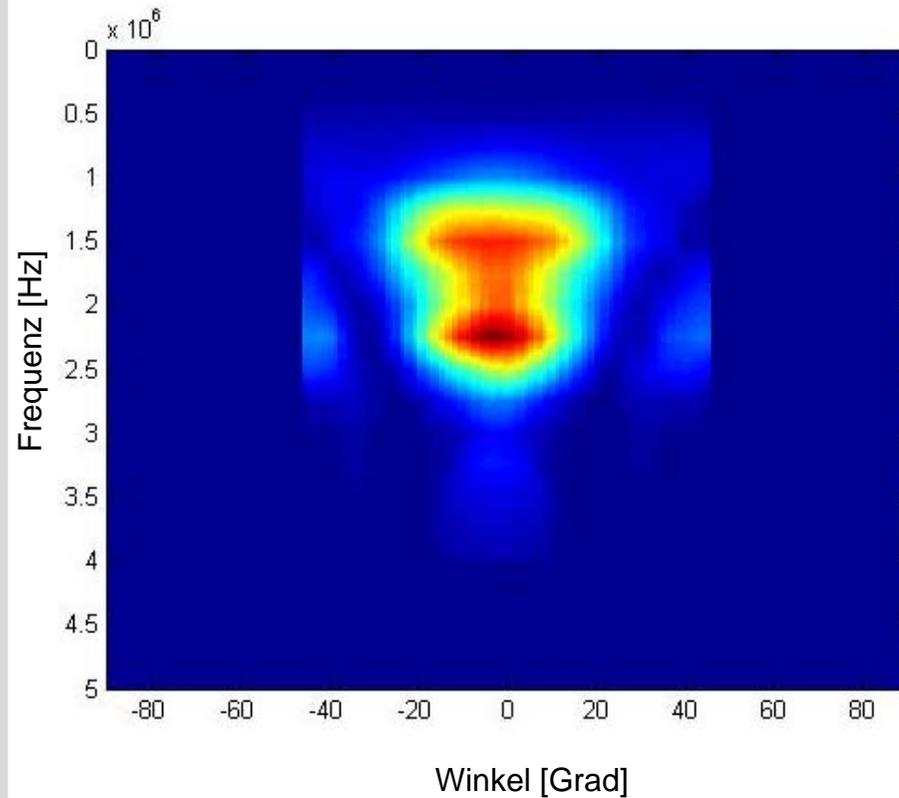
Platine mit strukturiertem Piezo



Detailbild strukturierter Piezo, rot Emitter, blau Receiver

Ultraschallcharakteristik

- Messung Schallmessplatz (links), Simulation (rechts)

