

# Bildgebende Verfahren in der Medizin

## Optische Kohärenztomographie

**Olaf Dössel**

INSTITUT FÜR BIOMEDIZINISCHE TECHNIK



© 2008 Google - Imagery © 2008 Digital Globe, GeoContent, AeroWest, Stadt Karlsruhe V.L.W. Ches/Spot/Imag. GeoEye

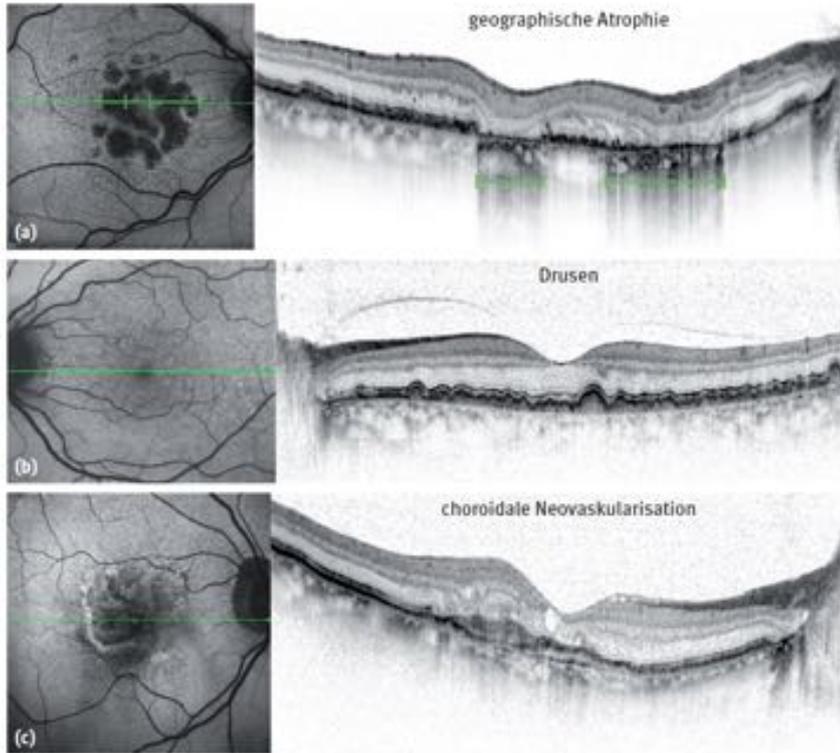
KIT – Universität des Landes Baden-Württemberg und  
nationales Forschungszentrum in der Helmholtz-Gemeinschaft

[www.ibt.kit.edu](http://www.ibt.kit.edu)

## Geschichte der OCT

- 1987 Youngquist, Carr, Davies, Optical Coherence Domain Reflectometry
- 1988 Fercher, Mengedoth, Werner, Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light
- 1991 first demonstration of OCT in-vivo
- 1996 first commercial TD-OCT system, Zeiss OCT 1
- 2009 weltweiter OCT Umsatz: 250 Mio US \$
- 2010 weltweiter Umsatz OCT: über 1 Mrd. US \$
- 2012 mehr als 30 Mio. OCT Untersuchungen pro Jahr (jede Sekunde eine OCT Untersuchung)

