

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 1

Hochschule Mannheim

Bildgebende Systeme in der Medizin

Ultraschall

Dr. Friedrich Wetterling

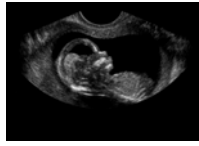


Computer Assisted Clinical Medicine
Faculty of Medicine Mannheim
University of Heidelberg
Theodor-Kutzer-Ufer 1-3
D-68167 Mannheim, Germany
Friedrich.Wetterling@MedMa.Uni-Heidelberg.de
www.ma.uni-heidelberg.de/inst/cbtrn/ckm/

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 2

Übersicht

- Geschichte
- Physikalische Grundlagen des Schalls
- Bildgebung & Darstellungsmethoden
- Doppler-Sonografie



Mediz. BV, Rainer Herpes, WS 2006/07

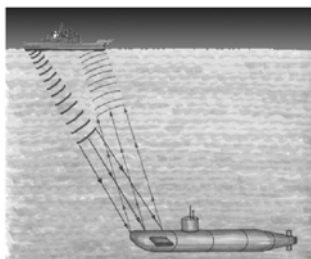
Ultraschallbild des weiblichen Unterleibs.

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 3

Frühe Historie

1880 – J. Curie und P. Curie: Entdeckung des piezoelektrischen Effektes

1920 – P. Langevin: Entfernungsmessung unter Wasser (SONAR = SOund Navigation Range)



RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 4

Vom Sonar zur diagnostischen Anwendung

1937 – K.T.Dussik: Versuch der Bildgebung in Transmission

1958 – I. Donald: erster klinischer US-Scanner

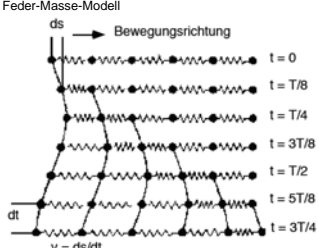


SOUND-WAVE PORTRAIT IN THE FLESH

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 5

Schallausbreitung (Longitudinalwelle)

Feder-Masse-Modell



$v = ds/dt$


RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Wetterling
6/20/2011 | Page 6

Definitionen

Schallimpedanz (Materialkonstante):

Akustische Impedanz $Z = c \cdot \rho$

c : Schallgeschwindigkeit
 ρ : Dichte des Gewebes



Kleiner Impedanzunterschied Großer Impedanzunterschied

Reflexionskoeffizient:

- sollte groß sein an der Grenzfläche des Organs
- gering auf dem Weg dorthin

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

Diagnostische Parameter:

- $v = 1 - 40 \text{ MHz}$
- $\bar{J} < 100 \text{ mW/cm}^2$
- $\bar{p} < 0.6 \cdot 10^6 \text{ Pa}$
- $\bar{s} < 2 \cdot 10^{-6} \text{ mm}$
- $\bar{v} < 3.5 \text{ cm/s}$

$\Delta p = Z \cdot v$

v : Schallschnelle = $\frac{ds}{dt}$

s : Elongation/Auslenkung

Z : Schallimpedanz

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 7

physiologisch-relevante Schallfeldgrößen

Substanz	c [m/s]	Z [g cm ⁻² s ⁻¹]	ρ [g/cm ³]
Luft	331	0,00043 · 10 ⁵	0,013
Fett	1470	1,42 · 10 ⁵	0,97
Wasser	1492	1,48 · 10 ⁵	0,9982
Hirn	1530	1,56 · 10 ⁵	1,02
Muskel	1568	1,63 · 10 ⁵	1,04
Knochen	3600	6,12 · 10 ⁵	1,7