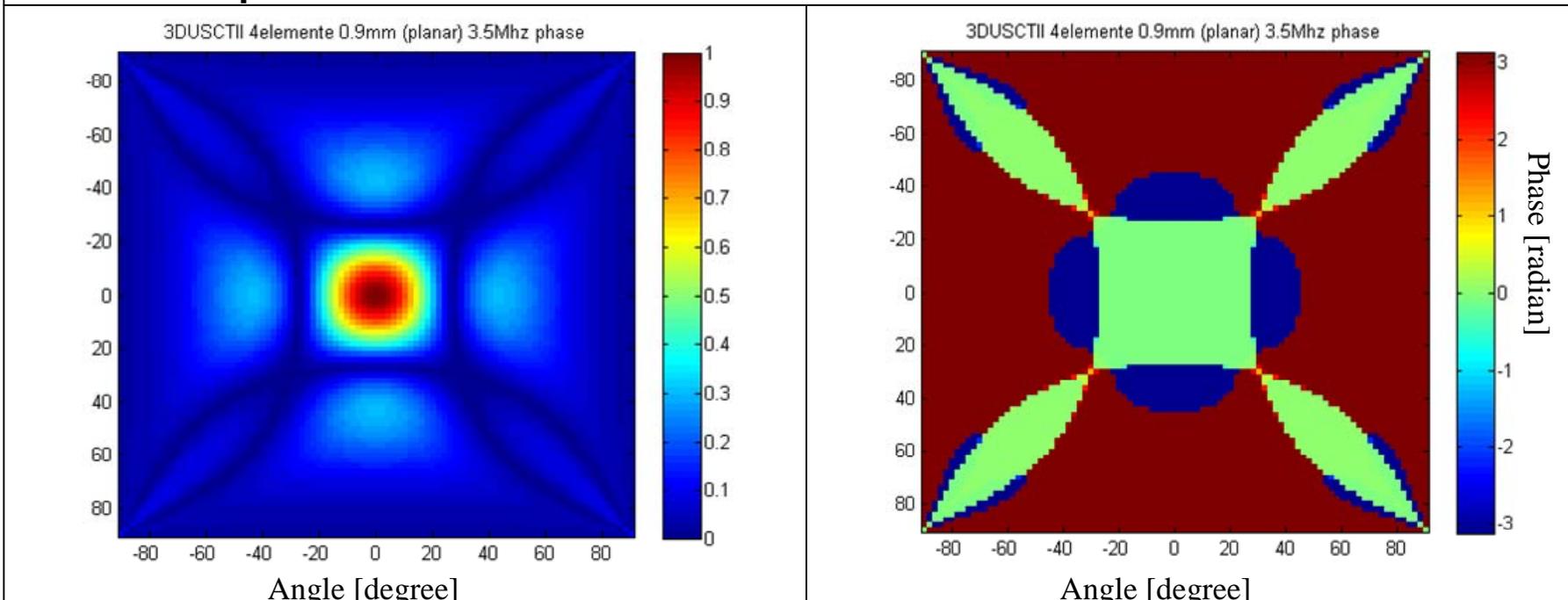


Farbcodierung: rot maximaler Schalldruck, blau kein Schalldruck

Winkelcharakteristik 2D (Ebenen- & Höhenwinkel)

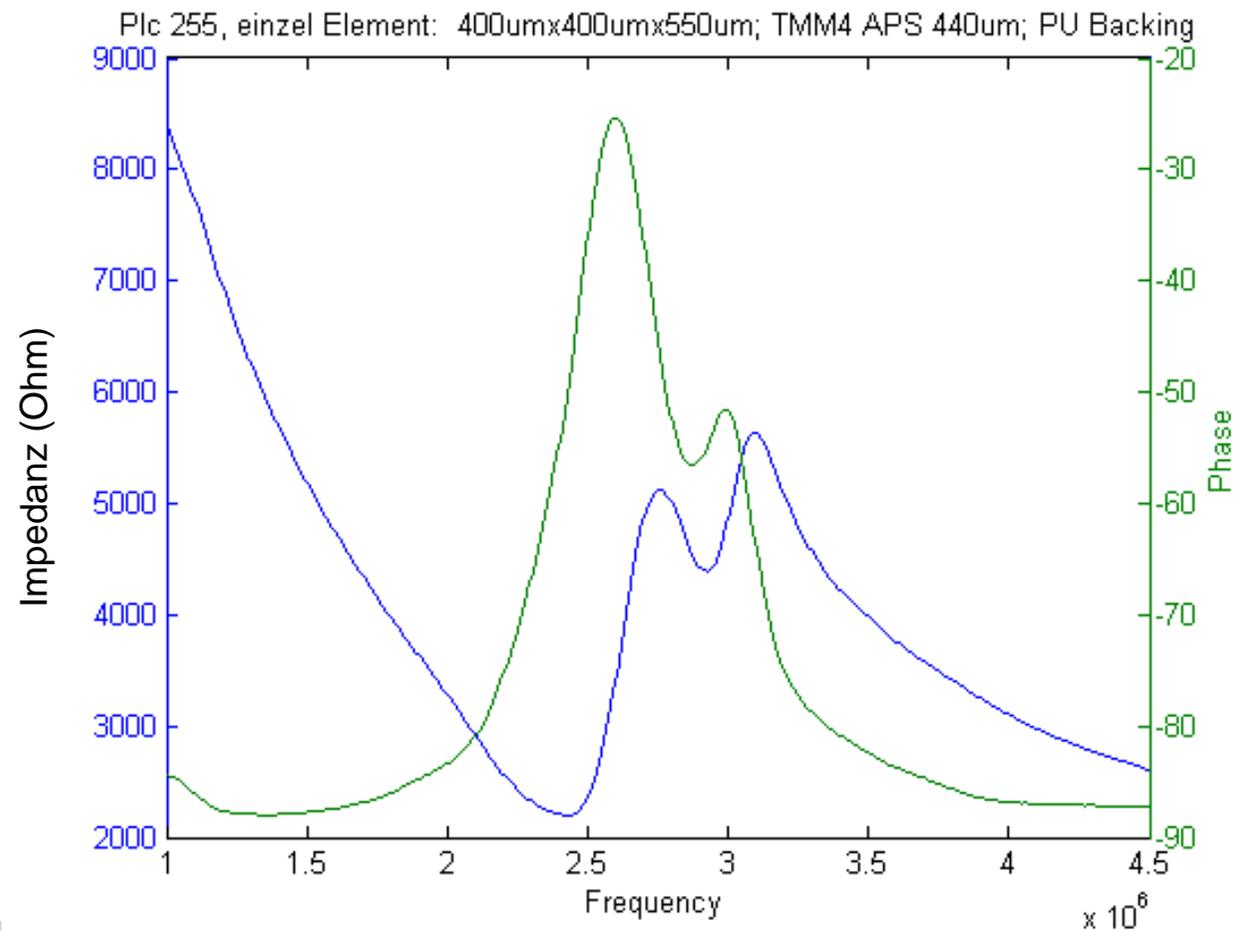
- Simulation: links Schalldruck, rechts Phase

