

# Aplikovaná optika II

*Fyzikální část – verze 92*



Josef Kuběna , Přírodovědecká fakulta MU, Brno  
Svatopluk Synek, Lékařská fakulta MU, Brno

Principy optických a jiných počítačových  
skenovacích metod užívaných v oftalmologii

*Učební pomůcka pro obor optometrie*

## Typy laserů v medicíně

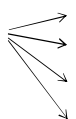
**V medicíně se převážně dosud užívají tyto typy laserů:**

1. **argonový** laser plynový, kontinuální, (vhodné vlnové délky 488 nm a 514nm)
2. **kryptonový** laser plynový, kontinuální, (647,1nm)
3. **Nd:YAG**, pevnolátkový, pulsní i kontinuální, buzení výbojkami, (1064 nm)
4. **Dye** (angl. barevný odstín) laser, kapalinový, u kterého je možné nastavit vlnovou délku laseru změnou koncentrace aktivních prvků vzácných zemin (Eu, Dy, Tb, Sm) v roztoku, buzení výbojkou, chlazení tekutým dusíkem (fotodynamická léčba submakulární membrány).
5. **eximerové lasery**, plynové, pracují na principu buzení chemickým rozpadem dimerů vzácných plynů (např. ArF, KrCl, XeF, aj.), jejich obor vlnových délek leží v oblasti 120 nm až 550 nm.

## Lasery

Lasery rozlišujeme především podle druhů aktivního prostředí, to znamená, jakým procesem dochází k jeho excitaci:

**Excitace atomů do metastabilního stavu**



- Srážkami** mezi atomy dvou druhů (He-Ne, CO<sub>2</sub>)
- Optickou** excitací - čerpáním (rubín, neodymové sklo)
- Excitací při **chemické reakci** (eximery)
- Průchodem elektrického proudu** (polovodiče, GaAs) a jiné způsoby

**Světelný výkon laserů:**

1. **Kontinuální** laser až desítky mW
2. **Pulsní laser** při středním výkonu 10 mW může mít parametry:
  - délka pulsu = 1 ns,
  - výkon v pulsu = 1 MW,
  - opakovací frekvence = 10 Hz

3

## He – Ne a CO<sub>2</sub> laser



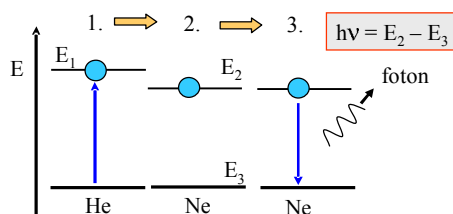
1. Jsou-li výstupní okénka skloněna pod Brewsterovým úhlem, pak svazek laserových paprsků je lineárně polarizován
2. Skleněná výbojová trubice s náplní He (tlak asi 100Pa) a Ne (tlak asi 10 Pa).
3. U CO<sub>2</sub> laseru přebírá funkci He dusík a neonu molekula CO<sub>2</sub>

Typické kontinuální lasery.

$\lambda(\text{He-Ne}) = 632.8 \text{ nm}$

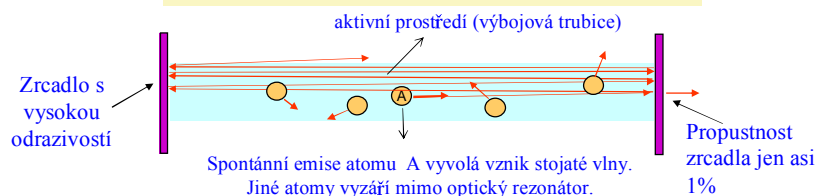
$\lambda(\text{CO}_2) = 10.6 \text{ }\mu\text{m}$

Energiové schéma buzení (tzv. **tříhladinový systém**)



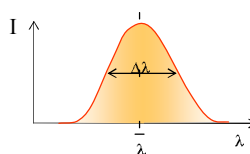
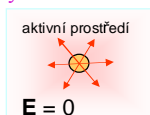
1. Výbojem se excituje atom He na E<sub>1</sub>
2. Srážkou atomů He s Ne se excituje atom Ne do **metastabilního stavu** na E<sub>2</sub>
3. Za přítomnosti elektrického pole o frekvenci  $\nu_M$  vyzáří Ne foton **stimulovaně**, jinak **spontánně**

## Spontánní emise



### Spontánní emise

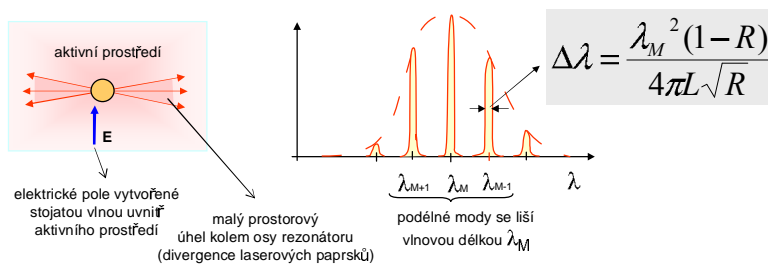
atomy září do všech směrů



1. Když se atom **nenachází** v elektrickém poli, přechází do stabilního stavu **samovolně**.
2. Foton je vyzářen do **libovolného směru** a v **libovolné polarizaci**.
3. Pozorujeme obvyklou **spektrální čáru** o šířce  $\Delta\lambda \sim 1/\tau$  ( $\tau$  = doba života) .

5

## Stimulovaná emise



- 1) Atom v metastabilním stavu vyzáří **spontánně** foton (EM vlnu) ve **směru optické osy** rezonátoru. Tím vznikne stojatá elektrická vlna.
- 2) Záření zbývajících atomů v metastabilním stavu už není spontánní, ale je **nyní stimulováno** elektrickým polem oné stojaté vlny.
- 3) Tyto atomy vyzáří své vlny **do směru optické osy** rezonátoru v té **polarizaci a fázi**, která odpovídá stavu vektoru E stojaté vlny. Tím se dosahuje **prostorové koherence** v celém průřezu svazku.
- 4) Malá šířka  $\Delta\lambda$  podélných modů (odpovídá za velkou **koherenční délku**) je důsledek vysoké odrazivosti zrcadel a délky L rezonátoru.

6

## Odhad zesílení laserů

**Zesílením** se rozumí kolikrát intenzivnější je svazek laseru než obyčejný zdroj světla při stejném světelném výkonu.

Při **spontánní emisi** se šíří paprsky do všech stran, tj. do prostorového úhlu  $\Omega = 4\pi$ .

Při **stimulované emisi** se šíří do prostorového úhlu  $\omega = 2\gamma^2$ , kde úhel  $\gamma$  je úhel divergence paprsků vystupujících z laseru.

**Zesílení nepolarizovaného** laserového svazku:

$$z_n = \frac{4\pi}{2\gamma^2}$$

U nepolarizovaného svazku má vektor elektrické intenzity **E** libovolný směr kolmý na svazek. Tomuto stavu odpovídá úhel  $2\pi$ .

Když je výbojová trubice zakončena okénky pod Brewsterovým úhlem, pak je stojaté vlnění uvnitř rezonátoru téměř lineárně polarizováno. Označme v tomto případě úhel mezi krajními vektory **E** jako  $\epsilon$ .

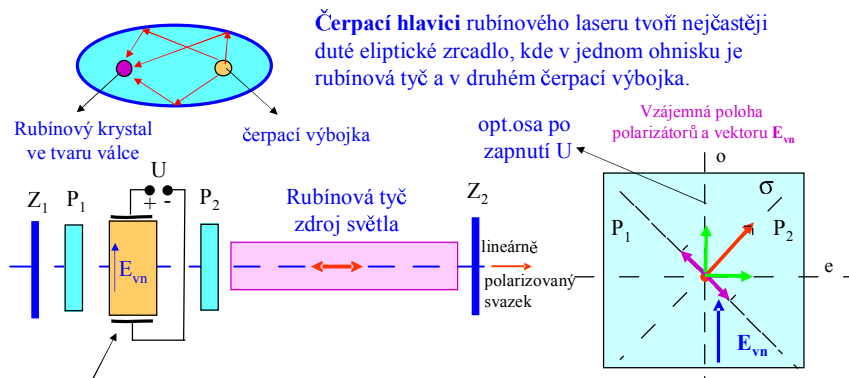
**Zesílení polarizovaného** laserového svazku:

$$z_p = \frac{4\pi}{2\gamma^2} \frac{2\pi}{\epsilon}$$

## Rubínový laser

1. Rubín je krystal  $\text{Al}_2\text{O}_3$  s příměsí asi **0.1% atomů chrómu** (dělá červené zabarvení).
2. Pracuje na tříhladinovém systému buzení. Funkci atomů He přebírá zde krystalová mřížka  $\text{Al}_2\text{O}_3$ , jejíž **tepelné kmity spolu s fotony čerpací výbojky** excitují atomy Cr do metastabilního stavu (doba života asi 3 ms)
3. Když je dostatek atomů Cr v metastabilním stavu, **otevře se rezonátor** a téměř okamžitě (díky vzniku elektrického stojatého vlnění v rezonátoru) přejdou všechny atomy excitované atomy Cr do základního stavu a přitom **stimulovaně září**.
4. Jde o typický **pulsní laser**. Opakovací frekvence v režimu volných oscilací (rezonátor stále otevřený) bývá asi 10 Hz. Světelná energie jednoho pulsu roste s objemem krystalu, dosahuje a dosahuje v  $1 \text{ cm}^3$  hodnoty asi 2 Jouly.
5.  $\lambda = 694.3 \text{ nm}$
6. Řízené **otevírání rezonátoru** se děje:
  - **mechanicky** např. rotujícím zrcadlem ,pomalé spínání,  $\Delta t$  asi  $10^{-3} \text{ s}$
  - **Kerrovou celou** (Vnější elektrické pole v látce (např. nitrobenzen) stáčí polarizační rovinu světla o 90 stupňů),  $\Delta t$  až  $10^{-6} \text{ s}$

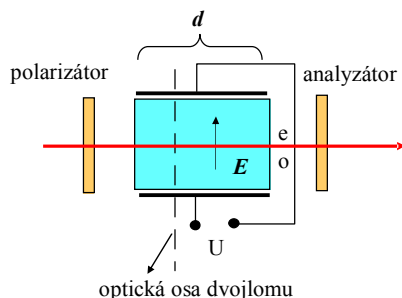
## Spínání rubínového laseru



1. Kerrova cela se ovládá napětím  $U$  a je vložena mezi dva zkřížené polarizátory  $P_1$  a  $P_2$
2. Při napětí  $U = 0$  světlo z rubínu neprojde na zrcadlo  $Z_1$ . **Rezonátor je zavřený.**
3. Při napětí  $U_1$  se průchodem přes celu otočí polarizační rovina 90 st. a **rezonátor je otevřený** pro polarizaci svazku určenou polarizátorem (mezi řádným a mimořádným paprskem vznikne fázový posuv  $\pi$ ).

