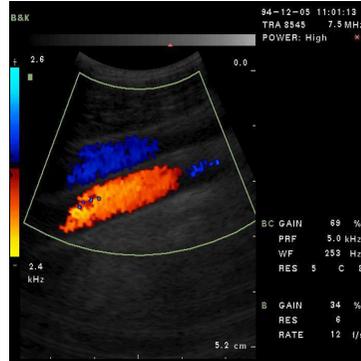


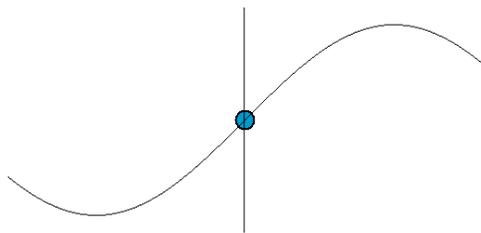
BIOPHYSIK

11. Vorlesung

Physikalische Grundlagen der medizinischen Anwendung des Ultraschalls, Sonographie



Wiederholung von 6. Vorlesung 5.

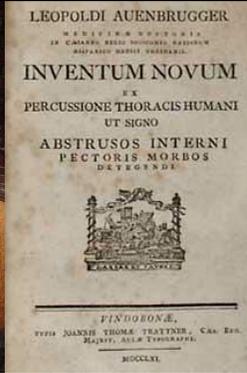


periodische Bewegungen: Schwingung und Welle

Schwingungsbewegung, "nur" zeitliche Periodizität

- zeitliche Periode, Periodenzeit, Schwingungsdauer, T
- Kehrwert: $1/T=f$, Frequenz

$$u(t) = u_{\max} \sin[\phi(t)]$$



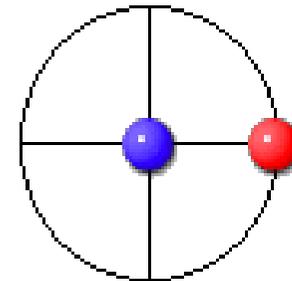
Frage in einer Kneipe: Wieviel Wein befindet sich in dem Fass? Ist es bis zum rand voll, halb gefüllt oder fast leer? Medizinische Frage: Wieviel Luft befindet sich in der Lunge?

Josef Leopold Auenbrugger (Mediziner, Sohn eines Gastwirtes, Graz, 1761):

Perkussion: Untersuchung von Luftgehalt der hohlen Organe



Wiederholung von 6. Vorlesung

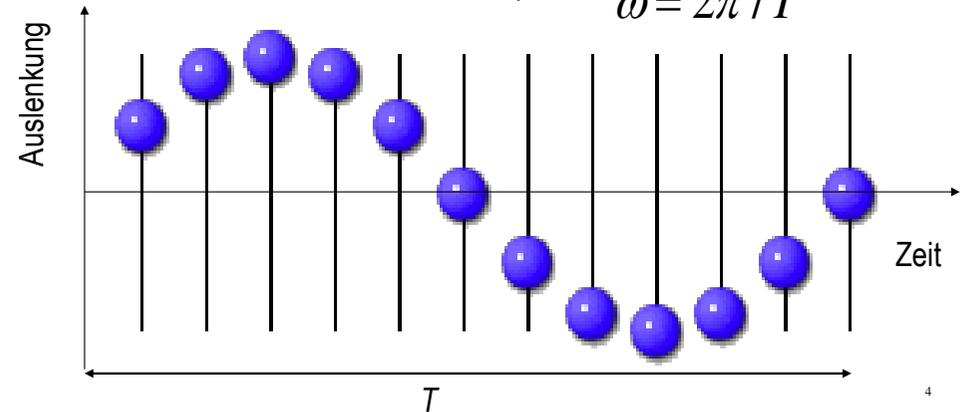


$$u(t) = u_{\max} \sin[\phi(t)]$$

Amplitude u_{\max}

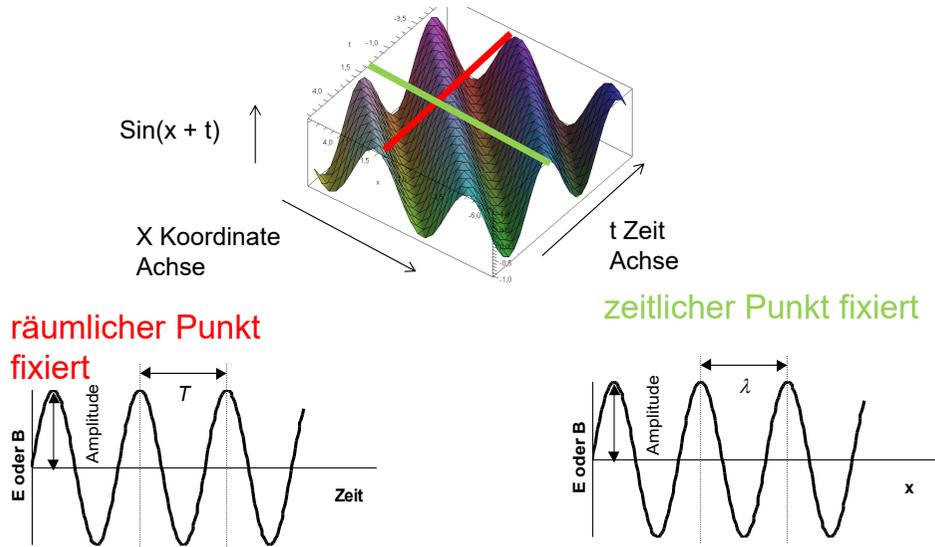
Phase $\phi(t) = \omega t$

Kreisfrequenz $\omega = 2\pi / T$



Zeitliche und räumliche Periodizität

Eine $\sin(x + t)$ Welle, eine Funktion von 2 Variablen \longrightarrow eine Oberfläche



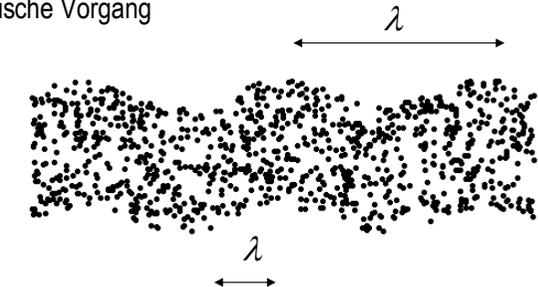
Wiederholung von 6. Vorlesung

Wellenbewegung

Ausbreitung eines Schwingungszustandes in einem schwingungsfähigen Medium.
Räumlich und zeitlich periodische Vorgang

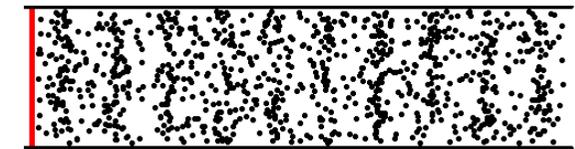
transversale Welle:

Schwingungsrichtung senkrecht zur Ausbreitungsrichtung
EM Welle



longitudinale Welle:

Schwingungsrichtung parallel zur Ausbreitungsrichtung
(Druckwellen)



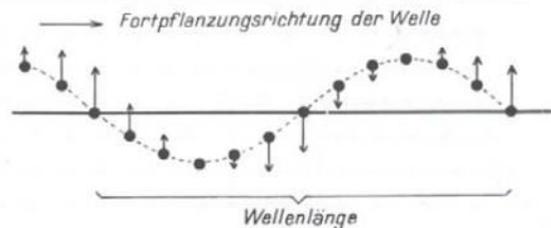
Einleitung



Querwellen (transversale Wellen):

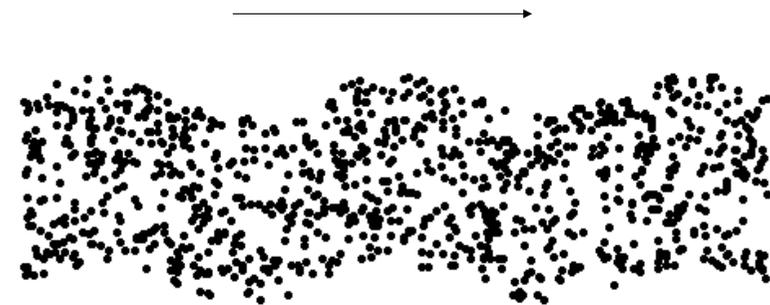
Wellenberge und Wellentäler laufen über das Trägermedium.
Die Schwingungsrichtung der einzelnen Oszillatoren steht senkrecht zur Ausbreitungsrichtung der Welle.

Momentbild einer fortschreitenden Transversalwelle



Beispiel Animation für eine transversale Welle

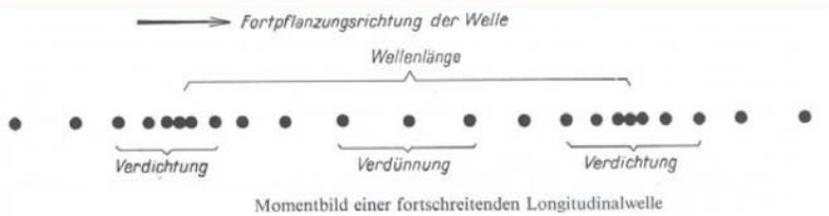
Ausbreitungsrichtung



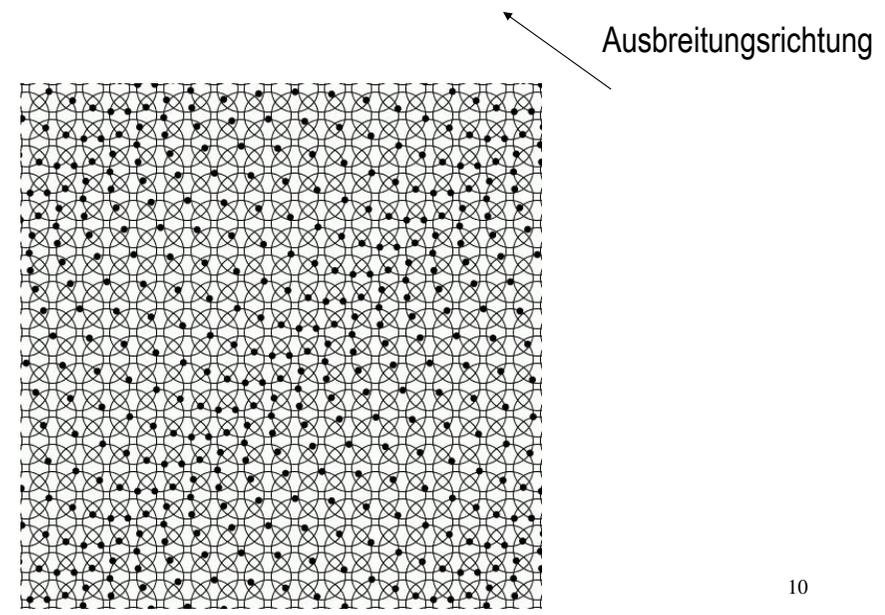
Einleitung



Längswellen (longitudinale Wellen):
 Verdichtungen und Verdünnungen (d.h. *Druckschwankungen gegenüber dem Normaldruck*) laufen über das Trägermedium.
 Die Schwingungsrichtung der einzelnen Oszillatoren ist parallel zur Ausbreitungsrichtung der Welle.

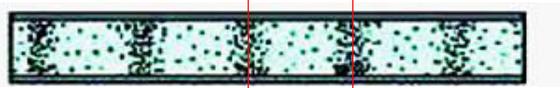


Beispiel Animation für eine longitudinale Welle

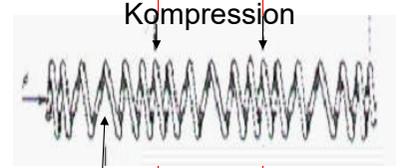


Schall: mechanische Welle (Modell)

Pfeife

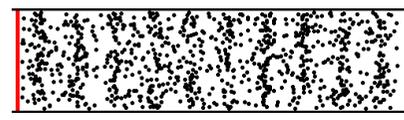
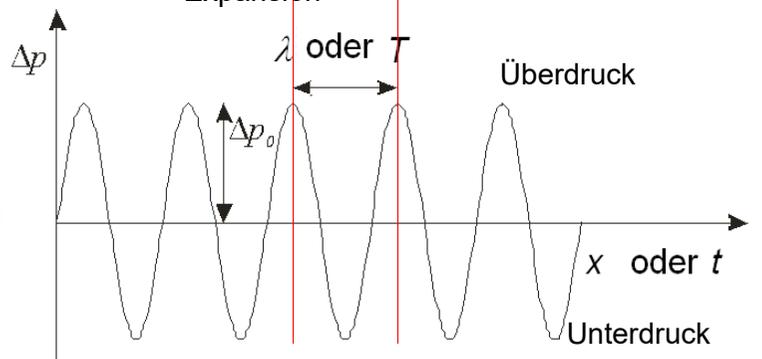


Feder



räumliche und zeitliche Periodizität

Funktion



Longitudinalwelle
 (in der Flüssigkeit und in Gase nur diese)



Transversalwelle

hydrostatischer Druck Druckveränderung, Schalldruck

$$p_{\text{gesamt}} = p_{\text{hydrostat}} + \Delta p$$

Druck DC + AC

Amplitude Phase

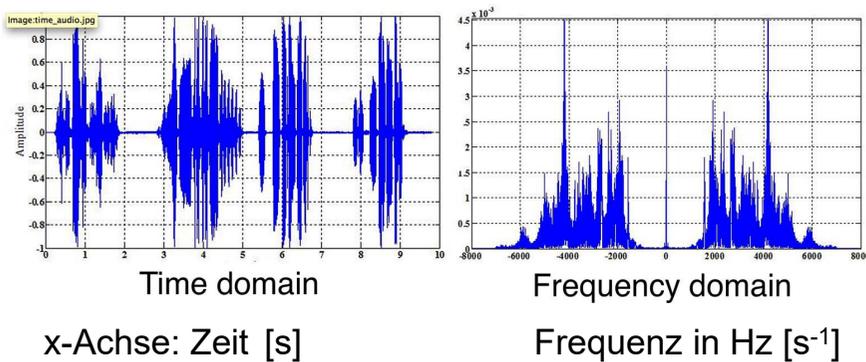
$$\Delta p(t, x) = \Delta p_{\text{max}} \sin \left[2\pi \left(\frac{t}{T} - \frac{x}{\lambda} \right) \right]$$

$$c \cdot T = \lambda, \quad c = f \cdot \lambda$$

Über Signalverarbeitung

Es gibt zwei äquivalente Darstellung von Signalen/Tönen:

Zeitraum oder Frequenzraum



Fourier Analyse →

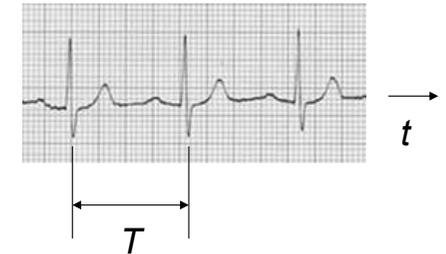
← Fourier Synthese

13

Über Signalverarbeitung

Fourier-Theorem für periodische Funktionen (Signale):
 Jede periodische Funktion kann durch eine Summe von Sinus- (harmonischen) Funktionen (Grundfrequenz + Obertöne) hergestellt werden.

periodische Funktion: es gibt eine Periode(nzeit), T



$1/T=f$, wo f ist die Frequenz

f ist die Frequenz der Sinusfunktion: **Grundfrequenz** (Grundschiwingung)

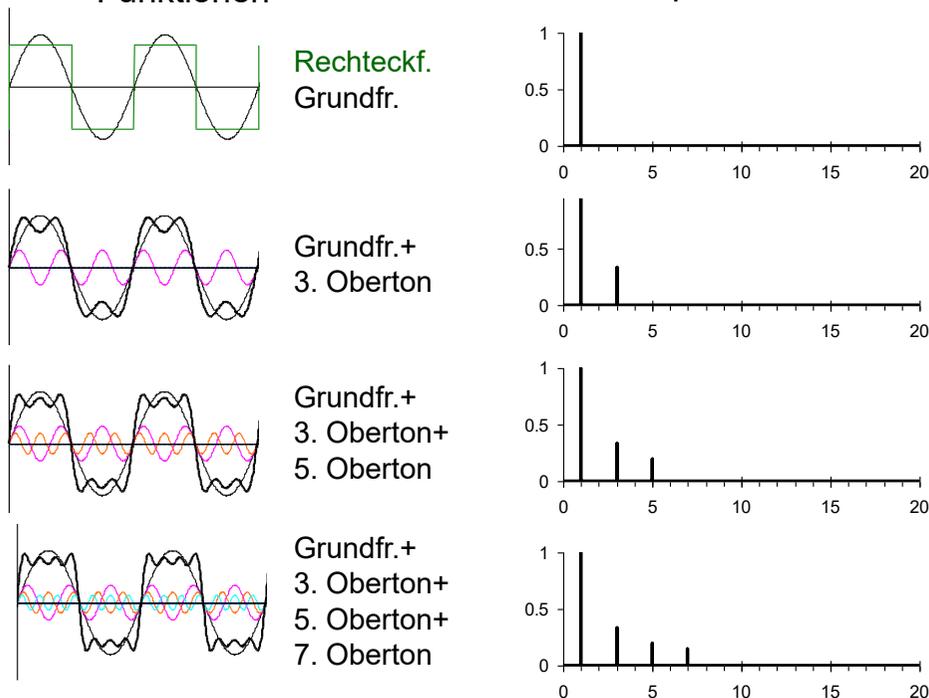
$2f, 3f, 4f, \dots$: **Obertöne** (Oberschiwingungen)

(Linienspektrum)

14

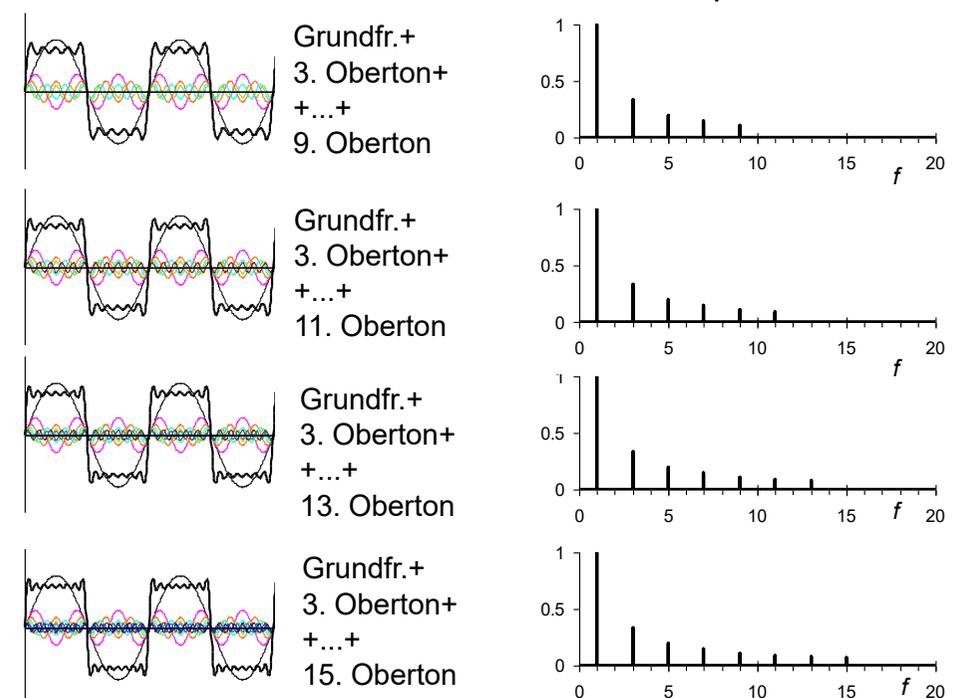
Funktionen

Spektrum



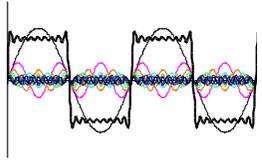
Funktionen

Spektrum

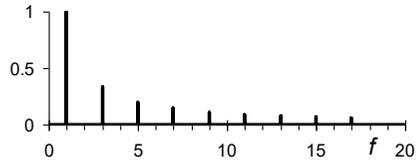


Funktionen

Spektrum

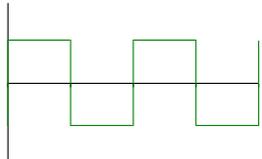


Grundfr.+
3. Oberton+
+...+
17. Oberton

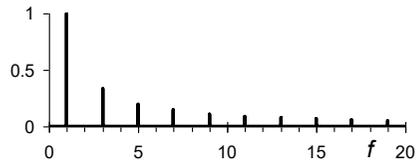


·
·
·

·
·
·

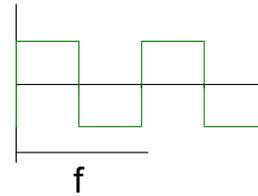


Grundfr.+
3. Oberton+
+...+
17. Oberton+
+...



Ergänzungsmaterial

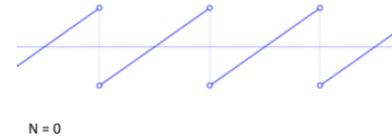
Die Formel von Rechteck Funktion



$$x_{\text{square}}(t) = \frac{4}{\pi} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin(2\pi(2k-1)ft)}{2k-1}$$

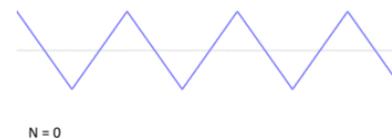
$$= \frac{4}{\pi} \left(\sin(2\pi ft) + \frac{1}{3} \sin(6\pi ft) + \frac{1}{5} \sin(10\pi ft) + \dots \right)$$

Saegezahn



$$x_{\text{sawtooth}}(t) = \frac{A}{2} - \frac{A}{\pi} \sum_{k=1}^{\infty} (-1)^k \frac{\sin(2\pi k ft)}{k}$$

Dreieck



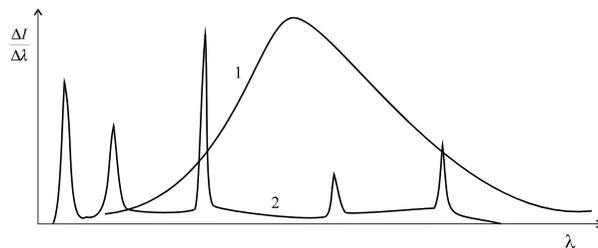
$$x_{\text{triangle}}(t) = \frac{8}{\pi^2} \sum_{k=0}^{\infty} (-1)^k \frac{\sin(2\pi(2k+1)ft)}{(2k+1)^2}$$

$$= \frac{8}{\pi^2} \left(\sin(2\pi ft) - \frac{1}{9} \sin(6\pi ft) + \frac{1}{25} \sin(10\pi ft) - \dots \right)$$

Fourier-Theorem für aperiodische Funktionen (Signale):

Jede Funktion kann durch eine Summe von Sinus-
(harmonischen) Funktionen hergestellt werden.
Das Spektrum: kontinuierliches Spektrum.

vgl. Emissionsspektren



Fourier-Analyse

Zeitfunktion \longleftrightarrow Spektrum

Fourier-Synthese

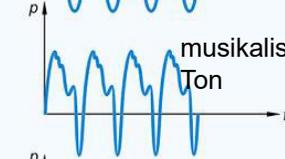
ein Pfiff



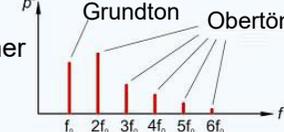
Sinuston



diskrete Spektren



musikalischer Ton



kontinuierliches Spektrum



weisses Geräusch



Bandenspektrum



Dröhnen



Ein reeles Beispiel das Rufsignal von Meise (Vogelsang ist kein Pfiff!)



Kohlmeise (Parus major)

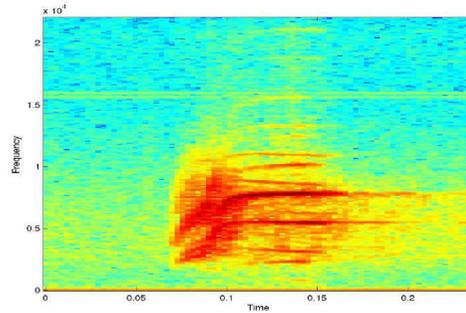
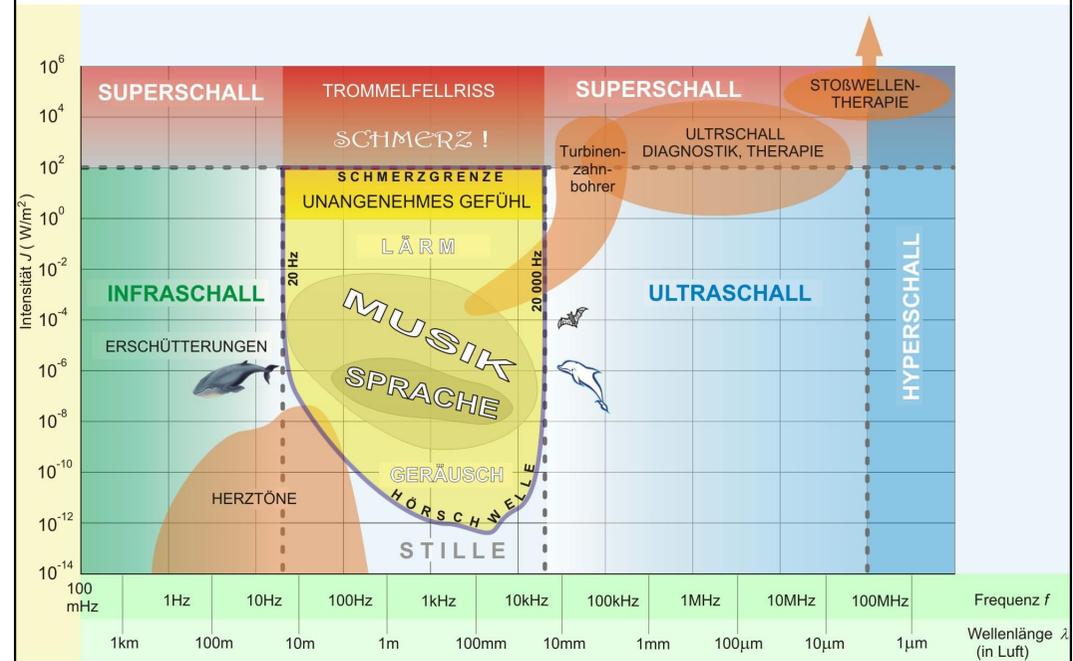


Figure 4: Call sound of Great Tit (*Parus major*). Some elements of the sound are not in harmonic ratio.

Acoustics and physical models of bird sounds
Seppo Fagerlund
HUT, Laboratory of Acoustics and Audio Signal Processing

Intensität und Frequenzbereiche der mechanischen Welle



Ergänzungsmaterial

Menschliche Wirkung des Infraschalls:

<https://de.wikipedia.org/wiki/Infraschall>

“ Auch wenn Menschen Infraschall kaum ohne Hilfsmittel hören können, ist er bei **hohen Schalldrücken** wahrnehmbar, eines unangenehmen Empfindens, Beklemmung, Unbehagen, extremer Traurigkeit, Reizbarkeit verbunden mit Übelkeit oder Furcht, einem Kalt den Rücken runterlaufen“

Natürliche Infraschallquellen:

bei Erdbeben, der Donner bei Gewittern, Vulkaneruptionen, Meteoritenfall, Polarlichtern oder durch hohen Seegang entstehen, können sich in der Luft über große Entfernungen bis zu mehreren tausend Kilometern ausbreiten.