Schallgeschwindigkeit von Körperbestandteilen

1. Knochen, Nerven ... 3600 m/s
2. Blut ... 1600 m/s
3. Muskel ... 1500 m/s
4. Wasser ... 1492 m/s
5. Luft ... 330 m/s

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 8

Reflexion, Brechung und Streuung

Glatter Grenzfläche Rauhe Grenzfläche

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 9

Schwächung im Gewebe

- Reflexion und Brechung an Strukturen $\gg \lambda$
- Streuung an Strukturen $\leq \lambda$
 - Einflüsse:
 - elastische Eigenschaften
 - räumliche Verteilung
 - Größe
 - Frequenz
- Absorption Umwandlung in Wärme
 - Einflüsse:
 - Gewebsart
 - Tiefe
 - Frequenz

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 10

Absorbtionsgesetz

$$p(x) = p_0 e^{-\alpha \cdot f \cdot x}$$

$p(x)$: Schalldruck in Tiefe x
 p_0 : Anfangsschalldruck
 f : Frequenz
 α : Absorptionskonstante

Mittelwert für weiches Gewebe (Laufweg 2x)

$$\text{Absorption} \approx \frac{0,6}{\text{cm} \cdot \text{MHz}} \text{ dB}$$

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 11

Schallfeldeigenschaften

Wandler

laterale Querschnitte durch das Schallfeld

Nahbereich

Fokusbereich

Fernfeld

laterale Ausdehnung eines Schallpulses

Tiefe x

axiale Ausdehnung eines Schallpulses

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 12

Räumliche Auflösung

Axiale Auflösung: $\Delta z \geq c \frac{\Delta t}{2}$, Δt : Halbwertsdauer des Echos

Ein Puls dauert mindestens eine Schwingung: $\Delta t > \frac{1}{f} = \frac{\lambda}{c}$

Für die axiale Auflösung folgt: $\Delta z \geq \frac{c \lambda}{2c} = \frac{\lambda}{2}$

Gerät

Schallkopf

Gewebe

Objekt

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

Pulslänge

Auflösung $\geq 1 \lambda$

Auflösung $\approx 2-3 \lambda$ im Focus

axial

lateral

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 13

Frequenz, Auflösung und Eindringtiefe

Hohe Frequenzen 6-12 MHz
Hohe Auflösung
Reduzierte Eindringtiefe

Niedrige Frequenzen 2,5-5 MHz
Reduzierte Auflösung
Große Eindringtiefe

Fokus

Dämpfung im Gewebe: 0,6 dB pro cm pro MHz

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 14

Eindringtiefe vs. Ortsauflösung

f [MHz]	λ [mm]	Eindringtiefe [cm]	Ortsauflösung [mm]	
			axial	lateral
3,5	0,44	7	1,7	0,5
5	0,31	5	1,2	0,35
15	0,1	1,7	0,4	0,25
30	0,05	1,5	0,05	0,2

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 15

Piezelektrischer Wandler

Senden

Empfangen

Piezelement

pulsvierender Druck, Stoß oder Schlag

negative Ladung

positive Ladung

Wechselspannung

Hochspannungsfunkensüberschlag

Kristall

Metall

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 16

Schallkopf

Transformationsschicht

piezokeramische Scheibe

elektrische Zuleitung

radialer Dämpfer

rückwärtiger Dämpfer

Gehäuse

elektrische Schirmung

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 17

A- und B-Bild Verfahren, TM-Diagramm

A-Mode = Amplituden-Mode: Aussenden eines Pulses, Empfang der Echos und Darstellung auf y-Achse.

B-Mode = Brightness (Helligkeits)-Mode: Kopf wird entlang einer Linie am Körper geführt; Rotation in Hohlspiegel, oder elektronische Verzögerung von Array

M-Mode = Motion-Mode: Die Echos eines US-Strahls werden zeitlich aufgetragen. Daraus lässt sich die Bewegung, beispielsweise der Herzwand, ablesen.

Rechter Ventrikel

Schallkopf

Aorta

Linker Ventrikel

Linkes Atrium

A-Bild

B-Bild

TM-Diagramm

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 18

A-Mode

A-Mode = Amplituden-Mode: Aussenden eines Pulses, Empfang der Echos und Darstellung auf y-Achse.