## Kerrova cela

**Kerrová cela** je elektro-optické zařízení, které slouží k modulaci intenzity světla prostřednictvím přiváděného elektrického napětí (elektrického pole  $E$ ). Je založena na **Kerrově jevu**, který spočívá v tom, že isotropní kapalina o indexu lomu  $n$  se stane dvojlomnou tím, že její molekuly se orientují do směru elektrického pole. **Optická osa** dvojlomné kapaliny je pak rovnoběžná se směrem vektoru  $E$  a pro rozdíl indexů lomu  $(n_e - n_o) = kE^2$ , kde  $k$  je konstanta úměrnosti (největší je pro nitrobenzen). Polarizátor a analyzátor jsou zkřížené a se směrem vektoru  $E$  svírají 45 st.

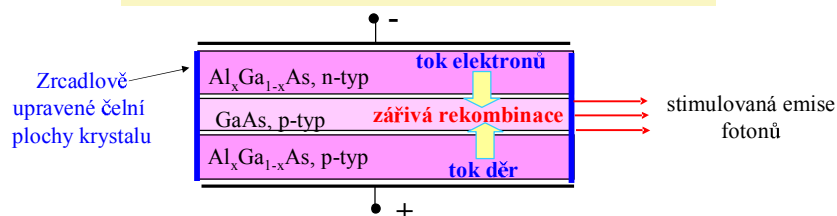


**Fázový posuv** mezi řádným a mimořádným paprskem je

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

Po průchodu analyzátozem pak tyto dva paprsky **interferují a interferenční intenzita** závisí na fázovém posuvu a tedy na přivedeném elektrickém napětí ( $E = U/d$ )

## Polovodičový laser



1. Vnější napětí uvedené polarity způsobí, že se v **opticky aktivní vrstvě krystalu GaAs** nahromadí současně velké množství elektronů a děr (s dostatečně dlouhou dobou života), které spolu mohou **rekombinovat** převážně jen **zářivými přechody**.
2. Zrcadlově upravené čelní plochy krystalu vytvářejí planparalelní **optický rezonátor** délky asi 1 mm. Ten zaručí, že při rekombinaci elektronů a děr vznikne **stimulovaná** emise fotonů.
3. Vlnová délka emitovaného světla je z intervalu 700 až 900 nm podle obsahu Al.
4. Na podobném principu pracují **luminiscenční fotodiody (LED)**. Nemají rezonátor a elektrony a díry v aktivním prostředí **spontánně** rekombinují a emitují foton.

11

## Srovnání vlastností světla

Vlastnost	Laserové světlo	Obyčejné světlo
spektrální složení	zlomek šířky jedné spektrální čáry, několik podélných módů	soubor spektrálních čar spojité spektrum
časová koherence (koherenční doba $\tau$ , koherenční délka $\delta = \tau c$ )	velká, $\delta$ je větší než délka rezonátoru	malá, $\delta \sim \lambda$ až $100\lambda$ $\delta = \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda}$
prostorová koherence (koherenční šířka $\beta$ )	po celém průřezu laserového svazku je $\gamma_s$ přibližně roven 1	velice malá, pro koherenční šířku platí $\beta = \lambda \frac{a}{s}$
polarizace	a) nepolarizované b) lineárně polarizované	nepolarizované
rovnoběžnost	vysoká, čím delší rezonátor, tím menší divergence svazku	září do všech směrů, o rovnoběžnosti se nedá mluvit

## Zobrazování v oftalmologii

### Zobrazovací metody:

1. Konfokální skenovací oftalmoskop
2. Fluorescenční angiografie
3. Spekulární (endotelový) mikroskop
4. Rohovkový topograf (keratograph)

### Mezi metody, které umožňují analýzu změn zrakového nervu případně tloušťky vrstvy nervových vláken patří:

1. **Heidelberský sítnicový tomograf (HRT)**  
Využívá 3D zobrazení sítnice pomocí skenovací techniky a konfokálního principu. Zobrazení se uchovává v počítači do dalšího vyšetření.
2. **Optická koherenční tomografie (OCT)**  
Využívá konfokálního principu, skenovací techniky, koherence světla, Michelsonův interferometr k měření zejména tloušťky celé vrstvy nervových vláken
3. **Analyzátor nervových vláken (GDx)**  
Využívá konfokálního principu, skenovací techniky, polarizační interferometrie k zobrazení nervových vláken. Sytost barvy jejich zobrazení je úměrná jejich tloušťce.

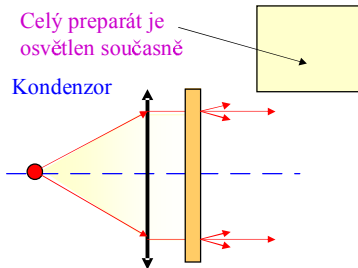
## Zkratky

V souvislosti s moderními metodami a přístroji se vyskytuje mnoho zkratk sestavených obvykle z prvních písmen anglického názvu, ale jejich význam není ustálen. Viz příklady:

Confocal Scannig Oftalmoscop  
 Heidelberg Retina Tomograph  
 Optical Coherence Tomograph  
 Glaucoma Diagnostics  
 Scannig Laser Oftalmoscop  
 Cofocal Scannig Laser Oftalmoscop  
 Computer Tomograph (Absorption Computer Tomograph)  
 Nuclear Magnetic Resonance (Magnetic Resonance Image)

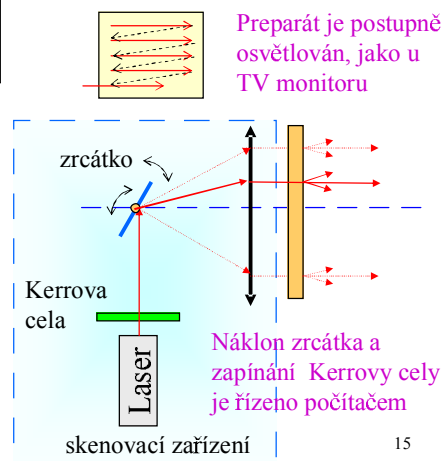
## Skenovací optika - osvětlení

### Standardní osvětlení preparátu



Místo zrcátka se ve skenovacím zařízení užívá i **Pockelsova cela** nebo **difrakční vychylování** paprsku na ultrazvukových vlnách.

### Skenovací osvětlení

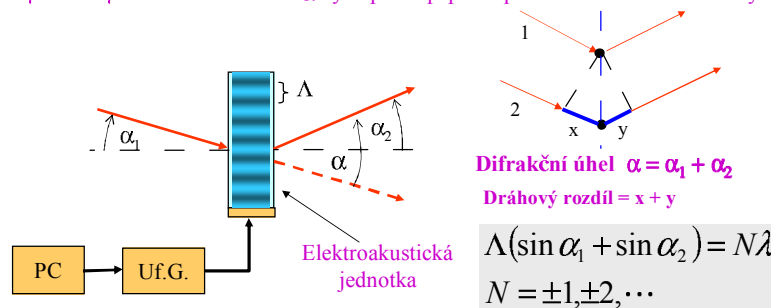


15

## Ultrazvukové skenovací zařízení

Ultrazvukový modulátor směru paprsku (skenovací zřízení) je založen na **optické difrakci** laserového svazku na ultrazvukových vlnách v pevných lákách i v kapalinách. **Jde o jev analogický difrakci světla na optické mřížce.**

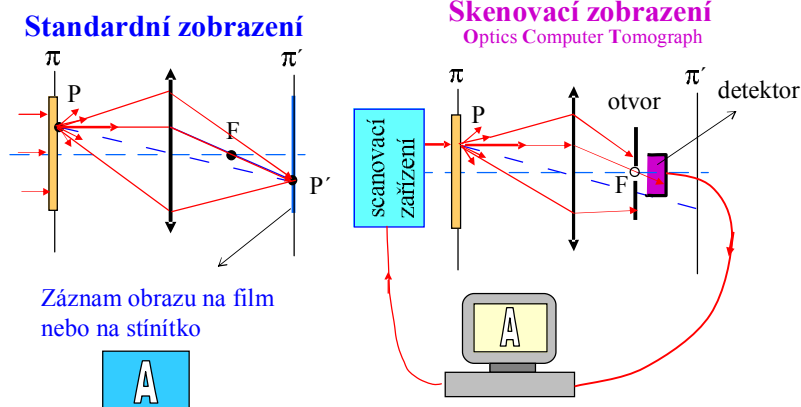
Elektronicky se mění frekvence ultrazvuku od 10 MHz až do 1 GHz a tím se vlnová délka  $\Lambda$  akustických vln (analogie mřížkové konstanty optické mřížky) mění v rozsahu asi 100  $\mu\text{m}$  až 1  $\mu\text{m}$ . **Difrakční úhel  $\alpha$**  výstupního paprsku pak lze ovládat elektronicky.



