HoME
HOCHSCHULE
MERSEBURG FH
University of
Applied Sciences

FACHBEREICH
INGENIEUR- UND
NATURWISSEN-
SCHAFTEN

94. Deutschen Röntgenkongresses
29.05. - 01.06.2013, Congress Center Hamburg

Physikalische Grundlagen der B-Bild-Sonographie und neuer Techniken

Klaus-V. Jenderka
Hochschule Merseburg
Fachbereich Ingenieur- und Naturwissenschaften
Professur Physik, Sensor- und Ultraschalltechnik

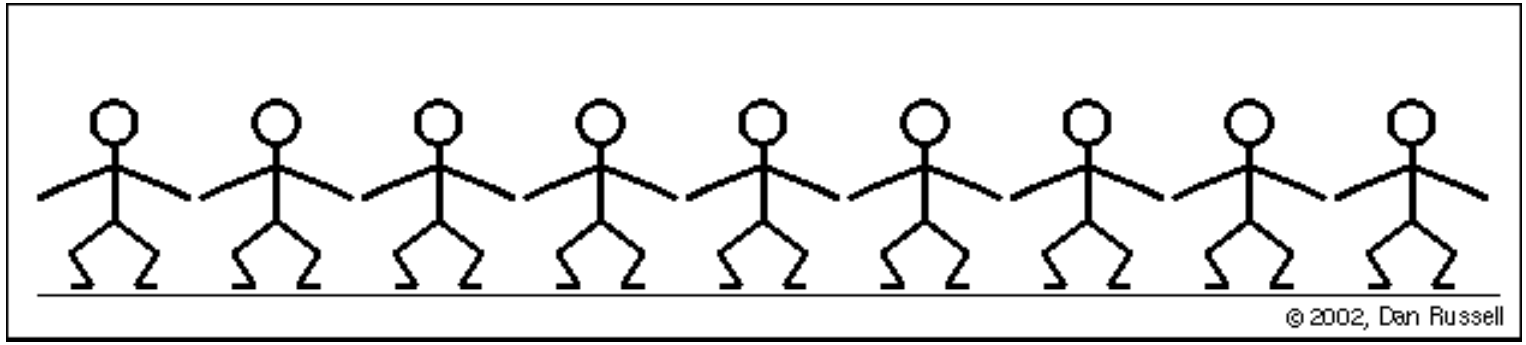
Übersicht

- Ultraschallwellen und ihre Ausbreitung
- Bilderzeugung und Optimierung
- Grundlagen neuer Verfahren:
  - Harmonic Imaging
  - Fast Imaging
  - Elastographie
- Zusammenfassung

Was sind (Ultra-) Schallwellen?

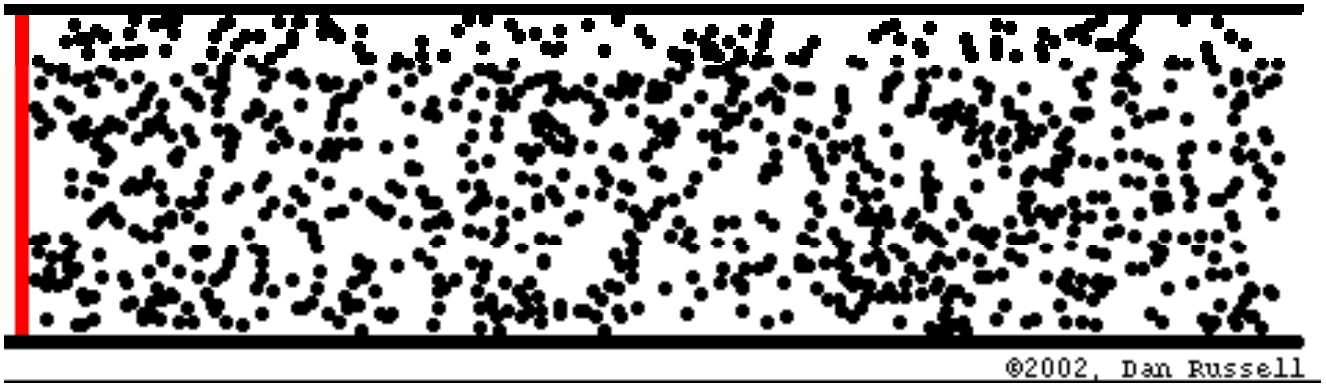
Voraussetzung: System gekoppelter Schwinger

Bsp.: Fußball-Stadion



Schwinger: Zuschauer
Kopplung: mental
Anregung: Tor

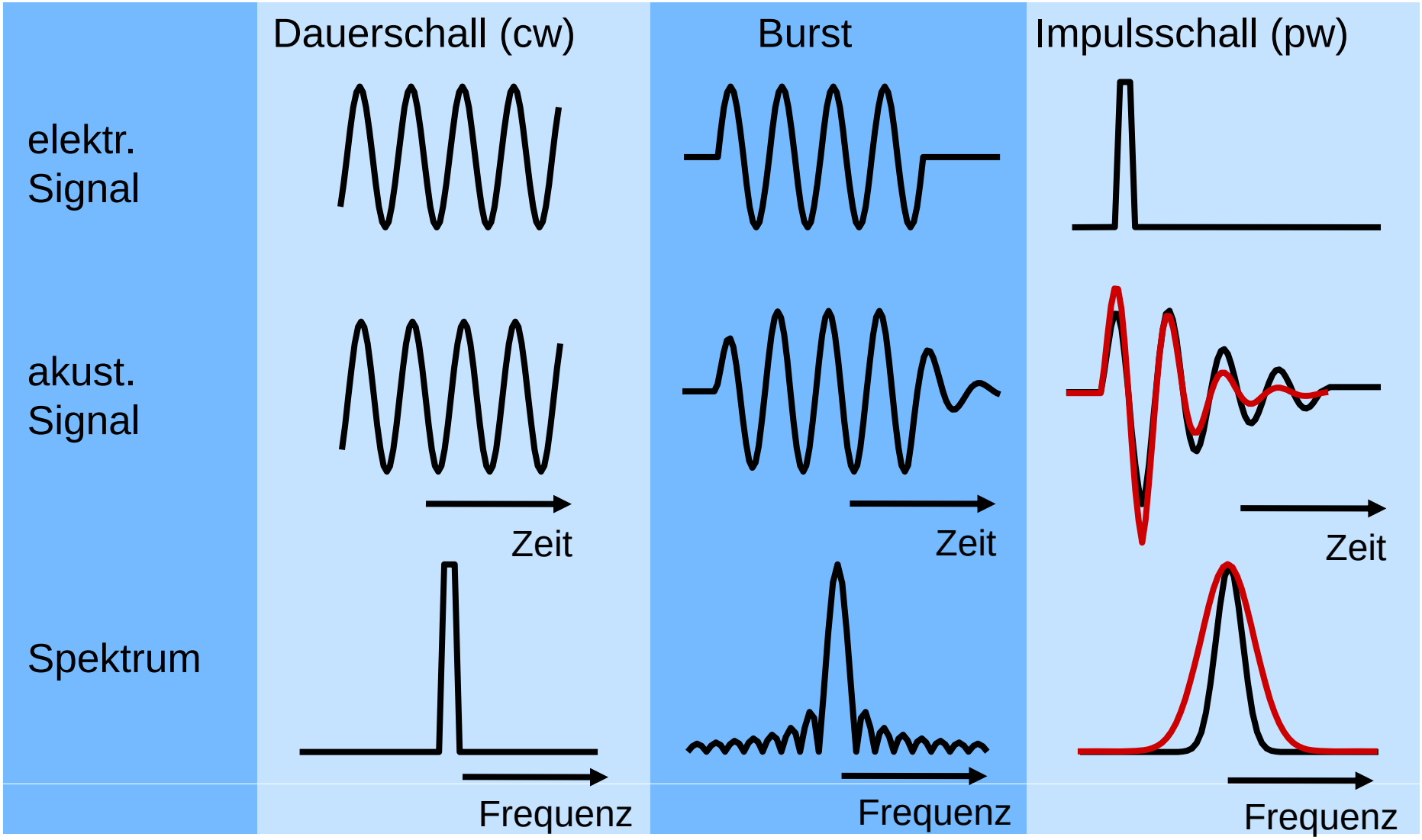
Bsp: Kompressionswelle



Schwinger: Moleküle, Fasern, Zellen, ...
Kopplung: Wechselwirkungskräfte, Bindungen
Anregung: Ultraschallwandler (mechanischer Impuls)

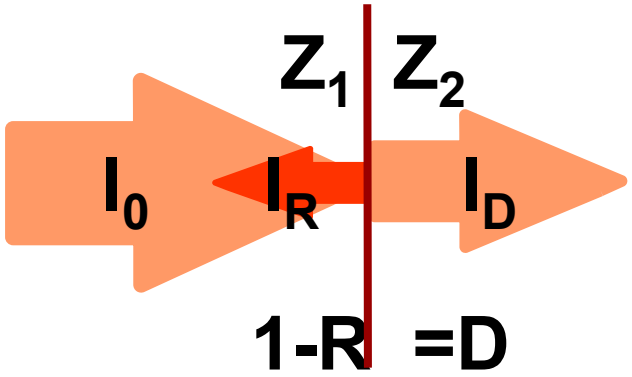
zeitlich und örtlich periodische Änderung von Druck und Dichte

Pulsform und Bandbreite



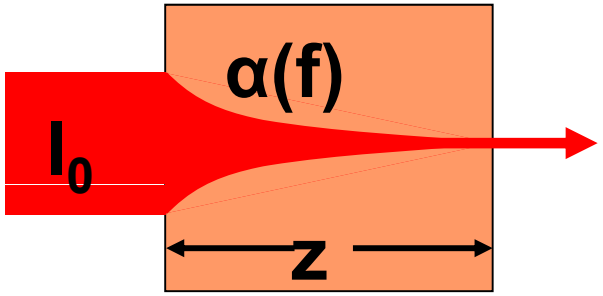
Phänomene der Wellenausbreitung

Reflexion/Brechung



Dämpfung

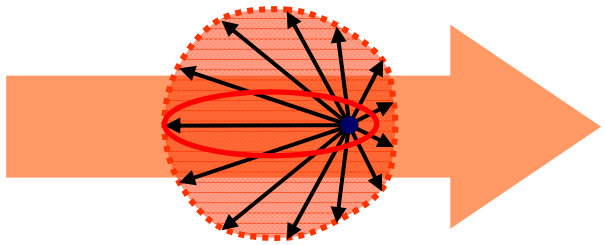
Streuung



Doppler-Effekt

Nichtlinearität

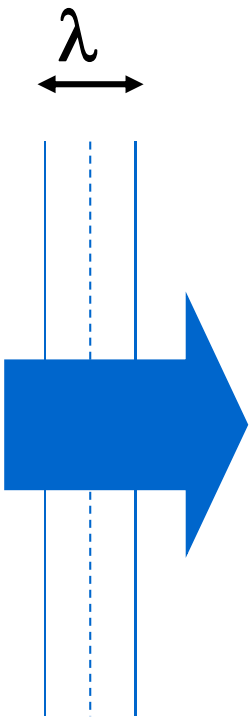
$r << \lambda$



Interferenz

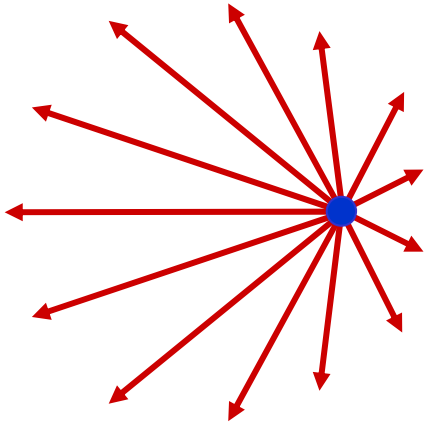
Reflexion oder Streuung?