Transducer rectangular (4 elements, 0.9 x 0.9mm) 3DUSCTII Transducer
100% soundpressure



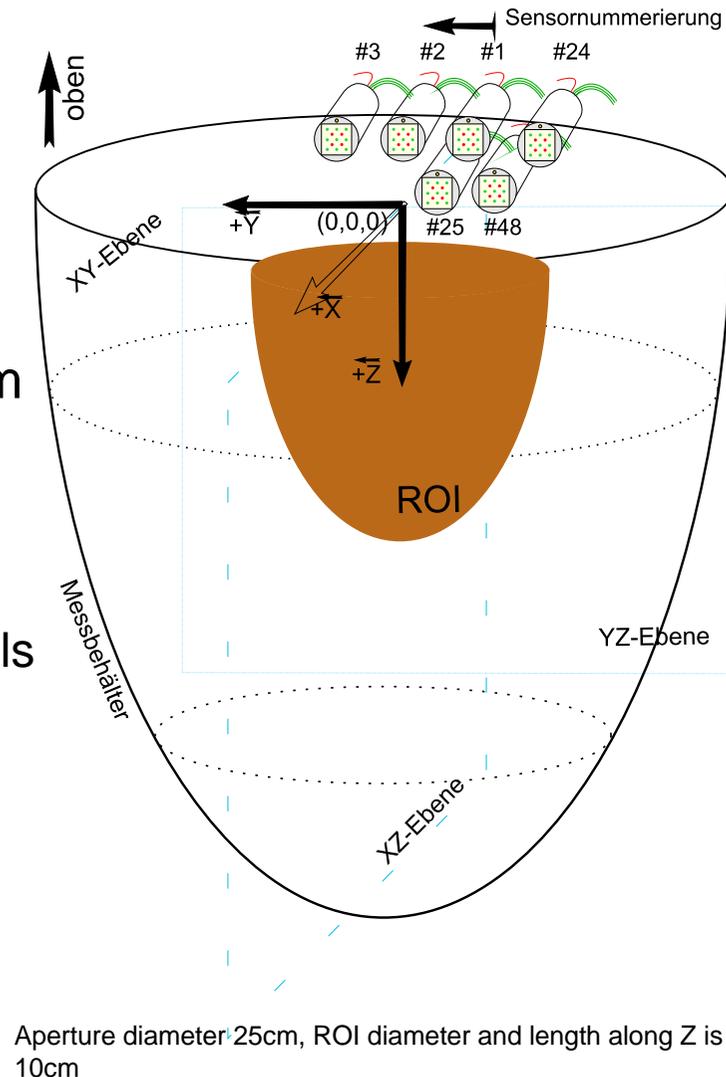
Frequenzcharakteristik

- Impedanz-Phasen Messung
 - typischer Piezo ohne Elektronik mit Last (Wasser)



