

## Interference světla

Interference monochromatických vln:

$$I = I_1 + I_2 + 2\gamma\sqrt{I_1 I_2} \cos \delta$$

Viditelnost interferenčního jevu:

$$\mu = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}$$

Koeficient  $\gamma$  zohledňuje míru koherence,  $\gamma \in \langle 0, 1 \rangle$

$$I_1 \approx I_2: \mu \approx \gamma$$

## Michelsonův interferometr

Při jemném posunu zrcadla lze počítáním proužků zjistit malé rozměry objektů:

$$\Delta L_m = m \frac{\lambda}{2}$$

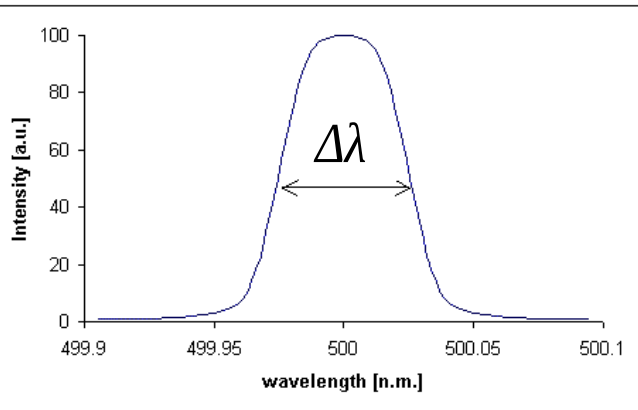
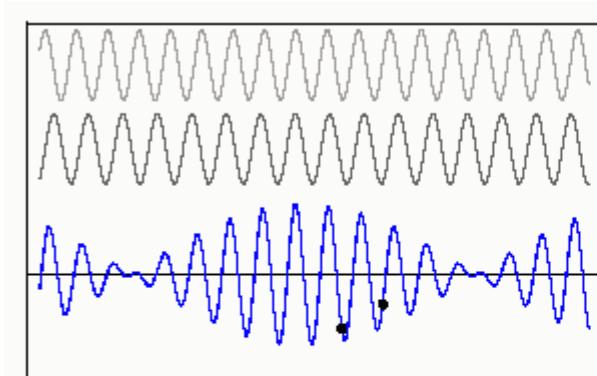
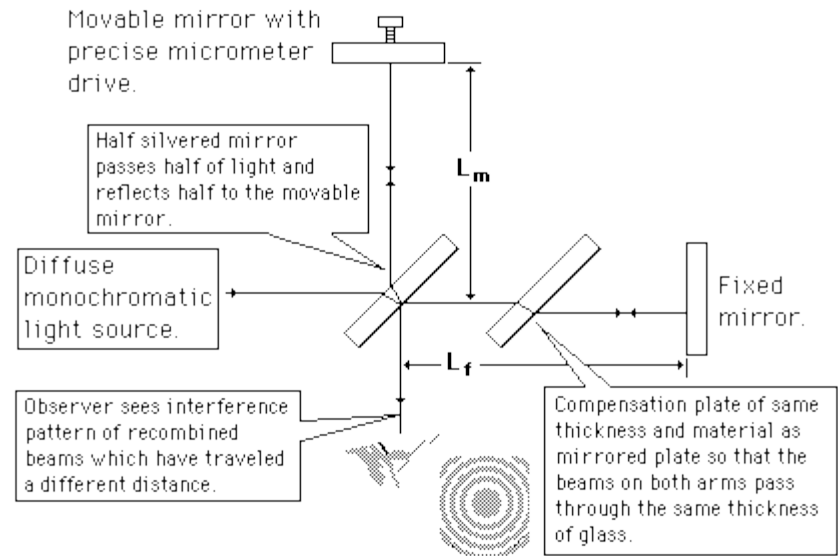
## Vlnová klubka