Verhalten an Grenzflächen und Strukturen in der Größenordnung der Wellenlänge



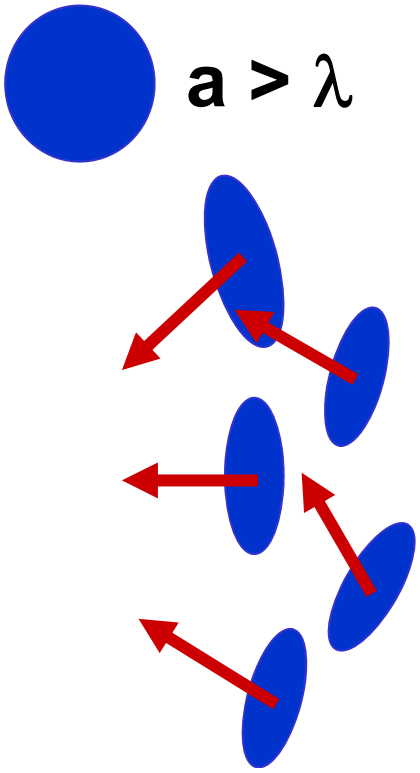
einfallende Welle

- **a < λ**



Streuung

- **frequenzabhängig**
- **alle Richtungen**

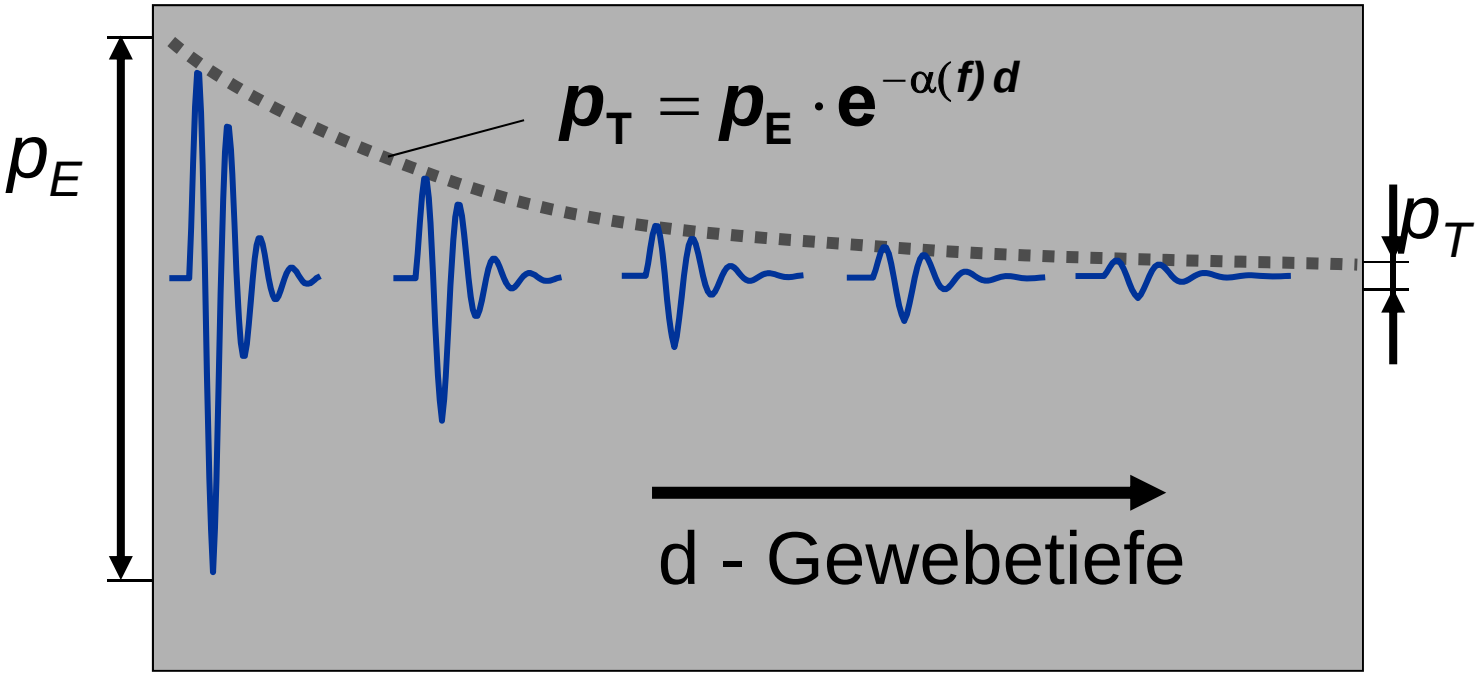


a > λ

Reflexion

- **frequenzunabhängig**
- **gerichtet**

Frequenzabhängige Dämpfung

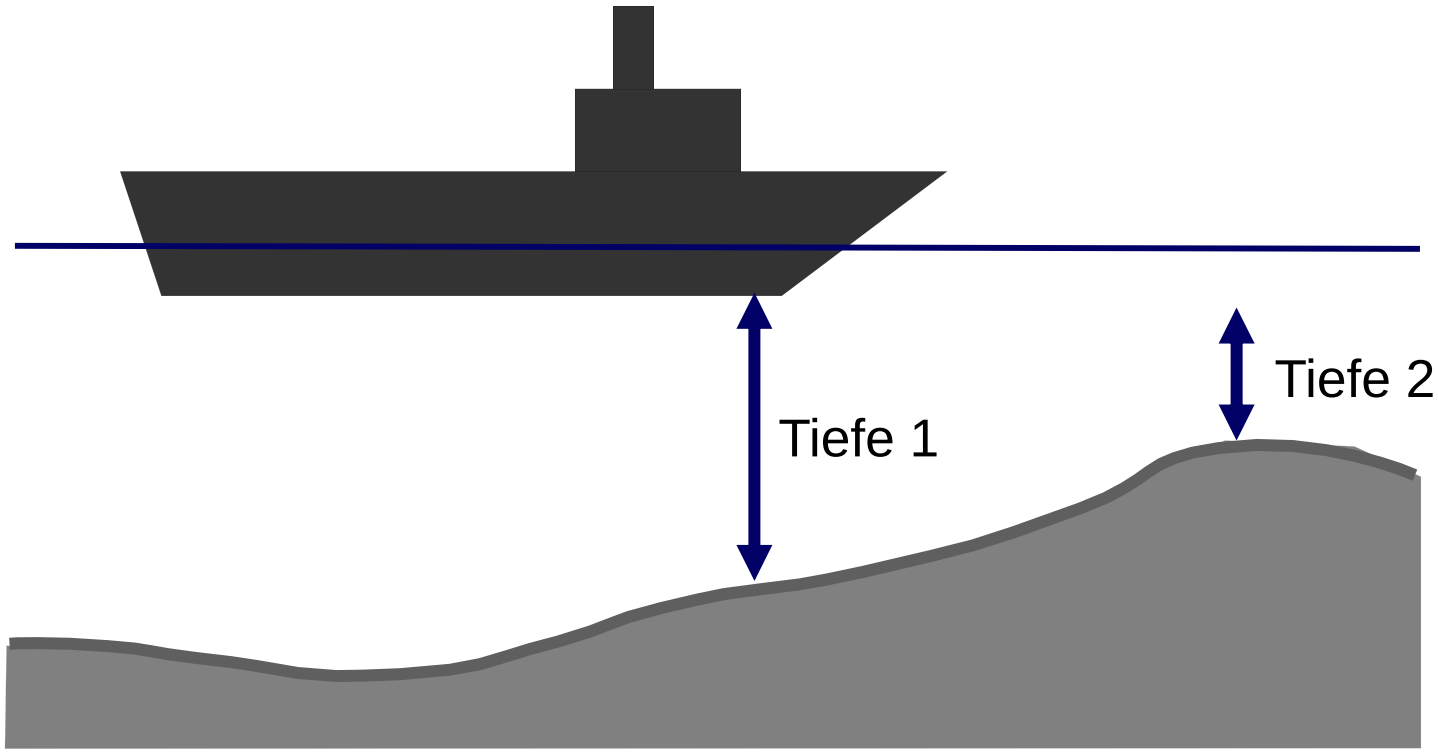


$$\alpha = \alpha_{\text{Absorption}} + \alpha_{\text{Streuung}} \; (+\,\alpha_{\text{Beugung}})$$