16



## Zobrazení skenovací optikou

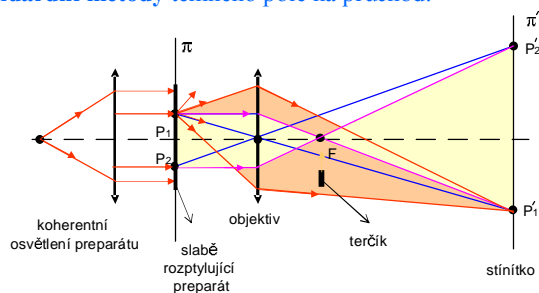


1. Paprsek, který projde ohniskem, přemění detektor na elektrický signál a tím se řídí při skenování jas v daném bodě obrazu na monitoru.
2. **Zaostřování** obrazu na předmět odpadá!

17

## Temné pole na průchod

Princip **standardní metody** temného pole na průchod:

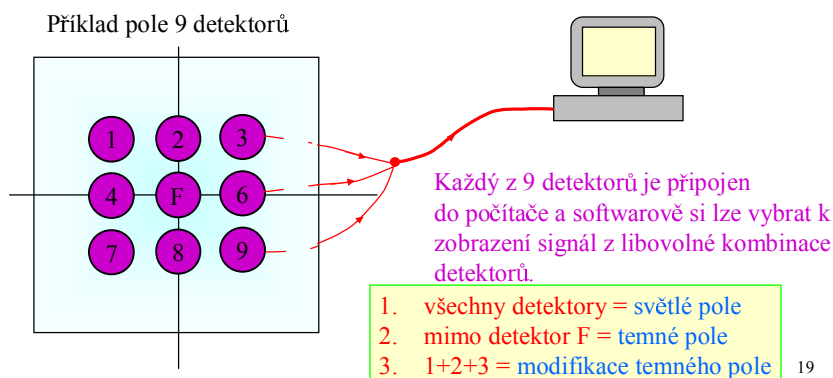


1. Terčik mimo ohnisko – **světlé pole**  
obraz vytvářejí paprsky rozptýlené i paprsky rovnoběžné s osou čočky
2. Terčik v ohnisku – **temné pole**  
obraz vytvářejí jen rozptýlené paprsky, které projdou čočkou

18

## Skenovací metoda temného pole

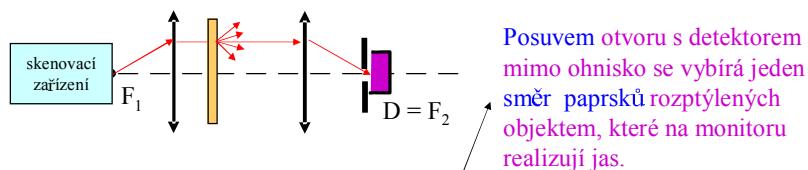
Optické laserové metody (Optics Computer Tomograph- **OCT**) se podobají rentgenové absorpční tomografii (CT). Tam se také detekuje jen intenzita jednoho paprsku, který právě prochází objektem a z něho **počítač odvozuje** (softwarově) **jas** bodu na obrazovce.



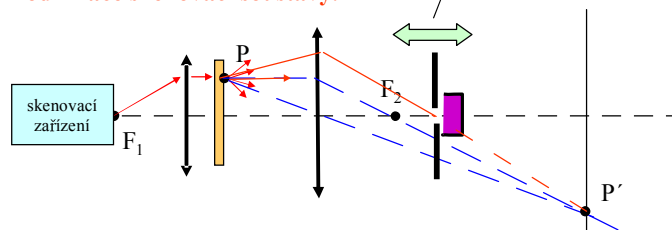
19

## Jiné skenovací soustavy

**Konfokální skenovací soustava na průchod:** - detektor je přesně v ohnisku objektivu, kontrast obrazu je určován jen intenzitou paprsků rovnoběžných s osou (tj. absorpcí v preparátu a jeho rozptylovými vlastnostmi).



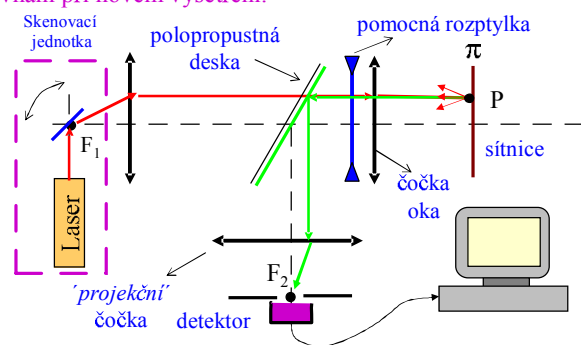
**Modifikace skenovací soustavy:**



20

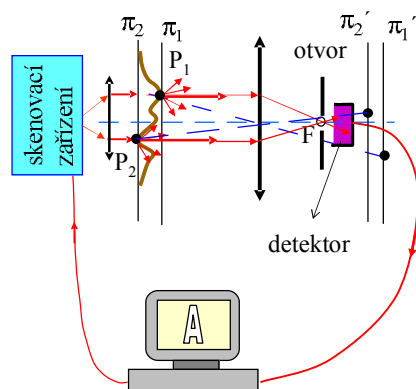
## Skenovací oftalmoskop - HRT

K zobrazení sítnice využívá metody **temného pole na odraz**. Skenovací metodou se dají tak zobrazit i 3D sítnice, protože u této metody není třeba zaostřovat. Interpretace kontrastu je **složitá**, avšak podstatné znaky 3D struktury sítnice se zachovávají. Zobrazení se uchová, aby bylo k dispozici pro porovnání při novém vyšetření.



21

## Skenování 3D objektu

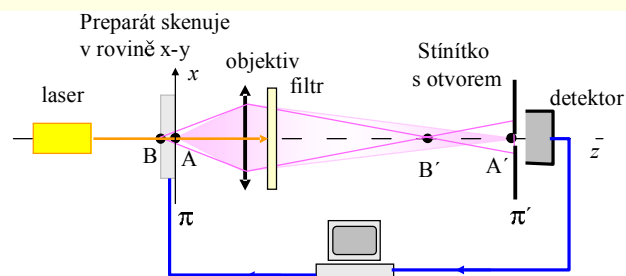


1. Zobrazovaný objekt je **3D**.
2. **Ostrost obrazu** je dána tím, že v daném okamžiku je osvětlen jen jeden bod předmětu, jemuž odpovídá jeden bod na obrazovce.
3. **Jas** bodu na obrazovce **nezáleží** na tom, v které předmětové rovině leží.
4. Jas každého bodu na obrazovce zde určuje intenzita (**úroveň absorpce a rozptylu**) paprsku rovnoběžného s osou systému (otvor před detektorem leží v ohnisku zobrazovací čočky). Tomuto uspořádání se říká **konfokální**.

Počítačový obraz 3D objektu je 2D a **nelze** jej softwarově rekonstruovat na 3D.

22

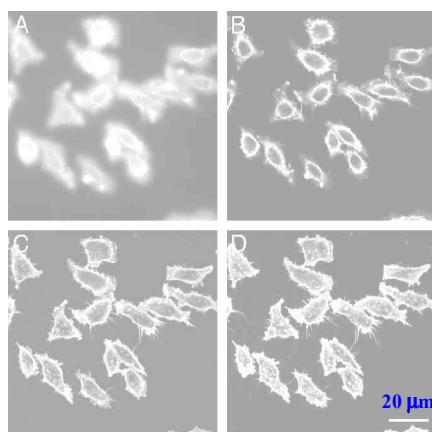
## X-y skenovací konfokální mikroskop



Tlustý vzorek rozptyluje světlo nebo se v něm budí fluorescence. Laserový paprsek osvětluje preparát v bodech A i B. **Filtr** dále propouští jen fluorescenční záření. Paprsky z bodu A se protínají v obraze A' a otvorem procházejí do detektoru, jehož signál určuje **jas bodu na monitoru**, který přísluší místu na vzorku, kam dopadá paprsek z laseru. **Skenování vzorku** v rovině xy řídí počítač. Fluorescenční záření z bodu B je v rovině stínítka s otvorem rozostřeno a malá část, která projde otvorem, zhoršuje kontrast snímku. Na jinou rovinu se **zaostří posuvem** stínítka s otvory.

23

## Konfokální mikrosnímky - řezy



### Rostlinná buňka:

- A) Standardní zobrazení metodou temného pole
- B) Zaostřeno na vršky
- C) Zaostřeno na střed
- D) Zaostřeno na spodek

Zobrazení B, C a D získáno laserovým konfokálním mikroskopem. Preparát byl připraven tak, aby laser v preparátu budil fluorescenční záření.

Starší konfokální optické systémy používají místo laserového nebo x-y skenování tzv. **Nipkowův disk**

24

## Přístrojová ostrost obrazu

**Rozlišovací schopnost záznamového media** obrazu charakterizujeme rozměrem detekční buňky :

- **Lidské oko** - velikost buněk na sítnici –  $I_o$  úhlové rozlišení  $\varphi_m = 3 \cdot 10^{-4}$
- **Fotografický film** – velikost zrna – počet čar na 1 mm = N, tedy  $L_f = 1/N$
- **Digitální medium (CCD čip)** – velikost pixelu čipu -  $L_p$

**Rozlišovací schopnost zobrazovacího systému** charakterizujeme **mezním rozlišením**, které je důsledkem difrakce světla na pupile objektivu při zobrazení jednoho bodu předmětu.

$$\rho = \lambda \frac{b}{D} \quad \text{nebo} \quad \rho = \frac{\lambda}{A}$$

kde A je numerická apertura objektivu mikroskopu ( je uvedena na objektivu).

Při subjektivním pozorování mikroskopického obrazu je tedy maximální zvětšení

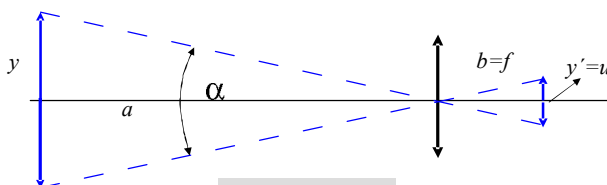
$$\Gamma_{\max} = \frac{A}{\varphi_m} \cong A * 3 \cdot 10^3 \cong n \frac{D}{a} * 3 \cdot 10^3$$

**Ideálně vyvážené** zobrazovací soustavy jsou takové, kdy velikost buněk média L je přibližně rovna meznímu rozlišení (takovou soustavou je lidské oko).