# OCT an der Netzhaut

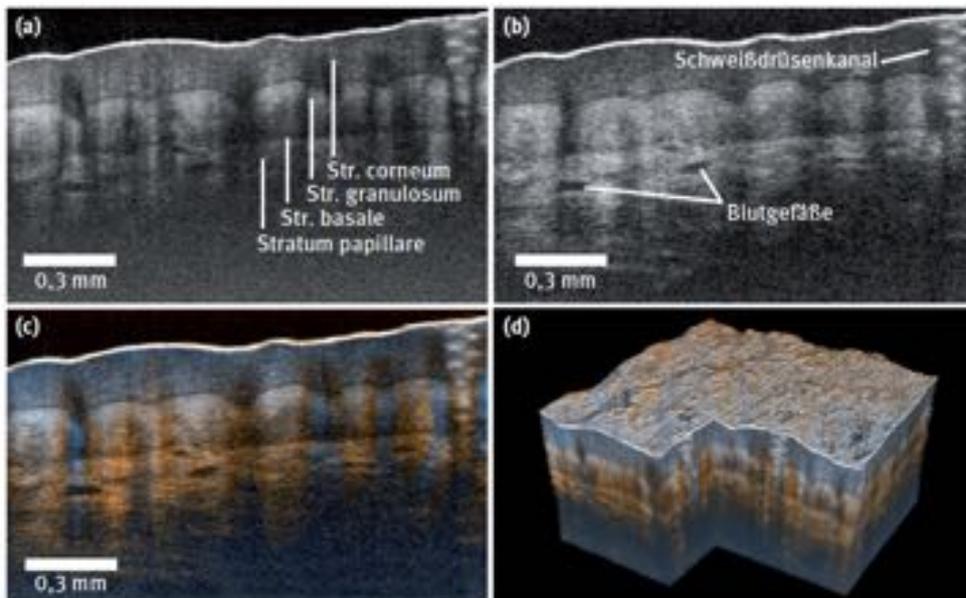


verschiedene  
Formen der  
Makula-  
degeneration

E. Koch

TU Dresden

# OCT an der Haut

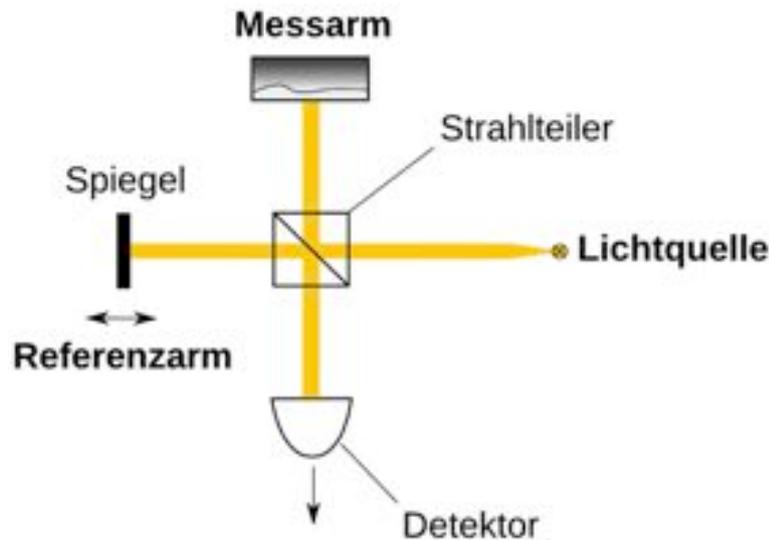


Haut bei 800nm  
und bei 1250nm

E. Koch

TU Dresden

# Physik des Michelson Interferometers



$$I_{\text{Detektor}} = I_1 + I_2 + 2 \cdot \sqrt{I_1 I_2} \cos(\Delta\xi)$$

$I_1$  = Lichtintensität im Probenarm  
 $I_2$  = Lichtintensität im Referenzarm  
 $\Delta\xi$  = relative Phasendifferenz

$$\Delta\xi(\Delta z) = 2\pi \left( \frac{2n\Delta z}{\lambda_0} \right)$$

mit:  $n$  = Brechungsindex des Mediums  
 $\lambda_0$  = zentrale Wellenlänge der Lichtquelle

# Kohärenzlänge

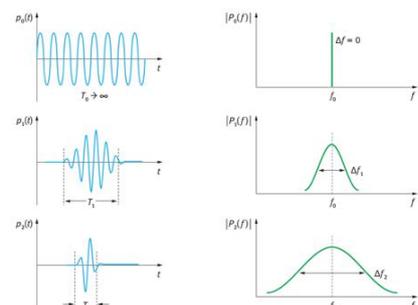
Die Kohärenzlänge ist die maximale Weglänge bzw. der maximale Laufzeitunterschied, den zwei Lichtstrahlen aus der gleichen Quelle haben dürfen, damit bei ihnen noch Interferenzphänomene beobachtet werden.

$$l_c = \frac{4 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$$

$\lambda_0$  = zentrale Wellenlänge

$\Delta\lambda$  = Bandbreite der Lichtquelle

Bei der OCT wünscht man sich eine kurze Kohärenzlänge, d.h. eine große Bandbreite!



# Kohärenzlänge und Kohärenzzeit

$$l_c = c \cdot \tau_c \quad \text{Kohärenzlänge und Kohärenzzeit}$$

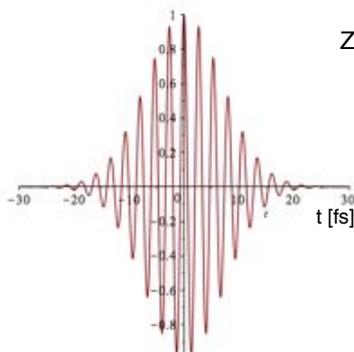
$$G(\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} E(t) \cdot E(t + \tau) dt \quad \text{Autokorrelationsfunktion des elektrischen Feldvektors}$$

$$\tau_c = FWHM(G(\tau)) \quad \text{Kohärenzzeit= Full Width at Half Maximum von G}$$

Lichtquelle	Wellenlänge	Kohärenzzeit	Kohärenzlänge
fs Ti:Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> laser	780nm	50fs	15μm
SLD	1325nm	50fs	15μm
Na-Dampf-Lampe		2ps	600μm
multimode HeNe-Laser	633nm	670ps	20cm
single-mode HeNe-Laser	633nm	1μs	300m