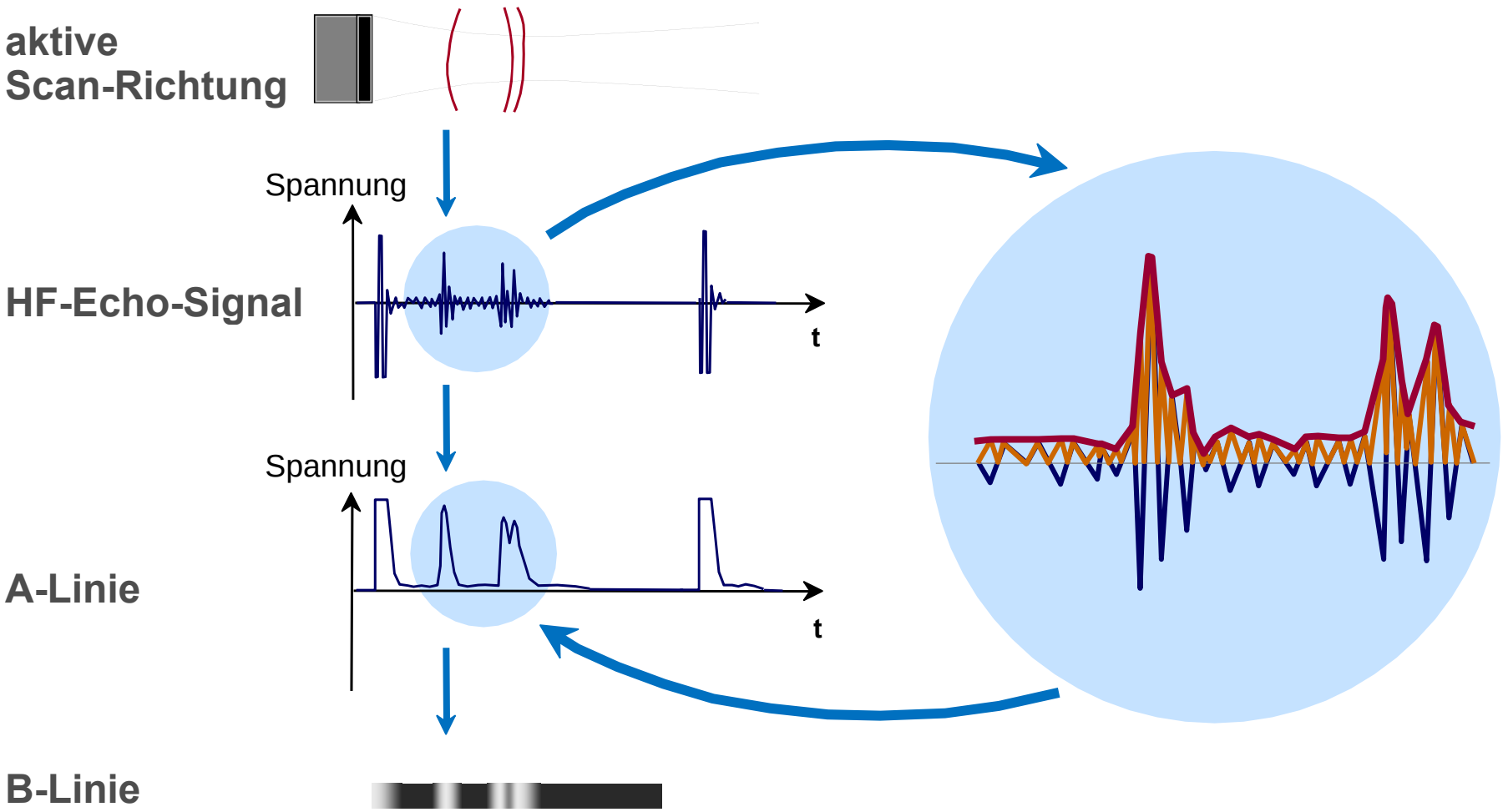
Impuls-Echo-Prinzip

$$\Delta x = c\frac{\Delta t}{2}$$

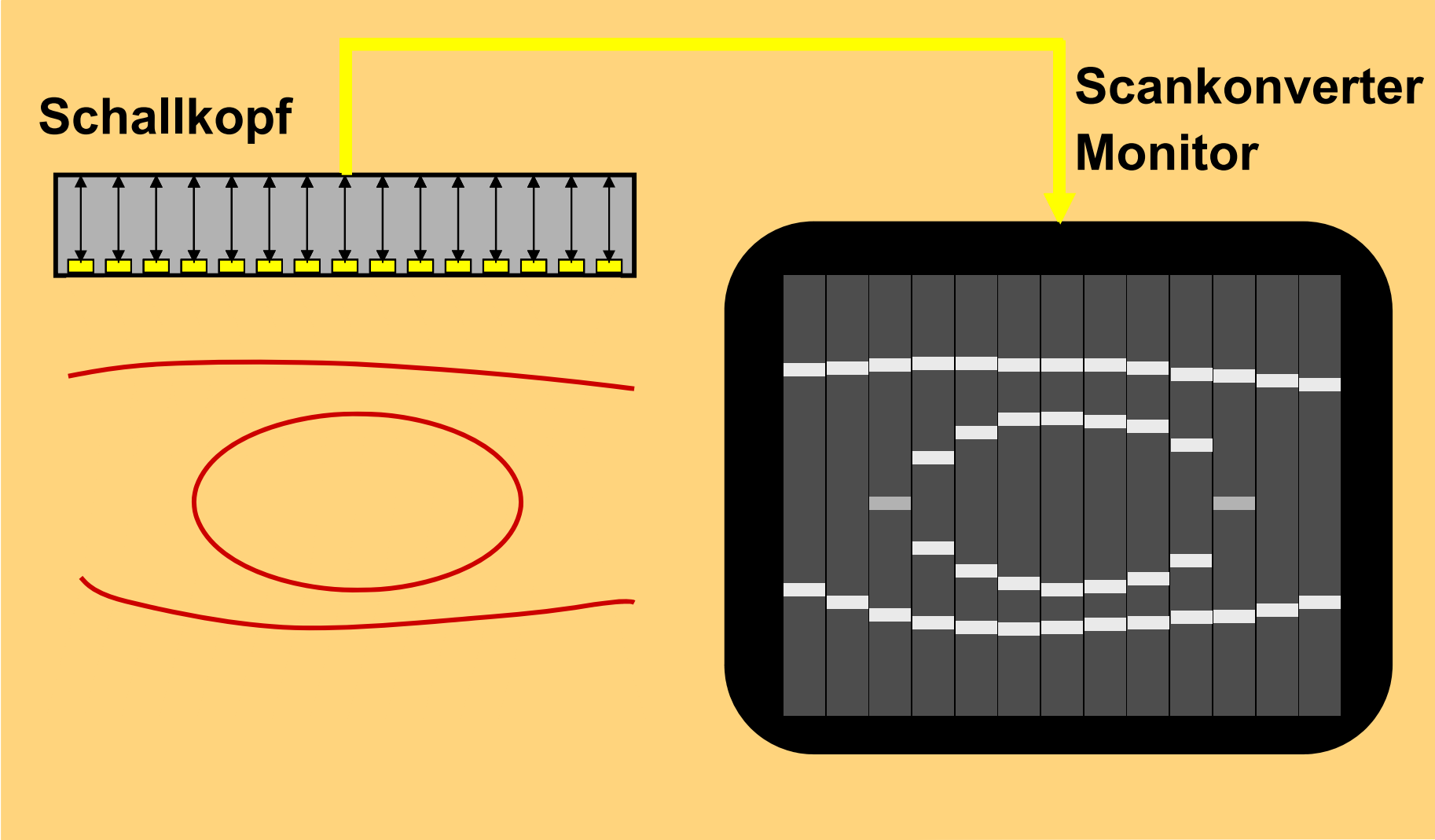
mit Δt **Laufzeit**
C Schallgeschwindigkeit
Δx **Entfernung**



Ultraschall-Signalverarbeitung (A-Mode)

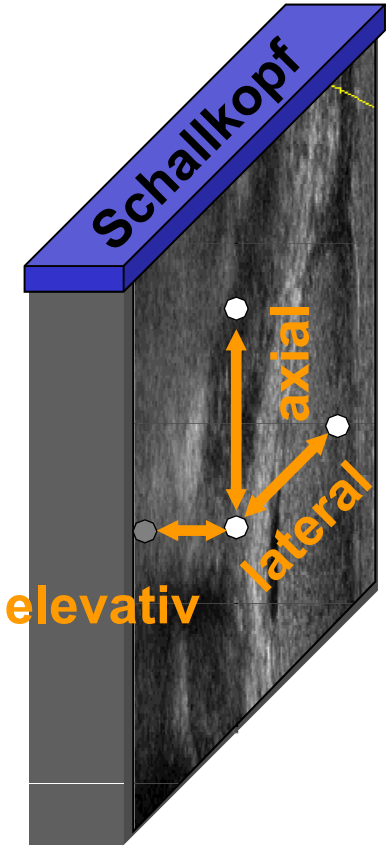


Ultraschall-Signalverarbeitung (B-Mode)



Auflösungsvermögen

Das räumliche Auflösungsvermögen beschreibt die Fähigkeit des Abbildungssystems, echoerzeugende Strukturen im Bild als separate Punkte darzustellen.



axiales Auflösungsvermögen

bestimmt durch:
- **Frequenz**
- **Pulslänge**

laterales Auflösungsvermögen

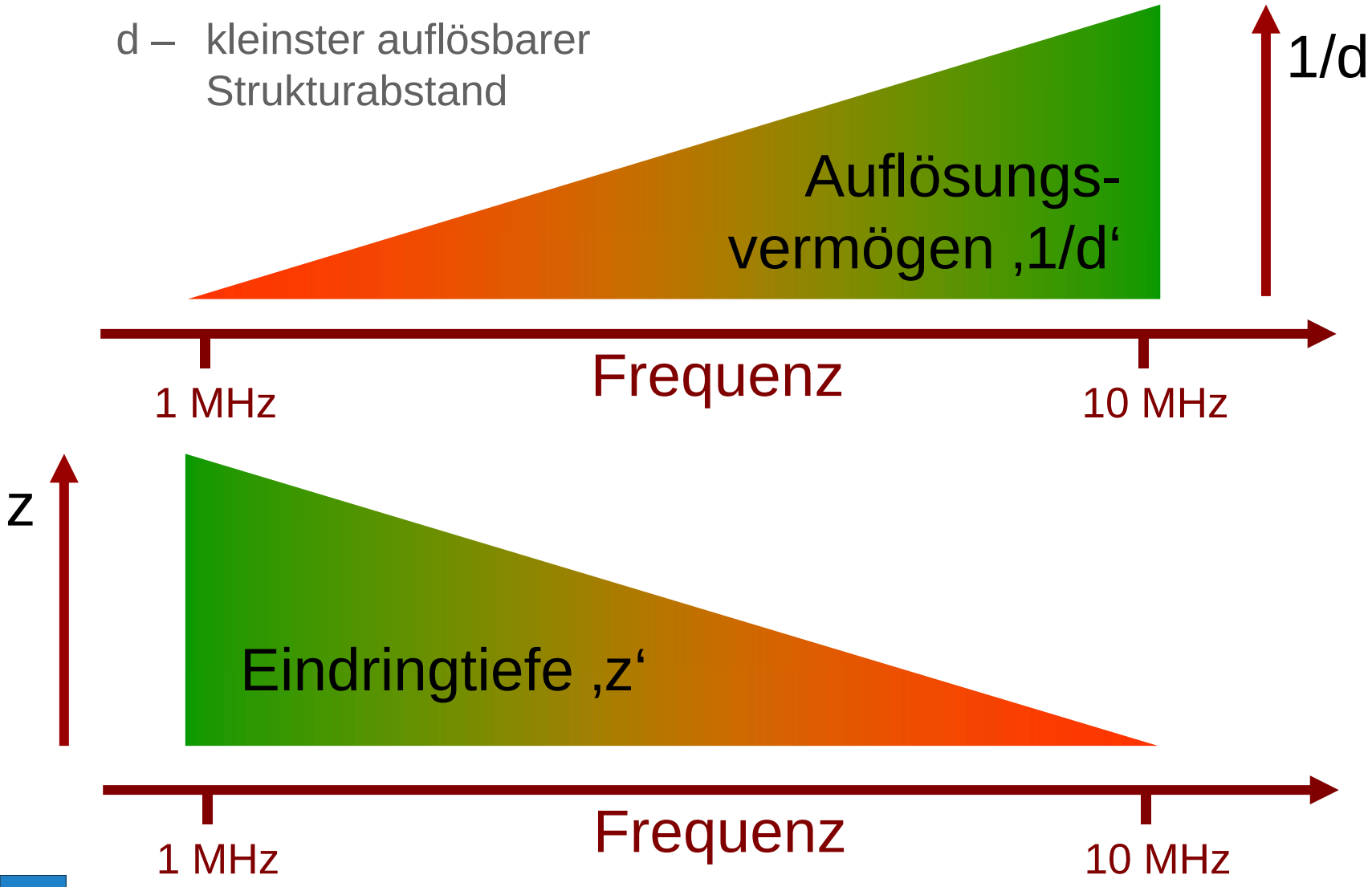
bestimmt durch:
- **Frequenz**
- **Schallfeld (laterale Fokussierung)**

elevatives Auflösungsvermögen

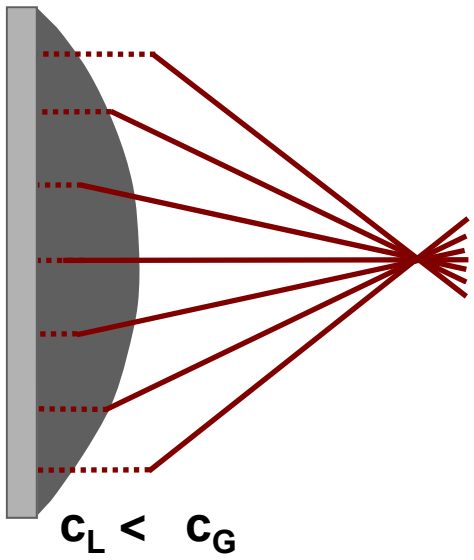
bestimmt durch:
- **Frequenz**
- **Schallfeld (elevative Fokussierung)**