Künstliche Infraschallquellen:

Raketenstart, Orgelpfeifen, Überschallknall von Flugzeugen, Windkraftanlagen (aber minimal)

Die Rolle des elastischen Mediums

$$\kappa = \frac{-\Delta V / V}{\Delta p}$$

Kompressibilität,
relative Volumenverminderung
geteilt durch Druck

$$c = \frac{1}{\sqrt{\rho \kappa}}$$

Fortpflanzungsgeschwindigkeit

$$Z = \frac{p}{v} = \frac{p_{\max}}{v_{\max}}$$

akustische Impedanz,
Wellenwiderstand
(Definition)

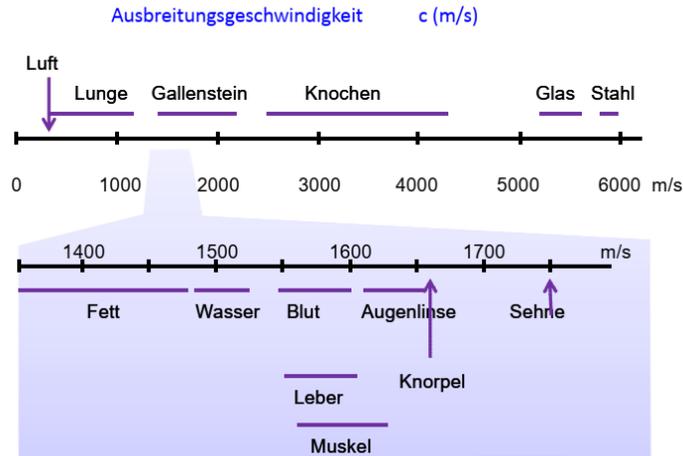
$$Z_{\text{elektrische}} = \frac{U}{I}$$

$$Z = c\rho = \sqrt{\frac{\rho}{\kappa}}$$

akustische Impedanz
(nützliche Form)

Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Ultraschalls in verschiedenen Medien (Organen, Geweben)

In Diamant 20 km/s



Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Ultraschalls und der Wellenwiderstand in verschiedenen Medien

Medium	ρ Dichte [kg/m ³]	κ Kompressibilität [1/GPa]	c Geschwindigkeit [m/s]	Z akustische Impedanz [kg/(m ² s)]	$\alpha(f,x)$ spezifische Dämpfung [dB/(cm MHz)]
Luft	1,3	7650	331	$0,00043 \cdot 10^6$	1,2
Lunge	400	5,92	650	$0,26 \cdot 10^6$	-
Fett	925	0,51	1470	$1,42 \cdot 10^6$	0,63
Wasser 20°C	998	0,45	1492	$1,49 \cdot 10^6$	0,0022
Gehirn	1025	0,42	1530	$1,56 \cdot 10^6$	0,85
Weichteile	1060	0,40	1540	$1,63 \cdot 10^6$	0,3-1,7
Leber	1060	0,38	1560	$1,65 \cdot 10^6$	0,94
Niere	1040	0,40	1560	$1,62 \cdot 10^6$	1,0
Milz	1060	0,39	1566	$1,64 \cdot 10^6$	-
Muskel	1060	0,40	1568	$1,63 \cdot 10^6$	1,3-3,3
Blut	1060	0,38	1570	$1,61-1,66 \cdot 10^6$	0,18
Augenlinse	1140	0,34	1620	$1,84 \cdot 10^6$	2,0
Knochenmark	970	0,36	1700	$1,65 \cdot 10^6$	-
Knochen, porös	1380	0,08	3000	$2,2-2,9 \cdot 10^6$	-
Knochen, kompakt	1700	0,05	3600	$6,12 \cdot 10^6$	20,0
Aluminium	2700	0,009	6400	$17,28 \cdot 10^6$	-
Kontaktgel	-	-	-	$6,5 \cdot 10^6$	-

Tabelle II.4.

Intensität des Ultraschalls

$$J = \frac{1}{2Z} \Delta p_{\max}^2$$

Intensität = Energie-Strom Stärke

$$J = \frac{1}{Z} \Delta p_{\text{eff}}^2$$

effektiver Wert:
 $\Delta p_{\text{eff}}^2 = \Delta p_{\max}^2 / 2$

$$P_{\text{el}} = \frac{1}{Z_{\text{el}}} U_{\text{eff}}^2$$

elektrische Analogie

Intensität und Gewebeschädigung

Die Schallintensität bei Diagnostik $\bar{J} = 0,01 \text{ W/cm}^2 = 10 \text{ mW/cm}^2 < 100 \text{ mW/cm}^2$

Druckschwankung in Muskel:
 effektiv ~0,13fache,
 maximum ~0,2fache des Atmosphärendruckes

Die Schallintensität bei der Therapie $\bar{J} = 2,5 \text{ W/cm}^2$

Druckschwankung in Muskel:
 effektiv ~2fache,
 maximum ~3fache des Atmosphärendruckes

Vergleich: Hörschwelle $J_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$
 Schmerzgrenze $J = 10 \text{ W/m}^2$

Grösse (und Einheit), die für die Vergleichung der Maße der Signale verwendet wird:

Bel-Zahl: n (nach A. Bell)

Einheit von n : Bel (B)

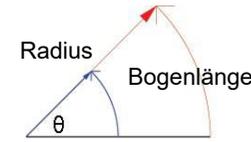
$$n = \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ B} = \lg \frac{I_2}{I_1} \text{ B} = \lg \frac{E_2}{E_1} \text{ B}$$

Zehnerlogarithmus des Quotienten von zwei Leistungen (oder Intensitäten, oder Energien)

Vgl. **Bogenmass**

$$\Theta = \frac{\text{Bogenlänge}}{\text{Radius}}$$

$$[\Theta] = \frac{\text{m}}{\text{m}} = \text{rad} = 1$$



Vgl. **pH** (power of Hydrogen)

$$\text{pH} = -\lg \frac{[\text{H}^+]}{1\text{M}}$$

$$\text{z.B.: } [\text{H}^+] = 10^{-7}\text{M}$$

$$\Rightarrow \text{pH} = -\lg 10^{-7} = -1 \cdot (-7) = 7$$

Anstatt der Bel-Zahl die benützte Grösse:
Dezibel-Zahl oder **Pegel**

$$n = 10 \cdot \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ dB}$$

$$(10\text{d} = 1)$$

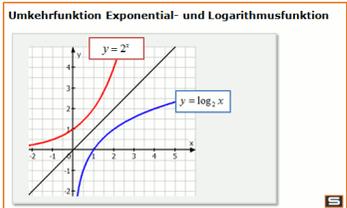
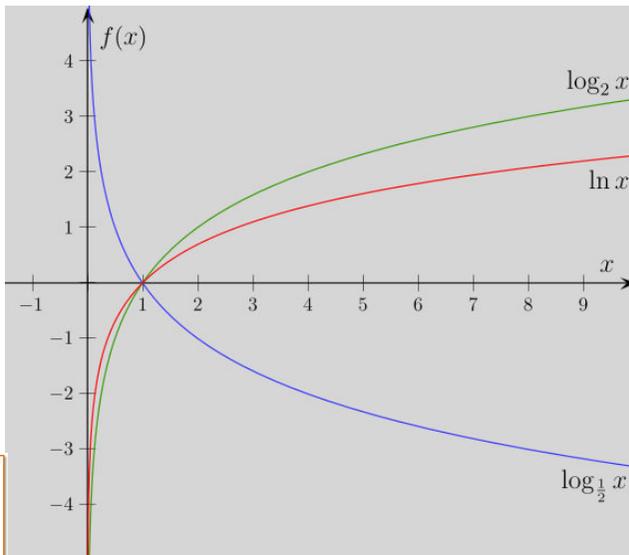
Die Logarithmusfunktion

$$\log_a xy = \log_a x + \log_a y$$

$$\log_a \frac{x}{y} = \log_a x - \log_a y$$

$$\log_a x^k = k \cdot \log_a x$$

$$\log_b \sqrt[n]{x} = \log_b \left(x^{\frac{1}{n}}\right) = \frac{1}{n} \log_b x.$$



charakteristische Grösse: **Leistung** (o. Intensität/ Energie),
technische Grösse: (elektrische) **Spannung**

Zusammenhang zwischen der Leistung und der Spannung:

$$P = U \cdot I = U^2 / R \quad (\text{Ohm: } U = R \cdot I)$$

Dezibel Zahl mit Spannungsverhältnis

$$\begin{aligned} n &= 10 \cdot \lg \frac{P_2}{P_1} \text{ dB} = 10 \cdot \lg \frac{U_2^2 / R_2}{U_1^2 / R_1} \text{ dB} = \\ &= 10 \cdot \lg \frac{U_2^2}{U_1^2} \text{ dB} = 20 \cdot \lg \frac{U_2}{U_1} \text{ dB} \end{aligned}$$

$R_2 \approx R_1$

$$\frac{P_2}{P_1} = 2 \Leftrightarrow 10 \lg 2 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 0,3 \text{ dB} = 3 \text{ dB}$$

$$\frac{P_2}{P_1} = \frac{1}{2} \Leftrightarrow -3 \text{ dB}$$

vgl. Halbwerts-Zeit/Dicke

$$\frac{P_2}{P_1} = 10 \Leftrightarrow 10 \lg 10 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 1 \text{ dB} = 10 \text{ dB}$$

$$\frac{P_2}{P_1} = 100 \Leftrightarrow 10 \lg 100 \text{ dB} =$$

$$= 10 \cdot 2 \text{ dB} = 20 \text{ dB}$$

U_2/U_1	P_2/P_1	dB
1,414	2	3
2	4	6
	8	9
3,16	10	10
	20	13
10	100	20
	$1000=10^3$	30
$100=10^2$	$10000=10^4$	40
$1000=10^3$	10^6	60

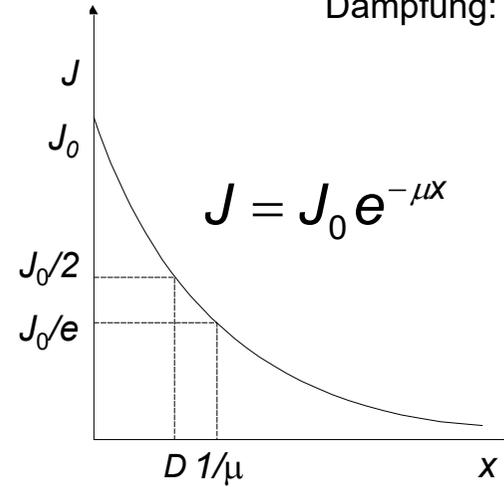
33

Energieverlust während der Fortpflanzung (Absorption)

$$\text{Dämpfung: } \alpha = 10 \cdot \lg \frac{J_0}{J} \text{ dB}$$

$$\alpha = 10 \cdot \mu \cdot x \cdot \lg e \text{ dB}$$

μ ist in dem diagnostischen Frequenzbereich proportional der Frequenz



$$\text{spezifische Dämpfung: } \frac{\alpha}{f \cdot x}$$

für Weichteilgewebe:
~1dB/(cm·MHz)

34

Die Schwächung

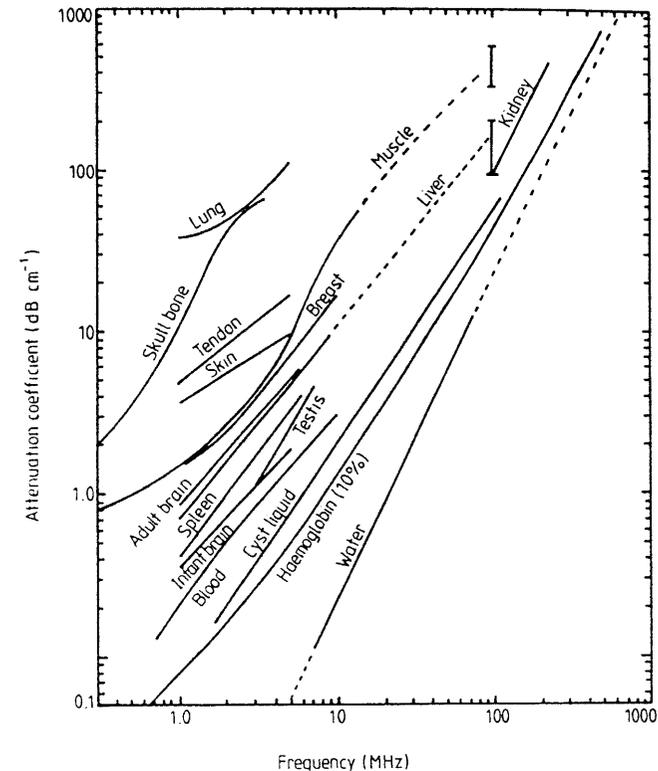
Schwächungsgesetz

$$J = J_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$\mu = \frac{\ln 2}{D} = \frac{0,693}{D} \quad \mu = \mu(f)$$

Stoff	D in cm bei f=0,9 MHz	D in cm bei f=2,5 MHz
Fett	7,7	2,8
Knochenmark	7,7	2,8
Muskel	2,7	1,0
Gehirn	3,6	1,3
Knochen	0,2	0,1
Wasser (distilliert)	500	180