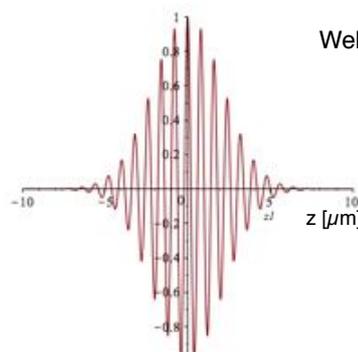
## Beispiel zur Kohärenzlänge

zentrale Wellenlänge= 800nm  
 Bandbreite (FWHM)=50nm  
 Kohärenzlänge=11,3μm



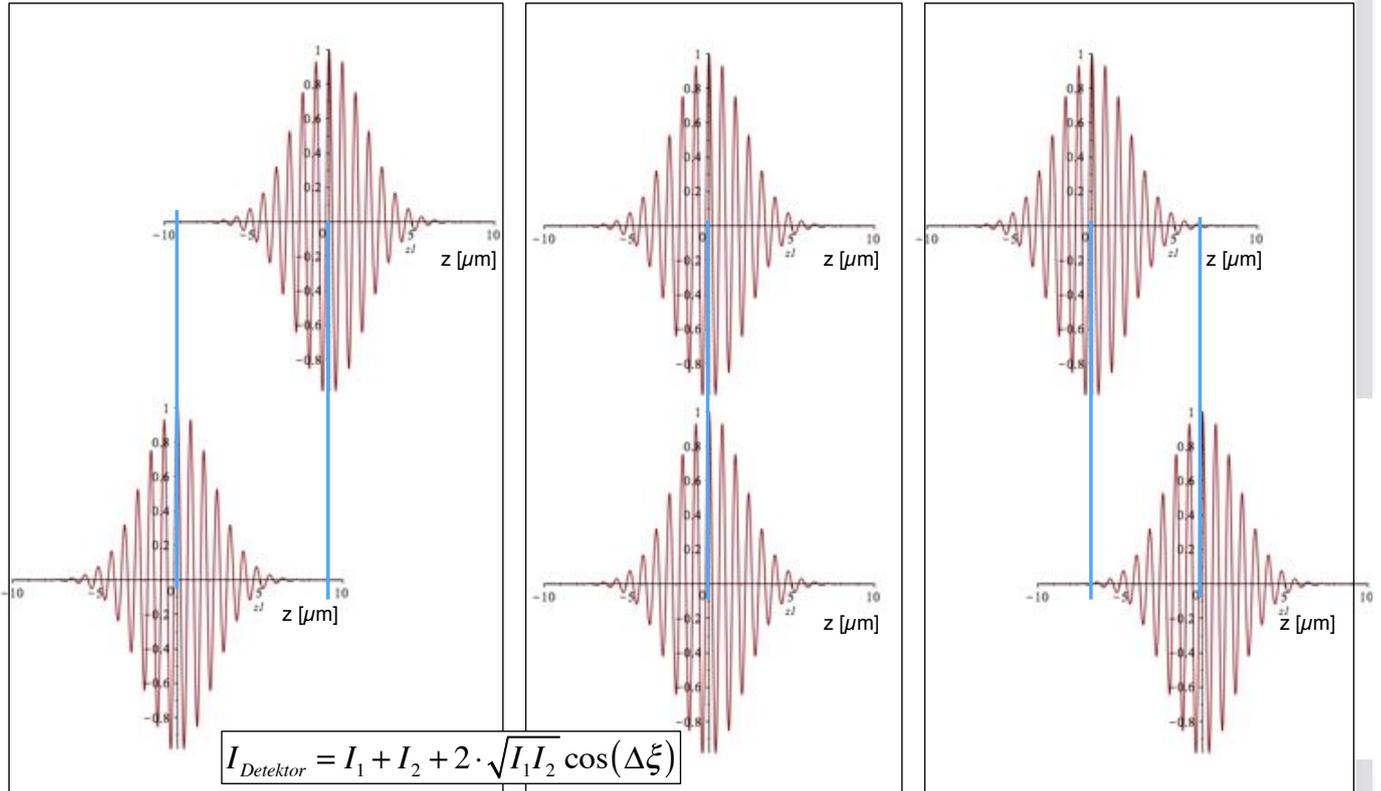
Zeitbereich

Ein typisches Wellenpaket für OCT ist  
 - im Zeitbereich 50fs lang und  
 - im Ortsbereich 15μm lang



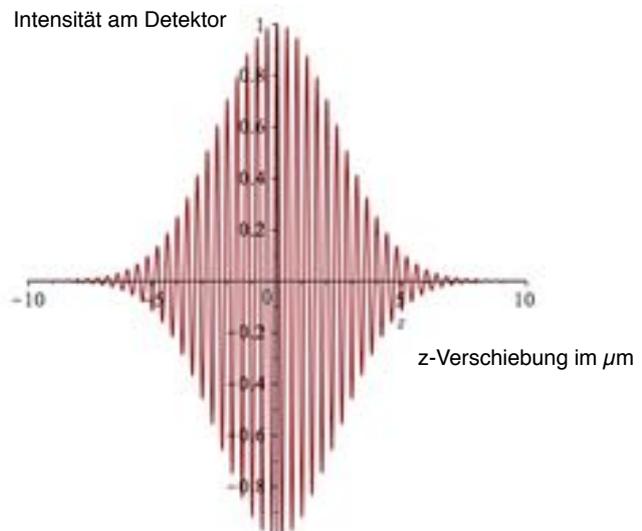
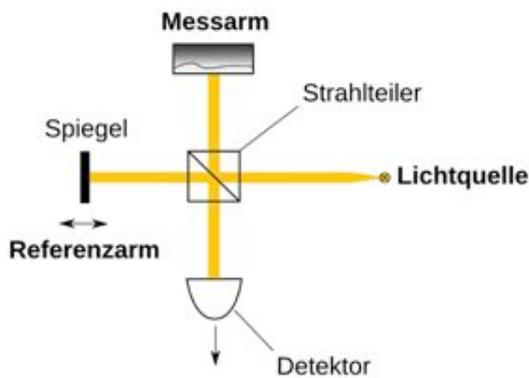
Welle längs der z-Achse