Auflösungsvermögen und Eindringtiefe

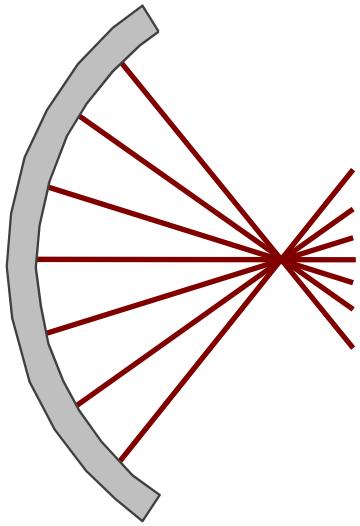
d – kleinster auflösbarer Strukturabstand



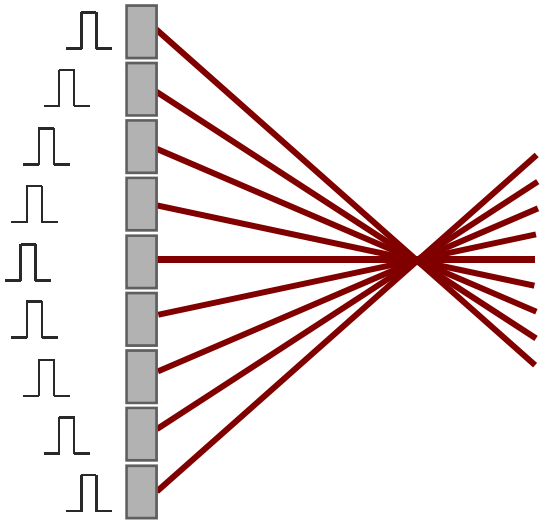
Verbesserung der lateralen Auflösung: Fokussierung



akustische Linse

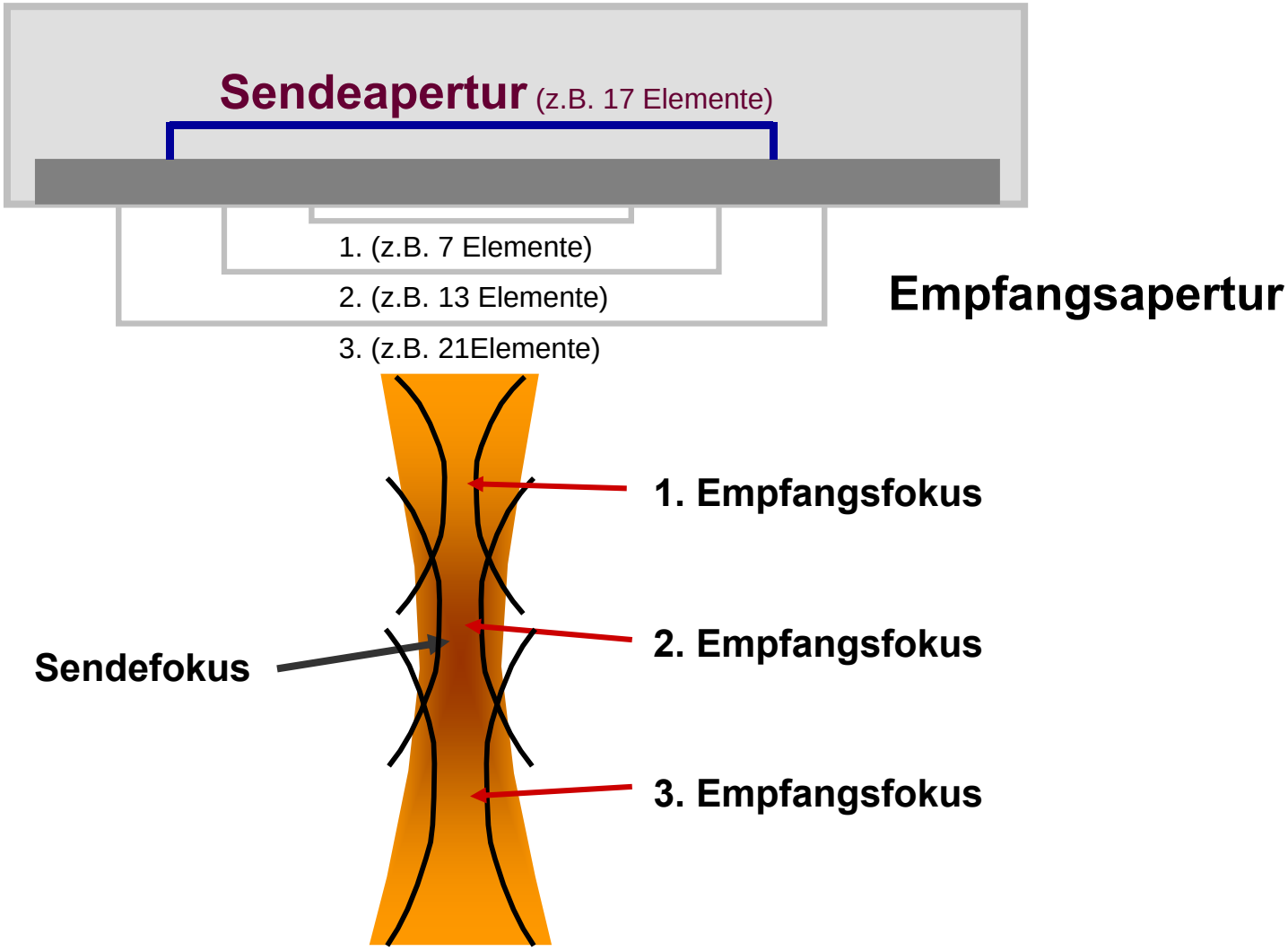


gekrümmte Keramik



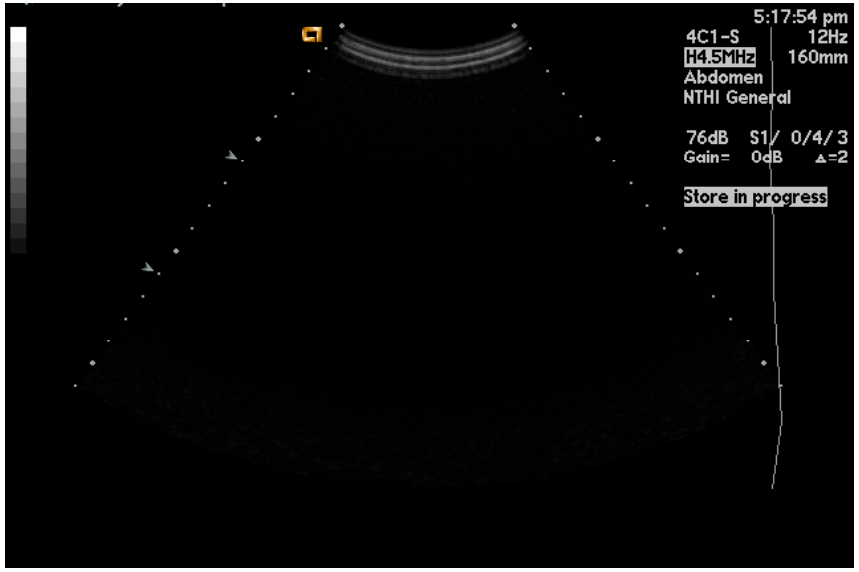
Multielement-wandler

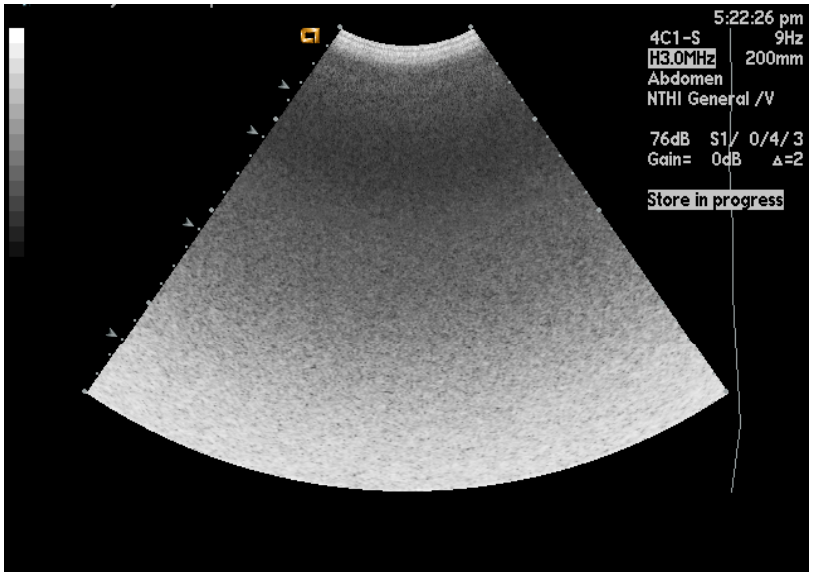
Dynamische Empfangsfokussierung



Optimierung der Bildqualität

- **Wandlerbandbreite, Sendefrequenz**
- **Anzahl und Lage der Fokuszonen**
- **Ausgangs- bzw. Sendeleistung („Power“) → MI, TI**
- **Gesamtverstärkung („Gain“)**
- **Laufzeitabhängige Verstärkung („TGC“)**





Entstehung von Harmonischen

Zur Bildgebung werden die Harmonischen (Vielfache der Grundfrequenz) benutzt.