25

## Optický zoom

**Optický zoom** je soustava čoček, u níž lze plynule měnit ohniskovou vzdálenost a polohu hlavních rovin. Změnou ohniskové vzdálenosti se pak změní úhlová apertura objektivu  $\alpha$ . **Nejmenší ohnisková vzdálenost** se volí tak, aby byla přibližně rovna úhlopříčce  $u$  filmového políčka nebo použitého CCD čipu. Toto je konstrukční konstanta přístroje.



Z obrázku je zřejmé, že platí

$$\alpha = \frac{y}{a} = \frac{y'}{f} = \frac{u}{f}$$

Zvětšením ohniskové vzdálenosti klesá tedy úhlová apertura přístroje.

Je důležité si všimnout, že u fotoaparátů je ohnisková vzdálenost řádově jednotky centimetrů, zatím co u **digitálních přístrojů je 10x menší**. Proto je zde optický zoom technicky snadněji realizovatelný.

26

## Digitální zoom

Při záznamu obrazu na CCD čip je fotoaparát vybaven jednoúčelovým mikropočítačem, který umí pracovat s obrazovou maticí, do jejichž prvků je zapsána intenzita světla z odpovídajících pixelů CCD čipu.

**Na příkladu si zjednodušeně vysvětlíme, co udělá mikropočítač při digitálním zoomu 2x:**

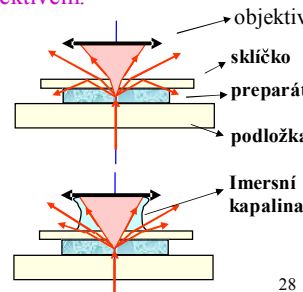
Nechť čip má 1000x1000 pixelů a do tohoto pole se uloží obraz. Při digitálním zoomu 2x vezme mikropočítač středové pole čipu 500x500 pixelů a mezi každé dva pixely vloží nový pixel, do něhož zapíše intenzitu, kterou vypočte např. jako průměr intenzit sousedních pixelů. Po této operaci bude mít obrazové pole zase 1000x1000 pixelů a až takto softwérově upravený obraz uloží do paměti nebo zobrazí na displeji fotoaparátu. Výpočet intenzity pro nový pixel je mnohem složitější než bylo zjednodušeně naznačeno, už proto, že každý pixel má 9 sousedních a ne jen dva.

27

## Imersní kapalina

Imersní kapalina vyplňuje prostor mezi preparátem a objektivem určeným obvykle pro dosažení největšího zvětšení mikroskopu (~1000x).

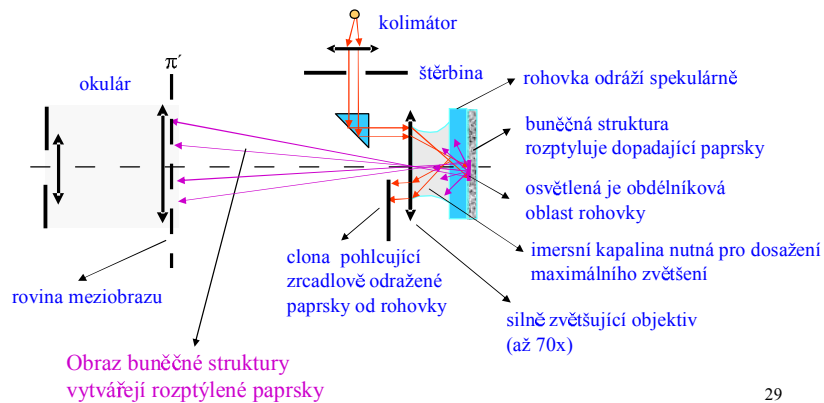
1. Objektivy pro použití imersní kapaliny bývají označeny proužkem.
2. Index lomu kapaliny  $n$  by měl být veliký (čiré oleje), dá se použít i voda.
3. Imersní kapalina zvětšuje rozlišovací schopnost objektivu
4. Imersní kapalina zvětšuje jas obrazu (roste aperturní úhel).
5. Zvětšuje vzdálenost mezi preparátem s objektivem.

Bez kapaliny	$\rho = \lambda \frac{f}{D}$	$\frac{1}{a} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f}$	
S kapalinou	$\rho = \frac{\lambda}{n} \frac{f}{D}$	$\frac{n}{a} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f}$	

28

## Endotelový mikroskop

**Spekulární (endotelový) mikroskop** využívá k zobrazení buněčné struktury na vnitřní straně rohovky standardní metody **temného pole na odraz**.

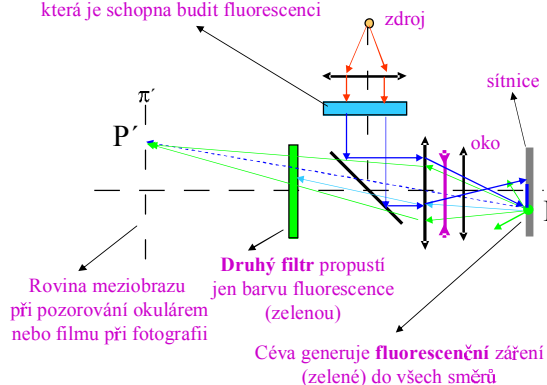


29

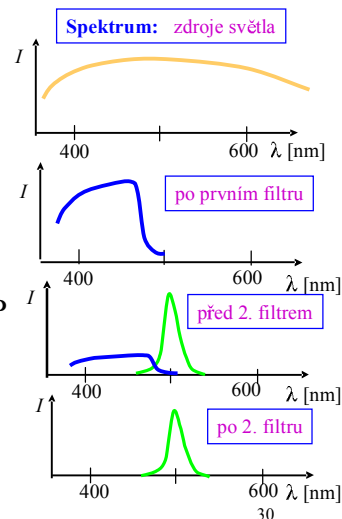
## Optický princip angiografu

V oftalmologii se užívá k zobrazení cév na sítnici

**První filtr** propouští tu část spektra, která je schopna budít fluorescence



Pro jev fluorescence musí platit:  $h\nu_0 > h\nu$



## Normální angiogram



31

## Tloušťka nervových vláken

### Zobrazení sítnice

bývá včasným indikátorem glaukomového poškození, protože úbytek axonů v nervových vláčknech je nejčasněji zjištělným defektem u glaukomu.

Dnes je známo, že ani **ztráta 50% tloušťky** nervových vláken sítnice nevyvolá zjištělné defekty ve vnímání zorného pole. Proto je důležité sledovat v delším časové úseku tyto změny tloušťky celé vrstvy nervových vláken sítnice i jednotlivých vláken pomocí moderních zobrazovacích a měřicích metod.

Mezi přístroje umožňující tuto analýzu změn zrakového nervu a vrstvy nervových vláken patří:

1. Heidelberský sítnicový tomograf (HRT) – zaznamená obraz sítnice
2. Optická koherenční tomografie (OCT) – měří tloušťku celé vrstvy
3. Zobrazuje a měří tloušťku jednotlivých nervových vláken (GDx)

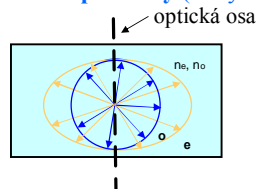
Fyzikální principy GDx a koherenční tomografie jsou objasněny na následujících schématech.

32



## Dvojlomné látky

### Anizotropní látky (látky dvojlomné)



#### Polární diagram

Koncové body  $\mathbf{n}_o$  leží na kouli, zatím co  $\mathbf{n}_e$  leží na rotačním elipsoidu.

Dvojlomná látka je charakterizována dvěma indexy lomu  $\mathbf{n}_o$  a  $\mathbf{n}_e$  a optickou osou. Ve směru optické osy jsou indexy lomu stejné.

#### Izotropní látky:

např. sklo, plexisklo, kapaliny, ...

#### Přírodní anizotropní látky (dvojlomné látky):

- např. krystaly jako vápenec, křemen,  $\text{KH}_2\text{PO}_4$  (hydrofosforečnan draselný, zkráceně KDP)
- např. organické látky s orientovanými makromolekulami

#### V izotropních látkách je možné vyvolat **umělou anisotropii**:

- elastickou nebo i plastickou deformací (fotoelasticimetrie)
- silným elektrickým polem (Kerrův jev, Pockelsův jev)

33

## Vlastnosti dvojlomných látek

1. **Optická osa** leží ve směru orientace makromolekul nebo ve směru maximální deformace.
2. **Rozdíl  $n_e - n_o$**  je největší ve směru kolmo na optickou osu. Velikost rozdílu je úměrná deformaci a nabývá hodnot od 0 až 0.1, podle druhu látky.

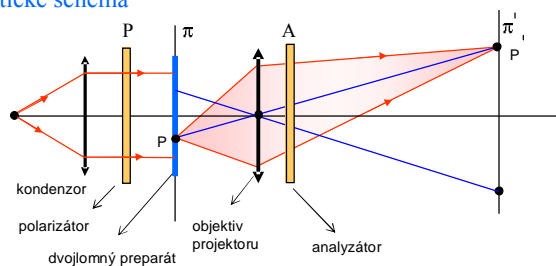
#### Základní vlastnosti dvojlomných látek:

Ve dvojlomných látkách se šíří světlo jako dva lineárně polarizované paprsky. Nazývají se řádný (ordinářijs), jemu přísluší index lomu  $n_o$ , a mimořádný (extraordinářijs) s indexem lomu  $n_e$ . Vektor  $\mathbf{E}_o$  paprsku  $\mathbf{o}$  je rovnoběžný s optickou osou, vektor  $\mathbf{E}_e$  paprsku  $\mathbf{e}$  je na ni kolmý.