# Bedeutung der Kohärenzlänge - unterschiedliche Weglängen im Interferometer



# Interferenzmuster bei einer reflektierenden Fläche

$$I_{\text{Detektor}} = I_1 + I_2 + 2 \cdot \sqrt{I_1 I_2} \cos(\Delta\xi) \qquad \Delta\xi(\Delta z) = 2\pi \left( \frac{2n\Delta z}{\lambda_0} \right)$$



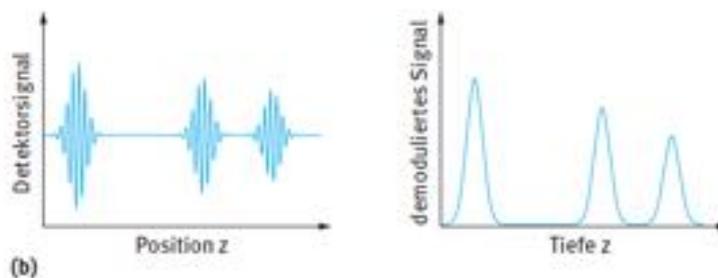
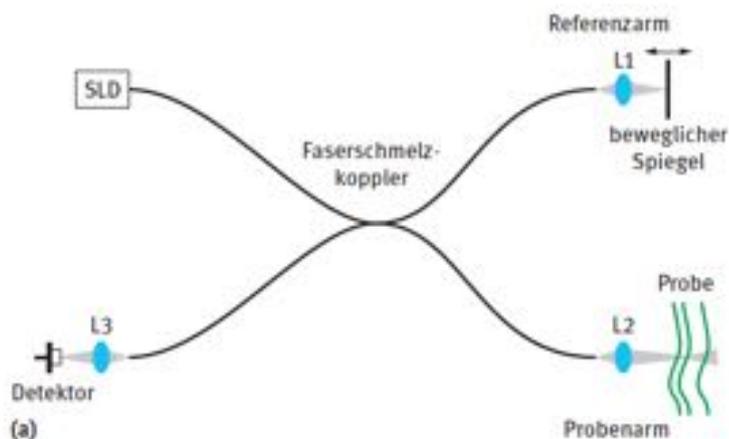
# Die drei Varianten der OCT

➔ Time Domain OCT (TD OCT)

➔ Fourier Domain OCT oder Frequency Domain OCT (FD OCT)  
➔ Spectral Domain OCT

➔ Swept Source OCT oder Optical Frequency Domain OCT (OFDI)

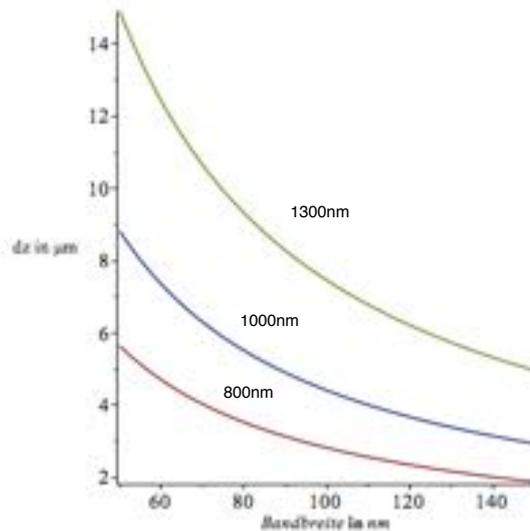
## Time Domain OCT (TD OCT) - Prinzip



E. Koch  
TU Dresden

## TD OCT axiale Auflösung

$$\Delta z = \frac{1}{2} l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad \begin{array}{l} l_c = \text{Kohärenzlänge} \\ \Delta \lambda = \text{Bandbreite (FWHM)} \end{array}$$



## TD OCT laterale Auflösung

... wie bei jedem Mikroskop

$$d_{\min} \approx \frac{\lambda_0}{A_N}$$

wobei  $A_N$  die numerische Apertur ist

$$A_N = n \cdot \sin \alpha$$

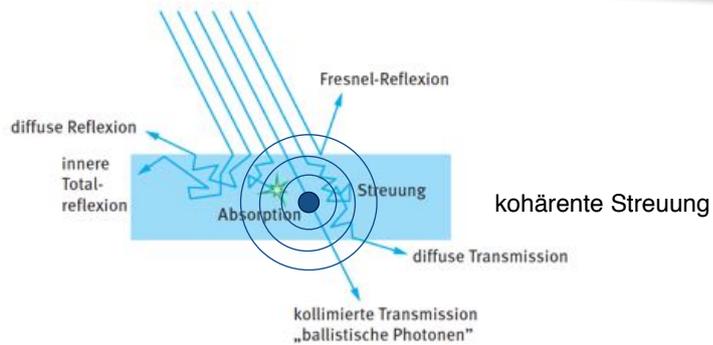
$\alpha$  = halber objektseitiger Öffnungswinkel (Akzeptanzwinkel)