Harmonische entstehen durch Nichtlinearitäten

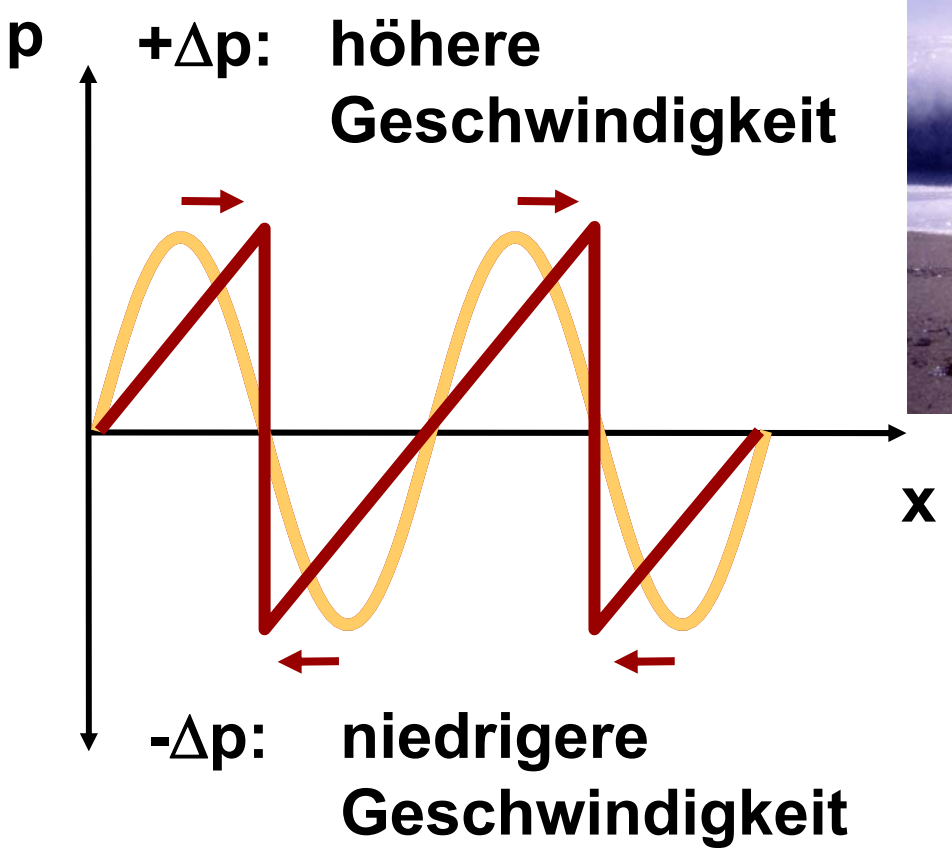
- **bei der Ausbreitung von Schallwellen**

  THI – Tissue Harmonic Imaging

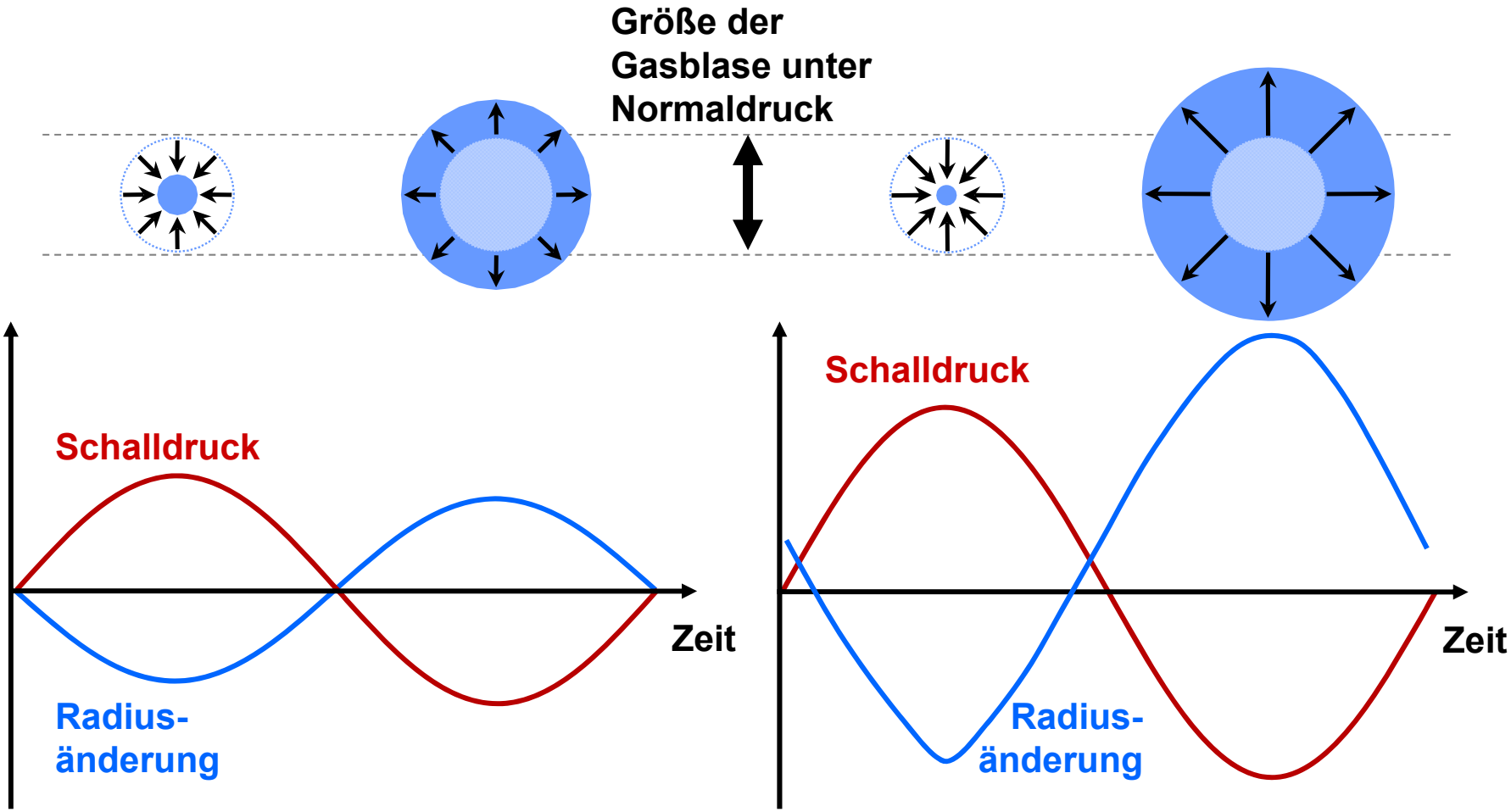
- **bei der Schallwechselwirkung an Ultraschall-Kontrastmitteln**

  CHI – Contrast Harmonic Imaging

Nichtlineares Verhalten von Gewebe



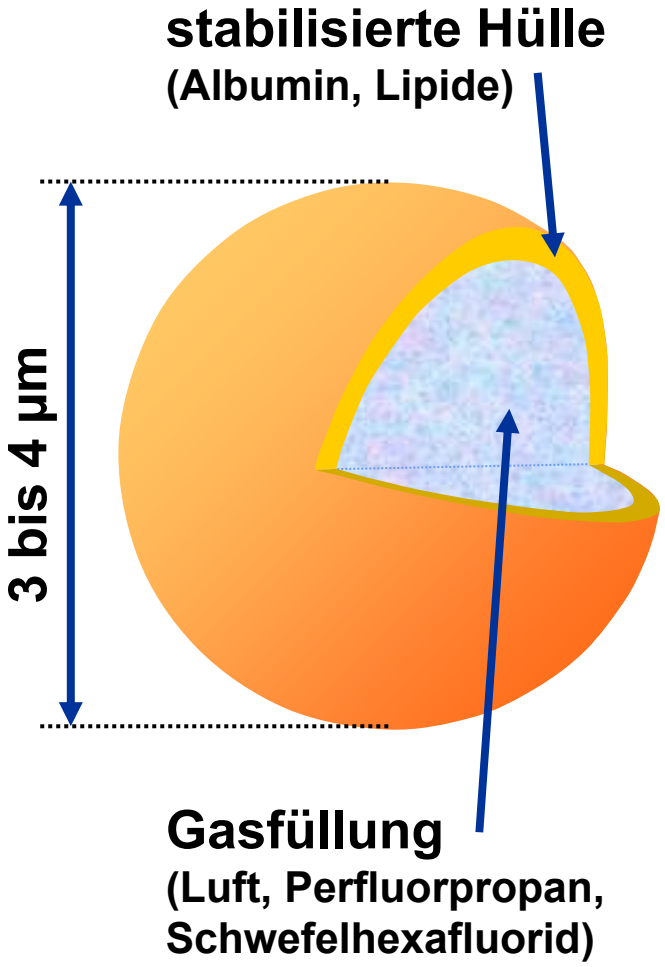
Nichtlinearitäten an Kontrastmittelbläschen