34

## Standardní polarizační projektor

Optické schéma

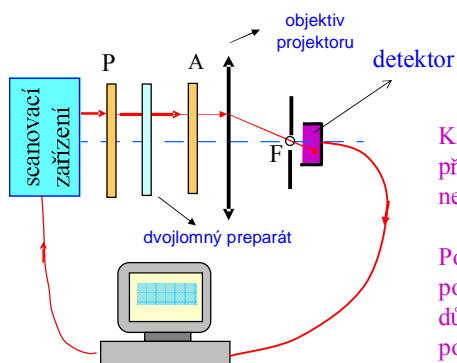


Kontrast vzniká interferencí řádného (o) a mimořádného (e) paprsku za analyzátořem. Intenzita v bodě P' je dána vztahem:

$$I(P') = I_e + I_o + 2\gamma\sqrt{I_e I_o} \cos \varphi$$

35

## Skenovací polarizační projektor

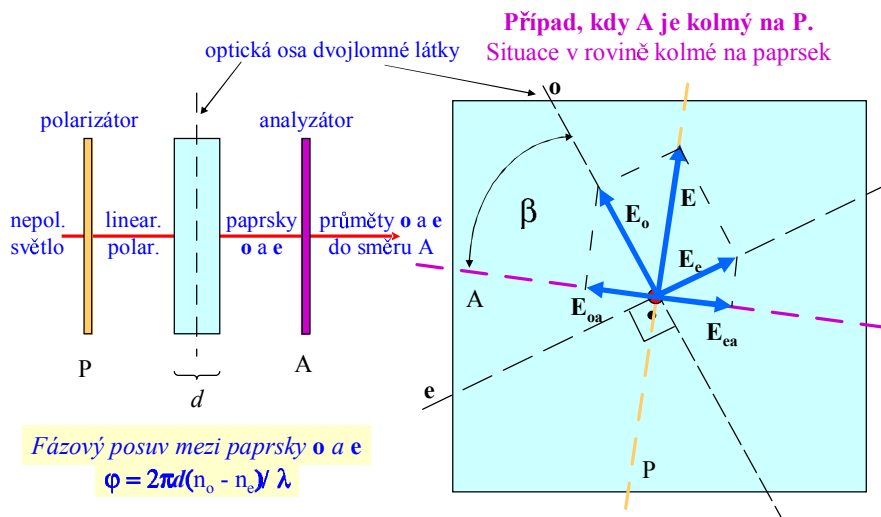


Kam se vloží analyzátoř A, zda před nebo za čočku, na tom nezáleží.

Podobně jako u standardního polarizačního projektoru je důležité zachovat jen pořadí: polarizátor P, vzorek, analyzátoř A

36

## Princip polarizačního kontrastu



## Polarizační kontrast

**Kontrast zobrazení vzniká interferencí řádného a mimořádného paprsku:**

Průchodem řádného a mimořádného paprsku přes dvojlomnou látku vznikne mezi nimi rozdíl optických drah  $\Delta = dn_o - dn_e$ . Po průchodu analyzátozem kmitají vektory  $E$  ve stejném směru a nastane jejich interference. Když označíme úhel mezi optickou osou a analyzátozem  $\beta$ , pak

$$I_o \sim (E_o \cos \beta)^2, I_e \sim (E_e \sin \beta)^2$$

Interferenční intenzita :

$$I(\beta) = I_e(\beta) + I_o(\beta) - 2\gamma_t \sqrt{I_e(\beta)I_o(\beta)} \cos \varphi$$

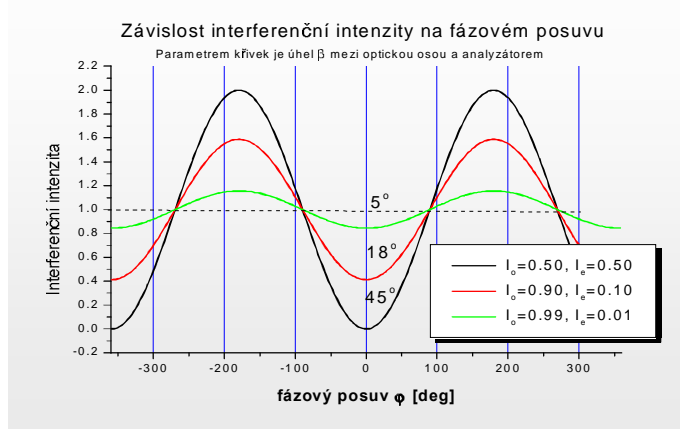
$$\text{Fázový posuv: } \varphi = \frac{2\pi d(n_e - n_o)}{\lambda}$$

Vypočítejte amplitudy  $E_o$  a  $E_e$ , když polarizátor je kolmý na analyzátozem.

38

## Graf interferenční intenzity $P_{\perp A}$

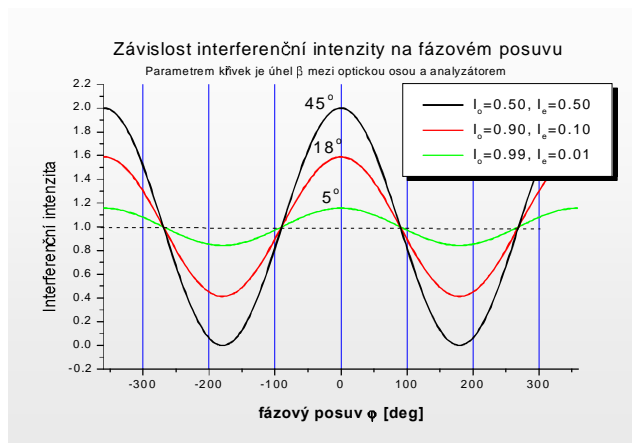
Když roste velikost fázového rozdílu, tak zprvu intenzita roste!



39

## Graf interferenční intenzity $P_{\parallel A}$

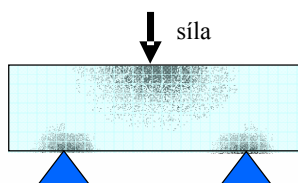
Když roste velikost fázového rozdílu, tak zprvu intenzita klesá!



40

## Fotoelasticimetrie

Elasticky (pružně) deformovaný objekt – destička plexiskla



1. tloušťka  $d$  je konstantní
2. rozdíl  $(n_e - n_o)$  je úměrný pnutí
3.  $\lambda$  je konstantní
4. úhel  $\varphi$  je úměrný pnutí
5. A a P jsou rovnoběžné
6. intenzita klesá, když síla roste

Když síla (pnutí) zmizí, zanikne dvojlom a kontrast zobrazení se ztratí!

- Aplikace:**
- zviditelnění zbytkových pnutí ve skle (čochky)
  - zviditelnění pnutí v plastických výrobcích

41

## Deformační dvojlom

Dvojlom vyvolaný orientací makromolekul: natažení polyetylenové folie



1. tloušťka folie  $d$  je konstantní
2. rozdíl  $(n_e - n_o)$  je úměrný stupni orientace makromolekul
3.  $\lambda$  je konstantní
4. úhel  $\varphi$  je úměrný stupni orientace
5. optická osa má směr orientace

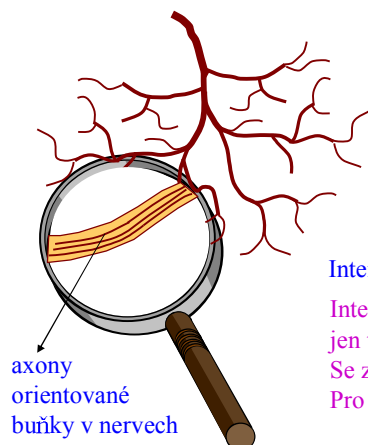
Intenzita obrazu při A a P rovnoběžných:

- nedeformovaná – bez kontrastu ( $\varphi = 0$ )
- natažená – intenzita klesá ( $\varphi > 0$ )
- největší kontrast při  $\beta = 45^\circ$

42

## Dvojlom biologických preparátů

### Nervová vlákna se vyznačují dvojlomem



1. tloušťka nervů  $d$  je různá
2. rozdíl  $(n_e - n_o)$  je konstantní
3.  $\lambda$  je konstantní
4. úhel  $\varphi$  je úměrný tloušťce  $d$
5. optická osa dvojlomu má v každé části nervového vlákna jiný směr

Intenzita obrazu při rovnoběžných směrech A a P:

Interferenčním kontrastem se zobrazí nejkontrastněji jen ty části nervového vlákna, jejichž úhel  $\beta = 45^\circ$ .

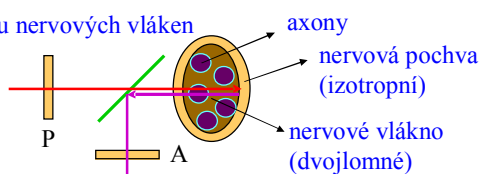
Se zmenšujícím úhlem  $\beta$  bude kontrast klesat.

Pro  $\beta = 0$  se kontrast neobjeví.

43

## Zobrazení tloušťky nervového vlákna

Využije se dvojlomu nervových vláken



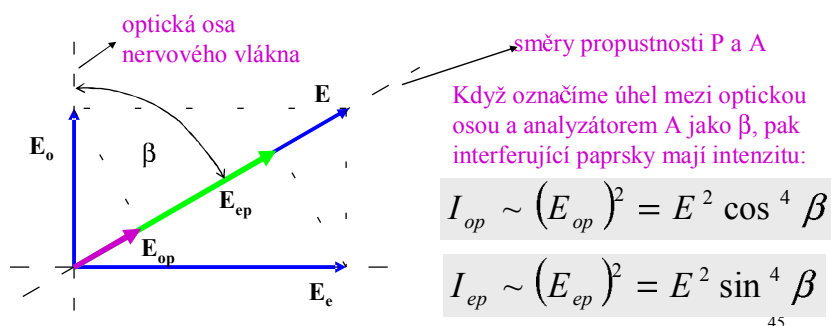
### Metoda GDx

1. Lineárně polarizovaný paprsek projde nervovým vláknem **tam a zpět**.
2. Odražené paprsky  $o$  a  $e$  po průchodu A **interferují**.
3. **Největší kontrast** nastane **jen** u těch částí vláken, kdy je  $\beta = 45^\circ$ .
4. **Zobrazení různě orientovaných vláken** se dosáhne tím, že se do počítače sejme sada snímků pro řadu úhlů  $\beta_i$ . Na každém snímku budou zobrazeny kontrastně jiné části nervové sítě. Počítač pak provede superpozici všech snímků a jejím výsledkem je zobrazení celé sítě.
5. Současnou rotaci v úhlovém oboru  $\beta$  od  $-45^\circ$  do  $45^\circ$  a **výpočet tloušťky** v každém bodě zajistí počítač. Podle tloušťky určí jas bodu na monitoru.
6. Použije se IR laser, aby **neoslňoval** pacienta.