$$E = \sum_{i=1}^n E_{0i} \cos(\omega_i t - k_i x + \delta_i)$$

pro klubko se definuje jeho koherenční délka jako

$$\delta_c = \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda}$$

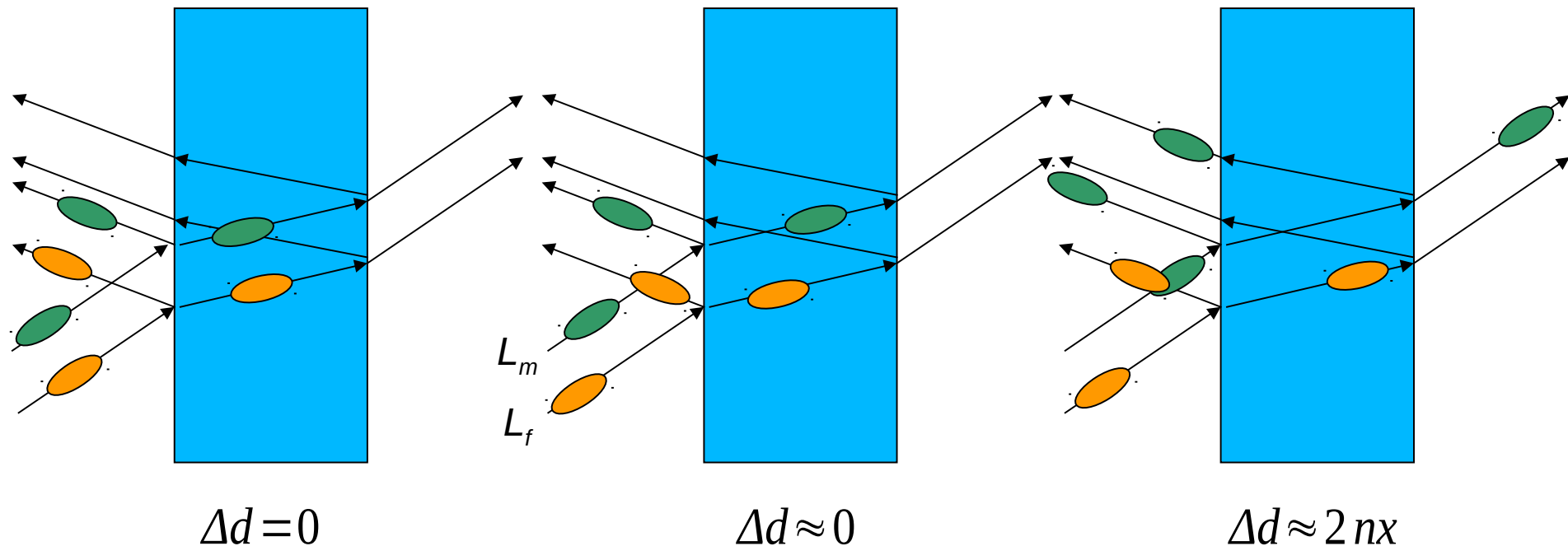
Vlnová klubka budou interferovat, pokud se alespoň částečně překryjí; míru překrytí zohlední koeficient  $\gamma$ .



## Interferometrické měření vzdáleností

Michelsonův interferometr s posuvným zrcadlem, vzorek tloušťky  $x$ , index lomu  $n$   
**situace s vlnovými klubky** (při striktně monochromatickém záření se interference uplatňuje vždy)

Vlnová klubka budou poskytovat vždy silný signál, ale vně oblasti interference, kde se vlnová klubka nepřekrývají, budeme pozorovat prakticky konstantní intenzitu: tedy veličina viditelnost interferenčního jevu bude malá, nebo, jinými slovy, světlo se složí jako nekoherentní (tedy se jenom sečtou intenzity jednotlivých vln).



Vyšší řády odrazů je obtížnější pozorovat kvůli jejich silnému zeslabení.