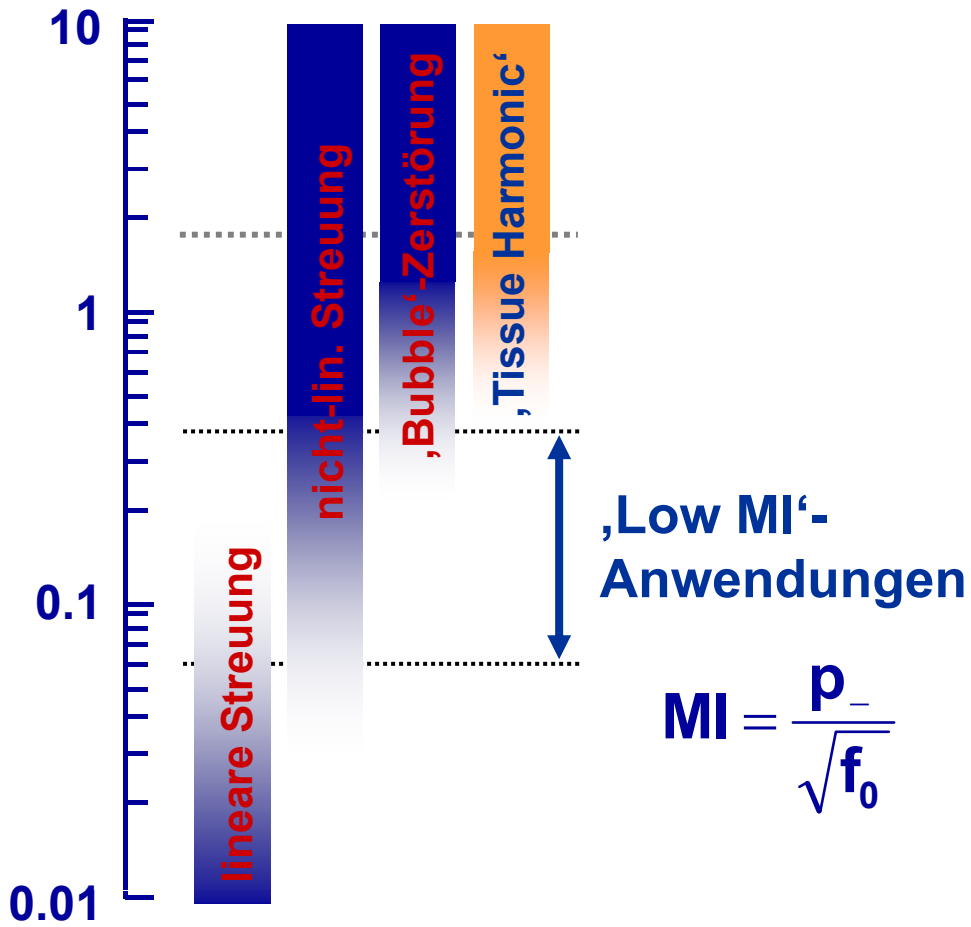


niedriger Schalldruck
→ **linear**

hoher Schalldruck
→ **nichtlinear**

Ultraschallkontrastmittel: Aufbau und Verhalten im Schallfeld

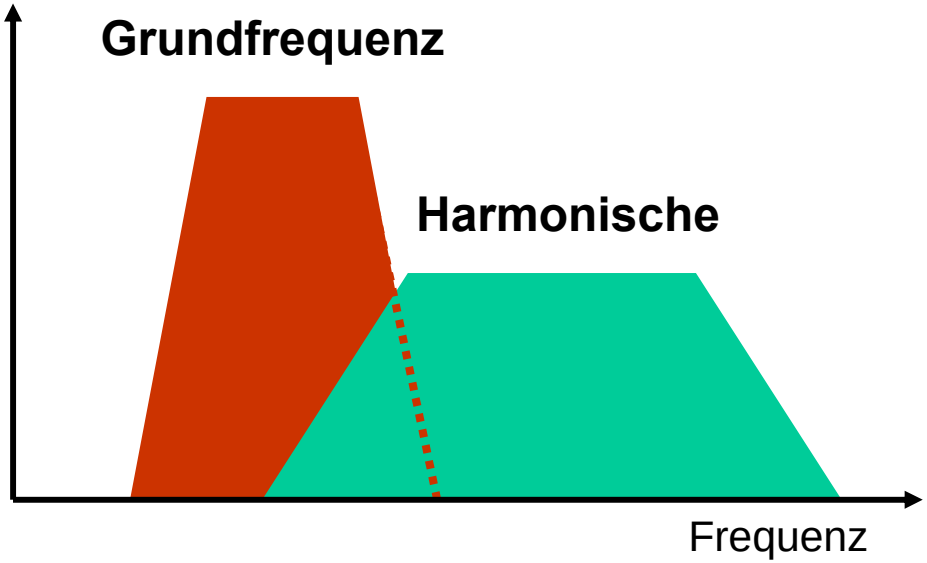




$$MI = \frac{p_-}{\sqrt{f_0}}$$

Harmonic Imaging - Prinzip

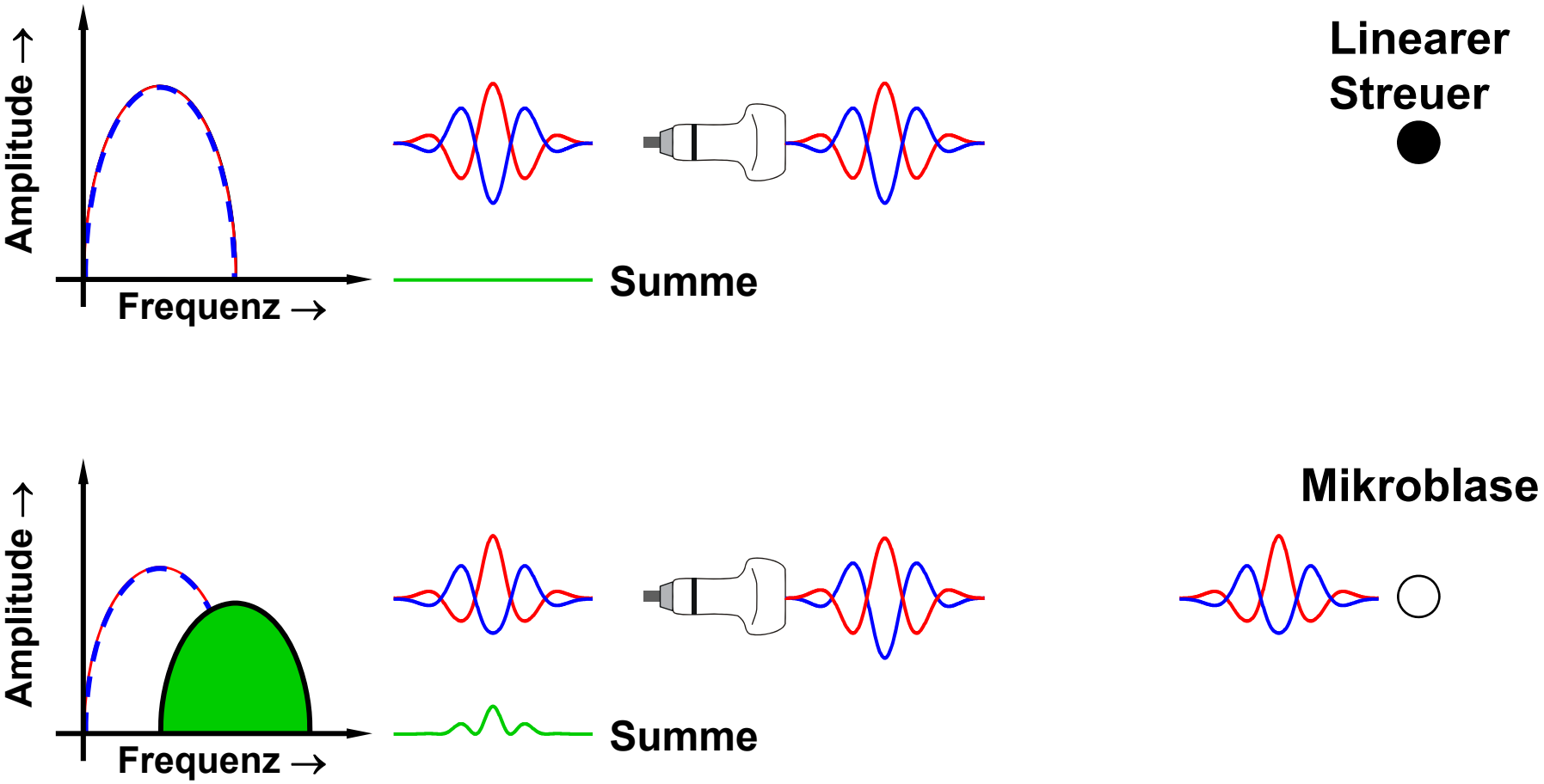
- **Es werden nur die harmonischen Signalkomponenten zur Bildgebung genutzt**
- **Die Anteile der Grundfrequenz müssen unterdrückt werden.**



Verfahren:

- **Frequenzfilter**
- **Pulse Inversion (PI)**
- **Power Modulation**
- **Power Pulse Inversion (PPI)**
- **Single Pulse Cancellation**
- **Contrast Pulse Sequencing (CPS)**

Beispiel: Pulse Inversion



Konventioneller B-Scan

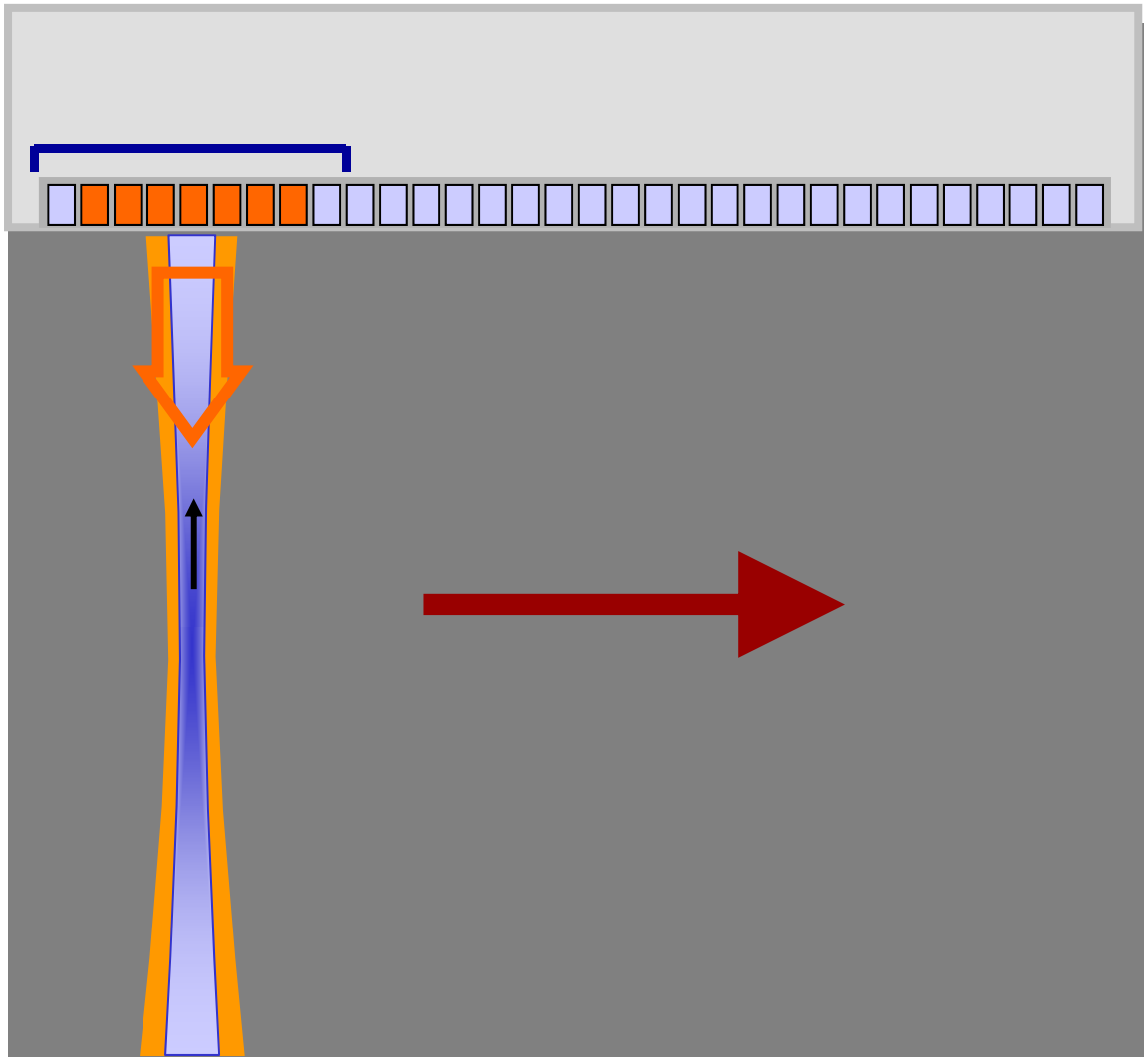
sequenzielle Aufnahme der Scan-Linien

Bildrate
(256 Linien bis 15 cm Tiefe):

$$t = 2 \cdot s/v$$

$$1/f_{Frame} = 256 \cdot t$$

→ **ca. 20 Hz**



Schneller B-Scan (‚fast imaging‘)