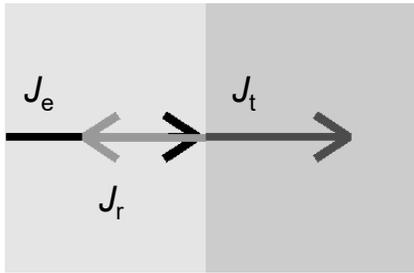
35



36

Erscheinungen an der Grenzflächen

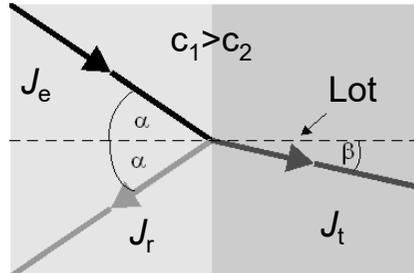
senkrechter Einfall



$$J_{\text{einfallende}} = J_t + J_{\text{reflektierte}}$$

Reflexion und Transmission

schräger Einfall



$$\frac{\sin \alpha}{\sin \beta} = \frac{c_1}{c_2}$$

Snellius-Descartes

Wiederholung von Vorlesung 5

37

Reflexion (für senkrechten Einfall)

Reflexionskoeffizient:

$$R = \frac{J_{\text{reflektierte}}}{J_{\text{einfallende}}} = \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2$$

“totale” Reflexion:

$$Z_1 \ll Z_2, \quad R \approx 1$$

optimale Kopplung:

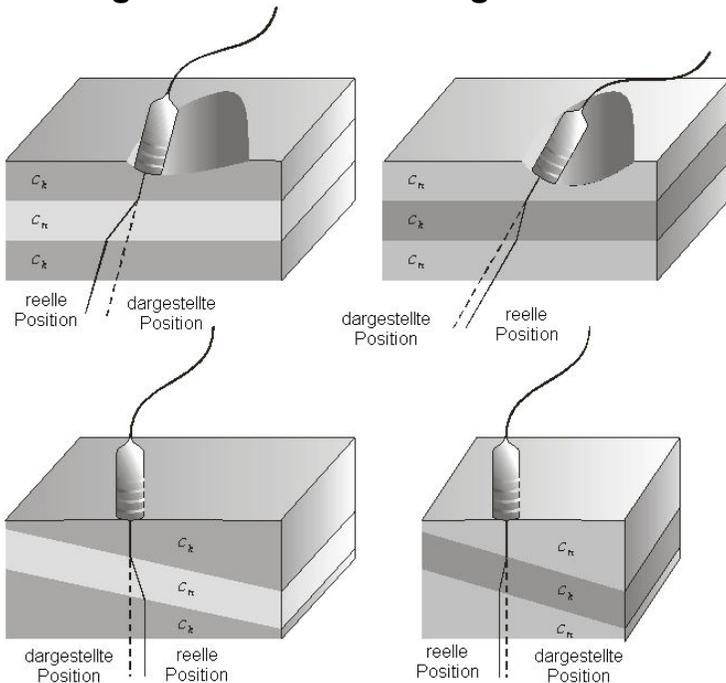
$$Z_{\text{Kopplungsm}} \approx \sqrt{Z_{\text{Quelle}} Z_{\text{Haut}}}$$

Grenzfläche	R
Muskel/Blut	0.0009
Fett/Leber	0.006
Fett/Muskel	0.01
Knochen/Muskel	0.41
Knochen/Fett	0.48
Weichteilgewebe/Luft	0.99



38

Schräger Einfall bzw. schräge Grenzfläche



39

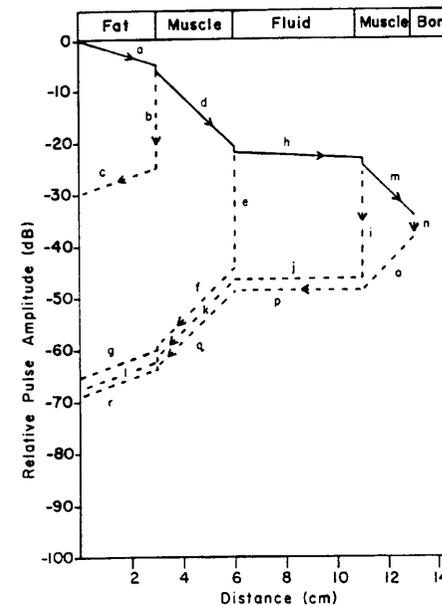
Absorption und reflexion

je später/tiefer kommt die Reflexion zurück, desto schwächer ist die Reflektierte Intensität

reflexionszeitabhängige/
bildtiefenabhängige
elektronische Verstärkung

TGC: time gain compensation

DGC: depth gain compensation
(Tiefenausgleich)



	Z1	Z2	R	R	10lgR	T	T	10lgT
	g/(cm ² *s)	g/(cm ² *s)		%	dB		%	dB
Muskel Fett	1.63E+05	1.42E+05	0.004741	0.474066	-23.24	0.995	99.53	-0.021

Erzeugung des Ultraschalls

- In zwei Schritten:

- a. Erzeugung sinusförmiger elektrischer Spannung mit hoher Frequenz $f > 20 \text{ kHz}$

- Sinusoszillator

- b. Umwandlung der elektrische Schwingung in mechanische Schwingung

- Wandler (Transducer)

Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

Wandler



Brüder Curie, 1881:

Bei Kristallen mit polaren Achsen (Turmalin, Quarz) treten durch Druck oder Dehnung in bestimmten Richtungen elektrische Ladungen an den Enden der polaren Achsen auf.

mechanische Schwingung → elektrische Schwingung
piezoelektrischer Effekt

elektrische Schwingung → mechanische Schwingung
reziproker piezoelektrischer Effekt

Erzeugung des Ultraschalls. Erzeugung von US: reziproker ~ Piezoelektrischer Effekt Detektierung von US: direkter ~

elektrische Signalquelle
(Sinusoszillator)+
Wandler
(Piezoelektrischer Kristall)

a

(a) Die Schwerpunkte der
negativen und positiven
Ladungen
zusammenfallen.

b

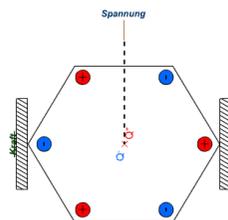
(b) und (c) Wegen des
Druckes die
Schwerpunkte wird
getrennt, entsteht eine
Spannung.

c

zu Hause:
Gasanzünder



Hochtöner

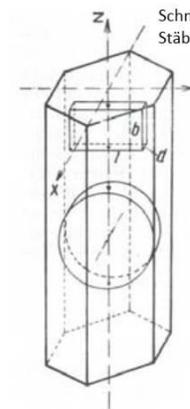


Erzeugung des Ultraschalls. Piezoelektrischer Effekt

Wandler: Schwingquarz

elektrische Schwingung → mechanische Schwingung
reziproker piezoelektrischer Effekt

Schnittlage von piezoelektrischen Quarzplatten und
Stäben



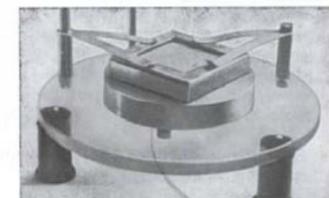
$$f = \frac{269}{l} \text{ kHz}$$

Längsschwingung

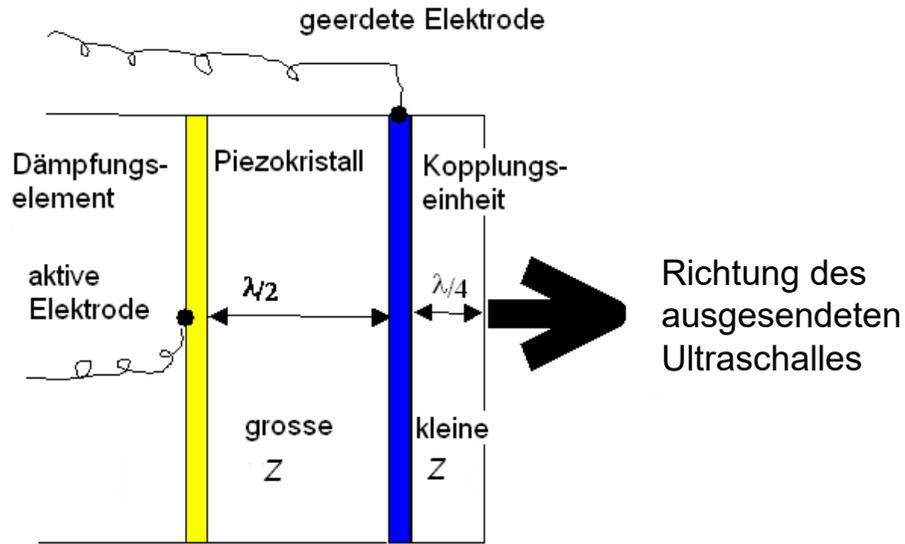
$$f = \frac{283,9}{d} \text{ kHz}$$

Dickenschwingung

l, d in cm



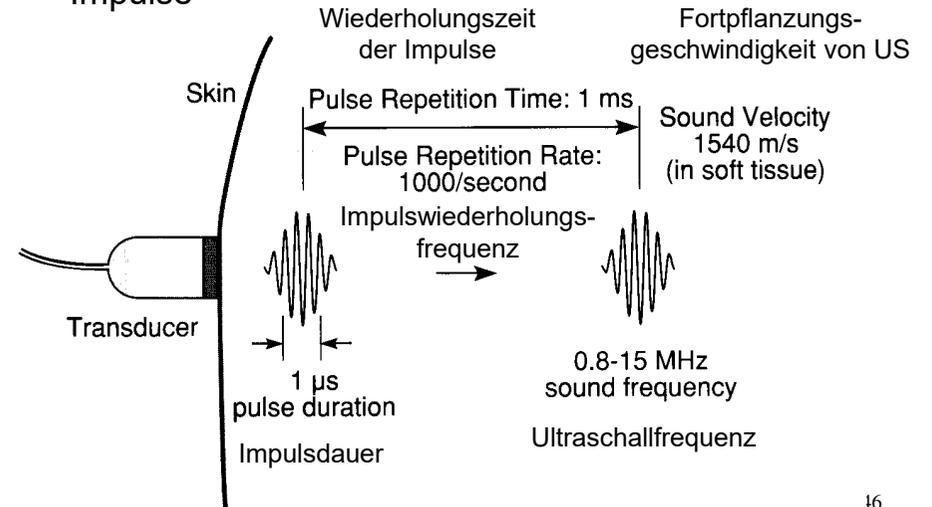
Aufbau des Ultraschall-Wandlers



45

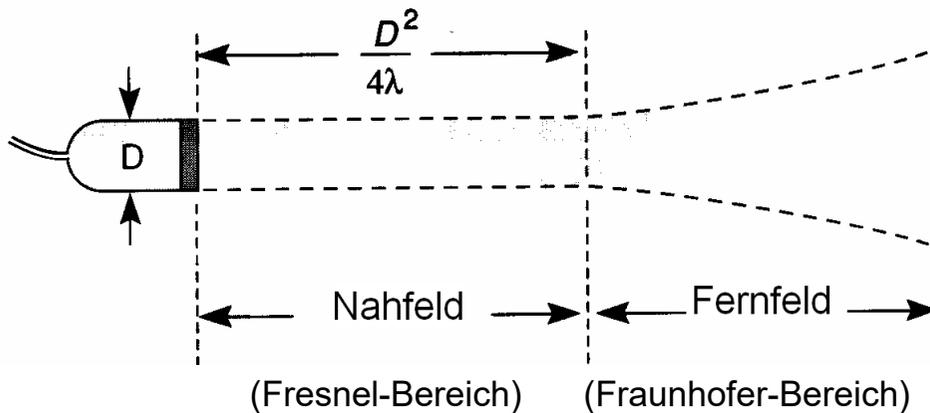
Charakteristiken der Ultraschall-Impulse

Transducer/Umwandler:
 Sender und Empfänger dieselbe Einheit
 zeitliche Trennung – anstatt der kontinuierlichen Welle nur
 Impulse



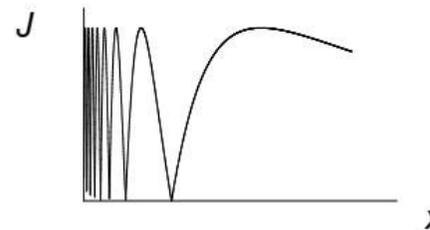
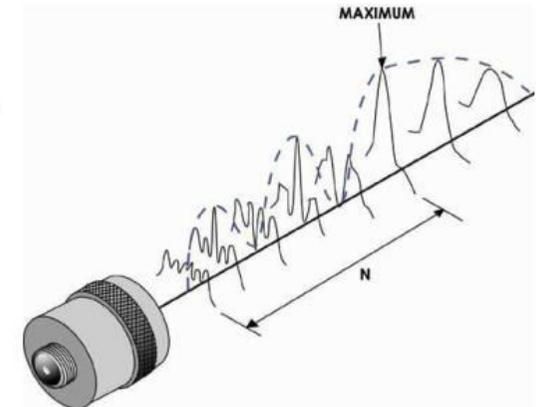
46

Bündelform des Ultraschalls (vereinfachtes Bild)



47

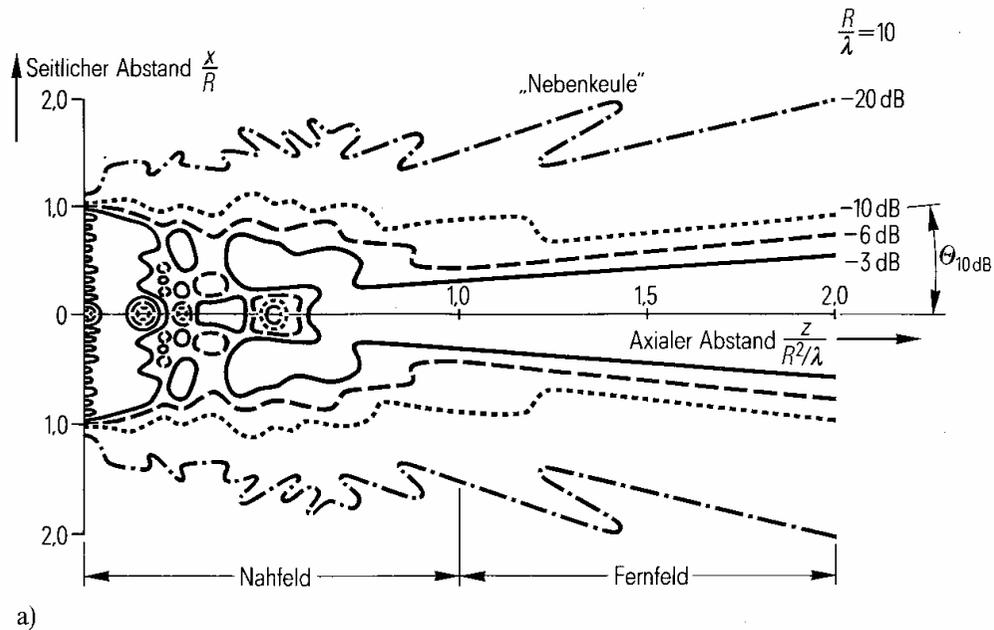
perspektives Bild des Ultraschall-Bündels