typisches Beispiel: 800nm,  $A_N=0,1$ ,  $d=8\mu\text{m}$

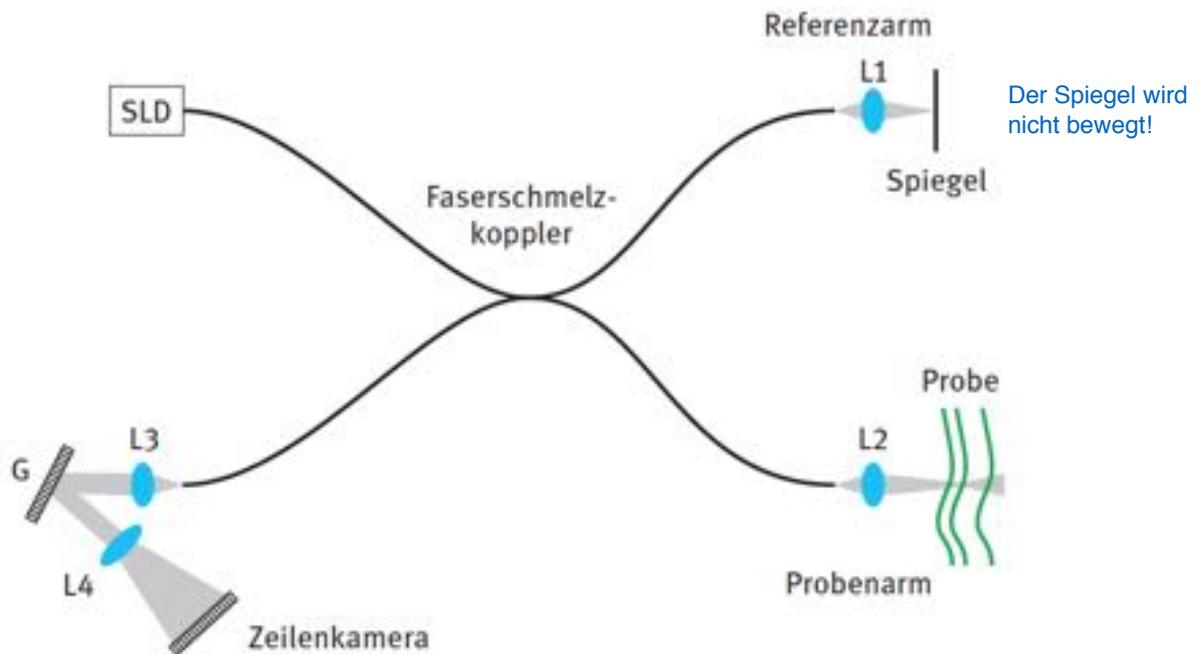
# TD OCT A-Scan und B-Scan

A-Scan: eine Linie auf der z-Achse in den Körper hinein  
 B-Mode: eine Reihe von parallelen Linien  
 3D-Mode: eine Matrix von parallelen Linien

axiale Auflösung: wird bestimmt durch die Kohärenzlänge, typisch 10µm  
 laterale Auflösung: wird bestimmt durch die numerische Apertur, typisch 10µm  
 Eindringtiefe: bestimmt durch den Schwächungskoeffizienten, typisch einige mm



# Fourier Domain OCT, Spectral Domain OCT Frequency Domain OCT



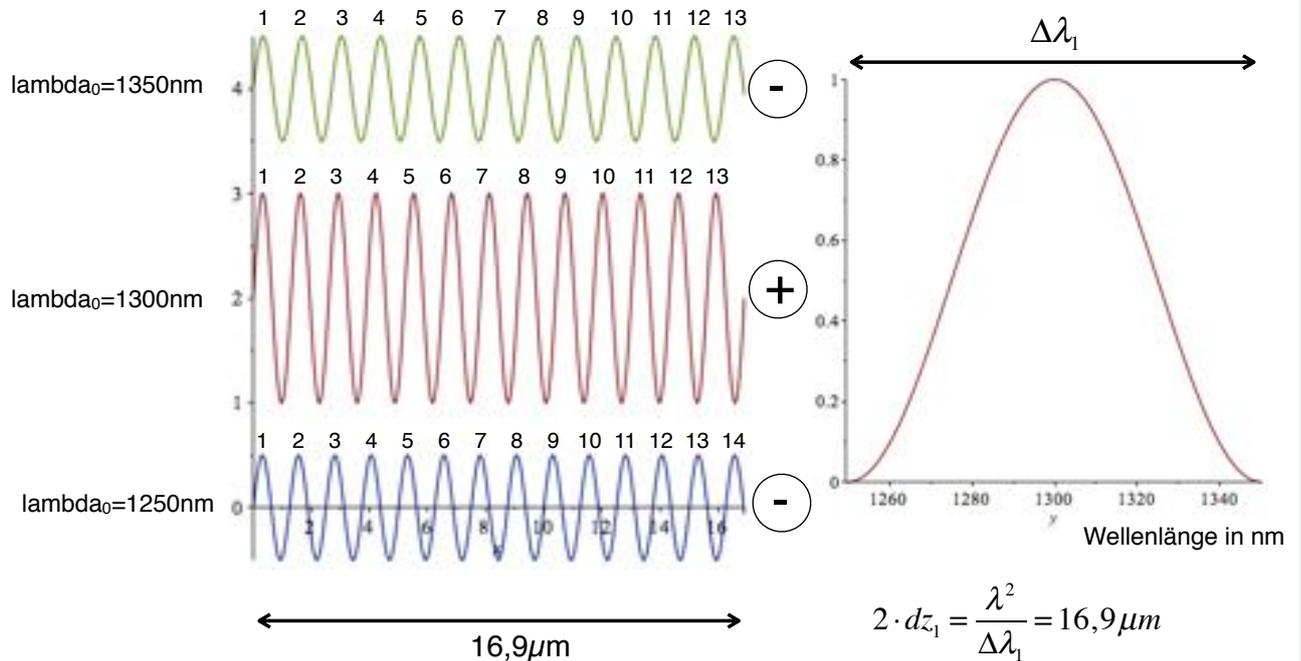
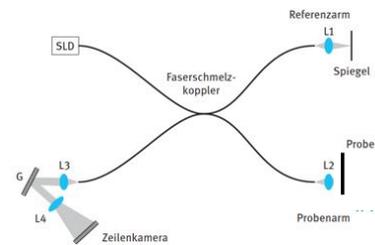
Julia Walther und Edmund Koch, Biomedizinische Technik, medizinische Bildgebung