44

## Měření tloušťky nervového vlákna

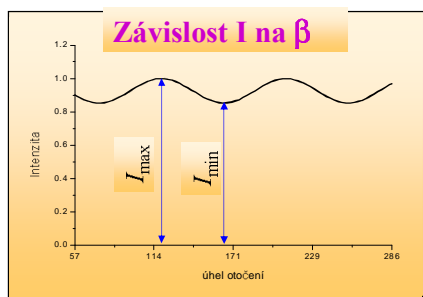
Fyzikální princip měření tloušťky nervového vlákna na níž je založeno diagnostické zařízení **GDx**, využívá faktu, že **nervová vlákna jsou dvojlomná**. Objasníme jej na analýze vztahu pro intenzitu při interferenci řádného a mimořádného paprsku, když směry propustnosti P a A jsou rovnoběžné.



## Závislost interference na $\beta$

Po dosazení do vztahu pro interferenční intenzitu dostaneme

$$I(\beta) = E^2 \sin^4 \beta + E^2 \cos^4 \beta + 2\gamma_r E^2 \sin^2 \beta \cos^2 \beta \cos \varphi,$$



Fázový posuv

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

obsahuje **tloušťku  $d$**  vrstvy dvojlomné látky, kterou v bodě P **chceme určit**. K tomu potřebujeme naměřit závislost interferenční intenzity na úhlu  $\beta$ .

46

## Výpočet tloušťky pro $\gamma_t = 1$

Z matematické analýzy vztahu pro interferenční intenzitu plyne, že její maximum nastane pro  $\beta = 0$  a minimum pro  $\beta = 45^\circ$ .

$$1. \quad I(0) = I_{\max} = E^2$$

**Princip metody GDx**

$$2. \quad I(45^\circ) = I_{\min} = E^2 \left( \frac{1}{4} + \frac{1}{4} + \frac{2}{4} \cos\varphi \right) = \frac{1}{2} E^2 (1 + \cos\varphi) = \frac{1}{2} I_{\max} (1 + \cos\varphi)$$

Z těchto dvou rovnic vypočteme hodnotu  $\cos\varphi$

$$\cos\varphi = \frac{2I_{\min}}{I_{\max}} - 1$$

Tím je problém výpočtu tloušťky dvojlomné tkáně vyřešen. Jak vidíme, naměření maxima a minima interferenční intenzity stačí pro výpočet tloušťky  $d$  při známé hodnotě  $\lambda$  a ( $n_e - n_o$ ).

Vyšší matematika tento výpočet provádí pomocí fourierovy analýzy **I(β)**.

47

## Optická biometrie oka

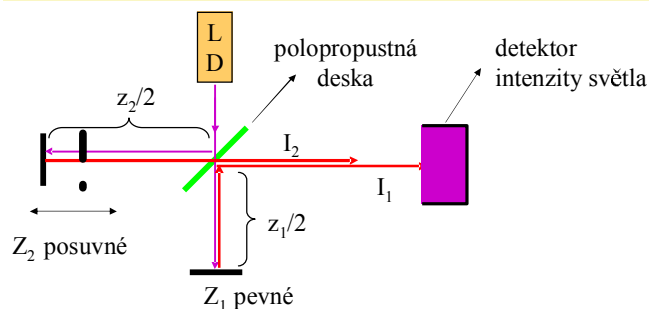
**Optická biometrie** má za cíl změřit tloušťky jednotlivých optických vrstev oka. Využívá při tom interferenci paprsků odražených na jednotlivých optických rozhraních. Přístroj se v principu skládá z **Michelsonova interferometru** se zdrojem světla o **malé koherenční délce**, konfokální optice s detektorem světla v ohnisku a počítače, který řídí posuv volného zrcadla interferometru a současně ('on line') počítá **viditelnost interference** v závislosti na jeho posuvu. Analýza této závislosti poskytne pak hodnoty tloušťek jednotlivých vrstev. Předpokládá se, že jde o vrstvy isotropní o známém indexu lomu a minimálně rozptylující světelný paprsek.

Pro pochopení optických principů je důležité seznámit se poněkud podrobněji s dvoupraprskovou interferencí.

48



## Schéma Michelsonova interferometru



Světlo z luminiscenční diody prochází polopropustnou deskou a odráží se na pevném zrcadle  $Z_1$ . Tak vznikne paprsek 1 o intenzitě  $I_1$ . Na polopropustné desce se ale světlo odráží, dopadá na posuvné zrcadlo  $Z_2$ , kde se odráží a projde polopropustnou deskou. Tak vznikne paprsek 2 o intenzitě  $I_2$ . Fázový rozdíl mezi nimi je

$$\varphi_o = \frac{2\pi(z_2 - z_1)}{\lambda_o}$$

49

## Časová koherence

Pro přísně monochromatické světlo je interferenční intenzita dána vztahem

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

Pro spektrální čáru o střední vlnové délce  $\lambda_o$  a šířce  $\Delta\lambda$  pak platí

$$I = I_1 + I_2 + \gamma_t 2\sqrt{I_1 I_2} \cos \varphi_o,$$

kde  $\gamma_t$  je tzv. **stupeň časové koherence**, který závisí na spektrálním složení a na dráhovém rozdílu  $\Delta z$  paprsků 1 a 2.

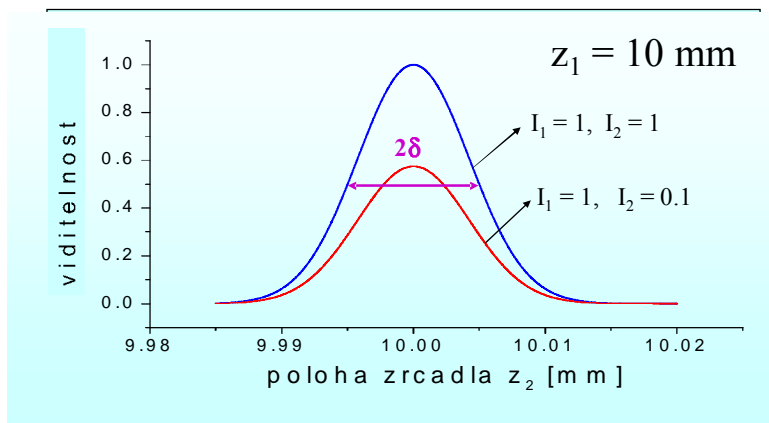
Zjednodušeně a názorně lze časovou koherenci reálných paprsků popsat koherenční délkou  $\delta$  (délka vlnového klubka) je dána vztahem

$$\delta = \frac{\lambda_o^2}{\Delta\lambda}$$

50

## Viditelnost interference

Závislost viditelnosti interference na poloze zrcadla  $z_2$

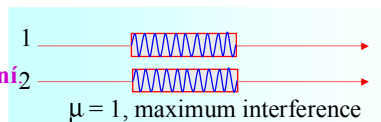
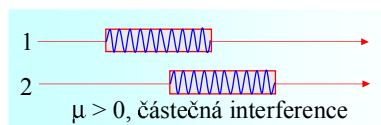
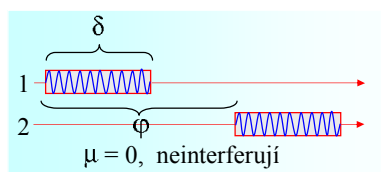


## Interferují vlnová klubka

Dvoupaprsková interference se vyznačuje zajímavou vlastností spočívající v tom, že při velkém dráhovém rozdílu interference zcela vymizí (tj. viditelnost  $\mu = 0$ ). Tento jev lze názorně vysvětlit tím, že **nemonochromatické světlo se šíří jako vlnová klubka**.

Vlnové klubko si můžeme představit jako úsek paprsku délky  $\delta$ , kterému přísluší **střední vlnová délka  $\lambda_0$** . Mimo tento úsek žádný světelný signál není.

Zjednodušeně se dá říci, že interferují jen ta klubka, která vznikla **dělením amplitudy**. Taková klubka jsou totiž **prostorově koherentní**. Aby dva paprsky interferovaly, musí se setkat v místě, kde je detektor světla.



52

## Měření tloušťky vrstvy

$I = \left( \frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2$

posuv vytváří dráhový rozdíl  $\Delta z$

Mezi paprsky  $A_1$  a  $B_1$  vznikl **dodatečný dráhový rozdíl  $2nx$ !**

Detektor měří interferenční intenzitu každé dvojice paprsků  $A_1, B_1, A_2, B_2$  v závislosti na posuvu a počítač vypočte závislost viditelnosti interference na posuvu ('on line'). Posuv  $Z_2$  **kompenzuje** dodatečný dráhový rozdíl.

$\Delta z = 0, \mu = 0$

$\Delta z = 2nx, \mu = \text{maximum}$

## Interference detailně

Poloha klubek na odražených paprscích

**interferují paprsky:**

$\Delta z = 0$   
 1A, 2A → 1A+2A  
 1B, 2B → 1B+2B

$\Delta z < 2nx$   
 žádný

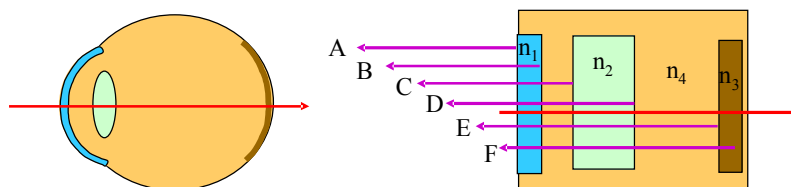
$\Delta z = 2nx$   
 2A+1B

$\Delta z > 2nx$   
 žádný

Přesnost měření tloušťky je dána přesností indexu a přesností určení  $\Delta z$ , při němž nastane maximum viditelnosti.