## Optická biometrie oka

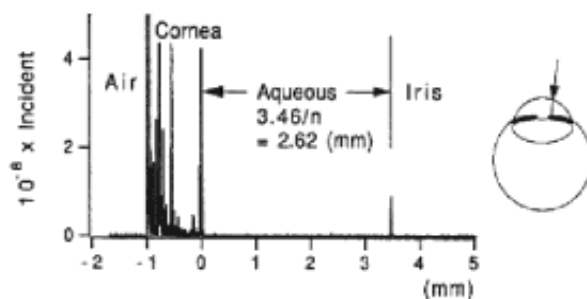
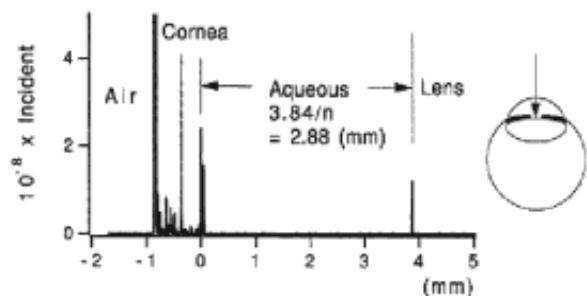
IOL Master – provádí interferenční měření tlouštěk jednotlivých částí oka

využívá vlnová klubka vhodně nastavené délky

nekontaktní metoda – možnost měřit i přes brýle

v současnosti lze měřit i přes šedý zákal

rozlišení 0.02 mm



Výstupem změření je graf viditelnosti interference v místech, kde klubka interferují, je viditelnost vyšší: objevují se píky, odpovídající tloušťkám jednotlivých struktur v oku

(výpočet lze výrazně zpřesnit, pokud se zaznamenají i dvojité, trojitě průchody)

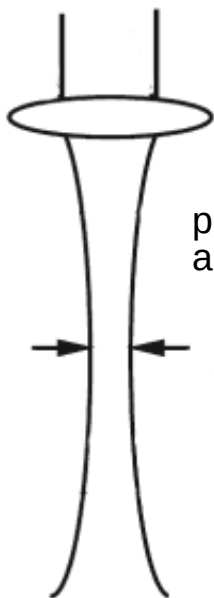
# Optical Coherence Tomography (OCT), 1991

polovodičová laserová dioda, 800 – 1000 nm, stovky mW

rozlišení hloubkové a příčné jsou zcela oddělena:

hloubkové 
$$\ln(2) \frac{2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \delta_c$$

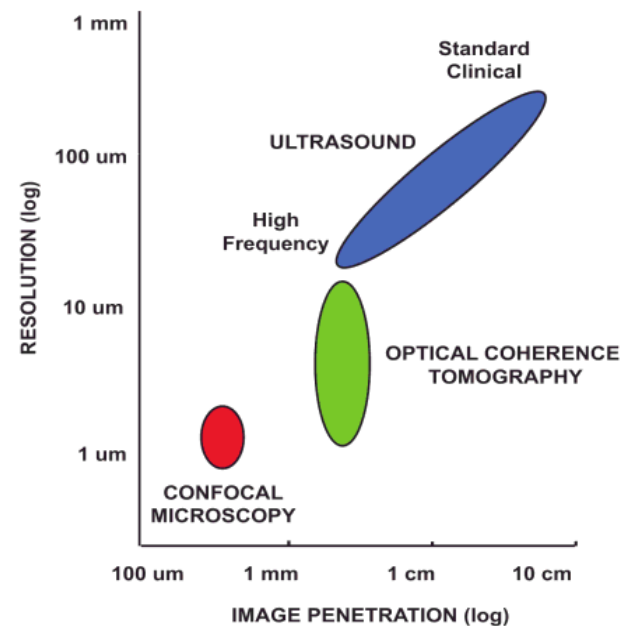
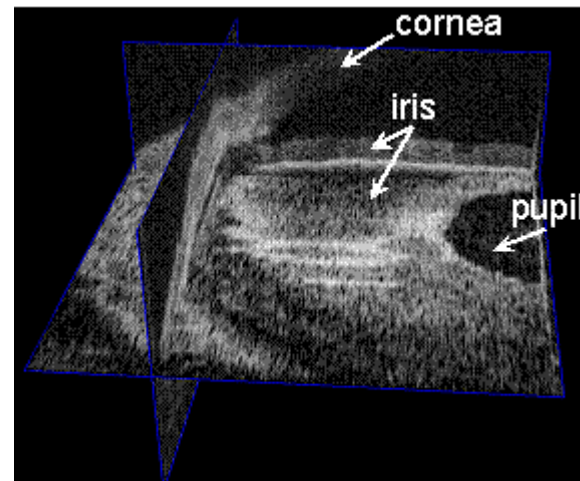
příčné závisí (pouze) na použitém typu mikroskopie  
(dosahovaná laterální rozlišení jsou lepší než mikrometr)