# Fourier Domain OCT

## Beispiel: dz sehr klein

dz=Laufwegunterschied

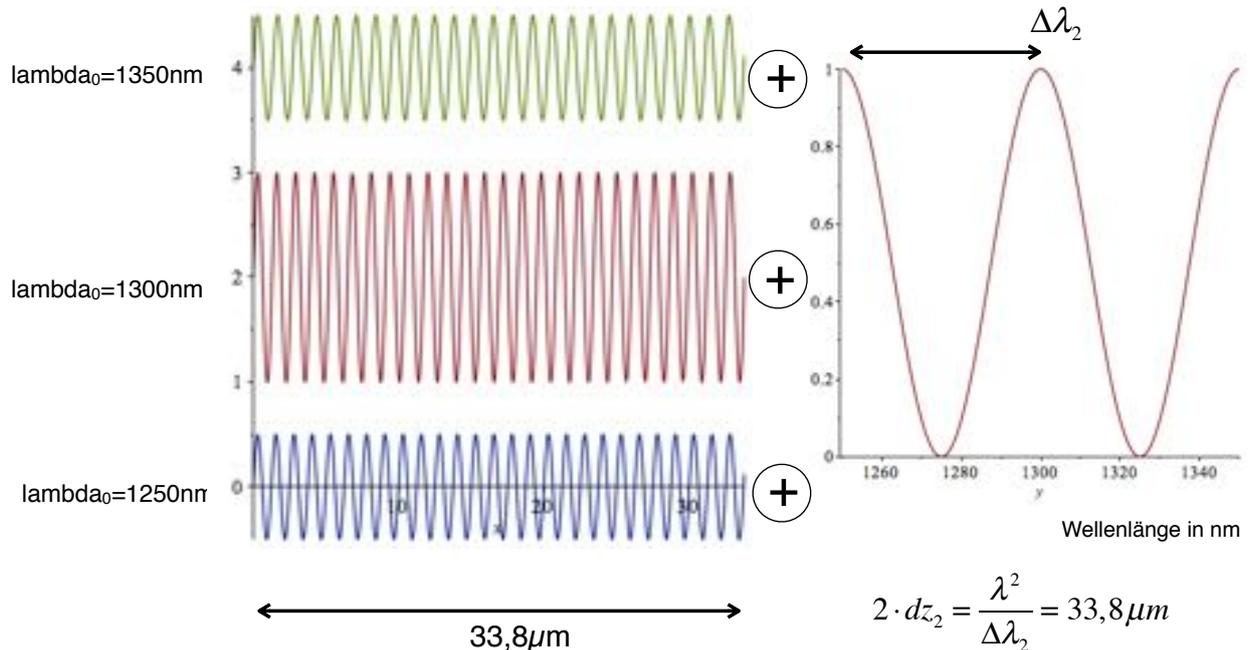
$\lambda_{0} = 1300\text{nm}$  Bandbreite 100nm