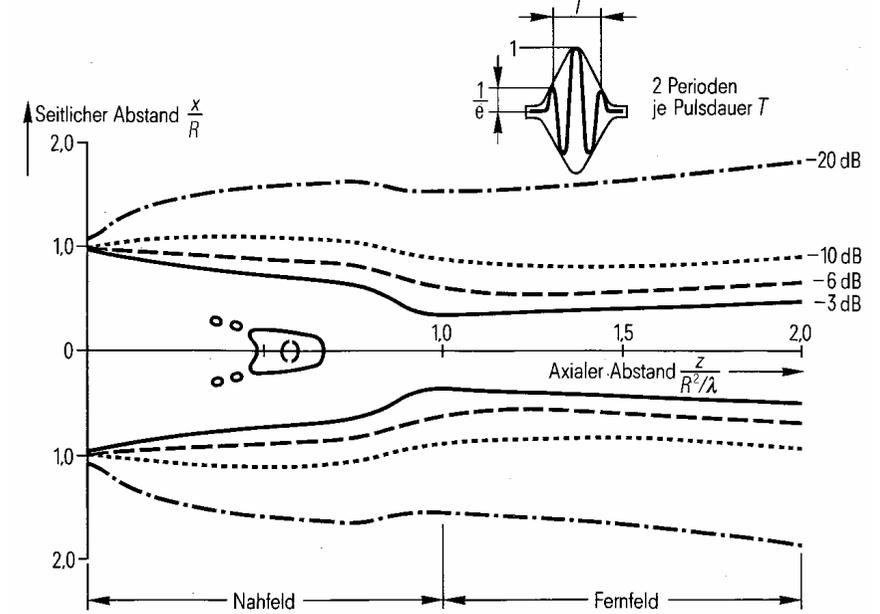
Intensitätsverteilung
 in axialer Richtung

31

Konturlinien gleicher Druckamplituden für einen ebenen, runden Wandler bei kontinuierlicher Anregung



Konturlinien gleicher Druckamplituden für einen ebenen, runden Wandler bei pulsformiger Anregung



Auflösungsgrenze: die kleinste auflösbare Entfernung
Auflösungsvermögen: Kehrwert der Auflösungsgrenze

Die axiale Auflösungsgrenze (in Richtung der Strahlachse) hängt von der Impulslänge.

Die Impulslänge ist umgekehrt proportional zur Frequenz.

Die laterale Auflösungsgrenze (in Richtung senkrecht zur Strahlachse)

hängt von dem Durchmesser des Ultraschallbündels.

Übliche Werte

Frequenz (MHz):	2	15
Wellenlänge (in Muskulatur) (mm):	0.78	0.1
Eindringtiefe (einfach) (cm):	12	1.6
laterale Auflösungsgrenze (mm):	3.0	0.4
axiale Auflösungsgrenze (mm):	0.8	0.15

Frequenzabhängigkeit der Ultraschallreichweite

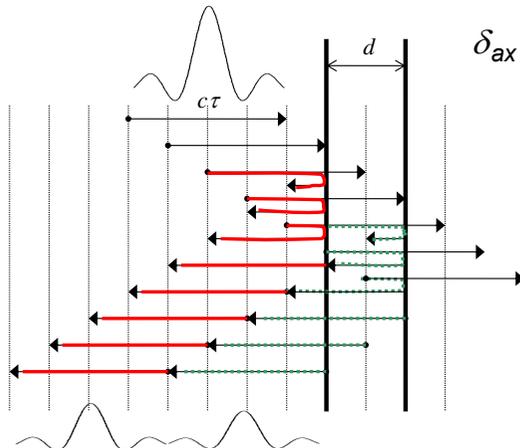
Frequenz f in Mhz	Eindringtiefe x in cm	Untersuchungsgebiet
1	50	
2-3,5	25-15	Fetus, Leber, Herz, Veterinärmedizin (Großtiere)
3,5	15	Niere, Veterinärmedizin (große Hunde)
5	10	Gehirn, Veterinärmedizin (mittelgroße Hunde)
7,5	7	Schilddrüse, Brustdrüse, oberflächliche Gefäße, Veterinärmedizin (kleine Hunde, Katzen)
8-9	6	Prostata (endoskopisch)
10	5	
11-12	4-3	Pankreas (intraoperativ)
7,5-15	7-2	Brustdiagnostik
20	1,2	
21-24	1,1-0,9	Auge, Haut
40	0,6	Haut, Gefäße

Axiale Auflösungsgrenze

τ : Impulsdauer

$c_1\tau \cong c_2\tau = c\tau$ Impulslänge

$\delta_{ax} = d = \frac{c\tau}{2}$ Auflösungsgrenze

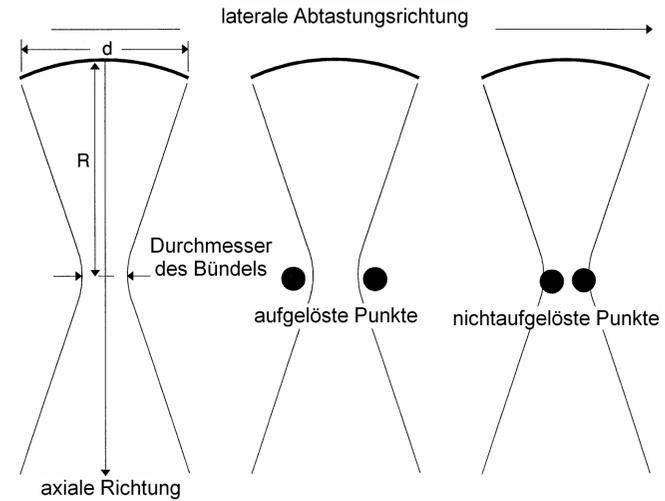


Die Auflösungsgrenze ist gleich der Hälfte der Impulslänge, weil es keine Überlappung der Echosignale (roter Pfeil und grüner Pfeil) gibt.

$$\tau \sim T = \frac{1}{f}$$

53

Laterale Auflösungsgrenze

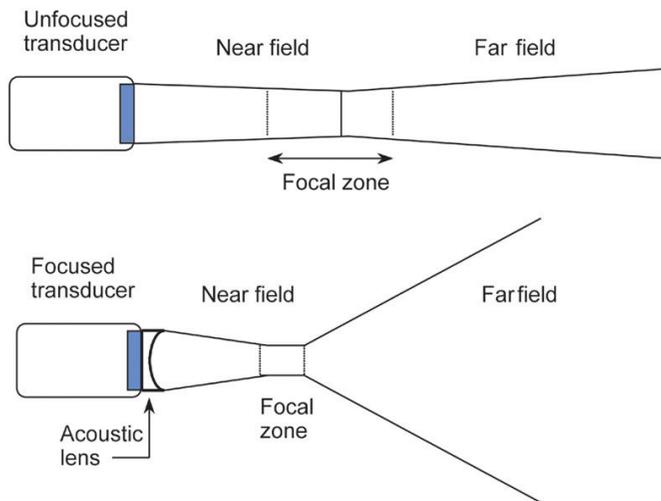


$$\delta_{lat} \sim \frac{R}{d} \cdot \lambda = f\# \cdot \lambda$$

$f\# = f$ -Zahl: Verhältnis der Brennweite und des Durchmessers von Wandler

54

Fokussierung

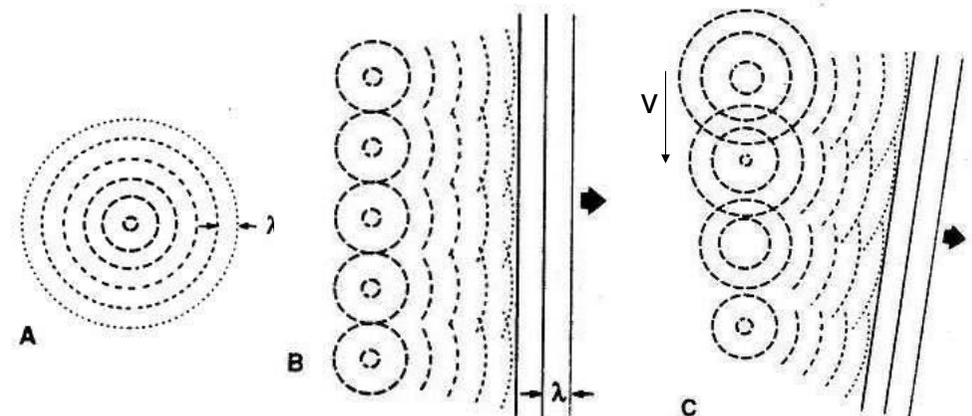


Bei der Fokussierung vergrößert sich die Divergenz des Bündels im Fernfeld und die **Schärfentiefe** verschlechtert.

55

Huygens Prinzip

Wiederholung von Vorlesung 6

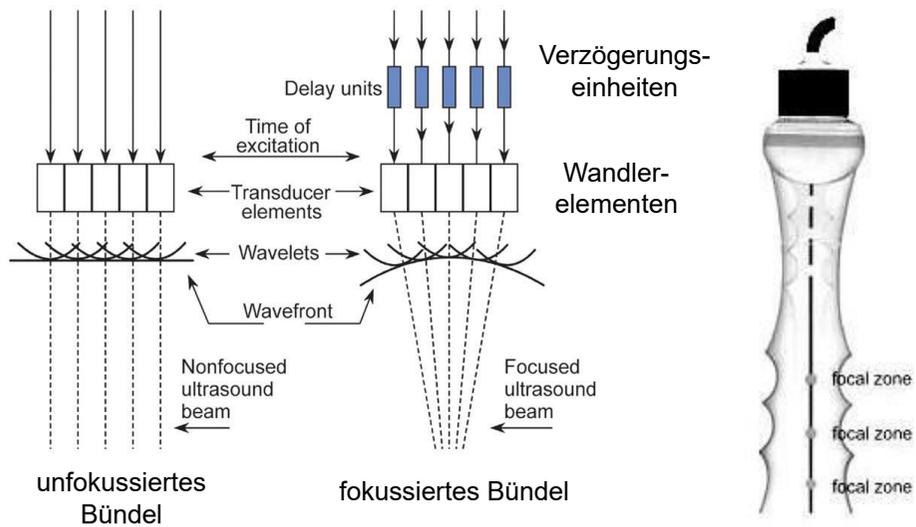


Prinzip von Huygens-Fresnel:

Jeder Punkt einer Wellenfläche ist der Ausgangspunkt einer Elementarwelle. Die äussere Einhüllende solcher Elementarwellen bildet wieder eine neue Wellenfläche der vom primären Erregungszentrum ausgehenden Welle.