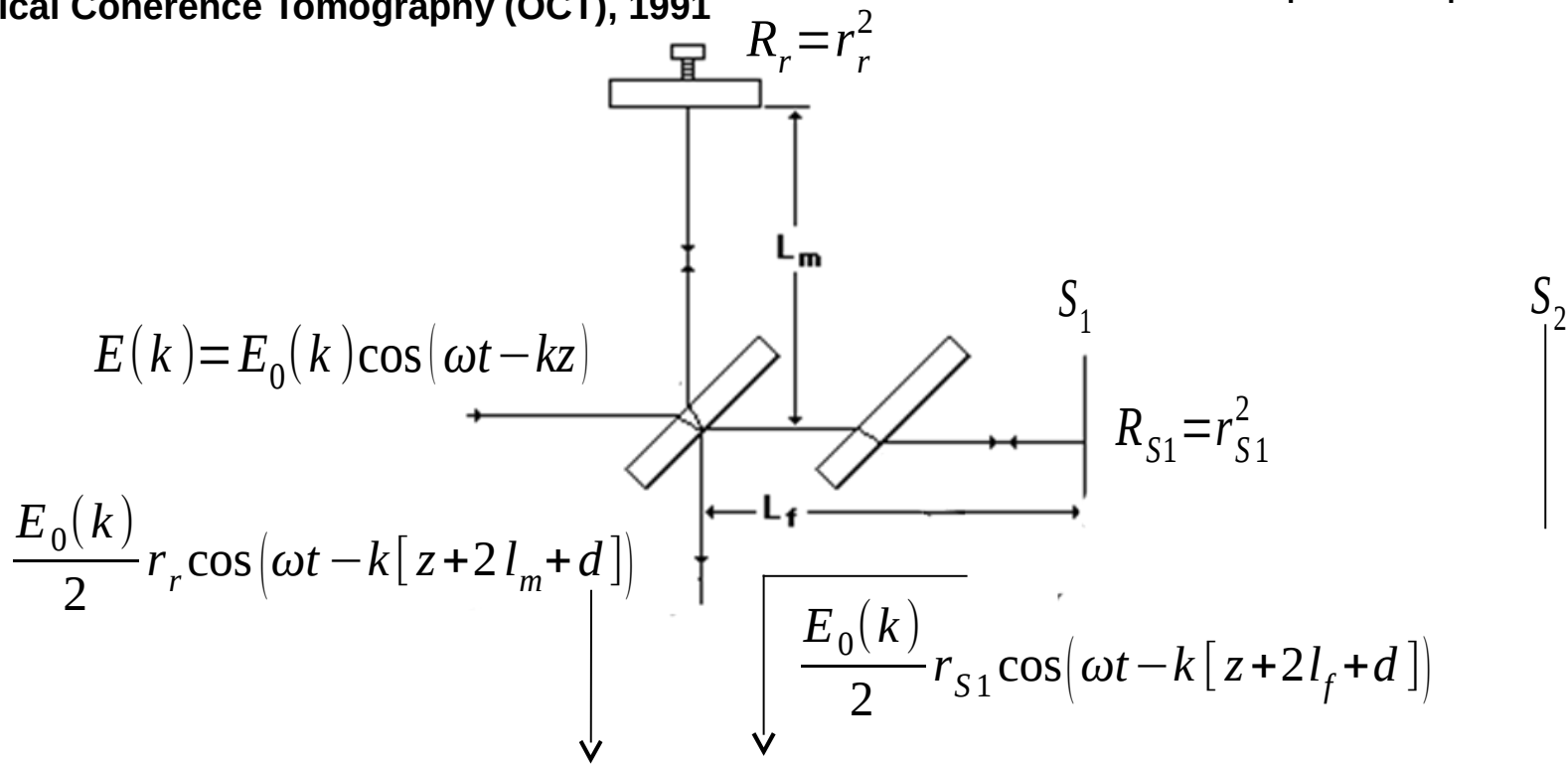
pro objektiv s ohniskovou vzdáleností  $f$   
a numerickou aperturou  $NA$