HF-Generator

Gate

Weiche

Trigger

Schallkopf

Sendeimpuls

Echo-impuls

Schallausbreitung

Untersuchungsobjekt

Zeitabhängige Verstärkung

Demodulator

y-Ablenkensystem

x-Ablenkensystem

Rampengenerator

Objektentfernung

Initialecho

Leuchtpunkt

Leuchtschirm

Zeitachse = Tiefenmaßstab

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 19

B-Mode

B-Mode = Brightness (Helligkeits)-Mode: Kopf wird entlang einer Linie am Körper geführt: Rotation in Hohlspiegel, oder elektronische Verzögerung von Array

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 20

Schädigungsgrenzen nach W.L.Nyborg

Ultraschallschädigungen durch:

1. Wärme (Schallintensität) oder
2. Kavitation (Schalldruck)

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 21

Doppler-Effekt

Dopplereffekt
Veränderung der wahrgenommenen oder gemessenen Frequenz von Wellen jeder Art, während sich die Quelle und der Beobachter einander nähern oder voneinander entfernen, sich also relativ zueinander bewegen.

Scheinbare Frequenz am streuenden Teilchen:
$$\Delta f_1 = \frac{f}{c} \cdot v \cdot \cos \theta$$

Scheinbare Frequenz am Wandler:
$$\Delta f_2 = \frac{2f}{c} \cdot v \cdot \cos \theta$$

Δf	Doppler-Frequenz
f	Sendefrequenz
c	Schallgeschwindigkeit
v	Flussgeschwindigkeit
θ	Einstrahlwinkel zur Gefäßachse

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 22

Messgrößen

Farbdoppler
 \bar{f} : mittlere Doppler-Frequenz
 σ^2 : Varianz

Power Doppler
P: Power

Räumliche Verteilung und Richtung der mittl. Flussgeschwindigkeit in zeitlicher Folge

Räumliche Verteilung des Flusses in zeitlicher Folge

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 23

7.6
6.3
7.8
CV 1.8
CH0
6cm
0.872
v 6.4
17:39 PM
T15x0.4

RUPRECHT-KARLS-UNIVERSITÄT HEIDELBERG
Computer Assisted Clinical Medicine
Dr. Friedrich Westering
6/20/2011 | Page 24

Zusammenfassung

- Vorteile Ultraschall
 - Universal & Vielseitig: von fast allen medizinischen Fachdisziplinen genutzt
 - Risiko-arm/los, nicht invasiv, schmerzlos, strahlenexpositionsfrei
 - Hohen Verfügbarkeit, Portabilität
 - Schnellen Durchführung
 - Geringe Anschaffungs- und Betriebskosten
 - Aufwendige Strahlenschutzmaßnahmen und -belehrungen entfallen
 - Freie Schnittführung der Sonden erlaubt Kontrolle über gewünschtes Schnittbild in Echtzeit



▪ Nachteile Ultraschall

- Geringe Objektivität des Verfahrens
- Qualität der gewonnenen Bilder hängt von vielen Faktoren ab: Position des Patienten, Geräteeinstellungen, Handhabung der Sonde
- Beim „Durchscannen“ eines Organs soll sich Untersucher möglichst akkuraten, mentalen Eindruck von der Anatomie des Patienten verschaffen (gute Hand-Auge-Koordination)
- Subjektive Eindruck mit normaler Anatomie vergleichen und Abweichungen hinsichtlich ihrer Bedeutung (krankhaft/nicht krankhaft) beurteilen \Rightarrow Erfahrung
- Bei der Untersuchung werden Standbilder ausgedruckt oder abgespeichert, gelegentlich auch Videosequenzen aufgenommen, die aber bestenfalls Schlussfolgerungen, die der Untersucher schon während der Untersuchung gezogen hat belegen
- Geringere Raumauflösung als CT und MRT (besonders in tiefer liegenden Geweben)
- Weichteil-Kontrastauflösung ist der der MRT unterlegen