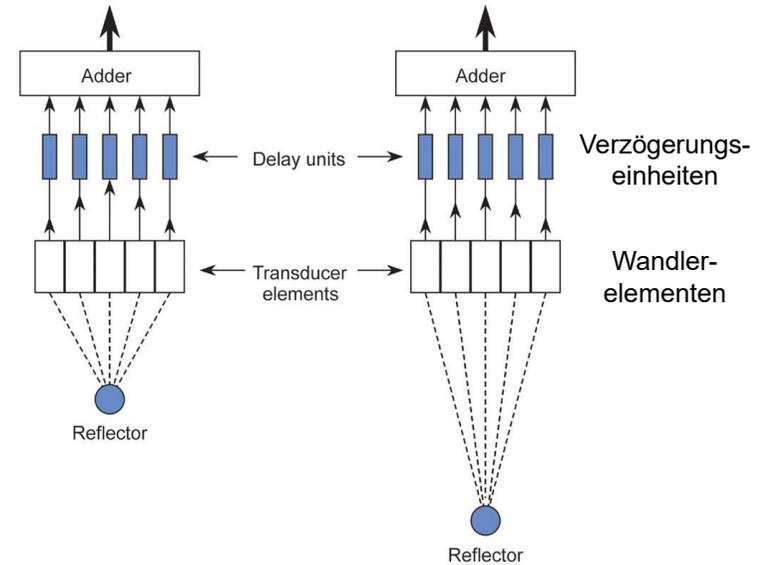
56

Elektronische Fokussierung beim Senden



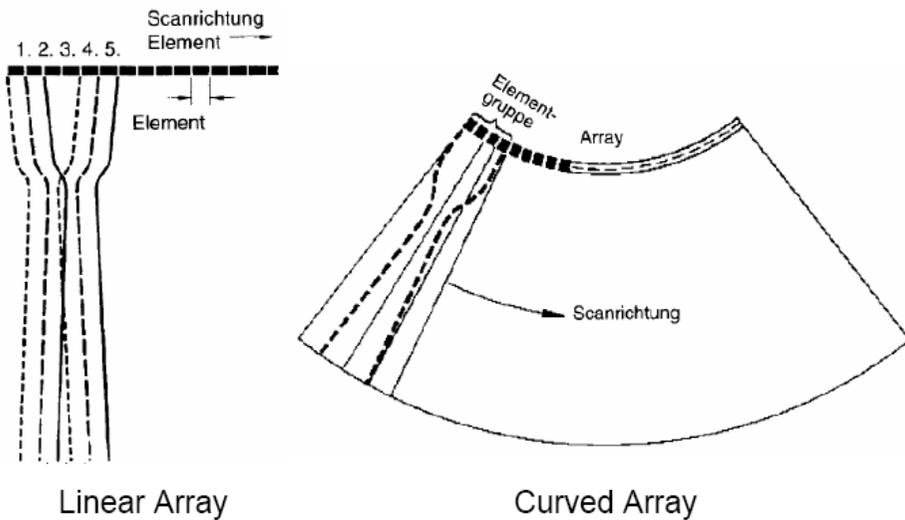
57

Elektronische Fokussierung beim Empfangen



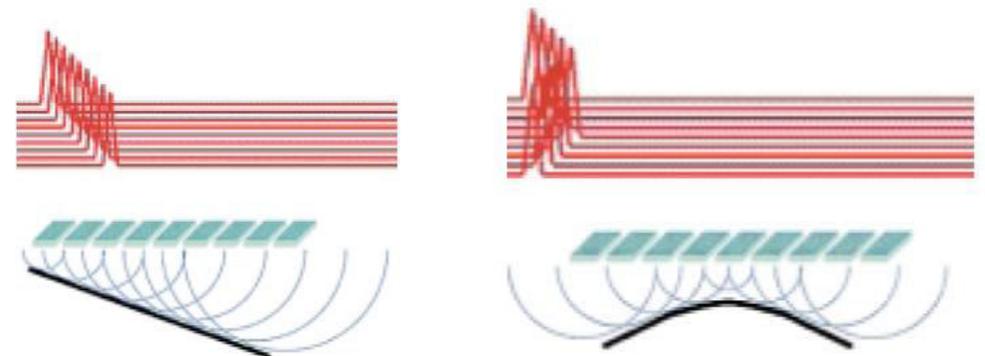
58

Elektronische Abtastprinzipien



59

Abtastung und Fokussierung



zeitverzögerte Anregung und Wellenfront für Winkeleinschallung (angle beam scanning)

zeitverzögerte Anregung und Wellenfront für Fokussierung

60

Hyperion Transducers

Transducer	Bandwidth	Applications	Maximum Depth	Modes	Biopsy Kit Available?
	7L3 Linear Array	Presets: Arterial, Breast, Carotid, Dialysis Access, Musculoskeletal, Testes, Thyroid, Vascular Access, Venous	13cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	Yes
	12L5 Linear Array	Presets: Arterial, Breast, Carotid, Dialysis Access, Musculoskeletal, Testes, Thyroid, Vascular Access, Venous	8cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	Yes
	12HL7 Linear Array	Intraoperative	6cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	-

61

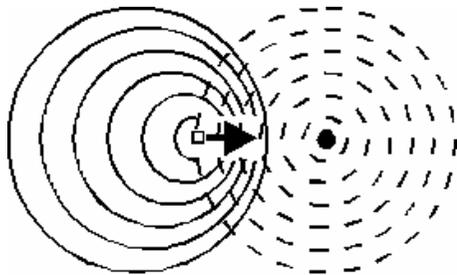
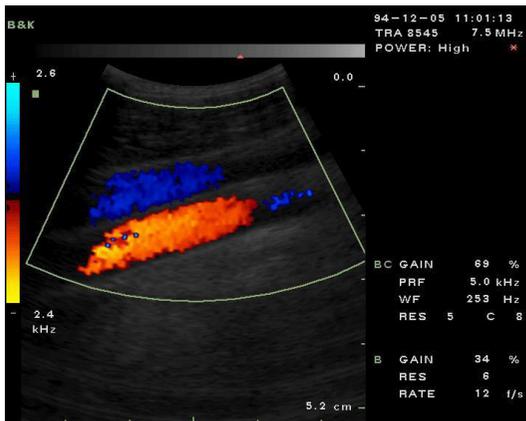
	5C2 Curved array	Presets: Abdominal, Fetal Cardiac, Gynecological, Obstetrical, Prostate, Renal	20cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional - Power Doppler - Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	Yes
	4V2 Phased Array	Presets: Abdominal, Cardiac, Gynecological, Obstetrical, Prostate, Renal	24cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex, Continuous Wave	-

Additional Transducers Available

	8EC4 Tightly curved array	OB General GYN Prostate	12 cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	Yes
	8B4S BiPlane Curvilinear and linear array	Urology Prostate -Brachytherapy - Cryotherapy	12cm	B-Mode, M-Mode, Power Doppler, Directional, Power Doppler, Color Doppler, Pulsed Wave, Doppler, Triplex	-

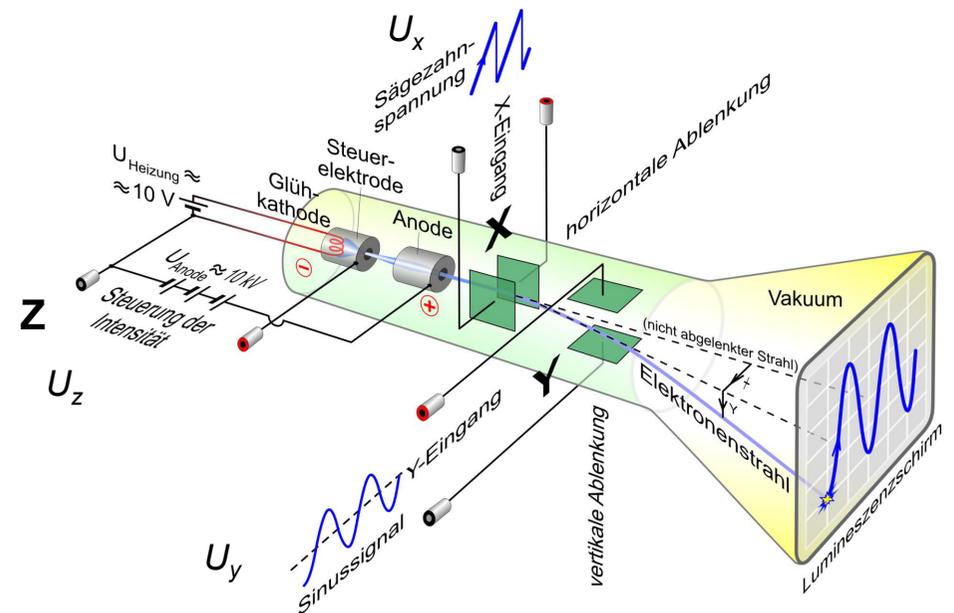
62

Sonographie, A-, B- und M-Bilder. Doppler-Methode. US-Therapie

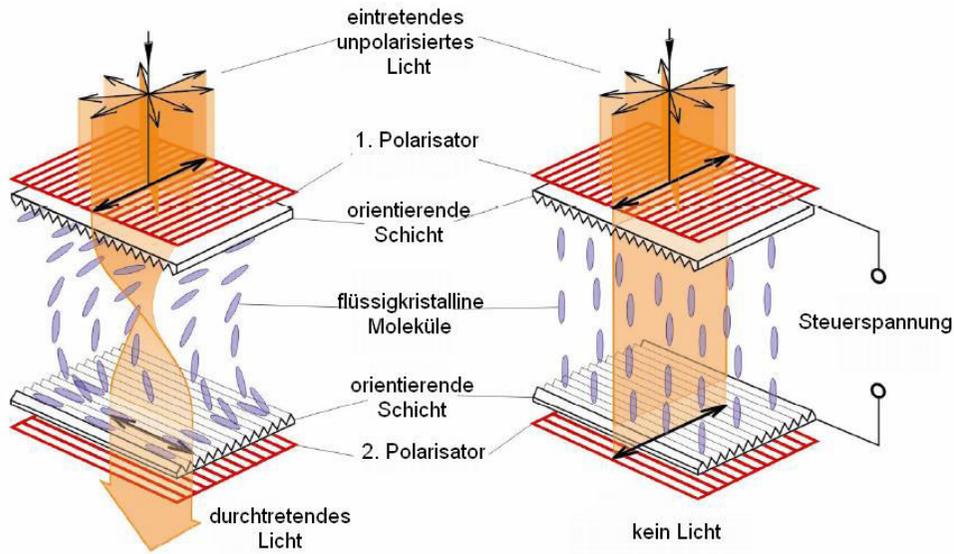


Bildwiedergabe

Herkömliches Bilderzeugungssystem: Kathodenstrahlröhre (CRT)

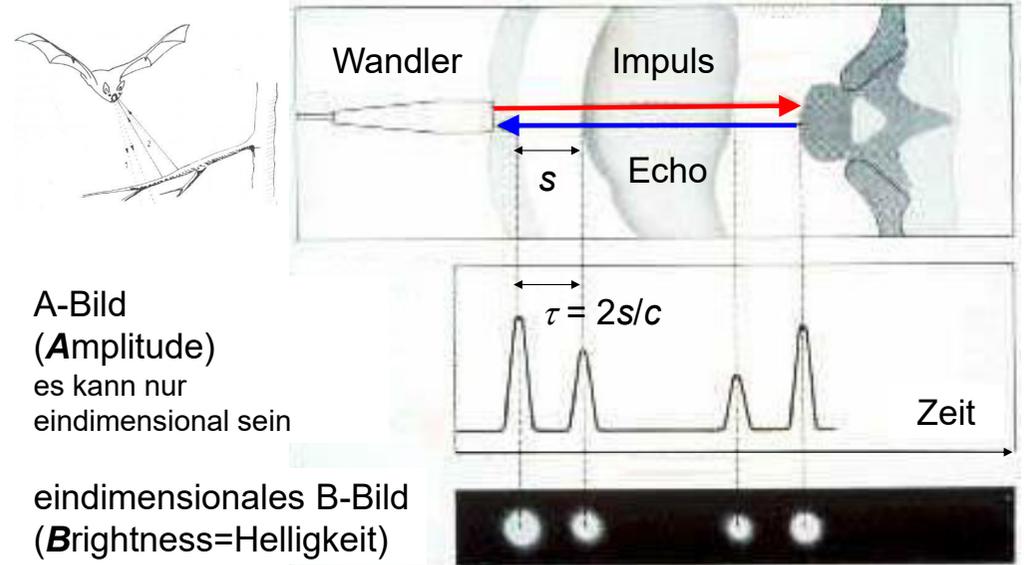


Neues Bilderzeugungssystem : Flüssigkristall-Monitor (LCD)



eine Zelle eines Flüssigkristall-Monitors (verdrillt nematisch Struktur)

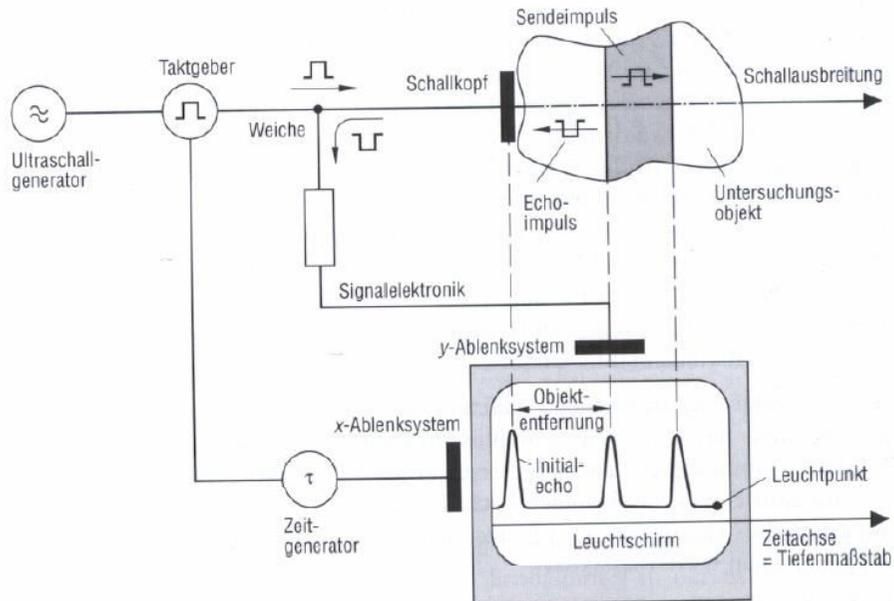
Echo-Prinzip, US-Bilder



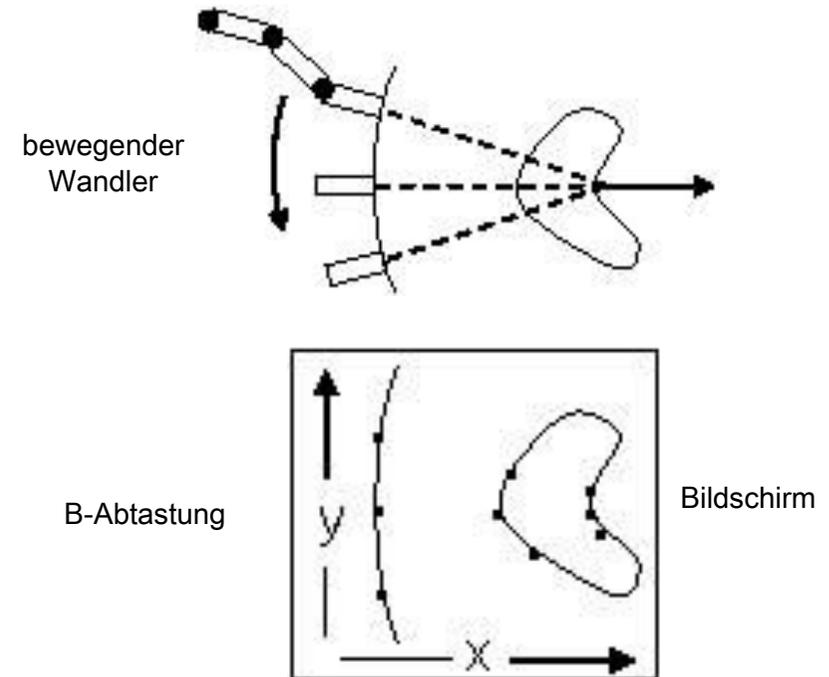
A-Bild (Amplitude) es kann nur eindimensional sein

eindimensionales B-Bild (Brightness=Helligkeit)