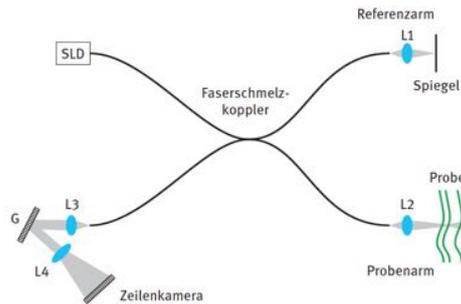
# Fourier Domain OCT

## Beispiel: dz etwas größer

dz=Laufwegunterschied



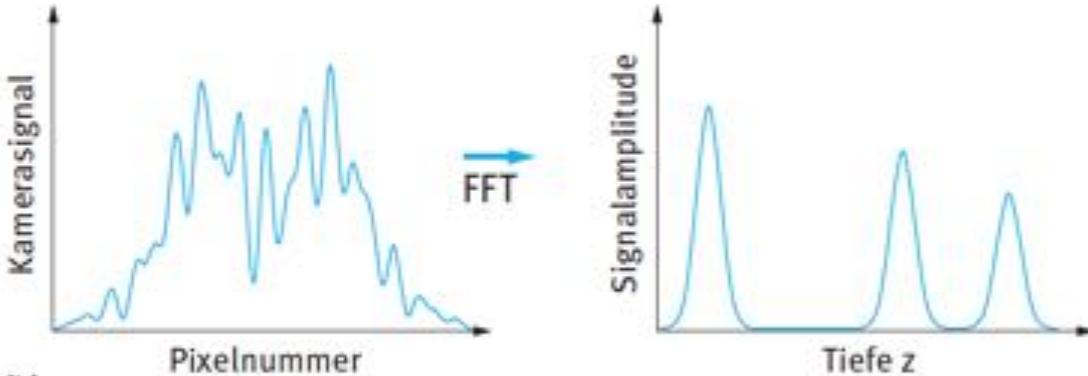
## A-Scan = FFT vom Spektrum



$$\lambda = \frac{c}{f} \quad \frac{d\lambda}{df} = -\frac{c}{f^2}$$

$$\Delta f = -\frac{\Delta\lambda \cdot f_0^2}{c} = \frac{\Delta\lambda \cdot c^2}{c \cdot \lambda_0^2} = \frac{c}{2 \cdot \Delta z}$$

$$\Delta z = \frac{\lambda_0^2}{2 \cdot \Delta\lambda}$$



.... am besten eine in  $k=1/\lambda$  lineare Kamera

## Fourier Domain OCT - Spectral Domain OCT

**Auflösung:** bestimmt durch die Bandbreite der Lichtquelle, d.h. je breiter desto besser.

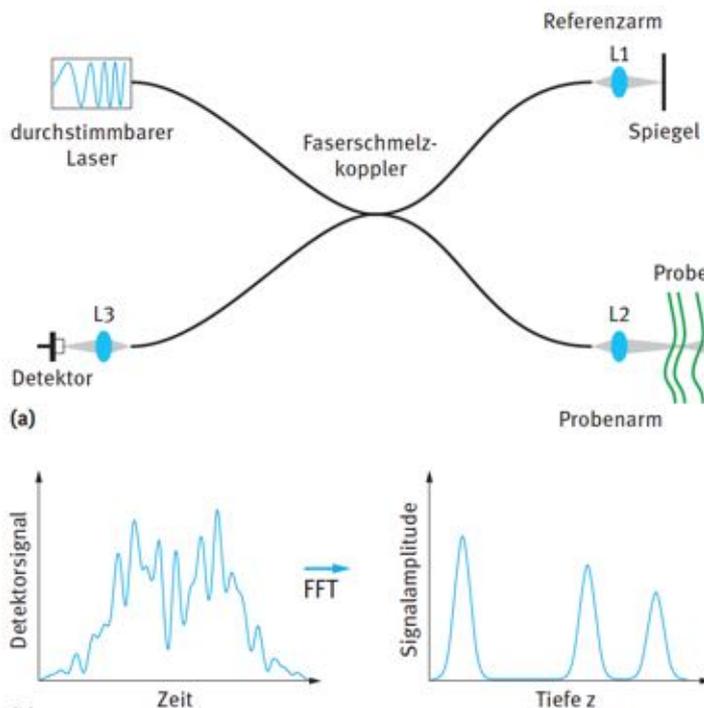
**maximale Tiefe:** bestimmt durch die spektrale Auflösung der Kamera, d.h. je mehr Zeilen in der Kamera desto tiefer.  
„Schnelle“ Kameras haben typisch 2048 Zeilen.  
(Hinzu kommt natürlich die Eindringtiefe des Lichtes.)

**Scan-Geschwindigkeit:** jedes Auslesen der Zeilenkamera ist ein kompletter A-Scan. Es gibt Kameras mit Zeilenfrequenzen von 90kHz.

# OCT mit durchstimmbarer Lichtquelle

## Swept Source OCT

### Optical Frequency Domain OCT OFDI



## Fourier Domain OCT

**Auflösung:** bestimmt durch den Wellenlängenbereich, den die Lichtquelle überstreichen kann, d.h. je breiter desto besser.

**maximale Tiefe:** bestimmt durch die instantane Bandbreite der Lichtquelle.

(Hinzu kommt natürlich die Eindringtiefe des Lichtes.)