## Biometrie rozhraní oka

Zjednodušené schéma optických rozhraní oka



1. Paprsky se odrážejí na **každém** rozhraní. Mezi paprsky jsou různé dráhové rozdíly
2. **Všechny paprsky** mohou navzájem interferovat, pokud posuv MI vykompenzuje jejich dráhový rozdíl. Pro 6 paprsků se na **grafu viditelnosti** objeví až 15 **maxim**.
3. Jejich souvislost s tloušťkou rohovky, čočky nebo sítnice se neobejde bez analýzy založené na znalosti příslušných **indexů lomu** a **koherenční délky**.
4. Vodítkem při této interpretaci je dále i **maximální hodnota** viditelnosti příslušného maxima, protože ta závisí na intenzitě interferujících paprsků a ta zase na **odrazivosti** příslušných optických rozhraní.

55

## Topografie povrchu rohovky

### Rohovkový topograf (keratograph)

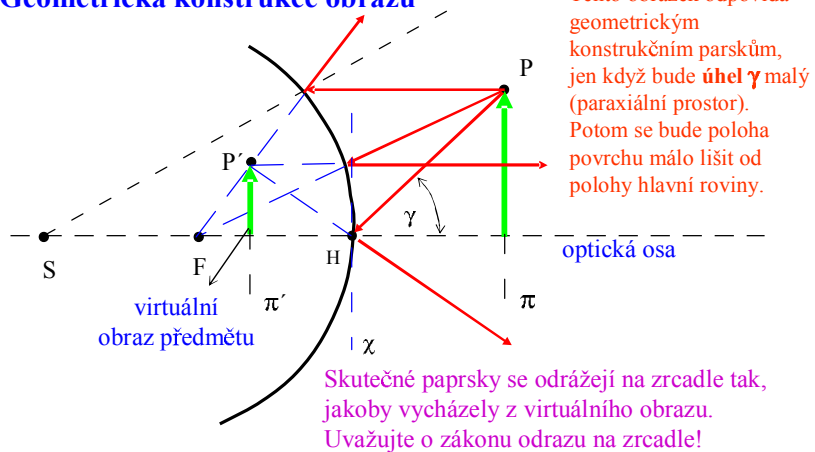
Placidův keratoskop obsahuje svítící soustředné kružnice, které se odrážejí na na povrchu rohovky jako na vypouklém zrcadle. Obraz původních kružnic vytvořený odrazem paprsků z rohovky je snímán kamerou a softwarově počítačem převeden do 3D zobrazení tvaru rohovky. Software pak může navrhnout refrakční korekci, která by kompenzovala deformaci povrchu rohovky např. v jejím pooperačním stadiu.

Optické principy tohoto zařízení jsou objasněny na následujících optických schématech.

56

## Vypuklé kulové zrcadlo

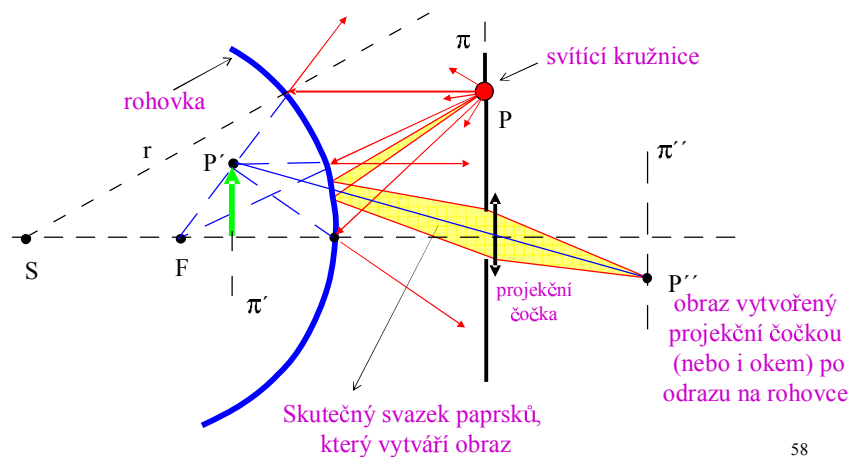
### Geometrická konstrukce obrazu



57

## Schéma keratografu

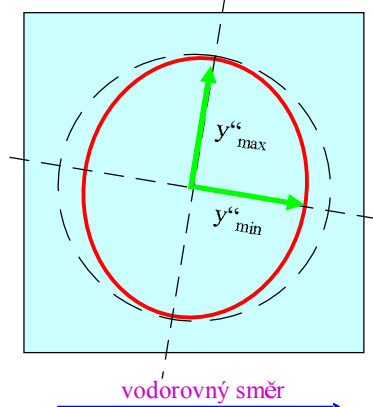
Princip tohoto přístroje je založen na zobrazení svítící kružnice odrazem na rohovce.



58

## Analýza obrazu kružnice

Deformovaný obraz kružnice vznikl odrazem na deformované rohovce. Softwarovou analýzou se vypočte korekce.



Postupné kroky analýzy:

$$y''_{\max} \rightarrow r_{\max} \rightarrow f_{\min}$$

$$y''_{\min} \rightarrow r_{\min} \rightarrow f_{\max}$$

Taková deformace rohovky by se dala korigovat vhodnou cylindrickou čočkou.

Které části rohovky tato analýza přísluší, závisí na tom, kam dopadá světlo ze svítícího kroužku.

59

## Keratograf



60



## WASCA

Wave Aberration System Computer  
Analyser

Doc. Josef Kuběna, CSc. Př.f. MU Brno  
MUDr. Šárka Skorkovská, CSc. FN U sv. Anny, Brno

*Učební text pro studenty optometrie, podzim 2006, verze 3*

## Aberace očního systému

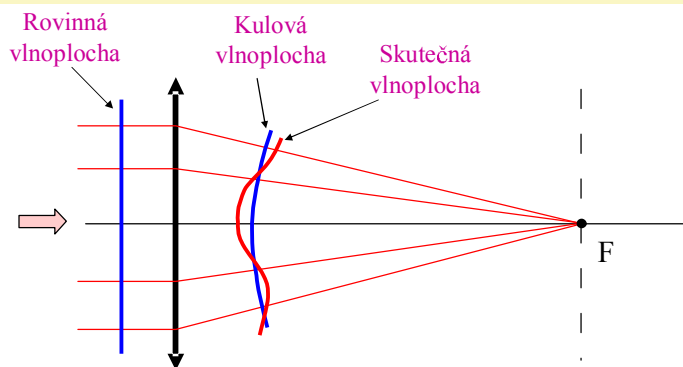
V oftalmologii jsou významné tyto aberace očního systému, kde se společně uplatňují zejména rohovka a čočka:

- Odklonění optické osy čočky od středu sítnice. Koriguje se brýlovým prismaticem.
- Nedokonalá fokusace na sítnici (myopie, hyperopie). Koriguje se dioptrickými brýlemi.
- Astigmatismus (ametropie). Koriguje se kombinací sférické a torické čočky.
- Sférická vada. Koriguje se čočkou, jejíž okrajová zóna má jinou dioptrickou hodnotu než středová.

Jeden ze způsobů, jak rozpoznat typ optické vady a určit její kvantitativní charakteristiky je založen na **měření odchylek vlnoplochy** od ideální vlnoplochy, která realizuje ideální zobrazení. Na tomto principu je založeno moderní zařízení **WASCA** fy Zeiss.

62

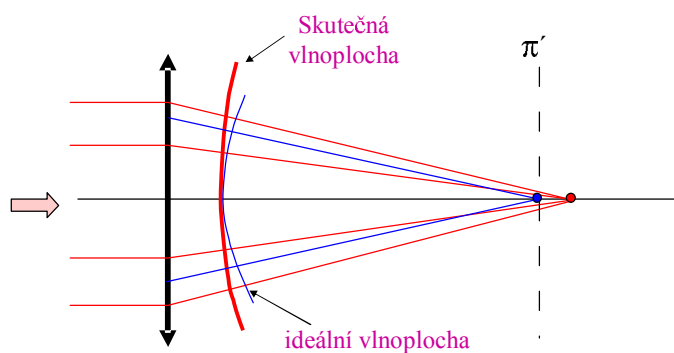
## Vlnoplocha ideální a skutečná



Ideální čočka přemění rovinnou vlnu na ideální kulovou vlnu, jejíž paprsky se protnou v bodě F. Reálná čočka s optickými vadami vytvoří **skutečnou vlnoplochu**, jejíž paprsky se neprotínají v jednom bodě, ale vytvoří skvrnku, jejíž maximum intenzity je posunuto z ideálního obrazového bodu.

63

## Vada fokusace

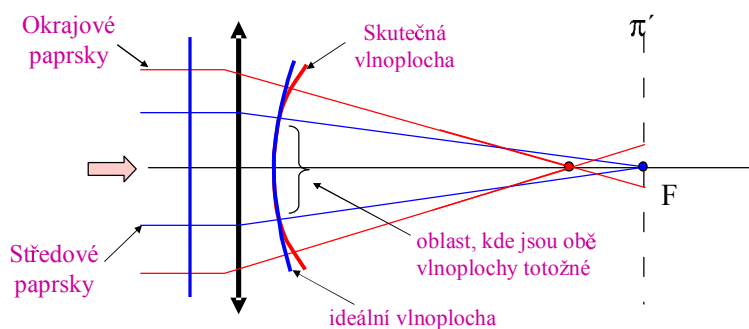


Poloměr skutečné vlnoplochy neodpovídá pevné poloze obrazové roviny  $\pi'$ . Skutečná vlnoplocha vytváří na obrazové rovině neostrý obraz.