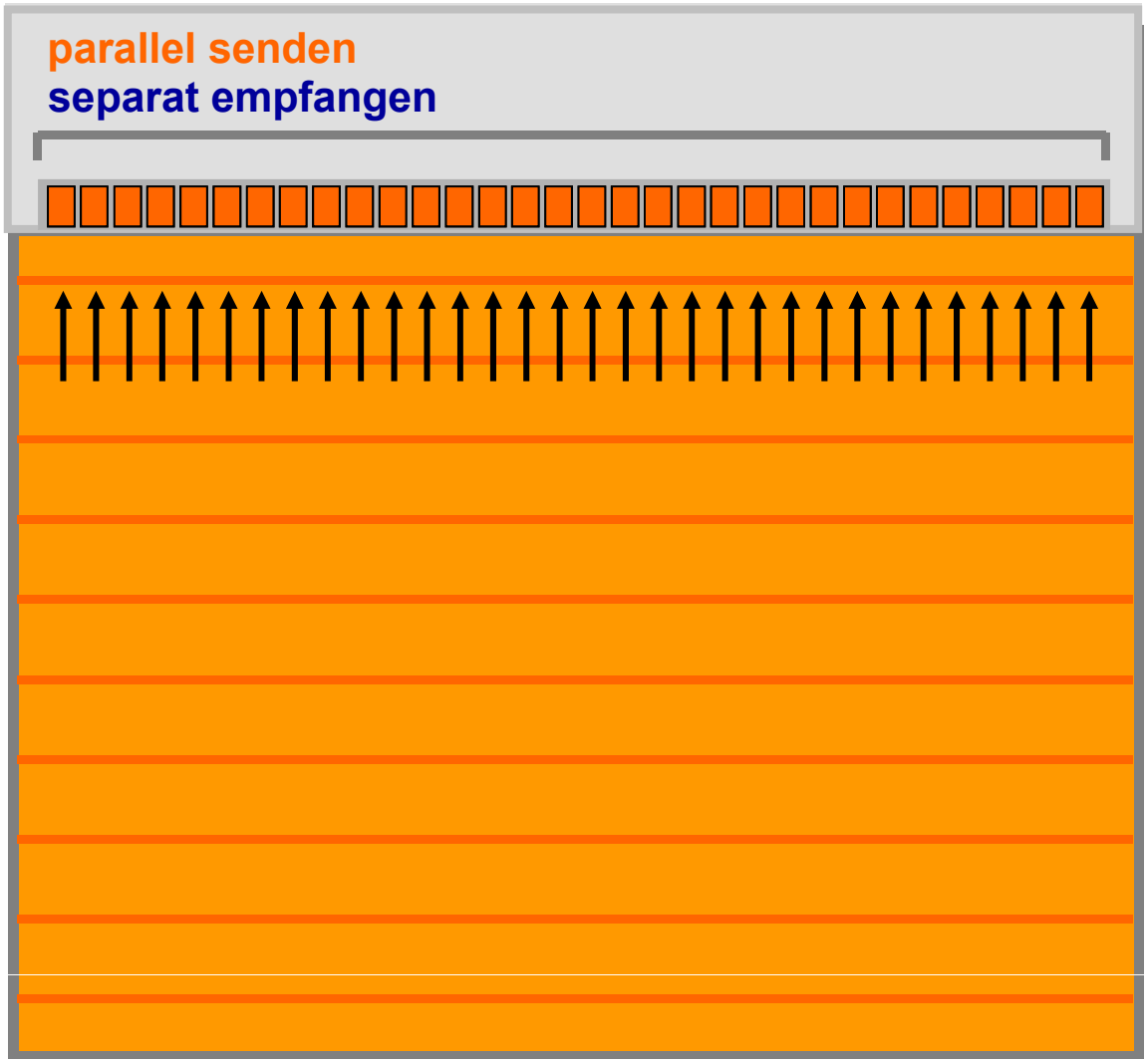
parallele Aufnahme aller Scan-Linien

Bildrate
(256 Linien bis 15 cm Tiefe):

$$t = 2 \cdot s/v$$

$$1/f_{Frame} = 1 \cdot t$$

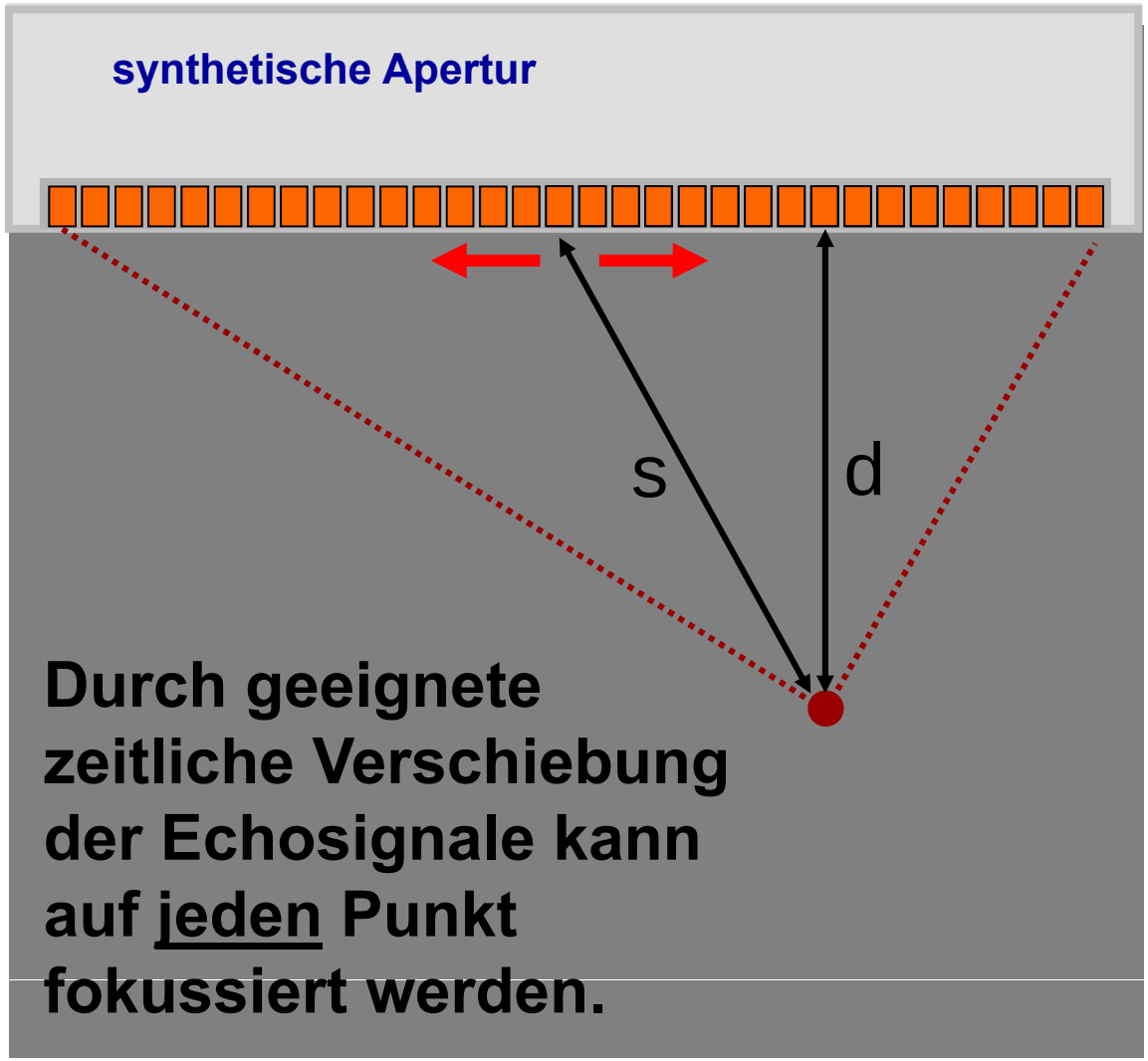
→ **ca. 5000 Hz**



‚Synthetic aperture imaging' (SAI) - Prinzip

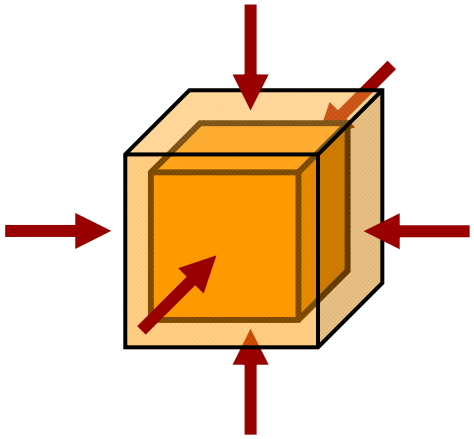
Beispiel:
Punktreflektor 35 mm vor zentralem Element