$$\Delta x = 0.37 \frac{\lambda_0}{NA}$$

zdroj difuzního spektra + interferometr + skenovací technika



Optical Coherence Tomography (OCT), 1991



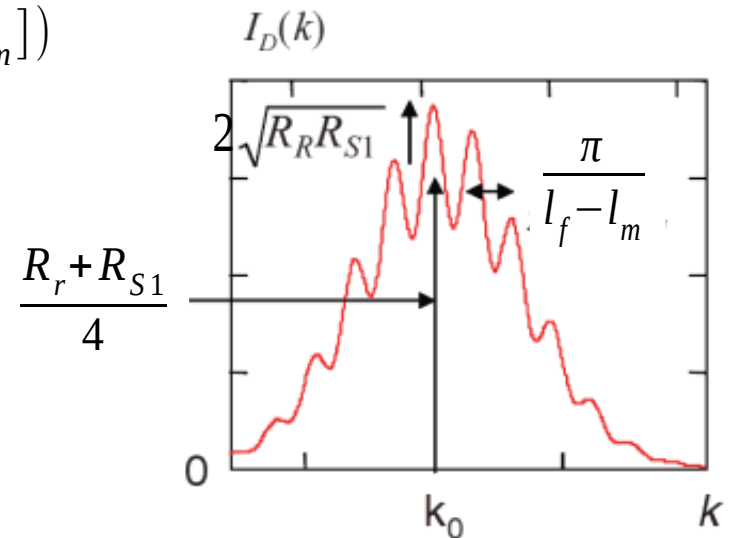
$$I = \frac{I_0(k)}{4} (R_r + R_{S1}) + 2I_0 \sqrt{R_r R_{S1}} \cos(2k[l_f - l_m])$$

dvě po sobě jdoucí maxima:

$$2k(l_f - l_m) = c2\pi$$

$$2k'(l_f - l_m) = (c+1)2\pi$$

$$\Delta k = k' - k = \frac{\pi}{l_f - l_m}$$



## skenovací zobrazovací zařízení v oftalmologii

Pro snímání plošných objektů elektronicky se používají metody rastrového skenování povrchu vzorku

(na tomto principu je založen i HRT, který využitím konfokální mikroskopie snímá i 3D)

konfokální mikroskop (mimo jiné zbavuje obraz neostrých struktur z jiných hloubek vzorku)

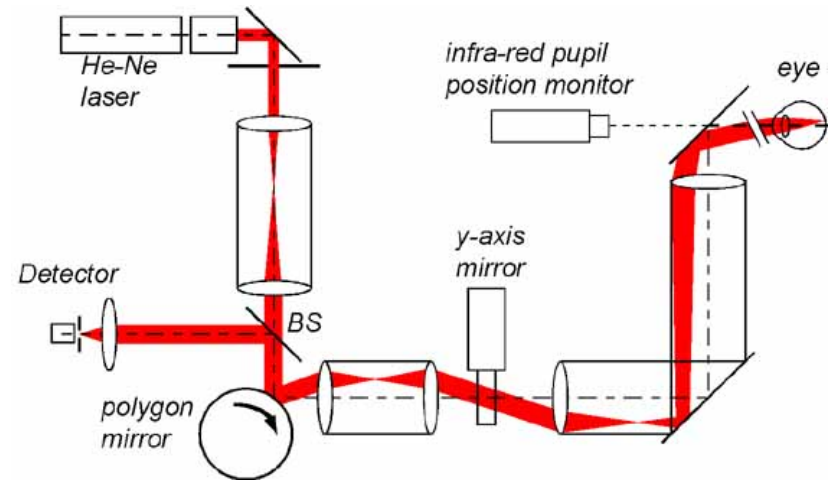
### pohyb skenovací optiky:

mechanicky (pomalejší): Nipkowův disk, piezoelektrika

opticky (rychlejší, odpadají mechanické vibrace apod.):

kerrova cela, pokelsonova cela, ohyb světla na ultrazvuku

v roli detektoru dnes prakticky výhradně CCD



## konfokální skenovací laserový mikroskop (CSLO) 1979

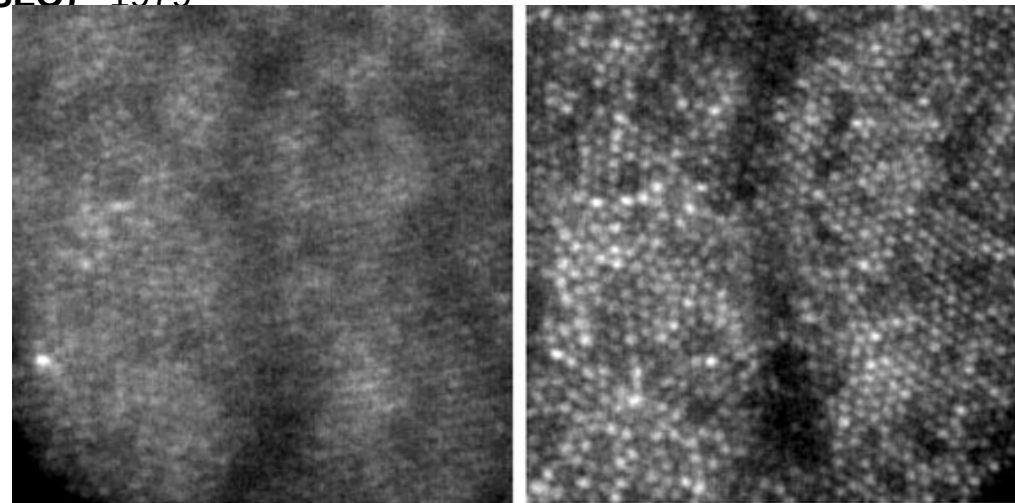
jako objektiv funguje samotný optický systém oka

umožňuje zobrazení sítnice v rozlišení řádu zakončení fotoreceptorů v reálném čase

zobrazení cca  $1,5^\circ$  sítnice, 30 skenů za vteřinu

použití adaptivní optiky umožňuje eliminovat do jisté míry aberace oka (odliší S,M,L receptory)