Teil 3: Nächste Generation TAS 1.5 / 2.0

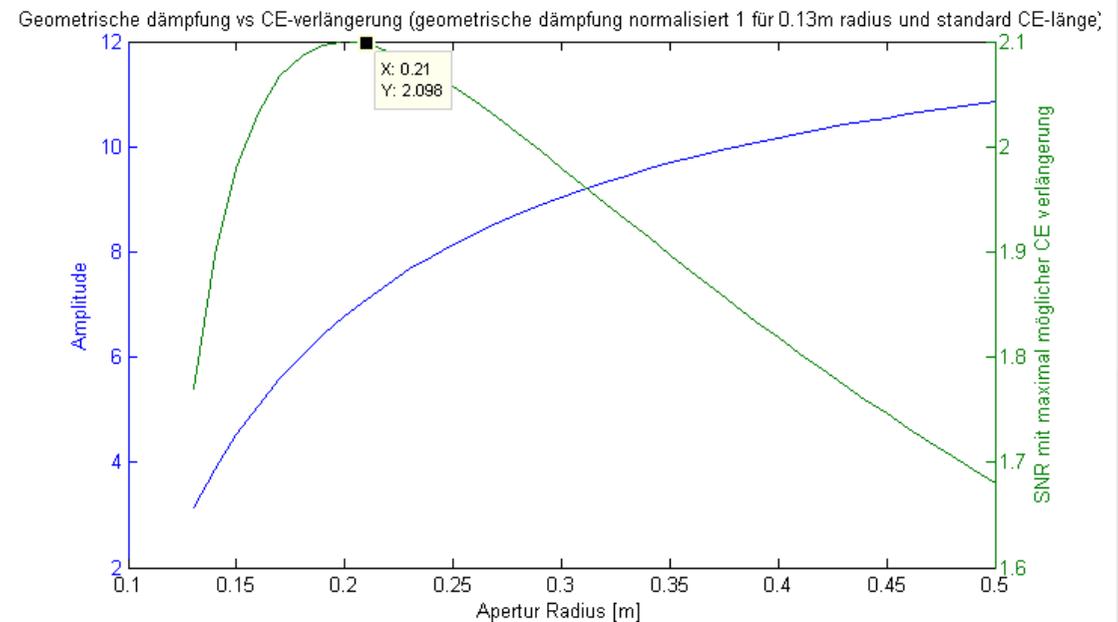
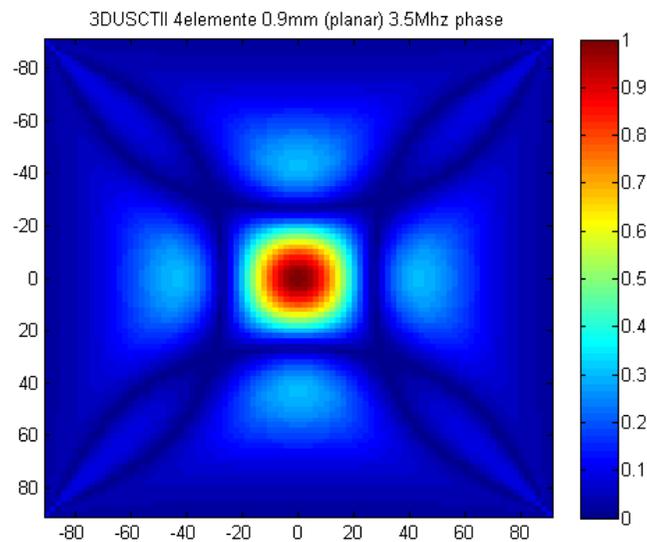
- Motivation
 - USCT ROI wurde über eine durchschnittliche Brustgrösse Cup B-C definiert: $10 \times 10 \times 10 \text{cm}^3$
- Auswertung der Studie mit dem Klinikum Jena 2012 zeigte das dies nicht ausreichend war
 - Positionierung nicht perfekt
 - Grössere Variabilität der Patientinnen als erwartet
 - „Blind-Spot“ über Z, ROI verschoben (Brustmuskel), etc
- Neue ROI Definition
 - **ROI von $20 \times 20 \times 15 \text{cm}^3$**