64



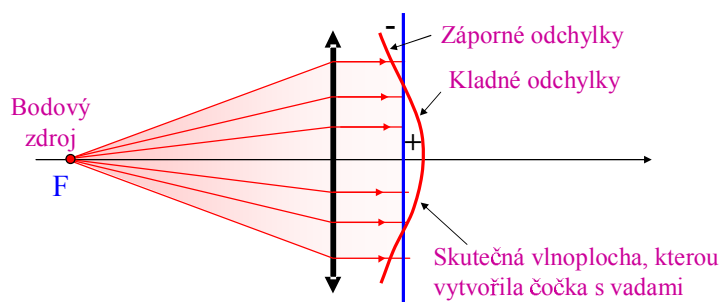
## Sférická vada



Okrajová oblast čočky má větší dioptrickou hodnotu než oblast středová. Projevuje se jako neostře zobrazení. Lze je odstranit zmenšením pupily.

65

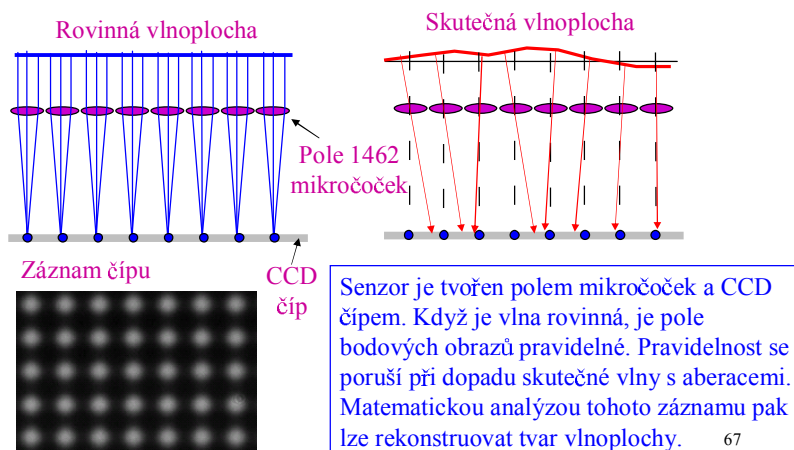
## Bodový zdroj a čočka s vadami



**Odchytky skutečné vlnoplochy od rovinné vlny** přesně charakterizují vady čočky. Klasifikace vady čoček je založeno na měření odchytek v celé ploše výstupní pupily. U přístroje WASCA je bodový zdroj vytvořen osvětlením jednoho bodu na sítnici oka pomocným laserem.

66

## Měření tvaru vlnoplochy Shack - Hartmanovým senzorem



## Zernikovy polynomy a optické vady

Napsat matematickou rovnici  $z = f(x,y)$  pro obecný tvar vlnoplochy je složitý problém. V případě optických vad jde obecně o deformovanou kulovou vlnoplochu.

K matematickému popisu odchylek od kulové vlny se v tomto případě hodí Zernikovy polynomy. Jsou vhodné i proto, že jejich řád (index) jednoduše koresponduje se základními typy vad. Fitováním se pak určí váha zastoupení jednotlivých Zernikových polynomů v naměřeném tvaru vlnoplochy.

$$Z_k = f(\rho, \theta)$$

$Z_1, Z_2 \dots$  vada způsobená náklonem čočky ve směru osy x, resp. y

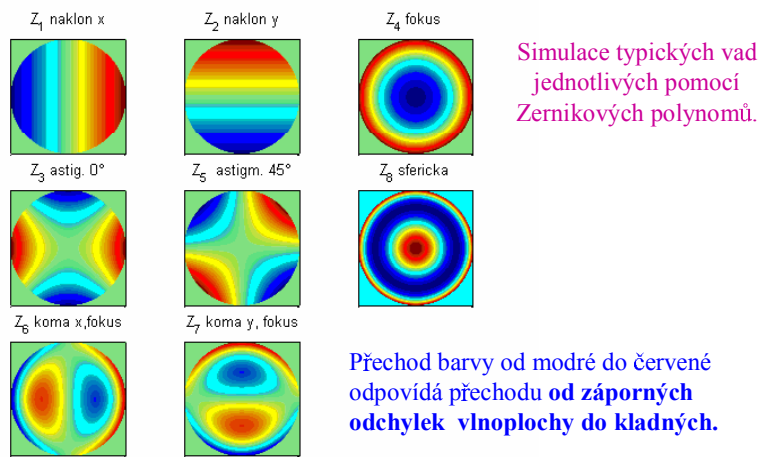
$Z_4 \dots$  vada ostrosti

$Z_3, Z_5 \dots$  vada astigmatismu a ostrosti ve směru  $0^\circ$  resp.  $45^\circ$

$Z_6, Z_7 \dots$  kombinace komy a náklonu ve směru x, resp. y

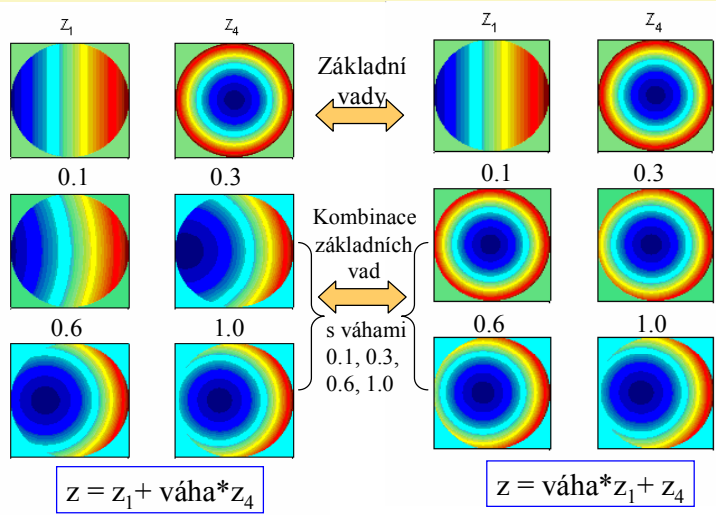
$Z_8 \dots$  vada sférická

## Simulace odchylek vlnoploch u různých typů vad

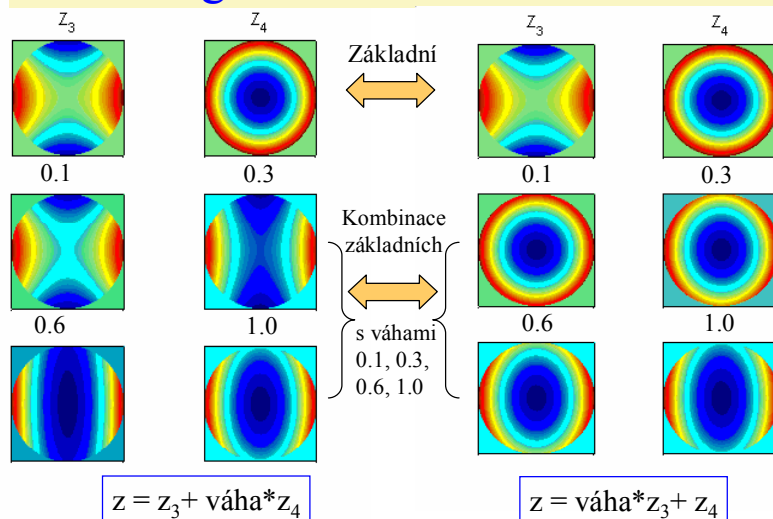


69

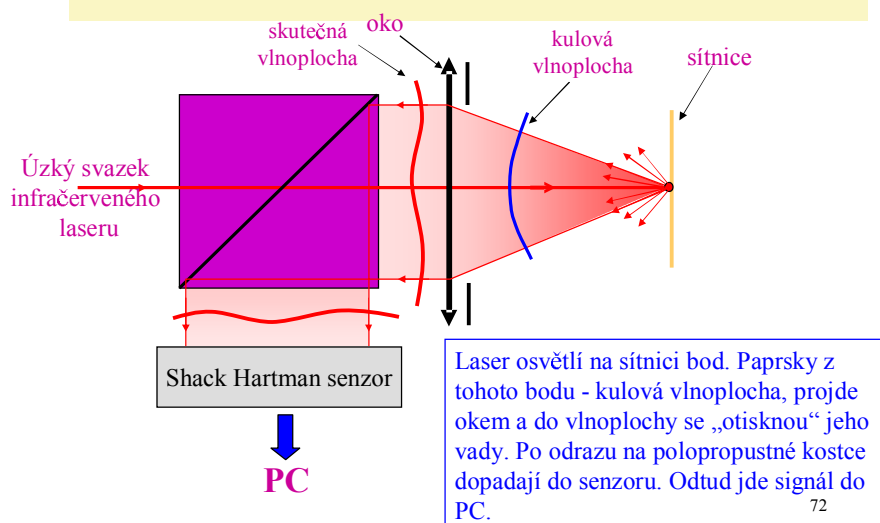
## Simulace vady tvořené náklonem a fokusem



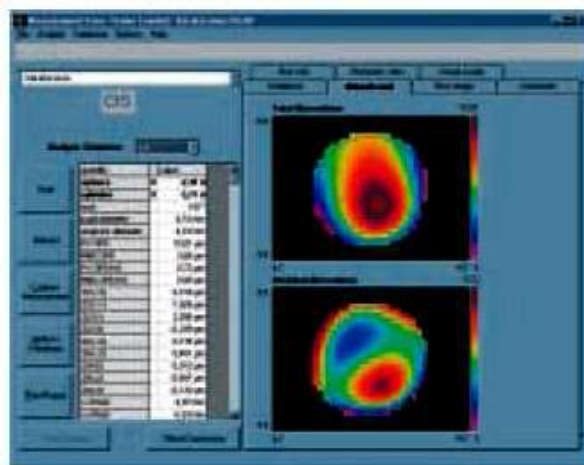
## Simulace vady tvořené astigmatismem a fokusem



## Optické schéma přístroje WASCA



## Obrazovka WASCA



WASCA measurement in patient with keratoconus

73

## Rentgenová tomografie a jaderná magnetická rezonance (CT a MRI)

**Josef Kuběna**

*Text pro posluchače oboru optometrie  
na lékařské fakultě MU v Brně*

Autor děkuje doc. Krupovi a doc. Synkovi z FN U sv. Anny  
za řadu podkladů a podnětných připomínek k této presentaci