Abb. siehe:
Cheung et al., IEEE Trans. UFFC, (2) 2012, 243-253



Elastische Eigenschaften biol. Gewebe

Kompression



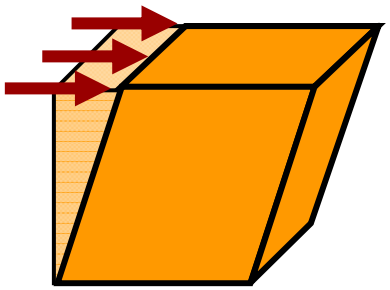
$K \approx 10^9$ Pa

- für Gewebe fast konstant
- geringe Variabilität

$$c_p = \sqrt{\frac{K}{\rho}}$$

$c_p \approx 1500$ m/s

Scherung



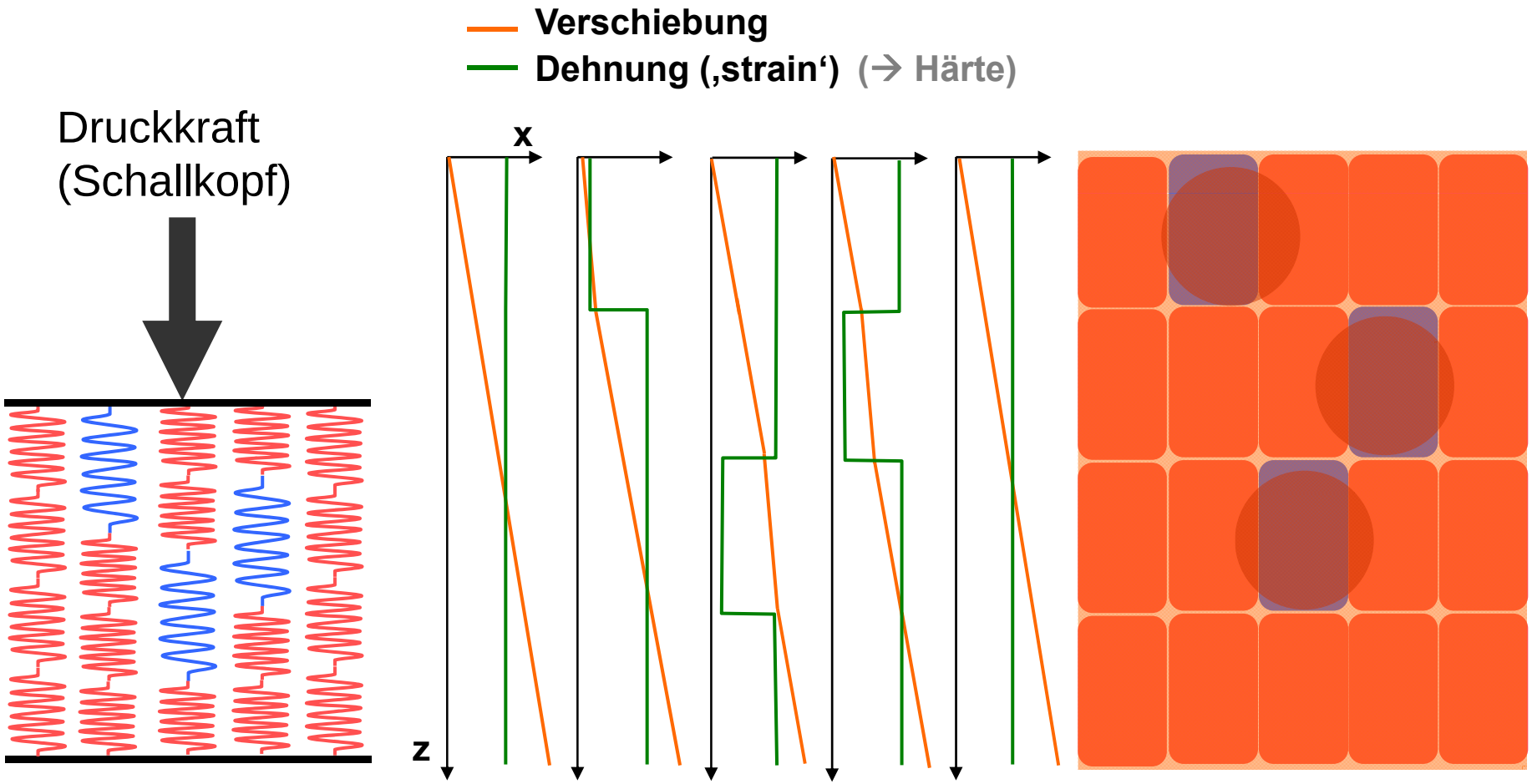
$G \approx 10^2 \ldots 10^7$ Pa

- sehr heterogen für verschiedene Gewebe
- starke Dämpfung für f > 1000 Hz

$$c_s = \sqrt{\frac{G}{\rho}}$$

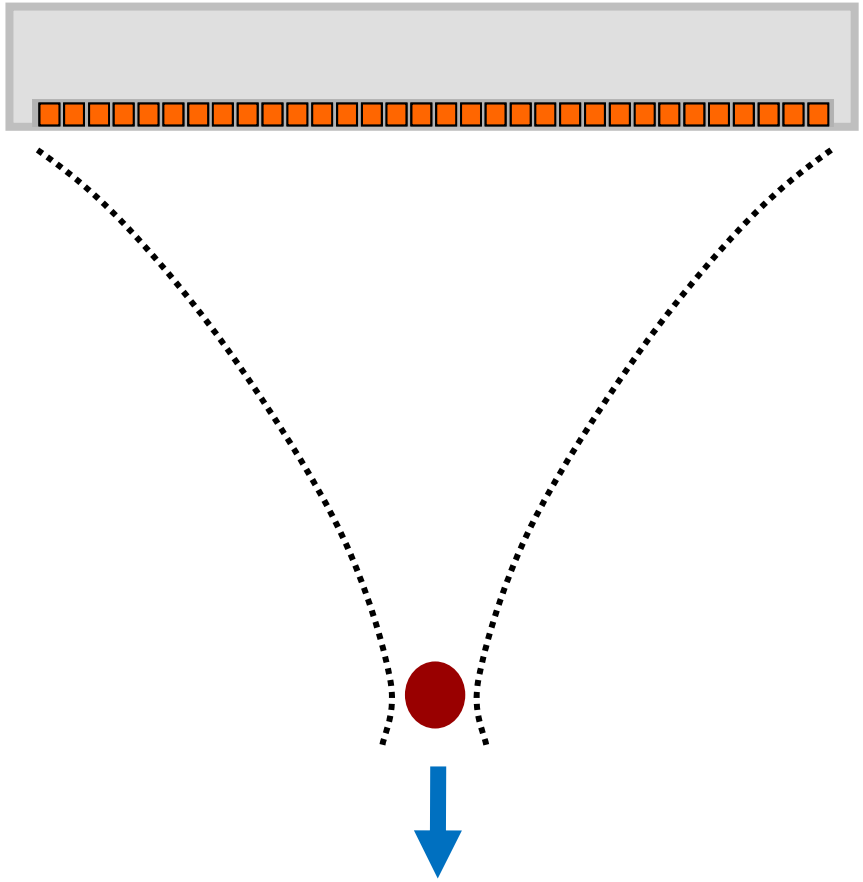
$c_s \approx 1 .. 10$ m/s

Strain Imaging - Prinzip

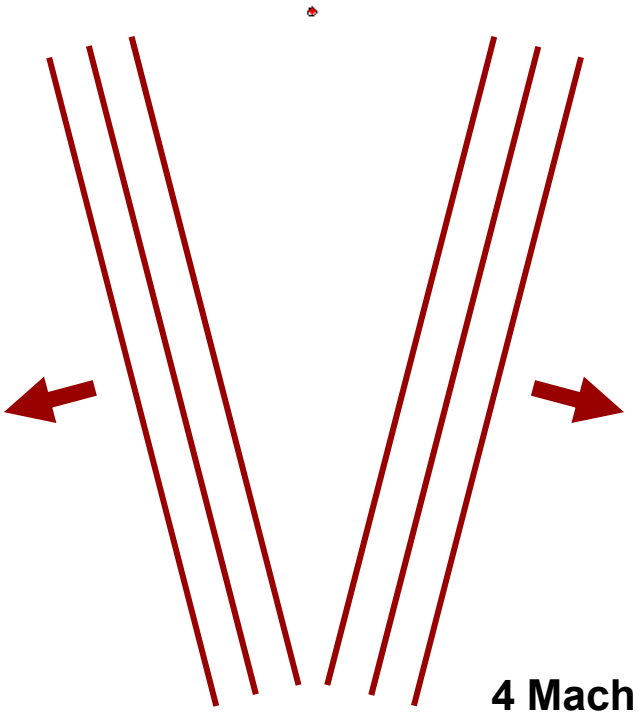


Shear wave elastography - Prinzip

Bewegte Scherwellen-Quelle



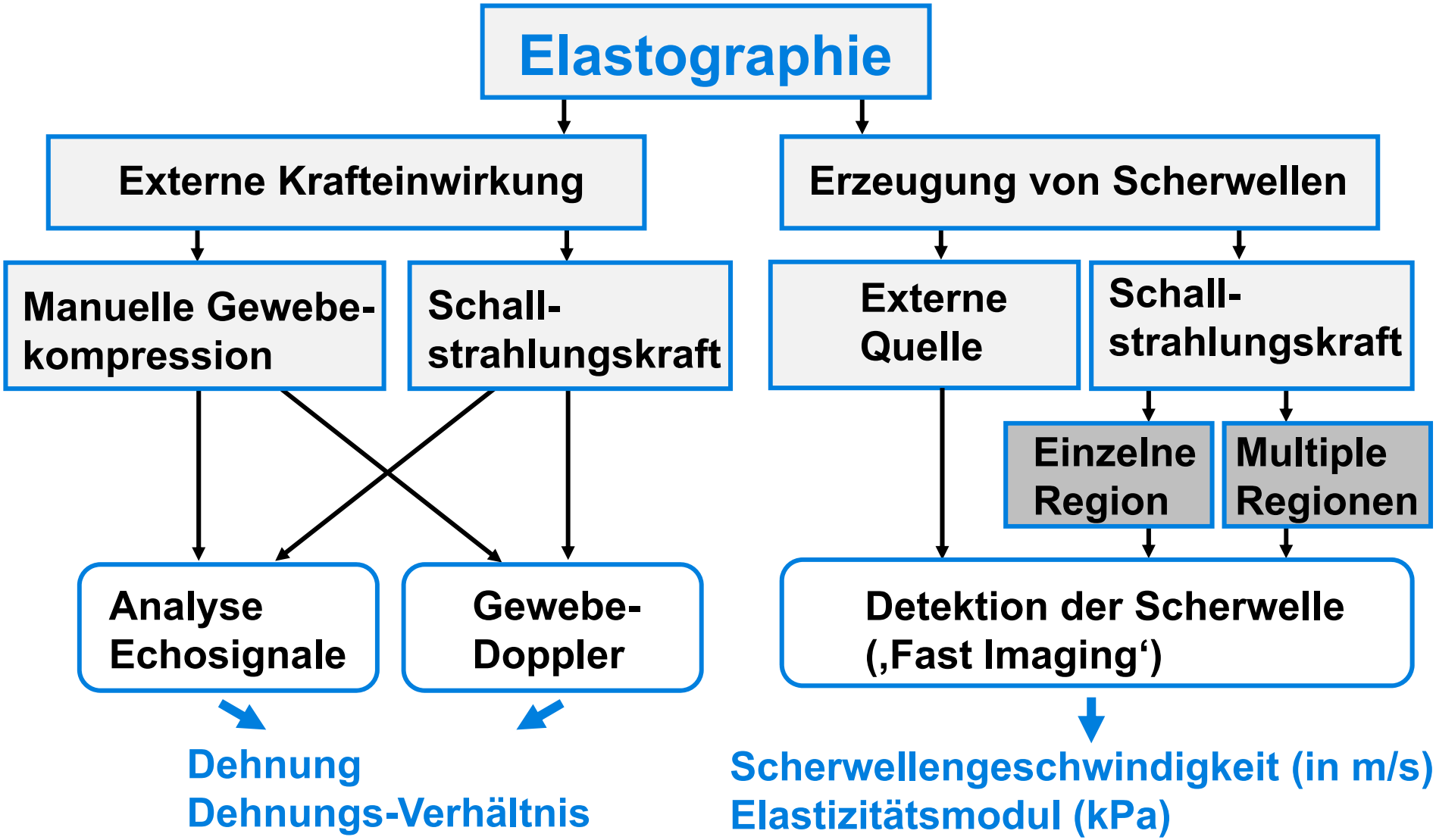
Mach‘scher Kegel für Scherwellen



Beispiel: Scherwellen-Elastographie

Abb. siehe:

J. Bercoff, M. Tanter and M. Fink, IEEE Trans. UFFC, April 2004


Elastographie
Externe Krafteinwirkung
Erzeugung von Scherwellen
Manuelle Gewebe-kompression
Schall-strahlungskraft
Externe Quelle
Schall-strahlungskraft
Einzelne Region
Multiple Regionen
Analyse Echosignale
Gewebe-Doppler
Detektion der Scherwelle (‚Fast Imaging‘)
Dehnung
Dehnungs-Verhältnis
Scherwellengeschwindigkeit (in m/s)
Elastizitätsmodul (kPa)

Zusammenfassung (I)

- **Auch Ultraschallwellen besitzen die charakteristischen Welleneigenschaften (Reflexion, Streuung, Interferenz, …).**
- **Das Ausbreitungsverhalten ist frequenzabhängig.**
- **Das axiale Auflösungsvermögen wird entscheidend durch die Frequenz und Bandbreite des Ultraschallpulses geprägt und ...**
- **das laterale (und elevative) Auflösungsvermögen durch Frequenz, Aperture und Fokussierung (Qualität des Beamformers)..**

Zusammenfassung (II)

- **Neue Verfahren liefern Zusatzinformationen zum konventionellen Schnittbild → Parameterbild.**
- **Grundlage neuer Verfahren ist die Erfassung der hochfrequenten Echosignale → digitale Systeme.**
- **Nur die hochfrequenten Echosignale („rf echo data‘) beinhalten alle verfügbaren Informationen.**
- **Maximale Information: Simultane Erfassung der Echosignale an <u>allen</u> Wandlerelementen.**
- **Noch mehr Information?**

→ Mehr Elemente → Matrix-Arrays