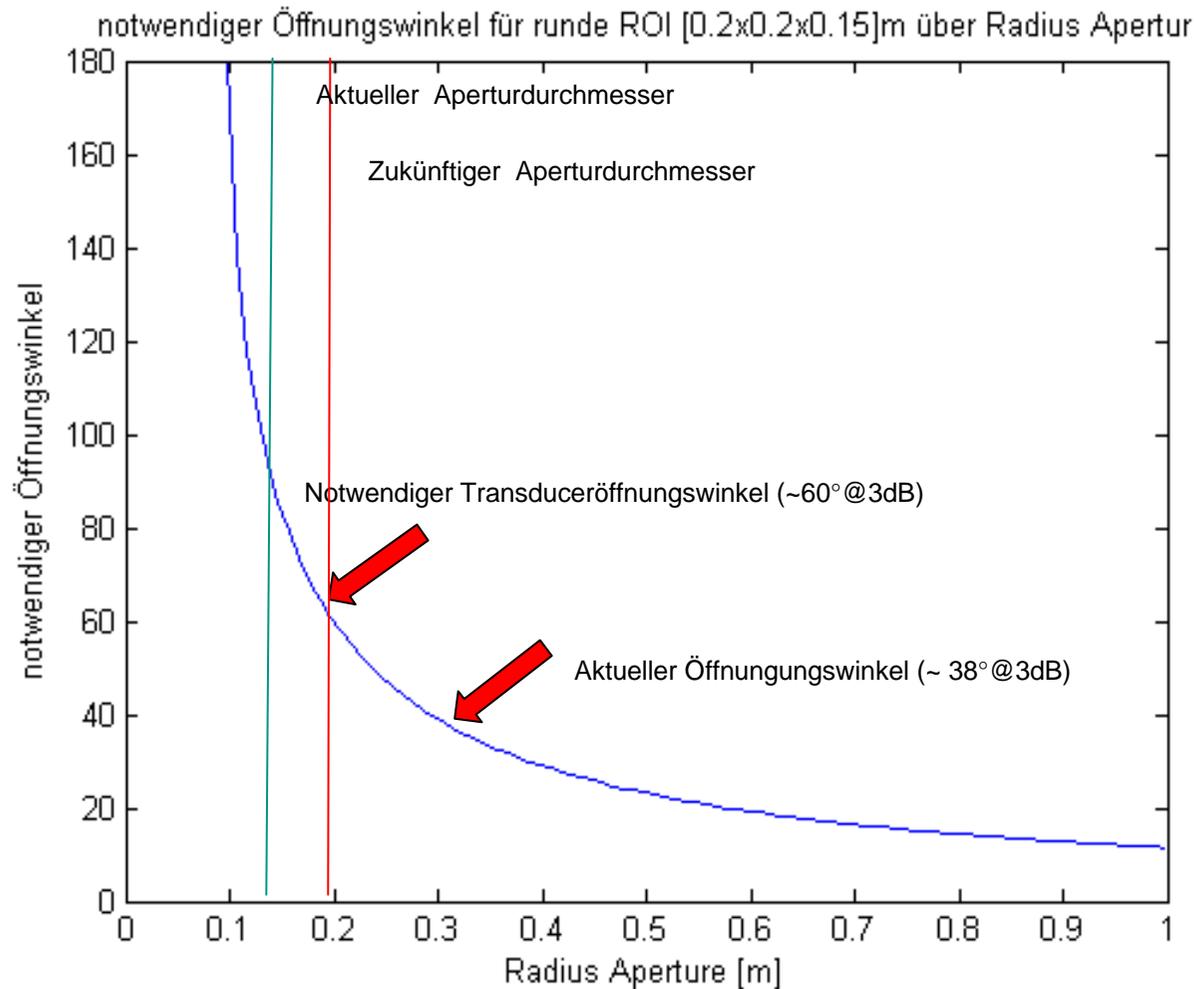
Ansätze

- Was definiert die ROI beim USCT primär?
 - „Angular directivity“ / Öffnungswinkel
 - (primär über Transducerfläche und Frequenz gegeben)