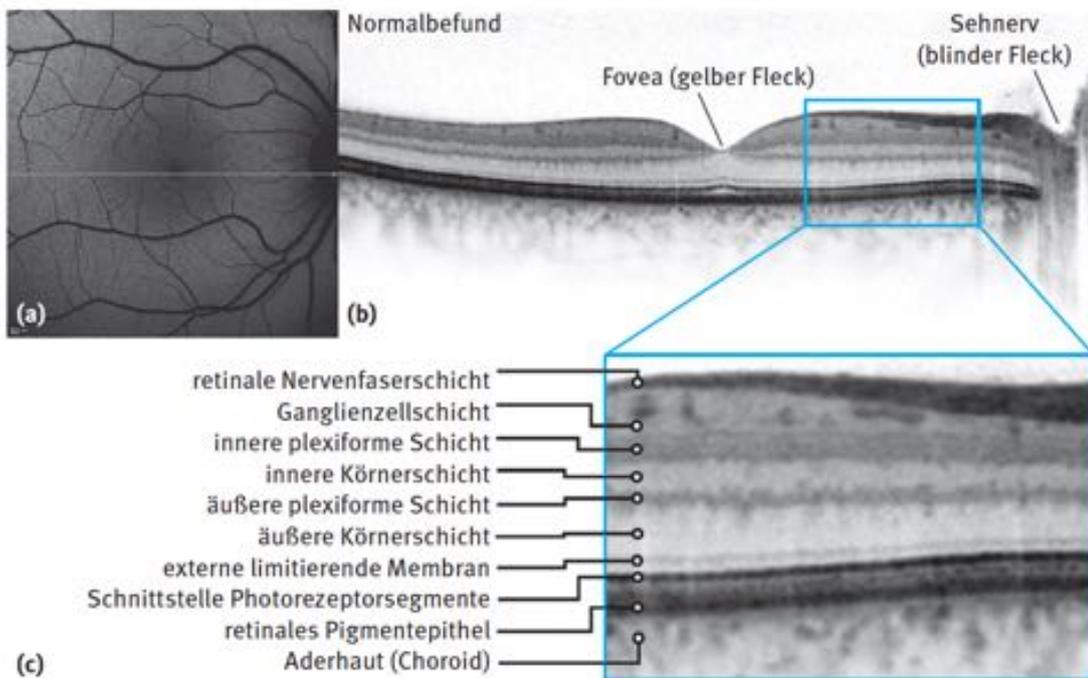
**Scan-Geschwindigkeit:** jeder Frequenz-Sweep der Lichtquelle ist ein A-Scan.

# OCT - neue Optionen

Doppler OCT  
Polarisationssensitive OCT  
Kombination mit Fluoreszenz-Bildgebung

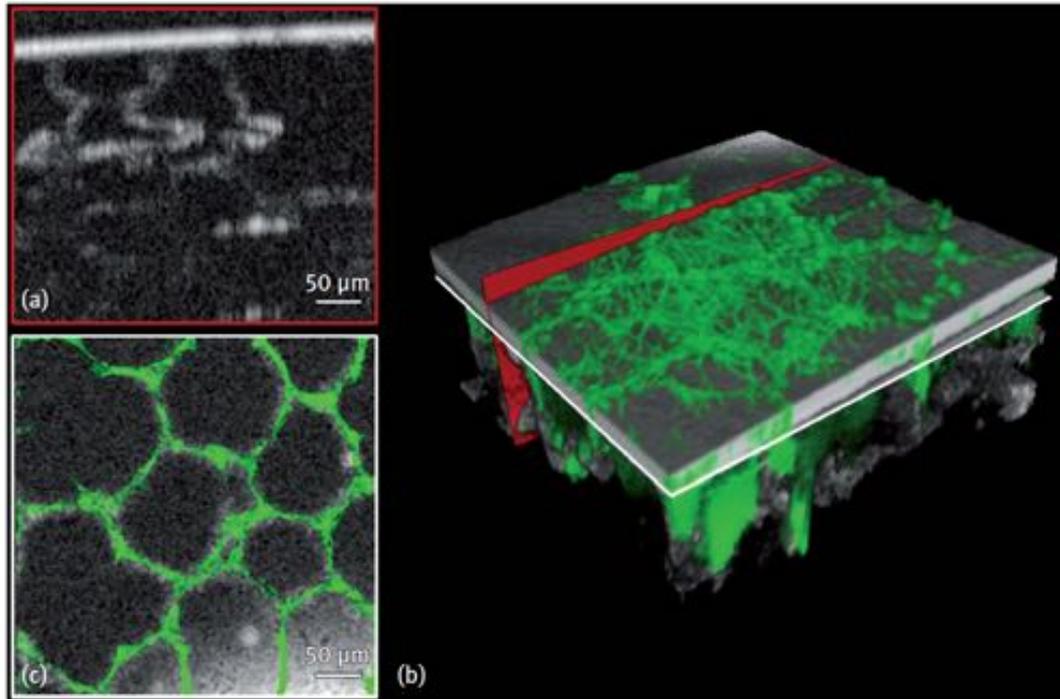
Ophthalmologie  
Netzhaut  
vorderer Augenabschnitt  
Dermatologie  
Endoskopie  
Angiographie

# OCT am Auge - Abbildung der Netzhaut



Julia Walther, Edmund Koch, TU Dresden und Heidelberg Engineering GmbH

# OCT und Fluoreszenzbildgebung von Lungengewebe



Elastinfasernetzwerk in grün überlagert

Julia Walther, Edmund Koch, TU Dresden