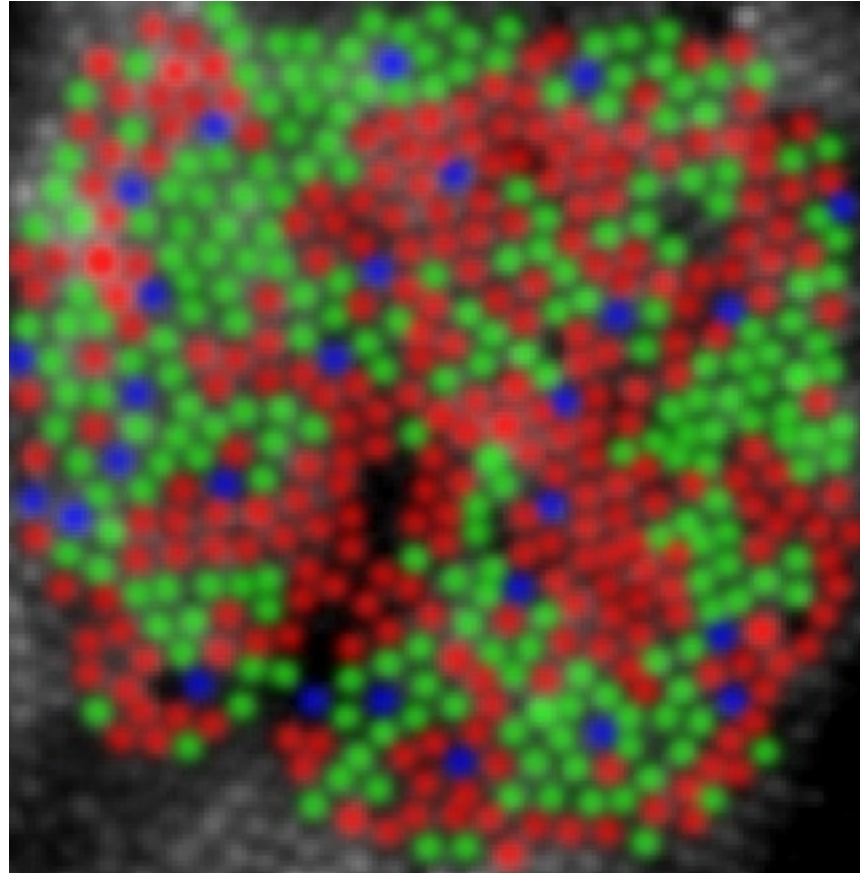
umožňuje přímé pozorování skotomů a poruch sítnice



Without Compensation

With Adaptive Compensation

5 arcmin



Zobrazení v neskutečných barvách, rozložení jednotlivých typů receptorů  
v blízkosti žluté skvrny, snímek z CSLO + adaptivní optika.

## Nipkowův disk

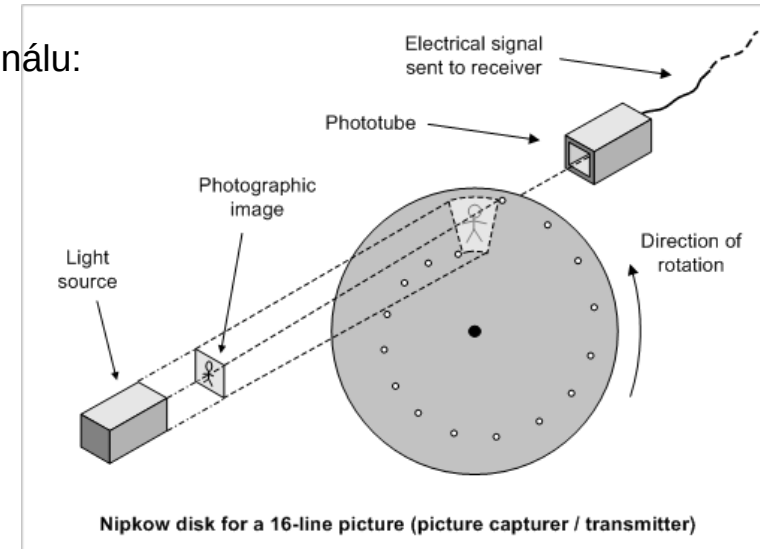
mechanické zařízení, původně navržené pro přenos televizního signálu:

protože se přenáší vždy jeden signál (jeden vodič, jeden kanál), dokud je v obraze aktivní jeden otvor, nevstupuje otvor druhý

postupným otočením se díky spirálovitému rozložení otvorů projde celý obraz

přestože teoreticky je možné dosáhnout vysokých rozlišení, původní design neumožnil těchto rozlišení dosáhnout

(bylo by zapotřebí příliš mnoha otvorů, příliš velké disky, silné zdroje světla)