- Grösse der Gesamtapertur
 - Primär Durchmesser und Tiefe
 - (vergrößerung limitiert durch mehrere Faktoren)



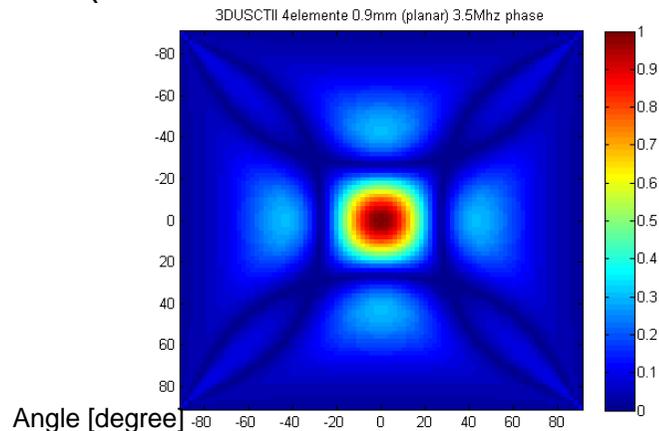
Zusammenhang ROI / Öffnungswinkel / Gesamtaperturgrösse



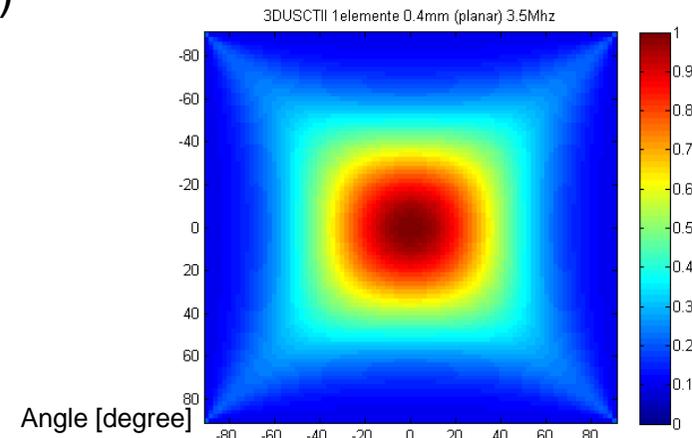
- Signifikant vergrößerter Öffnungswinkel notwendig

Öffnungswinkelvergrößerung

- Kleinere Transducerfläche für eine ROI von 20x20x15cm³
 - (Plus zusätzliche gute Eigenschaften)

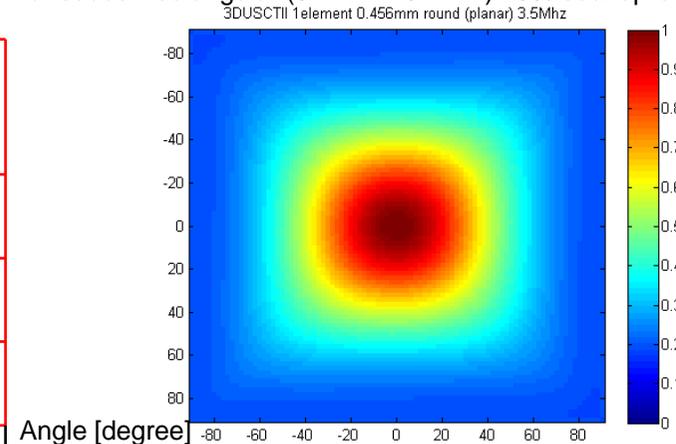


Transducer rectangular (0.9mm x 0.9mm) 100% soundpressure



Transducer rectangular (0.4mm x 0.4mm) 25% soundpressure

| Opening angle for f_{max} (3.5MHz) receiver*emitter | 20%drop | 50%drop | Sound pressure |
|---|---------|---------|----------------|
| 3DUSCTII Transducer (0.9mm, rect) | 14° | 22° | 100% |
| Transducer 0.902mm round | 16° | 28° | 100% |
| Transducer 0.4mm rect | 30° | 54° | 25% |
| Transducer 0.4561mm round | 33° | 58° | 25% |