Grundschahtplan eines Echo-Impulsgeräts

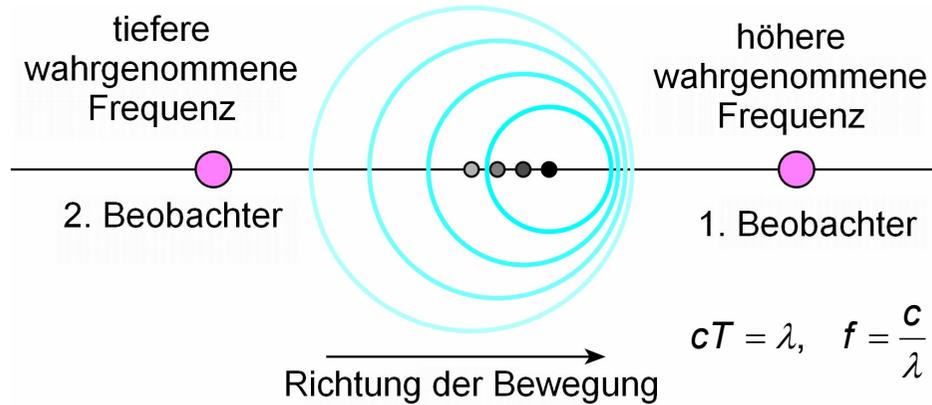


Zweidimensionales B-Bild



Der Doppler Effekt

Nähern sich Beobachter und Quelle einander, so erhöht sich die Frequenz, im umgekehrten Fall verringert sich die Frequenz. Ein Beispiel ist die Tonhöhenänderung des Martinshorns eines Krankenwagens. (C. Doppler, 1842)



73

wenn $v_i, v_R \ll c$ (i=B oder Q)

Umformung von (a)
die Doppler-
Frequenzverschiebung
(Doppler-Frequenz, f_D)

$$\Delta f = f_D = \pm \frac{v_i}{c} f$$

Umformung von (d)
die Doppler-
Frequenzverschiebung
(Doppler-Frequenz, f_D)

$$\Delta f = f_D = \pm 2 \frac{v_R}{c} f$$

wenn v und c sind nichtparallele, dann anstatt von v die Projektion der Geschwindigkeit $v \cos \Theta$ ist gültig

75

(a) Signalquelle in Ruhe, Beobachter bewegt
+: Beobachter annähert sich zur Quelle

$$f' = f \left(1 \pm \frac{v_B}{c} \right)$$

-: Beobachter entfernt sich von der Quelle

$$f' = \frac{f}{1 \mp \frac{v_Q}{c}}$$

(b) Signalquelle bewegt, Beobachter in Ruhe,
(wenn $v_Q \ll c$, dann gleich wie (a))

$$f' = f \frac{1 \pm \frac{v_B}{c}}{1 \mp \frac{v_Q}{c}}$$

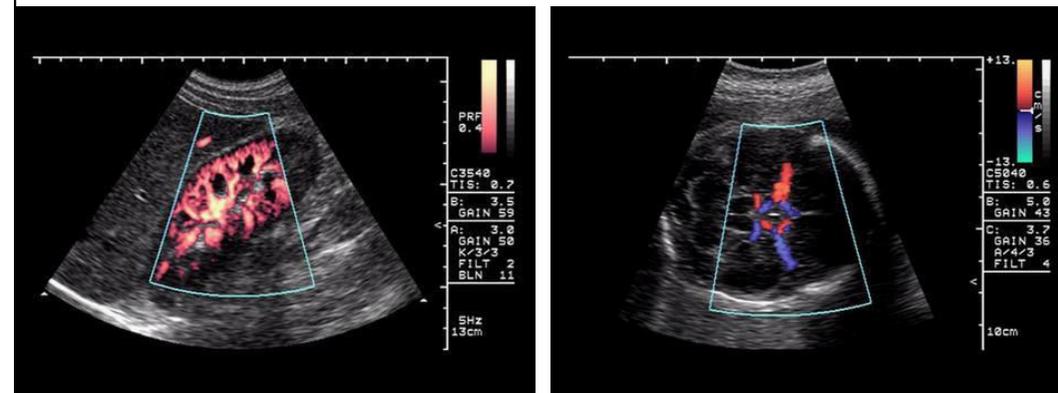
(c) Signalquelle bewegt, Beobachter bewegt

(d) bewegende Reflexionsobjekt/-fläche,
(wenn $v_R \ll c$)

$$f' = f \left(1 \pm \frac{2v_R}{c} \right)$$

Farbkodierung

rot: Blutströmung mit Richtung auf den Wandler hin
blau: Blutströmung vom Schallwandler weg



BART: Blue Away Red Towards

76

Rotblutzellen als Streuzentren. CW Doppler Gerät für die Messung des Durchströmungsgeschwindigkeit

CW: kontinuierliche Welle, Sender und Empfänger getrennt

$$|f_D| = 2 \frac{v_R \cos \theta}{c} f$$

zB. $F = 8000 \text{ kHz} = 8 \text{ MHz}$

Radiowelle ist nicht hörbar

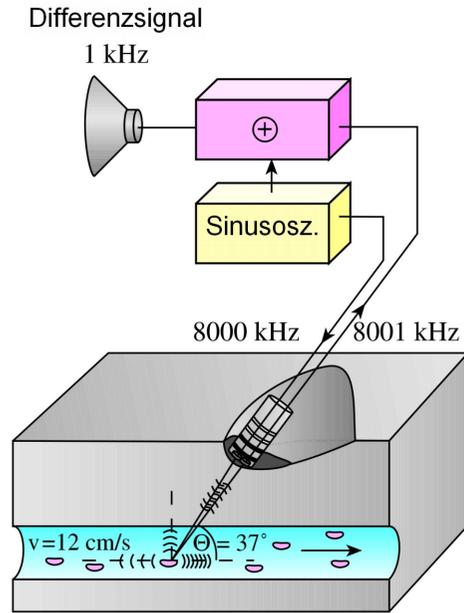
$v = 12 \text{ cm/s}$

$c = 1600 \text{ m/s}$

$\theta = 37^\circ$

$\Rightarrow f_D = 1 \text{ kHz}$

(Schwebung)



Wiederholung von Vorlesung 6

Interferenz: Überlagerung von Wellen mit den selben Wellenlängen

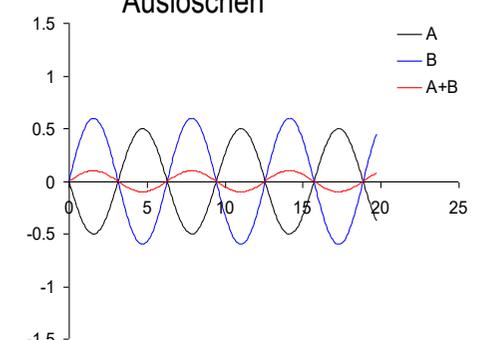
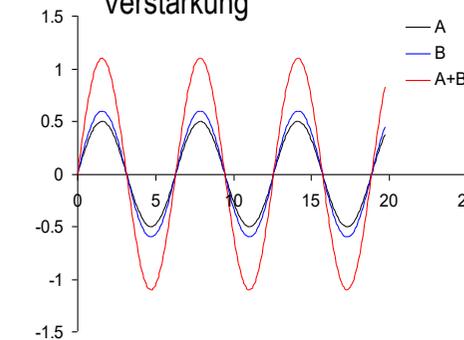
Um eine dauernde Interferenz zu erhalten, müssen die Wellen dieselbe Phase (Beziehung) zueinander behalten – Kohärenz

positive (konstruktive)

negative (destruktive)

Verstärkung

“Auslöschen”



$$\Delta = 0, \lambda, 2\lambda, 3\lambda, \dots =$$

$$\Delta = \lambda/2, 3\lambda/2, 5\lambda/2, \dots =$$

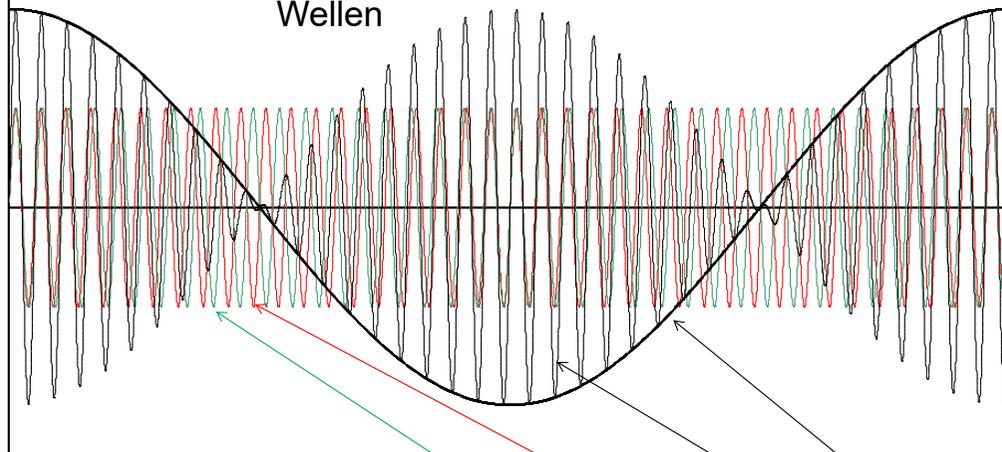
$$= k \cdot \lambda = 2k \cdot (\lambda/2), \text{ wo } k=0, 1, 2, 3, \dots$$

$$= (2k+1) \cdot (\lambda/2), \text{ wo } k=0, 1, 2, 3, \dots$$

Schwebung: Überlagerung von Wellen mit verschiedenen Wellenlängen oder Frequenzen

$$f_{\text{rot}} \geq f_{\text{grün}}$$

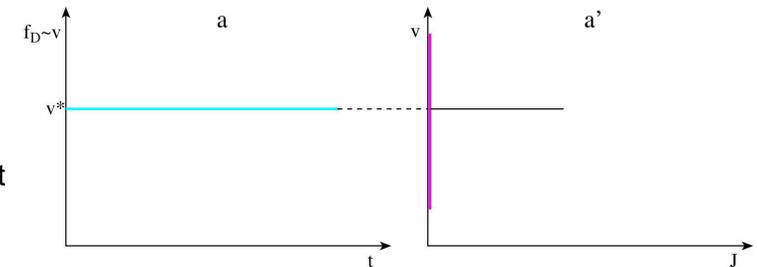
Die Frequenz der Schwebung ist gleich der Differenz der Frequenzen von interferierenden Wellen



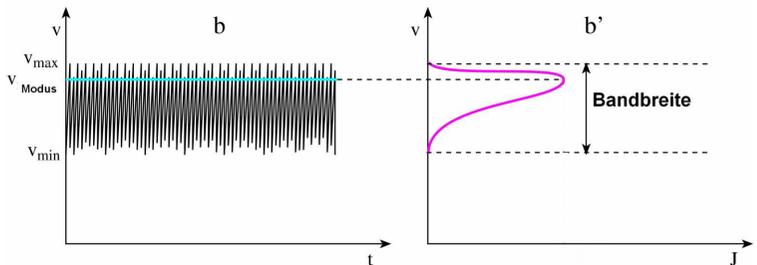
mathematische Formel: $\sin \alpha + \sin \beta = 2 \sin \frac{\alpha + \beta}{2} \cos \frac{\alpha - \beta}{2}$

Doppler-Kurven

eine konstante Geschwindigkeit (v^*)



eine Geschwindigkeitsverteilung

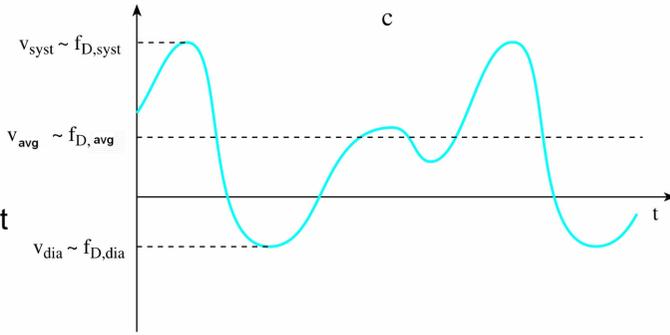


TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung

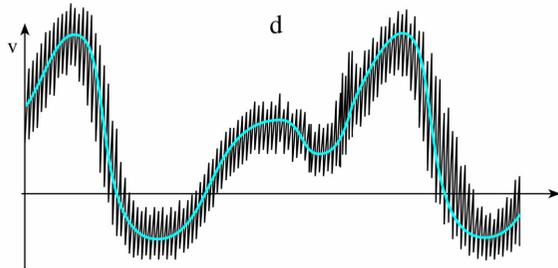
Verteilungsfunktion bei einer bestimmten Zeit