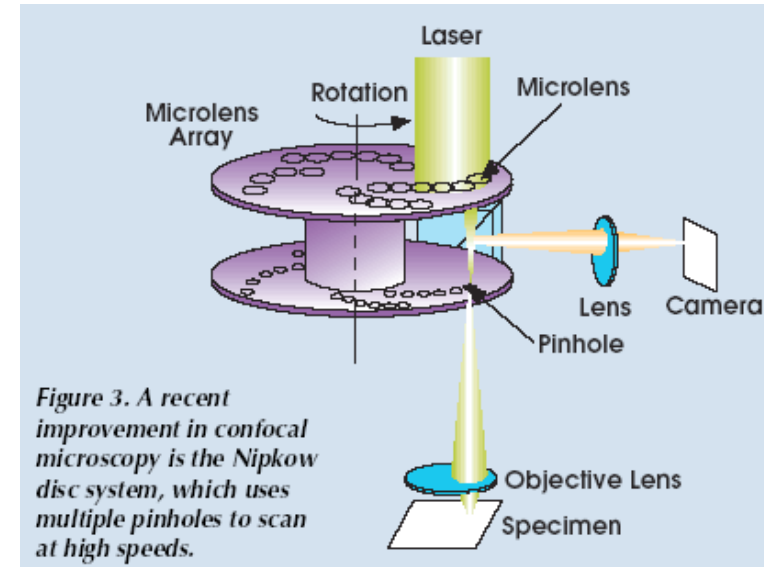


## S rozvojem plošných detektorů (CCD) lze podmínky značně zlepšit:

několik prostorově oddělených otvorů může snímat obraz současně, pokud se každý zvolený bod zobrazí na jiné místo detektoru

umístěním druhého disku se systémem stejně rozložených mikročoček fokusujeme svazek laseru na jednotlivé otvory – mohou tedy být menší

protože světlo putuje týmiž otvory i po sejmutí vzorku, vzniká konfokální zařízení





## pulzní lasery – Kerova cela

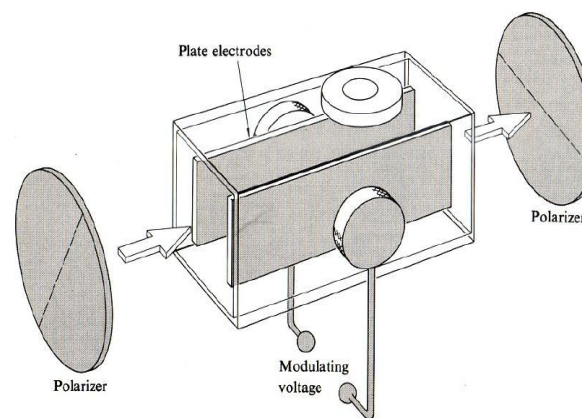
k tomu, aby laser místo kontinuálního výkonu poskytoval energii v oddělených pulzech (které díky tomu obsahují vysoký výkon), je potřeba střídavě přerušovat činnost rezonátoru, a tím i přítomnost stimulované emise

jednou z možností, jak toho dosáhnout, je **Kerova cela**, využívající získanou anizotropii kapaliny

Kerova cela je průhledná nádoba s tekutinou, vybavená bočními deskovými elektrickými kontakty a obklopená zkříženými polarizátory.

Přiložením vnějšího napětí  $U$  na kontakty dochází přeorientováním molekul kapaliny ke vzniku anizotropie, úměrné velikosti přiloženého napětí:

$$\varphi(n_e - n_o) = \frac{2\pi k}{\lambda d} U^2$$



je-li přikládáno pole střídavé (frekvence až MHz), dochází k periodickému otevírání a zavírání rezonátoru a vznikají pulzy laseru:

v okamžiku, kdy má pole nulovou velikost, není anizotropie přítomna – světlo zůstává **lineárně polarizované** a neprojde tudíž přes soustavu dvou zkřížených polarizátorů – **rezonátor je otevřen**, laser nesvítí

v okamžiku, kdy má pole maximální výchylku, je anizotropie největší – světlo se stává elipticky polarizovaným a projde (částečně) přes soustavu dvou zkřížených polarizátorů – **rezonátor je uzavřen**, laser svítí