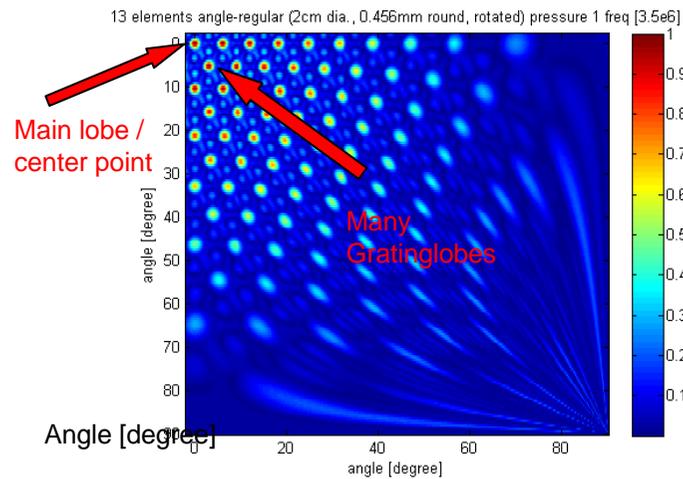
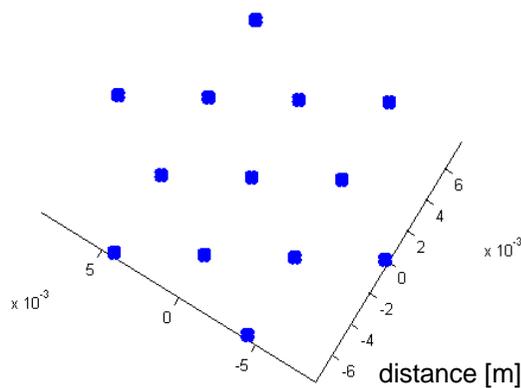


Transducer round (diameter 0.456mm) 25% soundpressure

Einzelementverteilung auf TAS

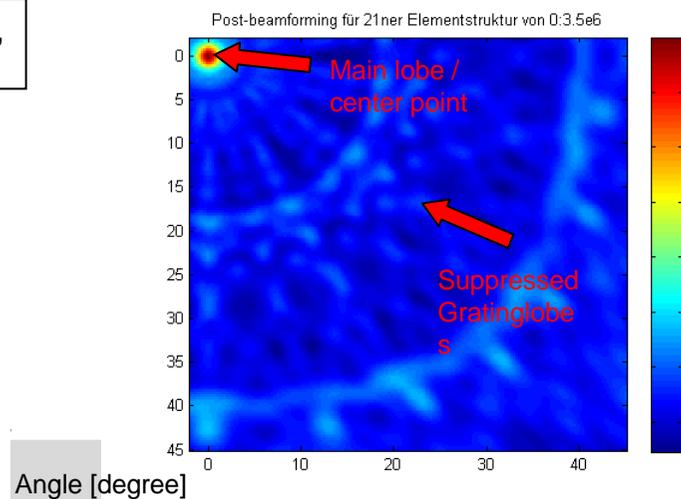
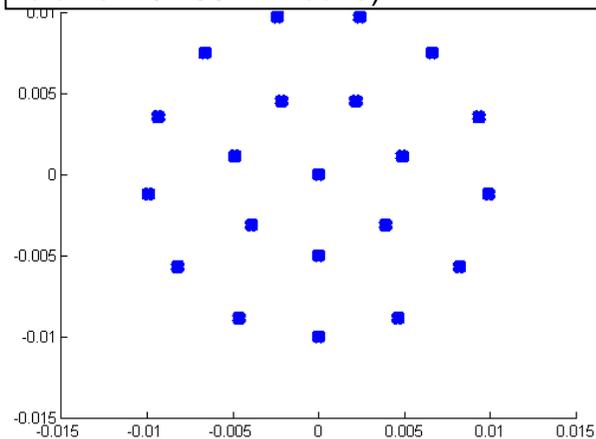
- Wie die Verteilung der Einzelemente vornehmen auf einem TAS?
 - Minimierung der grating-lobes beim post- oder pre-beam-forming

13 elements angle-regular (2cm dia., element 0.456mm round, rotated, all elements equidistant)
 13 elements angle-regular (2cm dia., element 0.456mm round, rotated)