Doppler-Kurven

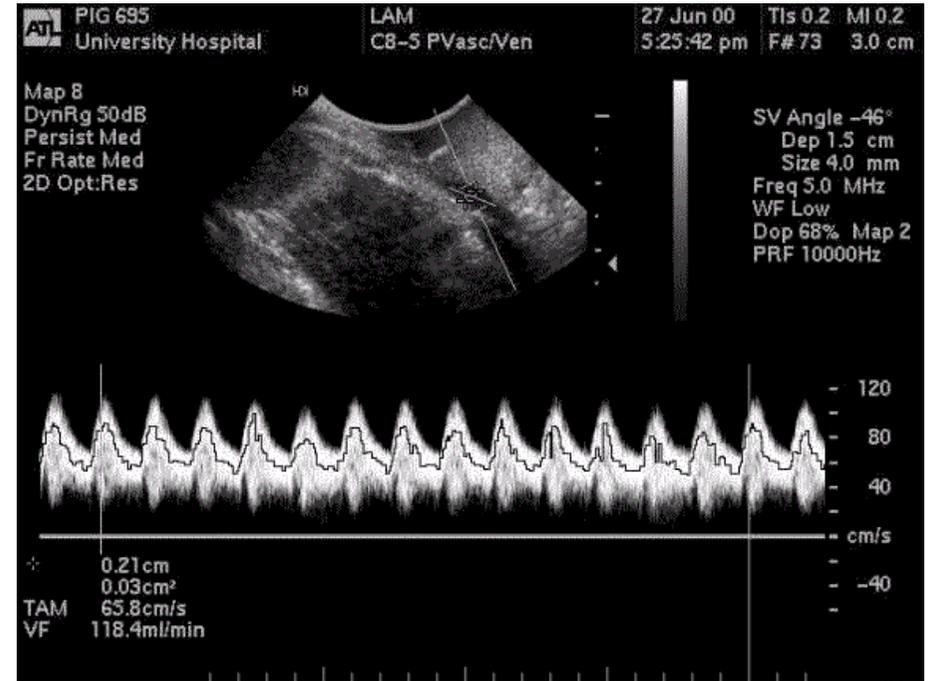
Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeit



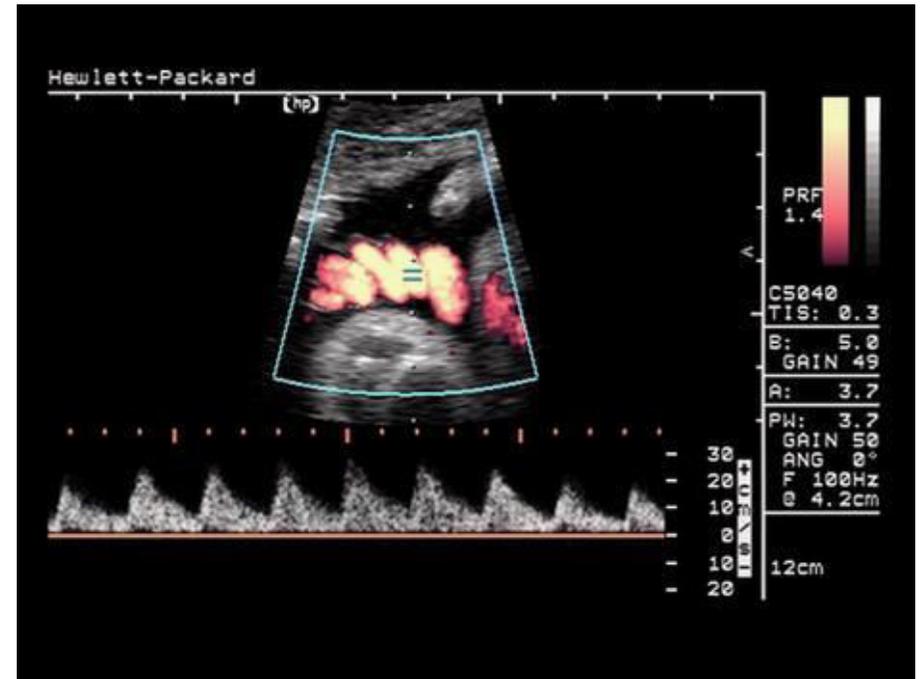
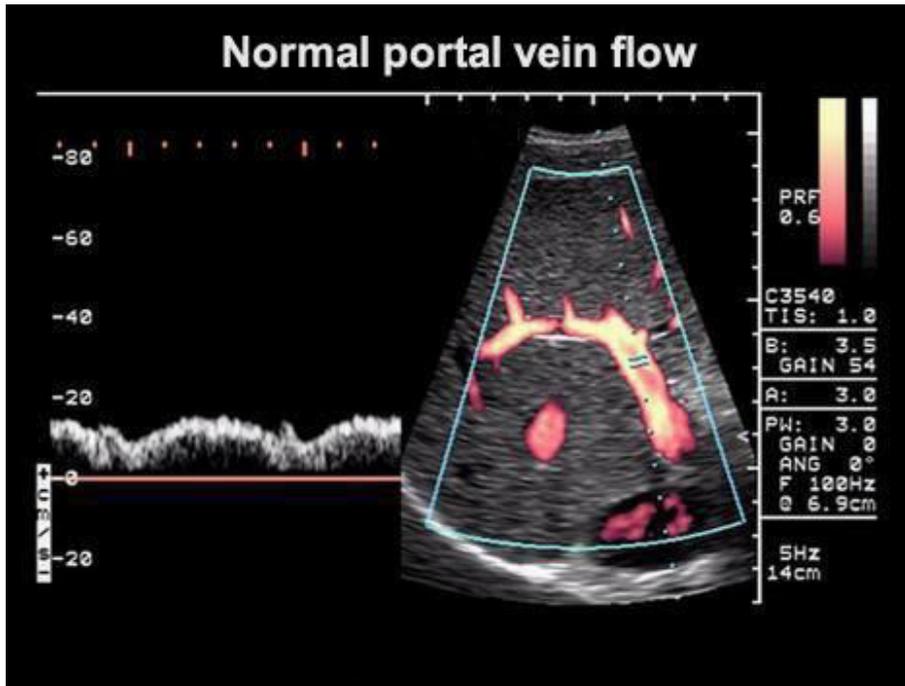
Strömung charakterisierbar bei allen Zeitpunkten mit einer Geschwindigkeitsverteilung



TM-Bild der Geschwindigkeitsverteilung 81

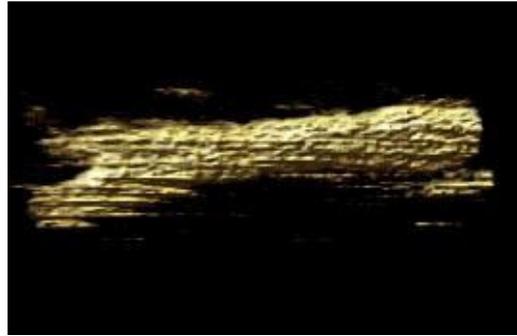


Normal portal vein flow

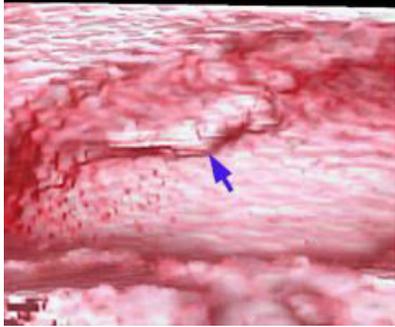


3D Rekonstruktion

Halsarterie



Harnblase



US-Therapie

mechanische und/oder
Wärmewirkung

kleine Intensität: Mikromassage

grossere Intensität: zerstört Gewebe, Moleküle
(entstehen freie Radikale, DNS Brechungen)

Hypertermie (Tumorthherapie)

US-Absorption – Energie wird ins Wärme
umgewandelt

Kavitation (Entstehung von Hohlräumen/Gasbläschen)

Zahnheilkunde: Entfernung von Zahnstein (20-40 kHz)

Beispiel:
1 MHz, 1 W/cm²
in Muskel 200 kPa: $\Delta p(!)$
p: verändert sich
zwischen -100 und
+300 kPa

Intensität

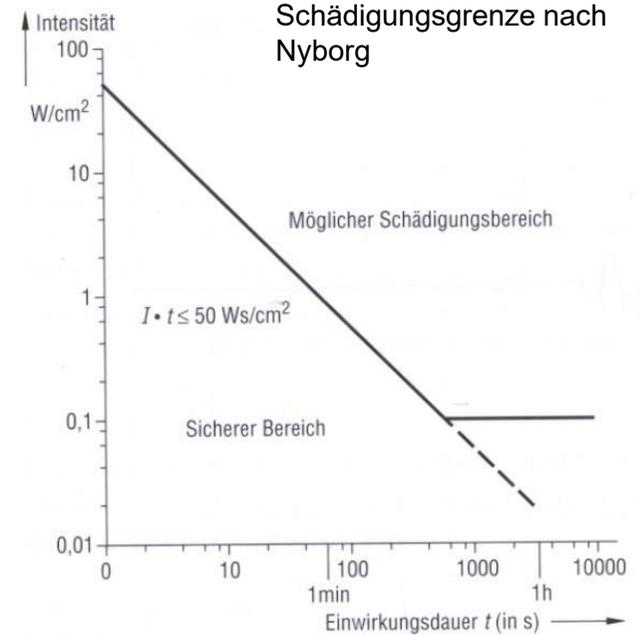
in der Diagnostik:

10 mW/cm² =
= 100 W/m²

vgl. Schmerzgrenze: 10 W/m²

in der Therapie: 1 W/cm²

spatial average temporal
average (SATA) intensity;
spatial peak temporal peak
(SPTP) intensity;
spatial peak temporal average
(SPTA) intensity;
spatial peak pulse average
(SPPA) intensity
spatial average pulse average
(SAPA) intensity

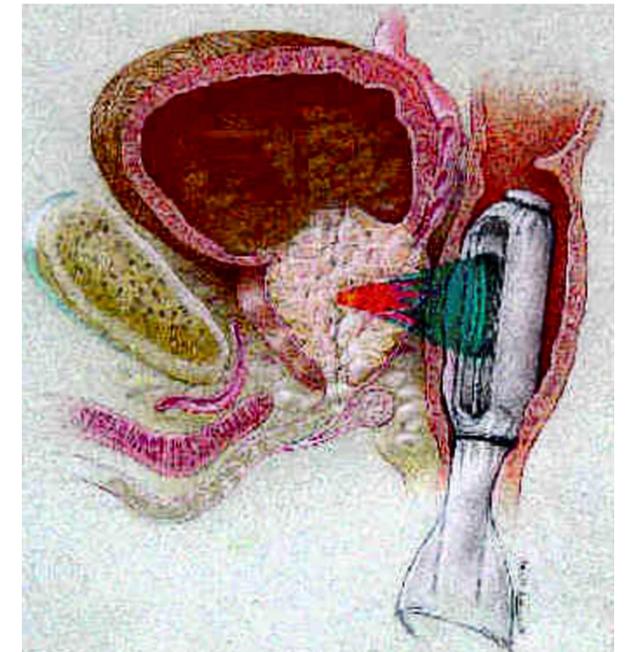


HIFU- Therapie (High Intensity Focussed Ultrasound)

Hoch-Intensivierter
Fokussierter
Ultraschall

Kavitation,
Wärmewirkung und
Zellenzerstörung nur
im Fokalbereich

Prostatakrebs-
Therapie: US-Sender
im Enddarm

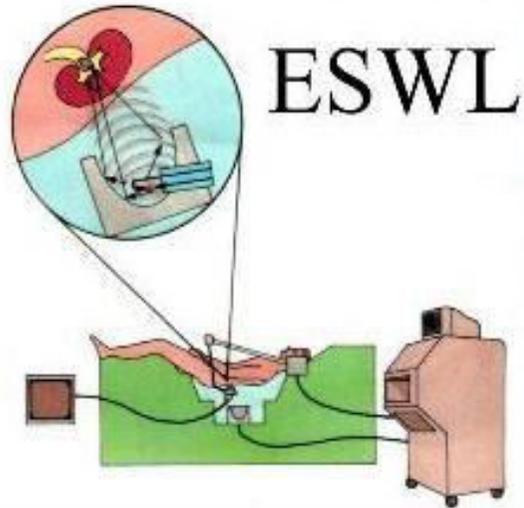


Lithotripsie, Extrakorporale Stosswellentherapie (nicht US!) ESWL (Extracorporeal Shockwave Lithotripsy)

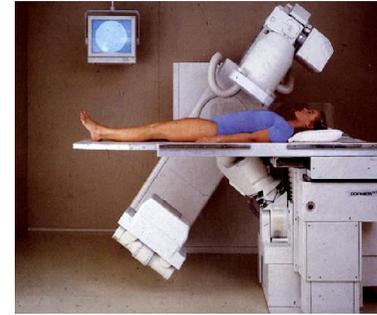
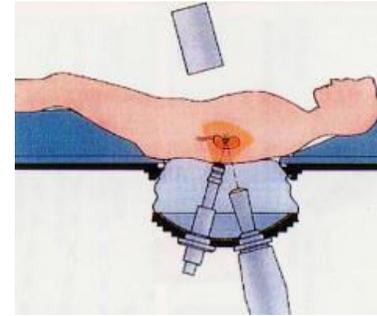
Nicht-invasives
Zertümmern von Nieren-
(und andere) Steine durch
Druckimpuls

Die Stosswellen werden
durch Funkenentladungen
unter Wasser erzeugt und
in einem Brennpunkt
fokussiert.

gleichzeitige Nachfolge mit
Röntgen und/oder US



89



90

Zusammenfassung

Physikalische Grundlagen der medizinischen Anwendung des Ultraschalls, Sonographie

Videos von Youtube:

Physik: Longitudinale und transversale Wellen
<https://www.youtube.com/watch?v=o1H2hdhAgr8>

Ultraschall - Sonographie
<https://www.youtube.com/watch?v=r8kx6C7j9so>

Sono Basics - Grundlagen der fokussierten Sonographie | David Purkarthofer | Late Summer School 2019
<https://www.youtube.com/watch?v=IEHFDjatE10>

Der Piezoelektrische-Effekt
<https://www.youtube.com/watch?v=20-NEGAwuA4>
Piezoelektrischer Effekt
<https://www.youtube.com/watch?v=IOD-ps2l5BU>

91

Vielen Dank für ihre



Aufmerksamkeit!

Fragen, Bemerkungen, Kommentare?

92