3.5MHz

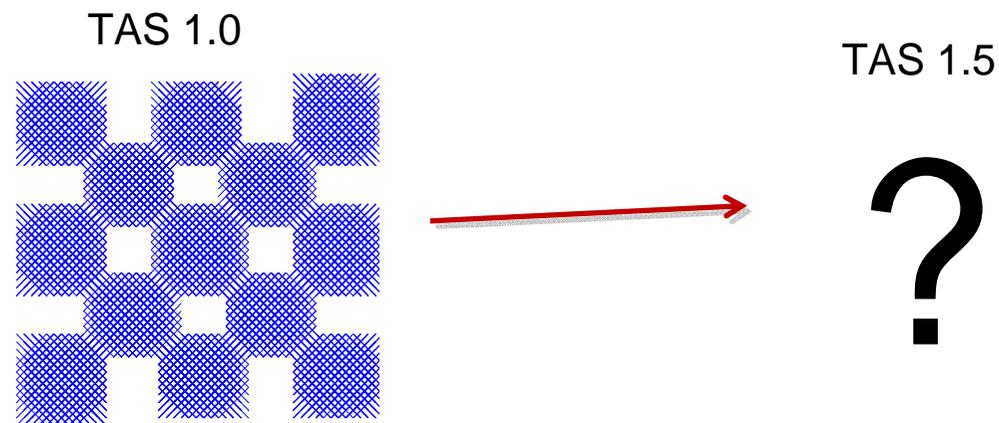
21 elements angle irregular (diameter 2cm, element 0.456mm round)



3.5MHz

Aktueller IPE Ansatz

- Adaption des aktuellen Produktionsprozesses
 - Slice-and-dice
- Herausforderungen:
 - Schalldruck & Öffnungswinkel
 - Produzierbarkeit
 - Zuverlässigkeit da neuer Prozess(!)

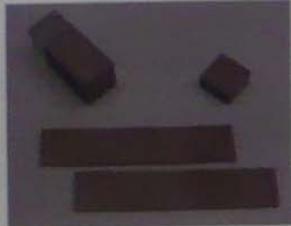


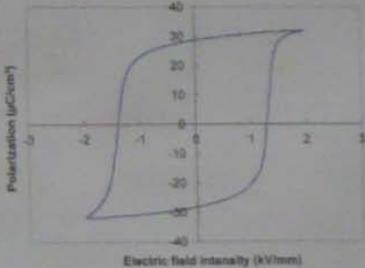
Vision – Kooperation IPE / IKTS?

Evaluation of the Polarization State of Piezofiber Composites
 Agnes Eydam^{1*}, Gunnar Suchanek¹, Kai Hohlfeld², Sylvia Gebhardt³, Alexander Michaelis^{2,3}, Gerald Gerlach¹
¹ Fraunhofer IPT, Dresden, Germany ² TU Dresden, Institute of Materials Science, Dresden, Germany ³ Fraunhofer Institute for Ceramic Technologies

Piezofiber Composites

- 1-3 piezo composites: PZT fibers with 330 μm in diameter are embedded in a two-component epoxy resin (volume fraction 75 %)





Hysteresis curve of sample 1

• Ferroelectric hysteresis → remanent polarization

Frequency dependence of pyroelectric coefficient

■ Composite-Piezomaterialien als Alternative?

Vielversprechendes Poster auf der UFFC 2013

- Sehr gute Reproduzierbarkeit (alle TAS aus einem „Guss“)?
- Perfekt rund, Perfekt platziert?
- Gute Kompetenzergänzung IPE / IKTS ?
 - Verbesserung des Schalldrucks ohne Bandbreitenverlust?
 - Backing? Matching? Kontaktierung?

Vielen Dank! – Fragen? Diskussion?



Projektleitung
Dr. N.V. Ruiter

Algorithms and Imaging
**M. Zapf, R. Dapp, T. Hopp,
H. Gemmeke**

HW Acceleration
M. Birk, E. Kretzek

Transducers
B. Kohout, T. Blank

DAQ and Hardware
**D. Tcherniakhovski, S. Menshikov,
M. Balzer**

Design and Mechanics
**L. Berger, B. Osswald, T. Piller,
W. Frank**

Deutsche
Forschungsgemeinschaft
DFG

We acknowledge support of this project by
Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG)