

---

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Gépészmérnöki Kar

Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

Dr. habil Ábrahám György egyetemi tanár

és

Dr. habil Wenzel Klára egyetemi magántanár

## **Orvosi Optika Műszerek**

Segédlet

Budapest, 2011.

---

## TARTALOM JEGYZÉK

	oldal
<b>1. Fénytani alapismeretek</b> .....	3.
1.1 A fény tulajdonságai .....	3.
1.2 A fény terjedése különböző közegekben. A törésmutató és az Abbe szám .....	4.
1.3 A fény viselkedése közegek határfelületén .....	6.
<b>2. A geometriai optika alapjai</b> .....	14.
2.1 Előjel szabályok .....	14.
2.2 Egyetlen gömbfelület képalkotása .....	15.
2.3 Kardinális elemek: fókuszok, fókuszpontok, csomópontok .....	17.
2.4 A newton formula .....	18.
2.5 A vékony lencse .....	19.
2.6 A lineáris, longitudinális és szögnyújtás .....	23.
<b>3. A valóságos lencsék számításai</b> .....	26.
3.1 A vékony lencsék eredője .....	26.
3.2 A "vastag" lencse .....	26.
3.3 Több felületből álló lencserendszerek .....	29.
<b>4. Szemészeti műszerek</b> .....	32.
4.1 Funkcionális szemészeti diagnosztikai műszerek .....	32.
4.2 A szem felépítésének vizsgáló műszerei .....	34.
<b>5. Nagyító műszerek</b> .....	38.
5.1 A lupe .....	38.
5.2 Mikroszkópok .....	38.
5.3 Operációs mikroszkóp. Kolkoszkóp .....	43.
<b>6. Endoszkópok</b> .....	45.
6.1 Endoszkópos terminológia .....	45.
6.2 Az endoszkópok felépítése .....	46.
6.3 Az endoszkópok fajtái .....	47.
<b>7. Egyéb orvosi optikai műszerek</b> .....	50.
7.1 Spektroszkóp .....	50.
7.2 Refraktométer .....	51.
7.3 Polariméter .....	53.
7.4 Koloriméter .....	55.
<b>8. Fény és hőterápiás készülékek</b> .....	57.
8.1 A fény biológiai hatásai .....	57.
8.2 A kvarclámpa .....	58.
8.3 Infrásugárzók .....	59.
8.4 Kékfénylámpa .....	59.
8.5 Traholux .....	61.
<b>9. A moiré jelenség alkalmazása a biometriában</b> .....	62.
9.1 A moiré jelenség létrehozásának lehetőségei .....	62.
9.2 Az árnyék moiré módszer .....	62.
9.3 A projekciós moiré módszer .....	63.

## 1. Fénytani alapismeretek

### 1.1 A fény tulajdonságai

A fény elektromágneses rezgés. Kettős (hullám, illetve részecske) természete van, ezért bizonyos jelenségeket hullámtani, másokat pedig kvantummechanikai tárgyalással lehet leírni.

Összefüggések:

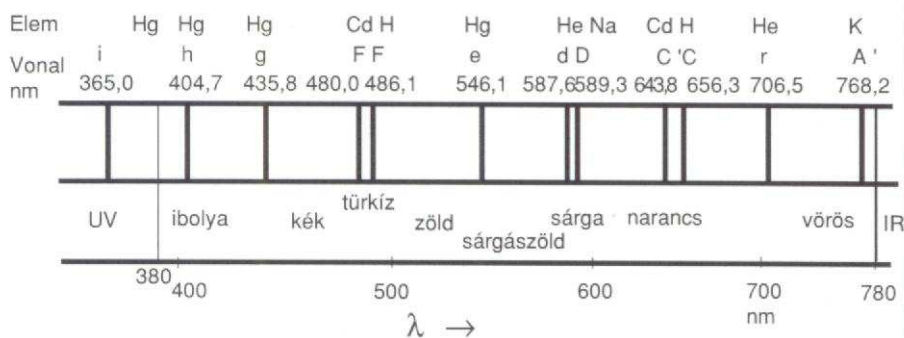
$$\lambda_0 = \frac{c_0}{\nu} \quad (1)$$

ahol:

- $\lambda_0$  a fény hullámhossza vákuumban
- $c_0$  a fény terjedési sebessége vákuumban (közelítőleg:  $3 \times 10^8$  m/s)
- $\nu$  a fény frekvenciája

Fénynek az elektromágneses spektrumnak az emberi szem által látott tartományát (VIS) és a mellette lévő ibolyántúli (UV) valamint infravörös (IR) tartományokat hívjuk.

A látható fény tartomány  $380 < \lambda_0 < 780$  nm, amelyet a látott színek szerint nevezünk el. Bizonyos atomok emissziós sugárzásai nagyon pontos hullámhosszakon történnek, ezért ezek jeleivel dolgozunk az optikában, ha pontos hullámhosszra akarunk hivatkozni.



1. ábra Spektrum színek és spektrumvonalak

A fény terjedésekor a hullámtani tárgyalásmód használatakor a Huygens-Fresnel elv leírja a hullám felületek alakját.

A geometria optika tárgyalásmódja bevezeti a fénysugarak fogalmát, amelyen a hullámfelületek ortogonális trajektóriáit értjük. Ezen sugároptikai leírás segítségével a legtöbb elemi optikai képalkotást megmagyarázhatjuk.

Általában a fény keletkezésével és elnyelésével, detektálásával kapcsolatos esetekben a kvantummechanikai leírás eredményesebb, míg terjedésekor a hullámtani, sőt - a még egyszerűbb - un. geometriai optikai tárgyalásmód elegendő.

**1.2 A fény terjedése különböző közegekben.  
A törésmutató és az Abbe szám**

A fény lassabban terjed anyagi közegekben mint vákumban, ekkor sebességét  $v$ -vel, hullámhosszát  $\lambda$ -val jelöljük. Frekvenciája változatlan marad

$$\lambda = \frac{v}{\nu}$$

1. sz. táblázat

anyag	sebesség km/s	anyag	sebesség km/s
hidrogén	299 959	glicerin	204 152
oxigén	299 918	kanadabalzsam	194 553
levegő	299 914	koronaüveg	197 980
nitrogén	299 9120	flintüveg	186 013
víz	225 059	nehéz flint	170 374
etilalkohol	220 312	gyémánt	124 105

A sebesség vákuumbanéhoz képesti csökkenését egy viszony-  
számmal, a törésmutatóval fejezzük ki.

Mivel a különböző színű fények hullámhossza és terjedési

$$n = \frac{c}{v}$$

(2)

sebessége más és más, így a törésmutató is színfüggő, vagyis egy adott anyagnak nem egyetlen törésmutatója van, hanem minden színre más és más.

A leggyakoribb, tradicionális optikai anyag az üveg, amelynek átlagos törésmutatója: 1,5 , míg a különféle üvegek törésmutatója:

$$1,45 < n < 1,95 \text{ között változik.}$$

Az üvegek törésmutatója is változik a fény színe szerint. Ernst Abbe-ről Abbe számnak nevezzük a következő összefüggést:

$$v_e = \frac{n_e - 1}{n_F - n_C}$$

(3)

ahol a nevezőben a spektrum kék illetve vörös színeire vonatkozó törésmutatók különbsége a számlálóban pedig egy közepes (pl "e", vagy "d") színre vonatkozó törésmutató szerepel.

A levegő törésmutatója 20°C-on és 1013 mbar nyomáson  $n=1,0003$ , így a továbbiakban  $n=1$ -nek vesszük.

\*

A törésmutató indexeként az 1. ábra szerinti spektrum vonalak jeleit használjuk (pl.  $n_d, n_e, n_c, n_f$ )

Ha egy törésmutató jele ( $n$ ) mellett nincs index, akkor megállapodás szerűen a  $d$  vonalra kell gondolni, vagyis  $n \equiv n_d$

\*

A víz törésmutatója: 1,33

\*

Ernst Abbe német optikus, a Zeiss gyár egyik alapítója

\*

$\nu$  indexe a közepesnek választott színre utal.

$\lambda_e = 546,1 \text{ nm}$ ,

$\lambda_d = 587,6 \text{ nm}$ . Az emberi szem legérzékenyebb a

$\lambda = 555 \text{ nm}$ -re,

így az ehhez közel álló színeket szokás alapul venni közepes hullámhosszként.

Néhány optikai üveg betű/számjelét, törésmutatóit és Abbe

2. sz. táblázat

Az üveg jele	$n_F$	$n_e$	$n_C$	$V_e$
BK7	1,52283	1,51872	1,51472	63,96
K5	1,52910	1,52458	1,52024	59,2
ZK N 7	1,51470	1,51045	1,50633	60,98
BaK 4	1,57648	1,57125	1,56625	55,85
SK 15	1,63108	1,62555	1,62025	57,79
SK 16	1,62814	1,62286	1,61777	60,08
F 2	1,63310	1,62408	1,61582	36,11
SF 2	1,66238	1,65222	1,64297	33,60
SF 6	1,82970	1,81265	1,79750	25,24
SF 10	1,74805	1,73430	1,72200	28,19

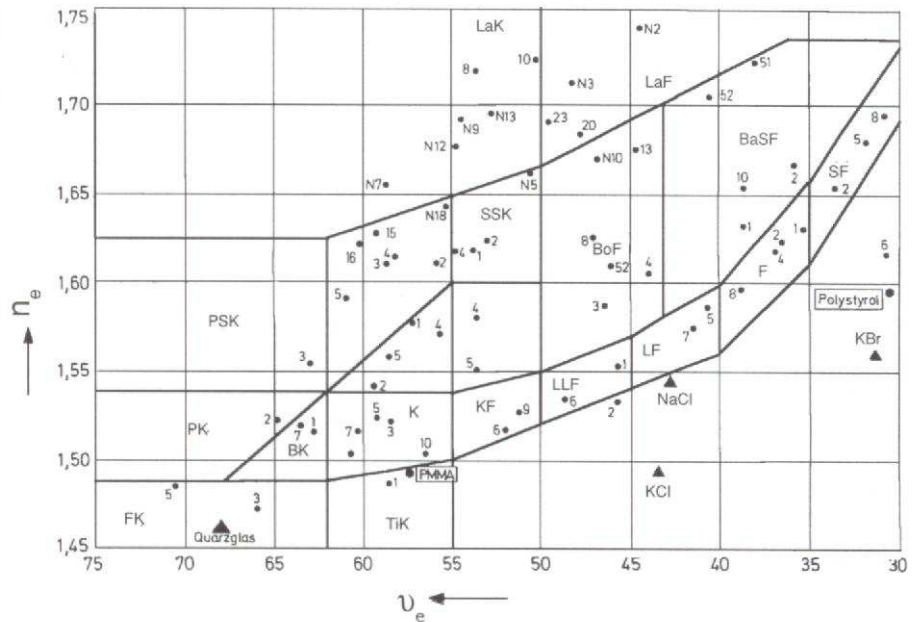
Az üveg mellett különféle kristályokat használunk az optikában. Ezekről néhány jellemzőt találhatunk az alábbi táblázatban:

3. sz. táblázat

Kristály neve/jele	Alkalmazási tartomány $\lambda$ ( $\mu\text{m}$ )	Törésmutató néhány hullámhosszon						Tulajdonságok
		$\lambda$	$n$	$\lambda$	$n$	$\lambda$	$n$	
Lítiumfluorid LiF diszperzió, feloldás	0,11 ... 8	0,2	1,45	1,0	1,39	5,0	1,33	Gyenge csekély
Mészpát $\text{CaF}_2$ (polikrist.)	0,12 ... 12	0,2	1,47	5,0	1,40	10,6	1,28	Gyenge diszperzió, csekély feloldás
Kősó NaCl	0,21 ... 20	3,0	1,52	10,06	1,49	20,0	1,37	Jelentős diszperzió, erős feloldás
Káliumbromid KBr	0,28 ... 37	0,588	1,56	10,06	1,533	0,0	1,44	Jelentős diszperzió, erős feloldás
Zafir $\text{Al}_2\text{O}_3$	0,17 ... 5,5	1,0		1,76	3,0	1,71	5,0	1,63 Igen kemény hőmérséklet változásnak ellenáll
Céziumjodid CsJ	0,26 ... 60	5,0	1,74	30	1,71	50	1,64	IR transzmisszió erős feloldás
Cinksulfid ZnS (polikristály)	0,4 ... 14	1,0	2,29	5,0	2,25	10,06	2,19	Kemény, nem törékeny
KRS 5 TlBr/TlI	0,45 ... 45	1,0	2,45	10,6	2,37	30	2,29	Jelentős diszperzió, csekély feloldás
Galliumarzenid GaAs	1,5 ... 15	3,0	3,32	10,6	3,28	15	2,7	Kemény, nem törékeny, hőálló
Cinkselénid ZnSe	0,5 ... 20	1,0	2,48	10,6	2,40	20	2,3	Törésmutató kevésbé függ a hőmérséklettől
Kadmiumtellurid CdTe	1,0 ... 25	5,0	2,69	10,6	2,67	20	2,63	Csekély keménység rossz hőállóság
Szilícium Si	1,2 ... 15	1,36	3,50	3,0	3,43	10,6	3,42	Hosszúhullámú szűrő meredek karakteristikával
Germánium Ge	1,8 ... 23	3,0	4,05	10,6	4,00	15	4,00	Igen kemény és kedvező hőállóságú
Kvarc $\text{SiO}_2$	0,15 ... 4	0,19	1,68	0,26	1,60	2,0	1,52	Igen fontos az UV-ben. Kettőtörő.

számát az alábbi táblázatban láthatjuk:  
Az optikai üvegeket és kristályokat a katalógusok diagramban is meg szokták adni a közepes törésmutató és az Abbe szám függvényében.

A diagramban egy-egy pont egy-egy üvegfajtát jelent.



2. ábra Az optikában használatos anyagok a törésmutató és az Abbe szám függvényében

Egy ilyen összeállítást mutat a következő ábra.

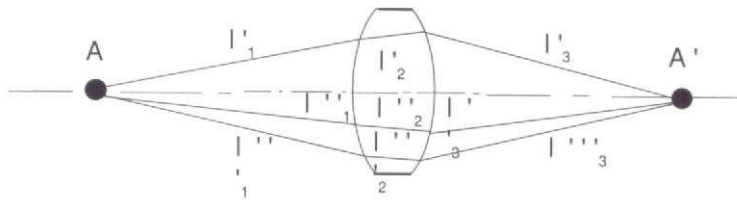
### 1.3 A fény viselkedése közegek határfelületein

Fermat elv:

A Fermat elvből levezethető a későbbiekben következő Snellius-Descartes törési törvény.

Két pont között a fénysugár azokon az utakon halad, amelyek megtételéhez a legrövidebb időre van szükség más útvonalakkal szemben.

Eszerint egy lencse képalkotását, vagyis egy tárgypontból kiinduló több fénysugárnak a képpontban való találkozását úgy képzelhetjük el, hogy valamennyi, a lencsén keresztül haladó fénysugár azonosan minimális időket fut, miközben geometriailag más-más utakat tesz meg. Ez úgy lehetséges, hogy a lencsén belül  $v$ , a levegőben  $c$  sebességgel terjed a fény, így a résidők összege egyenlő lehet egy ideális alakú lencse esetén. és így tovább



3. ábra Képképzés a Fermat elv alapján

$$t'_1 = \frac{l'_1}{c}; \quad t'_2 = \frac{l'_2}{v} = \frac{l'_2 \cdot n}{c}; \quad t'_3 = \frac{l'_3}{c};$$

$$\text{mivel } n = \frac{c}{v}$$

$$t''_1 = \frac{l'_1}{c}; \quad t''_2 = \frac{l'_2}{v} = \frac{l'_2 \cdot n}{c}; \quad t''_3 = \frac{l'_3}{c};$$

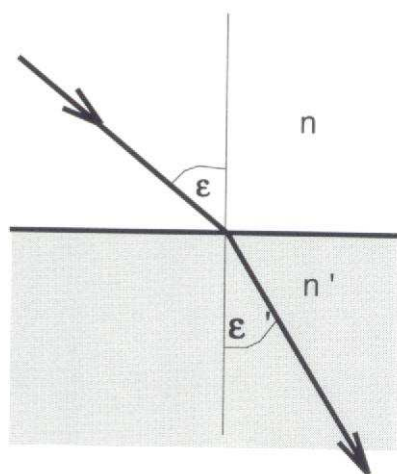
Végtelen sok ilyen útvonal lehetséges

A  $t_2$  kifejezésekor a számlálóban megjelent  $l_2 n$  szorzatot, vagyis a geometriai távolság és a közeg törésmutatójának szorzatát **optikai úthossznak** nevezzük.

A tárgy és képpont közötti utak befutásához szükséges idő:

$$T = \sum_{i=1}^n \frac{l_i \cdot n_i}{c} = \frac{1}{c} \sum_{i=1}^n l_i \cdot n_i \quad (4)$$

Vagyis a két pont között a fénysugár olyan utakon fog haladni, hogy azok mentén az optikai úthosszak összege egyenlő legyen.

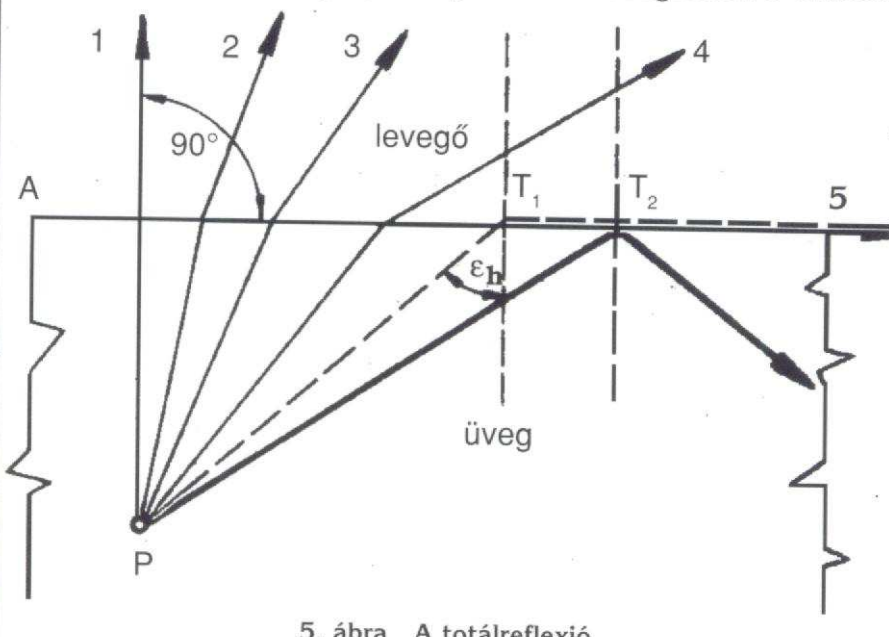


4. ábra Fénytörés két közeg határán

$$\frac{\sin \epsilon}{\sin \epsilon'} = \frac{v}{v'} = \frac{c/n}{c/n'} = \frac{n'}{n}$$

$$\boxed{n \sin \epsilon = n' \cdot \sin \epsilon'} \quad (5)$$

A **Snellius-Descartes törvény** szerint két közeg határán a fénysugár megváltoztatja irányát, megtörik. Sűrűbb közegből ritkább közegbe haladó fénysugár felvehet egy olyan beesési szöget, amelynél törési szöggént  $90^\circ$  adódik.



A totálreflexió teljes visszaverődést jelent. Ilyenkor nem lép át fény a közeg határán.

$$\sin \epsilon_h = \frac{1}{n}$$

5. ábra A totálreflexió



üveg-levegő felületre:

$$\frac{\sin \epsilon_h}{\sin \epsilon'_h} = \frac{n'}{n}$$

$$n = 1,52$$

$$n' = 1$$

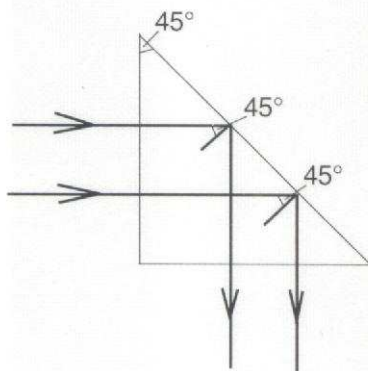
$$\epsilon'_2 = 90^\circ$$

$$\sin \epsilon_h = \frac{1}{1,52}$$

$$\epsilon_h = 41,1^\circ \text{ határszög}$$

Ekkor a fénysugár nem lép ki a sűrűbb közegből -totálreflexiót szenved.

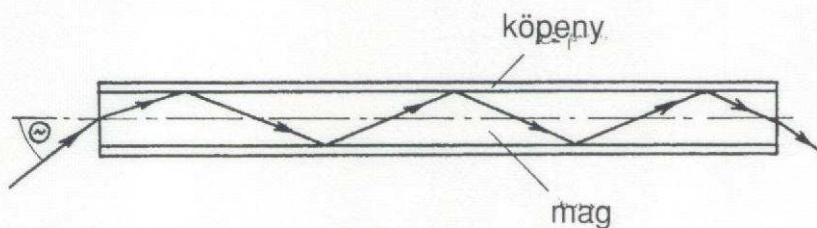
**ALKALMAZÁSI PÉLDA**



45°-os prizma esetén az oldallapokra merőleges fénysugarak az átfogó felületéről úgy verődnek vissza, mintha az tükör lenne, hiszen a visszaverődéskor a beesési szög  $45^\circ > 41,1^\circ$ , tehát totálreflexió áll fenn.

**ALKALMAZÁSI PÉLDA**

Optikai szálakban a mag és a köpeny határfelületén totálreflexió jön létre



A határszögnél nagyobb beesési szöggel érkező fénysugarak nem tudnak kilépni a közegből - totálreflexiót szenvednek

\*

Néhány fontosabb anyag határszöge levegőre vonatkoztatva:

anyag	határszög °-ban
víz .....	48°35'
etilalkohol .....	47°16'
glicerin .....	42°47'
terpentin .....	42°47'
benzol .....	41°46'
kvarcüveg .....	36°16'
kőszó .....	40°21'
nehéz korona üveg .....	38°23'
flintüveg .....	38°19'
nehéz flint-üveg .....	34°34'
gyémánt .....	23°42'

\*

Vigyázat!  
A szál görbülésekor a totálreflexió feltételei megváltoznak!

Van egy maximális  $\Theta$  szög, amelynél nagyobb szöggel érkező fénysugarak nem tudnak az optikai szálba belépni.

$$\sin \Theta_{\max} = \sqrt{n_{\text{mag}}^2 - n_{\text{köpeny}}^2} \quad (6)$$

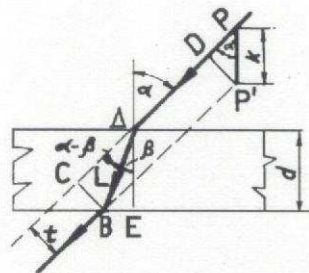
Az optikai szálakat felhasználási cél szerint három csoportra oszthatjuk:

- híradástechnikai célra egyetlen elemi szál sok, modulált információt vihet át. Ezeknél nem található külön mag és köpeny, hanem a törésmutató belülről kifelé folyamatosan csökken (gradiens szál)
- fénycábelként sok elemi szálat köteggé fogunk össze és világítási célból továbbítjuk velük a fényt.
- képtovábbító szálkötegek esetében vigyázunk arra, hogy a köteg egyik végén a szálak relatív helye ugyanolyan legyen, mint a másik végén, így képet lehet továbbítani velük.

#### ALKALMAZÁSI PÉLDA

##### A síkpárhuzamos (planparalell) lemez

Nem helyes a "képképző optikai szál" kifejezés! A képtovábbító szálköteg egyik végére rá kell vetíteni az átviendő képet, a másik végéről pedig szintén lencserendszerrel kell "levenni" és pl. egy kamera jellemezésére vetíteni a képet.



A síkpárhuzamos lemez  $d$  vastagságú átlátszó, fénytörő anyagból pl. üvegből, műanyagból készül. A határoló felületek egymással párhuzamosak. A levegőből az első felülethez érkező fénysugár az anyagba lép, sebessége csökken. A sugár a beesési merőleges felé törik. A lemezen áthaladva az előbbi közegbe, pl. a levegőbe lép ki és itt eredeti sebességét nyeri vissza. A sugár a beesési merőlegestől törve, eredeti irányával párhuzamosan folytatja útját. Ezen áthaladás alatt két jelenséget tapasztalunk:

1. a fénysugár eredeti irányától  $t$  távolságban eltolódott,  
2. a fénypont, amelyből a fénysugár eredetileg elindult, látszólag a síkpárhuzamos lemezhez  $k$ -val közelebb került.

1. a fénysugár eredeti irányától  $t$  távolságban eltolódott,
2. a fénypont, amelyből a fénysugár eredetileg elindult, látszólag a síkpárhuzamos lemezhez  $k$ -val közelebb került.

**ALKALMAZÁSI PÉLDA****Reflexiós képek keletkezése**

Prizmába, lencsébe belépő fénynyaláb egy része a levegő és üveg határfelületén visszaverődik, ami fényvesztést okoz.

A levegő és az üveg határfelületén keletkező fényvesztés merőleges beesés esetén kiszámítható az alábbi összefüggésből:

$$R = \left| \frac{n_o - n_{\ddot{u}}}{n_o + n_{\ddot{u}}} \right|^2$$

Fényképező és vetítő objektív lencsefelületein keletkező fényvisszaverődések nemcsak fényvesztést okoznak, hanem ún. reflexiós képek is keletkeznek. Emiatt a felvételben szereplő fényes tárgyakra pl. lámpáról, egy csillogó fémfelületről az eredeti képen kívül halványabb, második, harmadik stb. kép is keletkezik, amelyek a képmező felületén különböző helyeken láthatók.

Egy lencse esetén az eredeti kép mellett egy reflexiós képet látunk. Több lencse esetén azonban az egyes lencsefelületeken ismételten bekövetkező visszaverődések miatt már több kép keletkezik. Az így keletkező nem azonos fényességű képek számát kiszámíthatjuk az alábbi egyenletből:

$$p = \frac{(r-1) \cdot r}{2}$$

ahol:

p      a tükörképek száma  
r      a tükröző felületek száma

A tükörrétegek okozta fényvesztés és az imént megbeszélt tükörképek megszüntetése céljából a korszerű objektívek lencséit 1/4 hullámhossz vastagságú különleges rétegekkel vonják be. Az így kezelt objektívek fényesebb és kontrasztosabb képeket adnak.

Az objektíveken a foglalatban az így készített rendszert egy piros pont vagy "multicoated" felirat jelzi.

## Gyakorló feladat

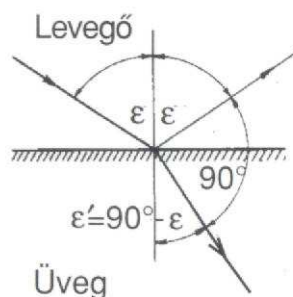
Számítsuk ki: a levegőből az üvegbe érkező fénysugár törési szögeit, ha a beesési szög:  $5^\circ$  és az üveg törésmutatója  $n = 1,5$ . A Snellius-Descartes törvényből kifejezzük a törési szög szinuszt:

$$n = \frac{\sin \varepsilon}{\sin \varepsilon'}; \quad \sin \varepsilon' = \frac{\sin \varepsilon}{n}$$

tehát

$$\sin \varepsilon' = \frac{\sin 5^\circ}{1,5} = 0,0581; \quad \varepsilon' = 3,3^\circ$$

## Gyakorló feladat



Levegőből üvegbe érkező fénynyaláb egy része az üvegbe hatol, egy kis része visszaverődik. Mekkora a beesési szög, ha a visszavert fénysugár a megtört fénysugárra merőleges ( $n=1,5$ ) lásd ábrát!

A törési szög és a visszaverődési szög között felírhatjuk az alábbi összefüggést:

$$\varepsilon + \varepsilon' + 90^\circ = 180^\circ \text{ ebből}$$

$$\varepsilon' = 90^\circ - \varepsilon; \text{ de írhatjuk}$$

$$\sin \varepsilon' = \sin(90^\circ - \varepsilon) = \cos \varepsilon$$

Felírva a Snellius-Descartes törvényt:

$$n_{\text{ü}} = \frac{\sin \varepsilon}{\sin \varepsilon'} = \frac{\sin \varepsilon}{\cos \varepsilon} = \operatorname{tge}$$

$$\operatorname{tge} = 1,5; \quad \varepsilon_{\text{ü}} = 56^\circ 18'$$

Tehát az  $56^\circ 18'$  beesési szöggel érkező fénysugár esetében a visszavert fénysugár merőleges lesz a megtört sugárra.

**Gyakorló feladat**

Levegőből koronaüvegre merőlegesen érkező fény hány százaléka verődik vissza?

Megoldás:

$$n_o = 1; n_1 = 1,5$$

$$R = \left| \frac{n_o - n_1}{n_o + n_1} \right|^2 = 0,04$$

A flintüveg törésmutatója nagyobb, tehát nagyobb lesz a fényvesztés is. Többtagú lencserendszerekben a fenti reflexiók miatt tekintélyes értékű fényvesztések keletkezhetnek.

**Gyakorló feladat**

Állapítsuk meg, hogy egy öttagú különálló lencséből készült objektív hány reflexiós képet ad.

$$r = 10, p = ?$$

Megoldás:

Az öt különálló lencsetag 10 db levegő-üveg határfelületet, tehát ugyanannyi tükrözőréteget jelent. A tükörképek száma:

$$p = \frac{(r-1) \cdot r}{2} = 45$$

Tehát a levegő-üveg határfelületről a beérkező fény 4%-a verődik vissza. (Ez csak merőlegesen beeső fénysugárra érvényes).

## 2. A geometriai optika alapjai

### 2.1 Előjel szabályok (megállapodások)

A sugármenet rajzokat úgy vesszük fel, hogy a fénysugarak balról-jobbra haladjanak. (lásd: 6. ábra)

1. Az optikai tengely mentén a gömbfelülettől balra eső távolságok negatívak, a jobbra esők pozitívak.
2. Az optikai tengely feletti távolságok (pl.  $h$ ) pozitívak, a tengely alattiak pedig negatívak.
3. A fénysugarak optikai tengellyel bezárt szögei ( $\sigma, \sigma'$ ) akkor pozitívak, ha a fénysugarat az optikai tengelybe az óramutató járásával megegyező irányban lehet  $90^\circ$ -nál kisebb szöggel beforgatni. Ellenkező esetben a szögek negatívak.
4. A felület dőfspontjában a fénysugarak beesési ( $\epsilon$ ) illetve törési ( $\epsilon'$ ) szögei akkor pozitívak, ha a beesési merőlegest a fénysugárba az óramutató járásával ellenkező irányba lehet  $90^\circ$ -nál kisebb szöggel beforgatni. Ellenkező esetben a szögek negatívak.
5. A gömbfelületek görbületi sugarai ( $r, R$ ) akkor pozitívak, ha a felület balról nézve konvex és akkor negatívak, ha balról nézve konkáv.
6. A fókusztávolság előjele pozitív gyűjtő, negatív pedig szóró lencse esetében

eszerint a rajzon:  
 $s$  előjele negatív,  
 $s'$  pedig pozitív  
 $h$  előjele pedig pozitív

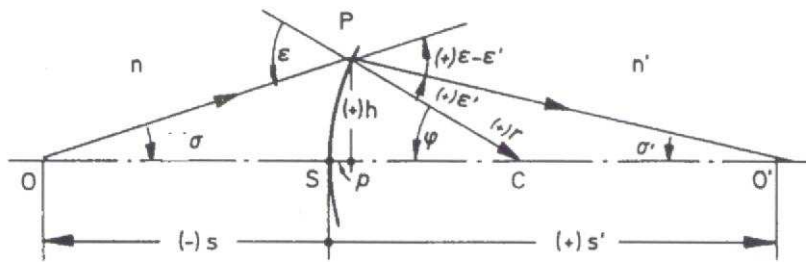
\*  
 A távolságok előjelei olyanok, mintha egy koordináta rendszert úgy vennénk fel, hogy origója az  $S$  pontban lenne.

\*  
 eszerint  $\sigma$  előjele negatív,  
 $\sigma'$  pedig pozitív

\*  
 eszerint  $\epsilon$  és  $\epsilon'$  pozitív

\*  
 eszerint  $r$  pozitív

2.2 Egyetlen gömbfelület képalkotása



6. ábra Gömbfelület képalkotása

**Paraxiális** képalkotásról beszélünk akkor, ha a leképzésben résztvevő fénysugarak az optikai tengelyhez képest csak kis szögeket zárnak be, vagyis tengelyközelben haladnak. Ilenkor a szögfüggvények (sin, tg) helyett a szögek ivmértékben vett nagyságát használhatjuk.

**Metszéki távolságoknak** ( $s, s'$ ) nevezzük a gömbfelület tengelypontjából (S) a tárgy (O) illetve a képpontig (O') terjedő mennyiségeket.

Az OO'P háromszögből:

$$\sigma' - \sigma = \varepsilon - \varepsilon' \quad (7)$$

A Snellius-Descartes törvény paraxiális alkalmazásával:

$$n\varepsilon = n'\varepsilon'$$

ahonnan:

$$\varepsilon = \varepsilon' \frac{n'}{n} \quad (8)$$

ezzel:

$$\sigma' - \sigma = \varepsilon' \frac{n'}{n} - \varepsilon' = \varepsilon' \left( \frac{n'}{n} - 1 \right) = \varepsilon' \frac{n' - n}{n} \quad (9)$$

A gömbfelület törésponti normálisának optikai tengellyel bezárt szöge:

$$\varphi = \frac{h}{r} \quad (10)$$

és

$$\sigma = \frac{h}{-s} \quad (11)$$

illetve

$$\sigma' = \frac{h}{s'} \quad (12)$$

$\varphi$  előjele  $h$  és  $r$  előjeléből következik

A CO'P háromszögből: (13)

$$\varphi = \varepsilon' + \sigma'$$

(9) és (13) - ből:

$$\sigma'n - \sigma n = (\varphi - \sigma')(n' - n)$$

azonos átalakítással:

$$\begin{aligned} \cancel{\sigma'n} - \sigma n &= \varphi n' - \cancel{\sigma'n'} - \varphi n + \cancel{\sigma'n} \\ \sigma'n - \sigma n &= \varphi(n' - n) \end{aligned}$$

(10), (11), (12)-vel:

$$\sigma' = \frac{h}{s'}$$

$$\frac{h}{s'}n' - \frac{h}{s}n = \frac{h}{r}(n' - n)$$

h-val végigosztva:

$$\boxed{\frac{n'}{s'} - \frac{n}{s} = \frac{n' - n}{r}} \quad (14)$$

vagy:

$$\boxed{s' = \frac{n'}{\frac{n}{s} + \frac{n' - n}{r}}} \quad (15)$$

Az összefüggés szerint egy  $r$  sugarú gömbfelülettől  $s$  távolságra fekvő tárgy pont képe a felülettől  $s'$  távolságra keletkezik.

A képlet átrendezésével, egy-egy oldalra gyűjtve a tárgyoldali (vesszőtlen) és a képoldali (vesszős) mennyiségeket az Abbe-féle invariánst kapjuk

$$\boxed{n\left(\frac{1}{r} - \frac{1}{s}\right) = n'\left(\frac{1}{r} - \frac{1}{s'}\right)} \quad (16)$$

Ha a gömbfelületre párhuzamos fénysugarak érkeznek (a tárgy a végtelenben van), akkor a fénysugarak a képoldalon a fókuszpontban találkoznak.



(14)-ből  $s = \infty$  és  $s' = f'$  helyettesítéssel:

$$\frac{n'}{f'} = \frac{n' - n}{r}$$

amiből

$$f' = r \frac{n'}{n' - n} \quad (17)$$

*Feladat:* Mutassuk meg, hogy a gömbfelületre jobbról érkező párhuzamos sugarak esetén  $f = -r \frac{n}{n' - n}$  adódik!

Mind a két fókuszképletet átrendezve:

$$\begin{aligned} D' &= \frac{n'}{f'} = \frac{n' - n}{r} \\ D &= \frac{n}{f} = -\frac{n' - n}{r} \end{aligned} \quad (18)$$

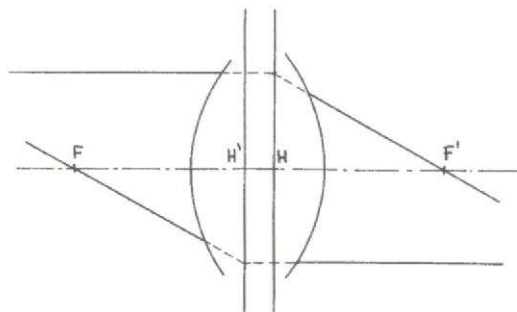
a jobb oldalon azonos mennyiséget kapunk, amelyek csak előjelben különböznek. Ezt a mennyiséget törőértéknek nevezzük és dioptiában adjuk meg.

Dioptriában való számolás-kor a fókusztávolságokat méterben kell helyettesíteni!

A gömbfelületünk balról nézve konvex, jobbról nézve konkáv, ez fejeződik ki a dioptriák előjében

### 2.3 Kardinális elemek: fősíkok, főpontok, csomópontok

A **fősíkok** az optikai rendszerbe a tengellyel párhuzamosan belépő fénysugarak és a rendszert elhagyó megfelelő fénysugarak meghosszabbításainak metszéspontjai által kifeszített felületek.



7. ábra A fősíkok és a főpontok szerkesztése

Vigyázat: a metszéki távolságokat nem a fókuszoktól, hanem a gömbfelületektől mérjük!

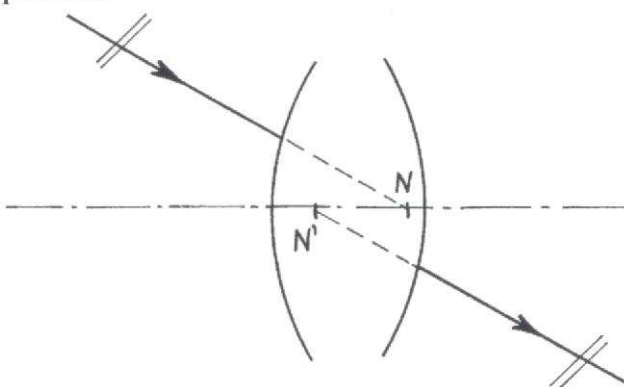
**A fókuszpontok** a fókuszoknak és az optikai tengelynek a dőléspontjai. Minden optikai rendszernek két fókuszja (és fókuszpontja) van: tárgyoldali és képloldali fókuszok (fókuszpontok).

A fókuszoktól mérjük a fókusztávolságokat, a tárgytávolságot illetve a képtávolságot.

A fókuszok sorrendje és helye az adott optikai rendszertől függ. Egy optikai rendszer fókuszpontjai egymás konjugáltjai, vagyis ha az egyikbe helyezünk egy tárgyat, akkor annak képe a másikban lesz.

A fókuszokra nézve az optikai rendszer nagyítása 1-szeres és pozitív (egyenes állású).

**A csomópontok**



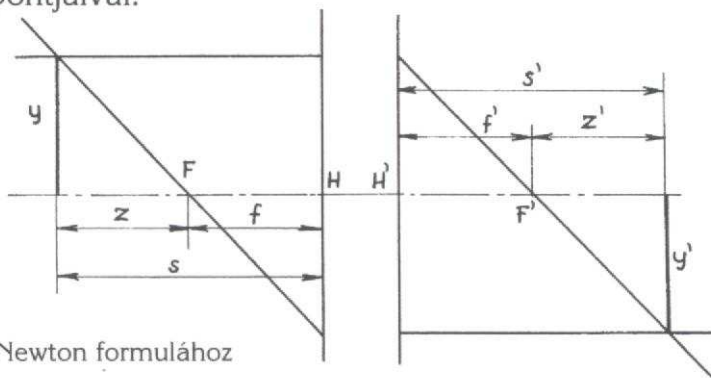
9. ábra A csomópontok származtatása

Egy optikai rendszer egyik csomópontjába (N) irányított fénysugár a rendszert önmagával párhuzamosan hagyja el, úgy mintha a másik csomópontból (N') indult volna.

Ha az optikai rendszer tárgy és képtere azonos törésmutatójú (pl. levegő), akkor a csomópontok és a fókuszpontok egybeesnek.

**2.4. Newton formula**

Ábrázoljunk egy optikai rendszert a fókuszjaival és a fókuszpontjaival!



9. ábra Vázlat a Newton formulához

Mérjük a tárgy illetve a kép távolságát a fókuszpontoktól (z illetve z').

Newton formula:  $zz' = -ff'$  (19)

Newton formula segítségével levezethető:

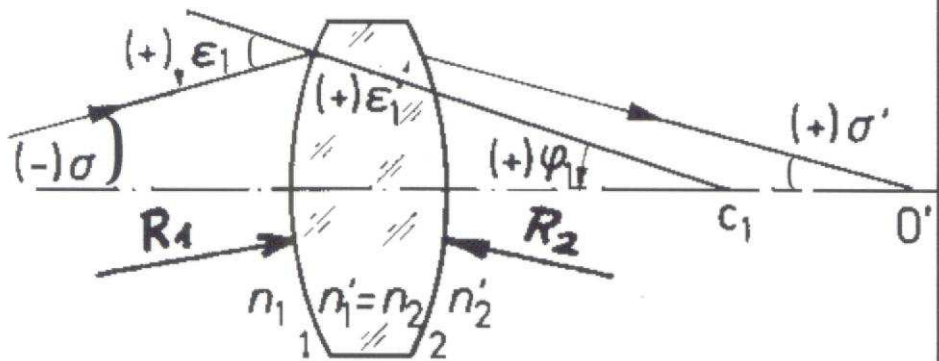
$$\frac{f'}{s'} - \frac{f}{s} = 1 \quad (20)$$

Ez az összefüggés "vékony" lencse esetén megadja a tárgy és kép távolsága közötti összefüggést. Amennyiben a tárgy és képtér is levegő (vagy azonos közeg) akkor  $f' = f$  és így

$$\frac{1}{s'} - \frac{1}{s} = \frac{1}{f} \quad (21)$$

### 2.5 A vékony lencse

Egy egyszerű lencse két gömbfelületből áll, tehát az egyetlen gömbfelület képalkotására levezetett összefüggéseinket kell kétszer alkalmazni.



10. ábra Vázlat a vékonylencse számításához

$$\left. \begin{aligned} \frac{n_1'}{s_1'} - \frac{n_1}{s_1} &= \frac{n_1' - n_1}{R_1} \\ \frac{n_2'}{s_2'} - \frac{n_2}{s_2} &= \frac{n_2' - n_2}{R_2} \end{aligned} \right\}$$

Vékony lencsénél a metszéki és a tárgy illetve kép-távolságok azonosak.

\*

Vigyázzunk az előjelekre: **s** negatív esetén a fizikában

tanult  $\frac{1}{f} = \frac{1}{k} + \frac{1}{t}$  összefüggés adódik.

Itt:

$$\begin{aligned} s_2 &= s_1' \\ \text{mivel vékony a lencse} \\ n_1' &= n_2 = n \\ n_1 &= n_2' = 1 \end{aligned}$$

$$\left. \begin{aligned} \frac{n}{s_1'} - \frac{1}{s_1} &= \frac{n-1}{R_1} \\ \frac{1}{s_2'} - \frac{n}{s_2} &= \frac{1-n}{R_2} \end{aligned} \right| \frac{n}{s_1'} - \frac{1}{s_1} = \frac{n-1}{R_1}$$

behelyettesítve:

$$\frac{1}{s'_2} - \frac{1}{s_1} = \frac{n-1}{R_1} - \frac{n-1}{R_2}$$

átalakítva:

$$\boxed{\frac{1}{s'_2} - \frac{1}{s_1} = (n-1) \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right)} \quad (22)$$

de (21) felhasználásával:

$$\frac{1}{f'} = (n-1) \left( \frac{1}{R_1} - \frac{1}{R_2} \right) \quad (23)$$

másképpen:  
ha  $s_1 = \infty$   
akkor  $s'_2 = f'$

#### Gyakorló feladat

Állapítsuk meg az alábbi lencse típusát, gyújtótávolságát és dioptiraszámát. A lencse vékony lencse.

$$R_1 = 15 \text{ cm}, \quad R'_2 = 10 \text{ cm}, \quad n = 1,5, \quad f = ?, \quad D = ?$$

Megoldás:

A lencse kettősen domború. Az első, vagyis tárgy felőli görbületi sugár nagyobb, mint a második, vagyis kép felőli sugár, így a lencse aszimmetrikusan bikonvex lencse:  $f = 12 \text{ cm}$

A lencse törőképessége:  $D = 8,3$

#### Gyakorló feladat

Hogyan változik meg a fenti példa szerinti lencse gyújtótávolsága, ha azt  $n = 1,62$  törésmutatójú optikai üvegből készítjük el:

$$R_1 = 15 \text{ cm}, \quad R'_2 = 10 \text{ cm}, \quad n = 1,62, \quad f = ?, \quad D = ?$$

Megoldás:  $f = 9,7 \text{ cm}$   
 $D = 10,3$

**Gyakorló feladat**

Ha az előző példa szerinti aszimmetrikusan kettősen domború lencsét közepén kettévágjuk, két síkdomború lencsét kapunk. Határozzuk meg ezek gyújtótávolságát, ill. törőképességét !

$$R_1 = 15 \text{ cm} \quad R'_2 = \infty \quad n = 1,5 \quad f = ? \quad D = ?$$

Megoldás:

Az első lencse:  $f_1 = 30 \text{ cm}$   
 $D_1 = 3,3$

A második lencse:  $f_2 = 20 \text{ cm}$   
 $D_2 = 5$

**Gyakorló feladat**

Állapítsuk meg az alábbi lencsék típusát, gyújtótávolságát és dioptriaszámát:

a./

$$R_1 = 20 \text{ cm} \quad R'_2 = 30 \text{ cm} \quad n = 1,5, \quad f = ?, \quad D = ?$$

Megoldás:

$$f = 120 \text{ cm}$$

$$D = 0,83$$

A lencse homorúan domború (meniszkusz), mert  $R_2$  negatív és  $|R_2|$  nagyobb mint  $R_1$

b./

$$R_1 = 205 \text{ cm}, R'_2 = 15 \text{ cm} \quad n = 1,5, \quad f = ?, \quad D = ?$$

Megoldás:

$$f = -28 \text{ cm}$$

$$D = -3,6$$

A lencse kettősen homorú (bikonkáv)

**Gyakorló feladat**

Egy optikai tengellyel párhuzamos fénynyaláb 46 mm átmérőjű lencsére esik, és a lencsétől 6 cm távolságra felállított ernyőn 20 mm átmérőjű kerek fényfoltot kapunk. Mekkora a lencse gyújtótávolsága?

Megoldás:

A lencse gyűjtőlencse, mert a párhuzamos fénynyalábot összetartóvá alakítja.

$$D = 46 \text{ mm} \quad d = 20 \text{ mm} \quad a = 60 \text{ mm} \quad f = ?$$

Felírhatjuk a következő arányt:

$$\frac{f - a}{f} = \frac{d}{D}; \quad Df - Da = df \quad f(D - d) = Da$$

és végül

$$f = \frac{Da}{D - d}$$

**Gyakorló feladat**

Egy lencse előtt 4 cm távolságban tárgyat helyezünk el, melyről a tárgytérben 24 cm távolságban kép keletkezik. Határozzuk meg a lencse típusát, gyújtótávolságát.

$$s = -4 \text{ cm} \quad s' = -24 \text{ cm} \quad f = ?$$

Megoldás:

A kép a tárgytérben keletkezett, tehát látszólagos (képtávolság előjele negatív).

A lencse gyűjtőlencse, mert a gyújtótávolság előjele pozitív.

$$f = 48 \text{ mm}$$

2.6 A lineáris, longitudinális és szögnagyítás

Lineáris nagyítás ( $\beta$ )

$$\beta = \frac{y'}{y} \quad (24)$$

Kifejezhető még a Newton formula segítségével:

$$\beta = \frac{f}{z} = \frac{z'}{f'} = \frac{f}{f+s} = \frac{f'-s'}{f'} \quad (25)$$

Szögnagyítás ( $\gamma$ )

$$\gamma = \frac{\text{tg}\sigma'}{\text{tg}\sigma}$$

A csomópontokra nézve a szögnagyítás  $\gamma = 1$

Kifejezhető még a következőképpen:

$$\gamma = \frac{\text{tg}\sigma'}{\text{tg}\sigma} = \frac{h/s'}{h/s} = \frac{s}{s'} \quad (26)$$

Számítsuk ki a lineáris és a szögnagyítás szorzatát:

$$\begin{aligned} \beta &= \frac{f}{z} & \beta &= -\frac{z'}{f'} \\ \downarrow & & \downarrow & \\ z &= \frac{f}{\beta} & z' &= -f'\beta \\ \gamma &= \frac{s}{s'} = \frac{z-f}{z'+f'} \end{aligned}$$

$$\gamma = \frac{f/\beta - f}{-f'\beta + f'} = \frac{f}{f'} \cdot \frac{1/\beta - 1}{-\beta + 1} = \frac{f}{f'} \cdot \frac{1-\beta}{\beta(1-\beta)} = \frac{f}{f'} \cdot \frac{1}{\beta}$$

$$\beta\gamma = \frac{f}{f'} \quad (27)$$

ha  $f=f'$   
akkor:

$$\begin{aligned} \beta &= \frac{1}{\gamma} \\ \text{és} \\ \gamma &= \frac{1}{\beta} \end{aligned} \quad (28)$$

ha:  $f=f'$

akkor:

$$\beta = \frac{s'}{s} \quad (30)$$

(26) felhasználásával

$$\beta = \frac{f}{f'} \cdot \frac{s'}{s} \quad (29)$$

Longitudinális nagyítás ( $\alpha$ )

dz deriválást jelent

$$\alpha = \frac{dz'}{dz} \quad (31)$$

A Newton formulából

$$zz' = -ff'$$

deriváljuk z szerint

$$z' = -ff' \frac{1}{z}$$

$$\frac{dz'}{dz} = ff' \frac{1}{z^2}$$

vagyis:

$\frac{f}{f'}$ -el beszorozva

$$\alpha = ff' \frac{1}{z^2} \quad (32)$$

$$\alpha = \frac{f'}{f} \cdot \frac{f^2}{z^2} = \frac{f'}{f} \cdot \beta^2$$

mivel

$$\beta = \frac{f}{z}$$

így

ha  $f=f'$

$$\text{akkor: } \alpha = \beta^2 \quad (34)$$

$$\alpha = \frac{f'}{f} \beta^2 \quad (33)$$

Számítsuk ki a lineáris és a szögnyagítás hányadosát !

beszorozva  $\frac{f}{f'} \cdot \frac{f'}{f}$ -vel

$$\frac{\beta}{\gamma} = \frac{f}{f'} \underbrace{\frac{s'}{s}}_{\beta} \cdot \underbrace{\frac{s}{s}}_{\frac{1}{\gamma}}$$



$$\frac{\beta}{\gamma} = \underbrace{\left(\frac{f}{f} \cdot \frac{s'}{s}\right)}_{\beta^2} \left(\frac{s' f}{s f'}\right) \cdot \frac{f'}{f} = \alpha$$

tehát, azt találtuk, hogy

$$\boxed{\alpha = \frac{\beta}{\gamma}} \quad (35)$$

Ez az összefüggés a lineáris, a longitudinális és a szögnagyítás között.

### 3. Valóságos lencsék számításai

#### 3.1 Vékony lencsék eredője

Két, elemi vékony lencsét egymás mellé helyezve, dioptriáik, vagyis törőértékeik összeadódnak:

$$D = D_1 + D_2'' \quad (36)$$

mivel

$$D = \frac{1}{f} \text{ (levegőben)}$$

ezért

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2}$$

f-re kifejezve:

$$f = \frac{f_1 f_2}{f_1 + f_2} \quad (37)$$

Az egyetlen gömbfelület fókusz távolságaira kapott (17) és (18) összefüggésekkel:

$$D = \frac{n}{f_1'} + \frac{1}{f_2} = \frac{1}{r_1}(n-1) - \frac{1}{r_2}(n-1)$$

átrendezve

$$D = \frac{1}{f} = (n-1) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

adódik, ami megegyezik a (23) összefüggéssel.

#### 3.2 A "vastag" lencse

Más a helyzet akkor, ha a két vékony lencse között  $d$  távolság van.

Ekkor a következő összefüggésekkel kell számolni:

$$f' = \frac{f_1' f_2'}{f_1' + f_2' - d} \quad (38)$$

illetve levegőben lévő lencsék összerakásakor:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{f_1} + \frac{1}{f_2} - \frac{d}{f_1 f_2} \quad (39)$$

A (38) összefüggés nevezőjében lévő kifejezést jelöljük  $D$ -val. Ezt nevezzük **optikai tubus hossz**nak.

$$\Delta = f'_1 + f_2 - d \quad (40)$$

Ezzel:

$$f' = \frac{f'_1 f'_2}{\Delta} \quad (41)$$

Miután az így létrejött valóságos lencse két fősíkkal kell rendelkezzen, ezek helyét is kiszámíthatjuk. Legyen  $p$  a képoldali fősík és a második vékonylencse távolsága és  $p'$  a tárgyoldali fősík és az első vékonylencse távolsága. Ezekkel a valóságos lencse két fókusztávolsága és fősíkjainak helyei:

$$\begin{aligned} f &= \frac{f_1 f_2}{\Delta} & f' &= \frac{f'_1 f'_2}{\Delta} \\ p &= \frac{f_1 d}{\Delta} & p' &= -\frac{f'_2 d}{\Delta} \end{aligned} \quad (42)$$

Alkalmazzuk most a görbületi sugarakat is tartalmazó (17) összefüggést a "vastag" lencsére, vagyis egy két ( $r_1$  és  $r_2$ ) görbületi sugarú gömbfelületből álló,  $d$  vastagsággal és  $n$  törésmutatóval rendelkező valóságos lencsére!

$$\begin{aligned} f_1 &= \frac{r_1}{n-1} & f'_1 &= \frac{nr_1}{n-1} \\ f_2 &= \frac{nr_2}{1-n} & f'_2 &= \frac{r_2}{1-n} \\ \Delta &= f_1 + f_2 - d = \frac{nr_1}{n-1} + \frac{nr_2}{1-n} - d \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} n_1 &= 1 \\ n'_1 &= n \\ n_2 &= n \\ n'_2 &= 1 \end{aligned}$$

$$\Delta = \frac{nr_1 - nr_2 - (n-1)d}{n-1}$$

$$f = f' = \frac{f_1 f_2}{\Delta} = \frac{n r_1 r_2 \cdot (n - 1)}{(n - 1)^2 [n(r_1 - r_2) - (n - 1)d]}$$

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \frac{n(r_1 - r_2) - (n - 1)d}{n r_1 r_2}$$

az  $\frac{r_1 - r_2}{r_1 r_2} = \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2}$  felhasználásával (43)

d = 0 esetén

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right)$$

vagyis megkapjuk a vékony lencse képletét. (Pl. szemüvegnél így számolhatunk)

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} + \frac{n - 1}{n} \cdot \frac{d}{r_1 \cdot r_2} \right)$$

Számítsuk ki a fókók helyeit is a lencsegörbületek segítségével (42)-ből:

$$p = \frac{f_1 d}{\Delta} = \frac{r_1 d}{n - 1} \cdot \frac{n - 1}{n(r_1 - r_2) - (n - 1)d}$$

$$p' = -\frac{f_2' d}{\Delta} = +\frac{r_2 d}{n + 1} \cdot \frac{n - 1}{n(r_1 - r_2) - (n - 1)d}$$

rendezve:

$$p = \frac{r_1 d}{n(r_1 - r_2) - (n - 1)d}$$

$$p' = \frac{r_2 d}{n(r_1 - r_2) - (n - 1)d}$$

(44)

ha d=0  
akkor  
p=p' =0  
a két fókó egybeesik

\*

p-t az első lencse felülettől p' -t a hátsó lencse felülettől kell mérni.

Gyakorló feladat

Legyen adva egy szimmetrikus, kétszer domború vékony lencse a következő adatokkal:

$$n = 1,5 \quad r_1 = 120 \text{ mm} \quad r_2 = -120 \text{ mm}$$

Mekkora a fókusztávolsága ?

$$\frac{1}{f} = (n - 1) \left( \frac{1}{r_1} - \frac{1}{r_2} \right) = (1,5 - 1) \left( \frac{1}{120} - \frac{1}{-120} \right) = \frac{1}{120}$$

$$f = 120 \text{ mm}$$

Gyakorló feladat

Legyen adva az előző lencse, azzal a különbséggel, hogy  $d=10 \text{ mm}$ .

Számítsuk ki a fókusztávolságát és a fősíkjai helyét !

Megoldás:

$$f = 121,7 \text{ mm}$$

$$p = 3,38 \text{ mm}$$

$$p' = -3,38 \text{ mm}$$

3.3 Több felületből álló lencserendszerek

A vastag lencsénél kétszer alkalmaztuk a gömbfelületre vonatkozó összefüggéseket. Ha több lencsés optikai rendszerünk van, akkor a gömbfelületre vonatkozó összefüggések sorozatos alkalmazásával a következő összefüggésekhez jutunk:

(45)

$$f = \frac{n_1 s'_1 s'_2 s'_3 \dots s'_k}{n'_k s_2 s_3 \dots s_k}$$

$$\beta = \frac{n_1 s'_1 s'_2 s'_3 \dots s'_k}{n'_k s_1 s'_2 s_3 \dots s_k}$$

Érdekesség:

Szimmetrikus vékony lencsénél:  
a fókusztávolság = a görbületi sugarakkal !

\*

Egy szimmetrikus vastag lencsével a fősíkok körülbelül a vastagság harmadába esnek.  
(harmadolják a vastagságot)

\*

k a gömbfelületek száma  
 $n_1$  a tárgyter  
 $n'_k$  a képtér  
törésmutatója

\*

Vigyázat:  
a nevezőben  $s_1$  nincsen !

\*

Nagyításról csak véges tárgytávolság ( $s_1$ ) esetén beszélhetünk

## Gyakorló feladat

Legyen egy vastag lencse a következő adatokkal adva. Számítsuk ki a fókusz-távolságát.

$$\begin{aligned} r_1 &= 100 \text{ mm} \\ r_2 &= -80 \text{ mm} \\ d &= 10 \text{ mm} \\ n &= 1,51871 \text{ (BK7)} \end{aligned}$$

A feladatot a (15) képlet sorozatos alkalmazásával oldjuk meg.

$$s_1 = \infty$$

$$s'_1 = \frac{1,51871 \cdot 100}{0,5517871} = 292,786 \text{ mm}$$

$$s_2 = 292,786 - 10 = 282,786 \text{ mm}$$

$$s'_2 = \frac{1}{\frac{1,51871}{282,786} + \frac{-0,51871}{-80}} = +84,3568 \text{ mm}$$

$$f' = \frac{292,78 \cdot 84,3568}{282,786} = 87,3355 \text{ mm}$$

$$(p = +3.723 \text{ mm}) \quad (f = f')$$

$$p' = -f' = 84,3568 - 87,3355 = -2,983 \text{ mm}$$

Feladat: Végezze el a tárgyoldali fókusz-távolság és p kiszámítását !

**Gyakorló feladat:**

Bizonyítsuk be az előző feladat segítségével, hogy a fősíkok konjugáltak, vagyis az egyik főpontba behelyezett tárgy képe a másik főpontban keletkezik.

$$s_1 = 3,723 \text{ mm}$$

$$s'_1 = \frac{1,51871}{\frac{1}{3,723} + \frac{0,51871}{100}} = +5,54703 \text{ mm}$$

$$s_2 = 5,54703 - 10 = -4,45297 \text{ mm}$$

$$s'_2 = \frac{1}{\frac{1,51871}{-4,45297} + \frac{0,51871}{80}} = -2,989 \text{ mm}$$

Vagyis tényleg a képoldali fősíkba került a kép.

Számítsuk ki a nagyítást ez esetben:

$$\beta = \frac{5,54703 \cdot (-2,989)}{3,723 \cdot (-4,45297)} = 1,00007$$

Jegyezzük meg:

+1 nagyítás egyenesállású képet jelent

**A fősíkok konjugáltak és a rájuk vonatkozó lin. nagyítás +1.**

**Gyakorló feladat**

Számítsa ki az előző feladat fókusztávolságát és fősíkjainak helyeit a (43) (44) összefüggések segítségével is.

## 4. Szemészeti műszerek

Ebben a fejezetben a szemészet diagnosztikai és therápiái optikai készülékeit tárgyaljuk. A műteti berendezésekről, mivel általában a szemészeti műtétek a mikrosebészeti eljárások közé sorolhatók, értelemszerűen a nagyítókészülékek körében lesz szó.

A sokfajta szemészeti készülék rendszerbefoglalásához az áttekinthetőség érdekében három csoport felállítása látszik célszerűnek: funkcionális diagnosztikai eszközök, diagnosztikai műszerek a szem felépítésének vizsgálatához és therápiás készülékek.

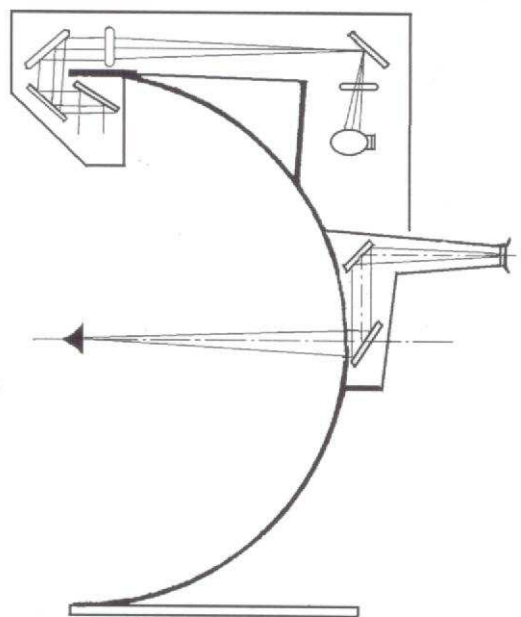
### 4.1 Funkcionális szemészeti diagnosztikai műszerek

A funkcionális diagnosztikai készülékek tulajdonképpen a látás kinetikai vizsgáló eszközei. A látási mechanizmus teljességét vizsgálják a szem szerkezetének elemzése nélkül. Ebbe a készülékcsoportba sorolhatók: periméter, synophopor, anomaloscop.

A **periméter** a látótér meghatározás eszköze. Több típusa ismeretes. Működését az ún. félgömb periméter kapcsán ismertetjük. /11. ábra/

A vizsgálathoz a készülék projektora a kb. 500 mm görbületi sugarú félgömb belső matt fehér felületére fényfoltot vetít. A fényfolt mérete beváltható rekeszekkel, színe színszűrők segítségével változtatható. A projektor konstrukciója lehetővé teszi, hogy a fényfolt a félgömb belső felületének bármely pontjára legyen vetíthető. A vizsgálandó egyén úgy helyezkedik el, hogy a félgömb felület közepére fixált félszeme a félgömb középpontjába kerüljön.

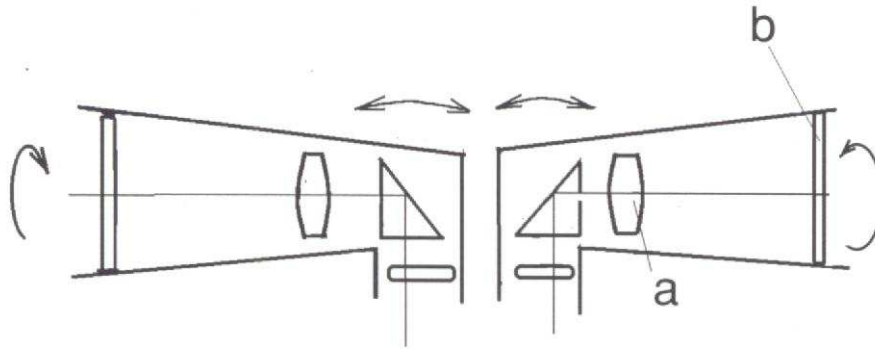
A projektor segítségével a fényfoltot a félgömb peremétől befelé vezetjük. A beteg jelzi, amikor a fényfolt a látótérbe kerül. A fényfolt bevezetése a fixált szem tengelyén átfektetett, a vízszintessel különböző szögeket bezáró síkban fekvő ívek mentén történhet. A projektorral mechanikai kényszerkapcsolatban lévő írszerkezet segítségével a látótér határvonala megrajzolható.



11. ábra A periméter

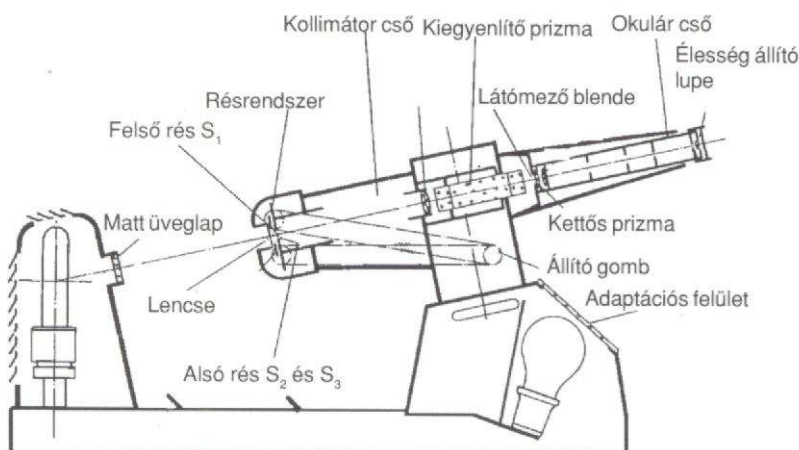


A **synoptophor** a kancsalság diagnosztizálásának és therápiájának legfontosabb eszköze. /12.ábra/



12. ábra A synoptophor

Az **anomaloscop** a színlátás vizsgálatára szolgáló berendezés. Ismeretes, hogy ép színlátású egyén a spektrum három alkalmasan kiválasztott sugárzásának különböző arányú keverésével a színek összes színeit elő tudja állítani. A szintévesztőknél ez a keverési arány nem egzakt. A színlátás vizsgálatának az ad különös jelentőséget, hogy egyes foglalkozási ágaknál (pl. közlekedés) a szintévesztés baleseti forrás lehet. /13. ábra/



13. ábra Az anomaloscop

A készülék működésének alapját képezi az a felismerés, hogy egészséges látású egyén képes valamely alakzatot annak külön jobb és bal szemmel észlelt részleteiből összeállítani.

A készülék optikai elrendezése szimmetrikus. Az eredő kép jobb és bal szemmel nézendő részleteit képező test-tárgyak a jobb ill. bal oldali objektívek fókuszsíkjaiban helyezhetők el. Így a vizsgálat végtelenre accomodált szemmel történik. Az optikai tengelyeket prizmák törlik a betekintési irányba. A test-tárgyak megvilágítása változtatható feszültségről üzemelő wolfram izzó lámpákkal történik. Az optikai fejek a kancsalság szögének mérésére, ill. korrigálására függőleges és vízszintes tengely körül elforgathatók. A kívánt pupillatávolság beállítása a fejek egymáshoz közelítésével történik.

Egy synoptophor főbb műszaki adatai a következők:

Az optikai rendszer nagyítása:

$$2 \times /f_{obj} = 125/$$

Szemtávolság:

50 - 70 mm, beállítható

Az optikai fejek elforgathatósága:  $\pm 45^\circ$

\*

A Nagel féle anomaloscop lényegében egyszerűsített spektrofotométer. Kettéosztott látóterének alsó felét Na sárga /589 nm/ tölti ki, amelynek intenzitása szabályozható. A látómező felső részében mérhető arányban keverhető Li vörös /670 nm/ és Hg zöld /546 nm/ sugárzás.

A vizsgálat abból áll, hogy az intenzitás arányok változtatásával a beteg azonos színűre állítsa be a látómező két tartományát. Az állító gombok számskálái adnak tájékoztatást a beállított sugárzási arányokról, illetve a vizsgált egyén színlátásáról.

## 4.2 A szem felépítésének vizsgáló műszerei

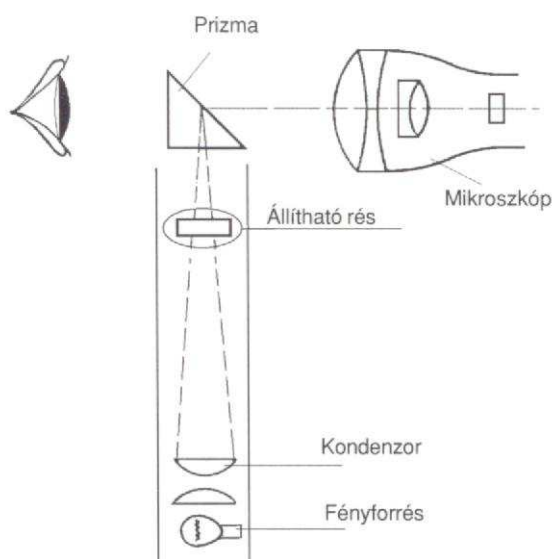
A szem szerkezetének vizsgálatára szolgáló diagnosztikai készülékekkel a szem törőközegeinek optikai sajátosságait, tisztaságát lehet ellenőrizni. Ebbe a műszer családba tartozik a réslámpa, az ophtalmoszkóp, az ophtalmometer.

A szem szerkezeti diagnosízának alapvető készüléke a réslámpa. Eredetileg a szem elülső részeinek vizsgálatára készült, de kiegészítő optikai elemek alkalmazásával az üvegtest és az ideghártya is vizsgálható vele.

A rendszer optikai felépítését illetően két fő egységből áll, a megvilágítórendszerből és a mikroszkópból.

A megvilágító rendszer különböző szélességű függőleges vagy

A kellő intenzitású /30 W/ fényforrás fényét kondenzor-pár vetíti a szabályozható résre. A részt az objektív a szemre képezi. A fény terelése prizmákkal történik. Szűk rés esetében a fény szalag formájában halad keresztül a szem törőközegein, miközben minden felületről a legkisebb részletekről is fény verődik vissza. A vizsgált szem alkalmazkodásának korrekciója az objektív és a rés közé illesztett Rekoss koronngal történik. Így a készülékkel szemfenék vizsgálat is lehetséges. A megvilágított részleteket a 10-64-szeres nagyítású mikroszkópon figyelhetjük meg.



14. ábra A réslámpa

vízszintes résképet vetít a szemre. Fő részeinek elrendezése a 14. ábrán található.

A mikroszkóp sztereoszkopikus képet ad. A mikroszkóp két tubusának egy pontra nézését úgy oldották meg, hogy a végtelenre szabályozott objektív elé még egy konvergáló lencsét iktattak. Ennek fókusz síkjában helyezkedik el a tárgy. A mikroszkóp nagyítása a következőképpen számolható.

$$N = \frac{f_{\text{obj}}}{f_{\text{k}}} \cdot \frac{250}{f_{\text{ok}}}$$

ahol:

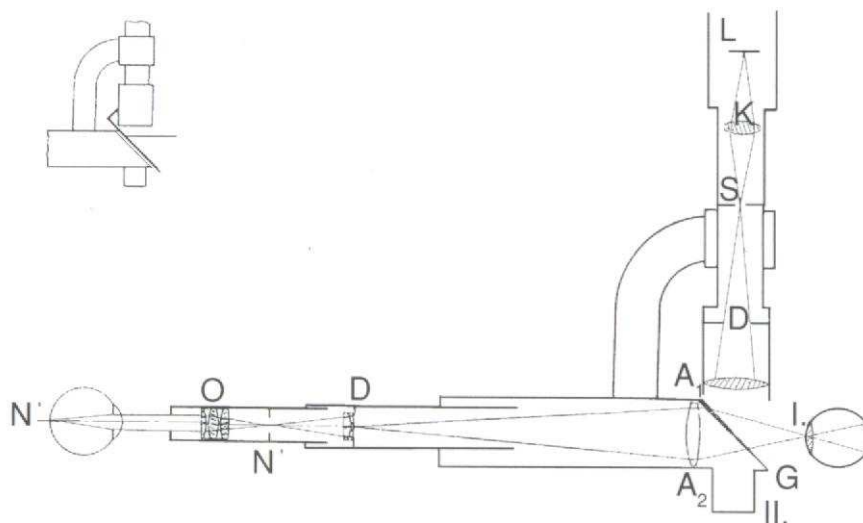
$f_{\text{obj}}$  = a végtelenre szabályozott objektív fókusz távolsága

$f_{\text{k}}$  = konvergáló lencse fókusz távolsága

$f_{\text{ok}}$  = okulár fókusz távolsága

Az optikai rendszer olyan állványra van rögzítve, amely lehetővé teszi a függőleges tengely körüli elfordítás révén a szem különböző irányokból történő megvilágítását, illetve a megfigyelését.

Az **ophthalmoscop**, amelyet Helmholtz 1851-ben talált fel, a szemorvos legfontosabb eszköze, amellyel a pupillán keresztül a szem belseje megtekinthető és a szemfenék láthatóvá tehető. A manapság használatos ophthalmoscopok vázlatát az 15. ábra mutatja.



15. ábra Az ophthalmoscop

A műszer nyelében van elhelyezve a fényforrás, amelynek fényét kondenzorok fókuszálják. A fényt kisméretű derékszögű 45°-os prizma vetíti a szembe a pupillán keresztül. A szemfenék éles megfigyeléséhez az szükséges, hogy a beteg végtelenre accomodált szeméből érkező sugarak az orvos látóideghártyáján egyessüljenek. Az optikai útba illeszthető lencse sorozattal /Rekoss korong/ lehet a fény sugarak vergenciáját korrigálni.

Az **ophthalmometer** a szem optikai tengelyén átfektetett különböző helyzetű síkokban mérhető törőerőértékek összehasonlítására szolgál. A szem asztigmának nevezett látási hibájának meghatározására szolgál. A műszerrel mért értékek az orvos számára nélkülözhetetlenek a szemüveg adatainak specifikálásához.

Sokéves tapasztalat igazolta, hogy az emberi szem eredő asztigmája rendszerint egyenlő a szaruhártya /cornea/ első felszínének asztigmájával, hozzáadva a lencse kb. 0,5 dioptriás inverz asztigmáját.

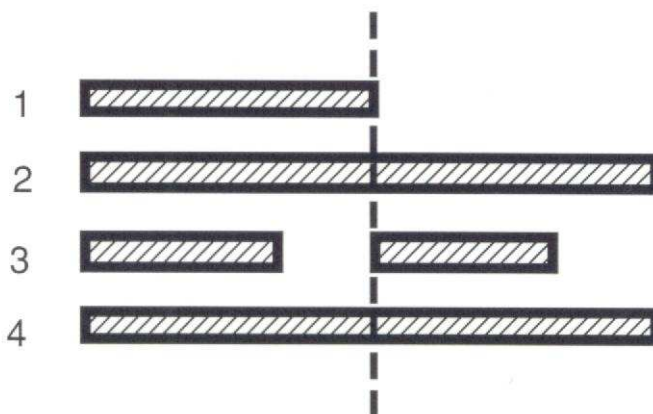
Az ophthalmometer szerkesztési elve Helmholtztól származik. Valamely vonalalakú tárgyról a szaruhártya első tükröző

Tegyük fel, hogy meg kell mérünk az 16. ábra 1. tárgyának hosszát. Optikai berendezéssel, amely pl. 10 mm-rel tolja el a második képet, megkettőzzük. Ha a két kép pontosan érintkezik egymással, máris tudjuk, hogy hossza 10 mm. Ha a tárgy rövidebb, a képek nem érintkeznek, ha hosszabb, egymásba nyomulnak. Ezekben az esetekben a kettőzés mértékét addig növeljük vagy csökkentjük, amíg a két kép újra nem érintkezik /collimatio/. Abból, hogy ez mennyi, megint tudjuk a tárgy hosszát.

\*

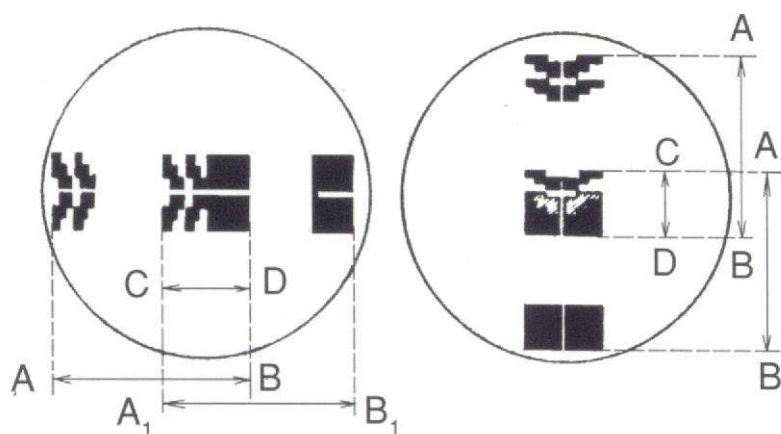
Az AB-távolságot mérjük (17. ábra), amelyet a két tárgy tükörképe határol. A tárgyak fémkaron mozognak, a távolságuk egymástól változtatható. A corneán keletkezett kettős tükörképet távcsövön át nézzük, hogy kellően nagyítva lássuk. A beteg a távcsőben lévő fénypontot fixálja. A tárgyakat addig forgatjuk, míg a két kép azonos szintre nem került; ezzel megvan az egyik főtengely. Most a tárgy-távolságot csavaros fogantyú segítségével addig változtatjuk, míg a középen lévő téglalap és lépcsőzet érintkezésbe nem kerül /DC/. Ekkor leolvashatjuk a fémkar besosztásán a görbületi sugarat és a törőerőt. Elégséges a fémkart 90°-kal elfordítani. Ha van astigmia, közben denivellatio, majd 90°-nál nivellatio jön létre, és a két kép vagy eltávolodott egymástól, vagy egymásba tolódott. Az ábrán az utóbbi eset következett be, ennek megfelelően a CD megrövidült, ami azt jelenti, hogy ennek a tengelynek a törőereje nagyobb, mint az előbbié. A lépcsőzet olyan méretű, hogy minden lépcsőfok 1 dioptriának felel meg. Tehát azonnal látjuk, mekkora a törőerőkülönbség.

felülete mint domború tükör által alkotott kép mérete a görbületi sugár értékétől függ. A görbületi sugár pedig természetesen meghatározza a törőerőt. A mérés során tulajdonképpen a kép méretét határozzuk meg képkettőzés segítségével.



16. ábra A Helmholtz-féle optalmométer elve

A Javal-Schötz-optalmométeren nem a kettőzés mértéke, hanem a tárgy tükörképének hossza változtatható, ami ugyanaz. A kettőzést a műszer távcsövének forgási központjában elhelyezett Wollaston-hasáb hozza létre. Ugyancsak ekörül forog az a két tárgy is, amely a corneán keletkező



17. ábra A Javal-Schötz féle optalmométer elve

tükörképeivel a lemérendő hosszúságot láthatóvá teszi: az egyik téglalap, a másik lépcsőzet. A tárgyakat összekötő egyenes és a kettőzés párhuzamossága, valamint a közös centráltság következtében a két főtengely azonnal megtalálható. A kettős képek ugyanis csak abban az esetben fekszenek egy szinten, ha a tükröző felület valamely szimmetriametszetében vannak: gömbfelszín esetében mindig, torusban csak a főtengelyben. Minden más helyzetben "denivellatio" jön létre: a két kép szintje egymással szemben eltolódik. A készüléken tehát először nivellatiót, aztán collimatiót kell létrehozni.

## 5. Nagyító műszerek

A nagyító műszerek feladata, hogy valamely tárgy látószögét vizuálisan megnöveljék és ezáltal annak finomabb részleteiből több optikai információhoz jussunk. Az orvosi gyakorlat a diagnosztikában, laboratóriumi diagnosztikában és műtéti célokra használ nagyító készülékeket.

### 5.1 A lupe

Igen gyakran kielégíti a nagyítási igényeket az egy vagy kevés optikai elemet tartalmazó **lupe**. Hatását tekintve megfelel egy gyűjtőlencsének ahol a nagyítani kívánt tárgyat a geometriai optikai összefüggések szerint a fókusz távolság és a lencse közé illesztik. Ebben az esetben a kép egyenes állású, virtuális. A lupével elérhető nagyítás felső határa 4-5-szörös. Ennél magasabb szintű nagyításhoz mikroszkópokat használnak.

### 5.2 Mikroszkópok

A mikroszkóp összetett optikai nagyító rendszer. Az elemi mikroszkóp objektívől és okulárból áll. Működése a 18. ábrán tanulmányozható.

Az objektív általában többtagú rövid fókusz távolságú gyűjtőlencse. A fókusz távolság és a kétszeres fókusz távolság közé helyezett tárgyról fordított állású nagyított reális képet alkot. A képnek az objektív hátsó gyűjtőpontjától mért távolsága  $/x/$  az un. optikai tubushossz.

A mikroszkóp teljes nagyítását a résznagyítások szorzata adja.

$$N = \frac{x}{f_{ob}} \cdot \frac{250}{f_{ok}}$$

A mikroszkóp alatt vizsgált tárgyakat a kondenzoron keresztül párhuzamos sugárnyalábok világítják át. A tárgy apró részleteit finom réseknek tekinthetjük. A párhuzamos sugarak a mikroszkóp objektív hátsó gyűjtősíkjában egyesülnek. Mivel kiindulási pontjuk a fényforrásnak a kondenzorrekesz síkjában alkotott képe volt, a mikroszkóp objektív hátsó gyűjtősíkjában jelentkezik a fényforrás képe.

Az el nem hajló fénysugarak által létrehozott fényforrásképet nullarendű maximumnak nevezzük.

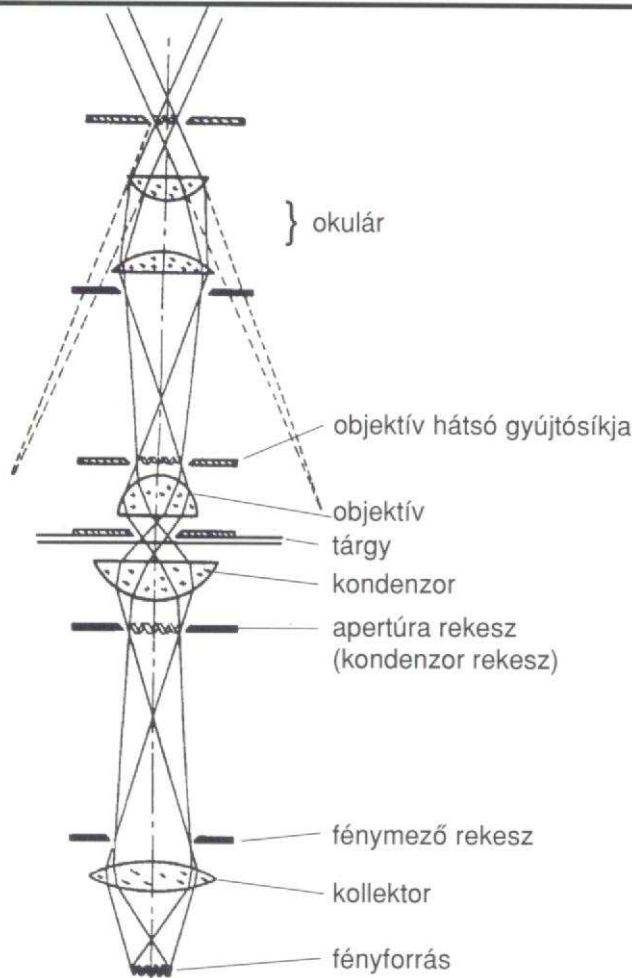
Az objektív nagyítását a már ismert képalkotási összefüggésekből levezetve a következő:

$$N_{ob} = \frac{x}{f_{ob}}$$

A képet a további nagyítást szolgáló okuláron keresztül szemléljük. Az okulár nagyítása

$$N_{ok} = \frac{250}{f_{ok}}$$

képlettel számolható.



18. ábra A mikroszkóp elve

A világitósugarak a rés szélein elhajlanak. A  $d$  szélességű résnél az elhajlás szögének szinusza:

$$\sin \alpha = \frac{m\lambda}{d}$$

Az elhajlított fénynyalábok sugarai ugyancsak az objektív hátsó gyújtósíkjában egyesülnek, tehát a fényforrásról, ill. a  $K$  kondenzor rekeszéről képet alkotnak. Ez a kép azonban már színes lesz, legbelül az ibolya, legkívül pedig a vörös szín helyezkedik el. Mindegyik színekép az elhajlás rendszáma szerint,  $\pm I.$ ,  $\pm II.$ ,  $\pm III.$  stb. /első-, másod-, harmad-,/ rendű maximumnak felel meg. Az elhajlási maximumból tovahaldó fénynyalábok a képsíkban ismét összetalálkoznak, /interferencia/, és létrehozzák a tárgy mikroszkópikus képét. A feloldóképesség átlagértékét kifejező egyenlet:

$$d = \frac{\lambda}{n \sin \alpha} = \frac{\lambda}{NA}$$

Az egyenletben szereplő  $m=0,1,2,3$  érték szerint az elhajlás szöge változó.

\*

A képlet lényegileg azt a legkisebb  $d$  távolságot fejezi ki, amelyen belül fekvő két pontot még különállónak látunk. Mint a képletből látjuk, a feloldóképesség a megvilágító fény hullámhosszától és a mikroszkópjobjektívbe még belépő legferdebb fénysugárnak a függőlegessel bezárt szöge szinuszatától függ. Az  $n \cdot \sin \alpha = NA$  szorzatot az objektív numerikus apertúrájának nevezzük.

Minél nagyobb tehát a mikroszkópobjektív numerikus aperturája, annál nagyobb a feloldóképessége. A feloldóképesség növekszik akkor is, ha tárgyat nem központosan, hanem ferdén világítjuk át. Ebben az esetben a feloldóképesség

$$d = \frac{\lambda}{2n \cdot \sin \alpha} = \frac{\lambda}{2, NA}$$

Az immerziós objektív numerikus aperturája elérheti az 1,6 értéket is. Feltételezve ezt a maximális értéket, valamint  $\lambda = 400$  nm hullámhosszúságú fénysugarat, a mikroszkópoknak a látható fényben elérhető legnagyobb feloldóképessége:

$$d = \frac{400}{2 \cdot 1,6} = 0,125$$

Mivel az objektívek numerikus aperturáját nem lehet korlátlanul növelni, a feloldóképességnek is van egy maximuma. Ha a tárgy és a mikroszkóp objektív frontlencséje közötti teret levegő tölti ki, az  $n$  értéke éppen 1, a numerikus apertura pedig  $NA = \sin \alpha$ . Az objektívet ilyenkor száraz objektívnek nevezzük. A  $\sin \alpha = 1$  maximum értéket akkor kapjuk, ha  $\alpha = 90^\circ$ . Száraz objektívek numerikus aperturájának - elméletileg elérhető - maximuma:  $NA = 1$ . A gyakorlatban azonban csak 0,95 az elérhető legnagyobb érték, ami kb. a  $72^\circ$  szinuszának felel meg. A numerikus aperturát csak a frontlencse és a tárgy közötti tér törésmutatójának növelésével lehet az egység fölé emelni, ha a teret vízzel, cédrusolajjal vagy monobromnaftalinnal töltjük ki, amelynek törésmutatói rendre  $n_1 = 1,33$ ,  $n_2 = 1,51$  és  $n_3 = 1,62$ . Ezeket a folyadékokat immerzióknak, magukat az objektíveket pedig immerziós objektíveknek nevezzük.

A numerikus apertura azonban nemcsak a feloldóképességet, hanem az un. hasznos nagyítást is befolyásolja. Hasznos nagyításnak nevezzük azt a nagyítást, amellyel a vizsgált tárgy képében még új részleteket láthatunk. Ha új részleteket már nem lehet felfedezni, a meglevők nagyobbodnak, üres nagyításról beszélünk.

Az egyes objektívekkel elérhető hasznos nagyítás a numerikus apertura 500 ... 1000-szerese között van, legnagyobb értéke 1400 ... 1600.

A mikroszkópok céljaira alkalmazott fényforrások bizonyos tekintetben különleges felépítésűek. Kisebbség megvilágítási igények kielégítésére 15 ... 30 Watt teljesítményű, 6 Volt feszültségű izzólámpákat használnak.

A teljesítmény kihasználása érdekében a lámpák fényét irányítani kell. Ezt a célt szolgálják az un. kollektorlencsék. A kollektorrendszer általában egy, a lámpához közelebb eső meniszkusz és egy kétszer domború lencséből áll; utóbbi a fokozottan domború oldalával van a vetítés irányába fordítva. A lencsék ismertetett elrendezését, a lencsék alakját a

A tekercsszerű izzószál a bura tetejétől kb. 5 mm távolságban van és a hossza, valamint átmérője kb. 2 mm. Újabban az izzószálat 2 x 2 mm négyzet alakjában gyártják. Az izzószál méretét, alakját, valamint a bura végpontjától való távolságát optikai szempontok határozzák meg.



## Nagyító műszerek

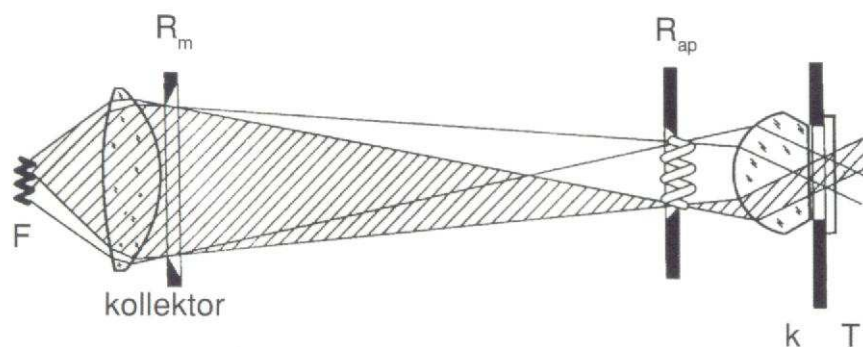
legkisebb nyíláshiba feltétele teszi szükségessé. A kollektor-rendszer az izzószálat meghatározott távolságba lineáris nagyításban vetíti ki.

A fényezőrekesz segítségével szabályozható a mikroszkópon vizsgált tárgy átvilágított területének nagysága.

Mivel a mikroszkópkondenzorok gyújtótávolsága átlagban 10 mm /ami csekély érték/, az említett vetítési távolságból a fényező-rekesz kicsinyített reális képe a kondenzor tárgyoldali gyújtópontjához egész közeli távolságban, úgy is mondhatjuk, hogy a mikroszkópos tárgy síkjában jelenik meg. A fényezőrekesz nyílásának változtatásával tehát a tárgy átvilágított részének nagysága is változik. A fényezőrekesznek a tárgy síkjára való pontos leképezéséhez a mikroszkópkondenzor magassági irányú állítása is szükséges. Összegezve az eddigieket, azt mondhatjuk, hogy a mikroszkóp fényforrásának az alábbi követelményeket kell kielégítenie:

1. A fényforrásnak, a mikroszkóp kondenzorának és az objektívnek központos rendszert kell alkotnia.
2. Az izzószál képét a kollektorlencsének a kondenzorrekesz síkjába kell vetíteni.
3. A lámpa fényezőrekeszéről a kondenzor által alkotott kicsinyített reális képnek a mikroszkópos tárgy síkjában kell feküdnie. Mindhárom követelmény együttes megvalósítását az ún. Köhler-féle megvilágítás teljesíti. /19. ábra/. Az elrendezés szerint a tárgy megvilágítása történhet ráeső vagy áteső fényvel. Mindkét megvilágítási rendszer tartalmazhat világos látóterű, vagy sötétlátóterű megoldásokat.

Ha a kondenzor hátsó gyújtósíkjában kör alakú centrális rekeszt alkalmazunk, a megvilágító fénykúp belső központos részéből a fénysugarak hiányozni fognak. Ebben az esetben gyűrűs megvilágításról van szó /21. ábra/.



19. ábra A Köhler féle megvilágítás

## Jegyzetek

Ezek szerint a mikroszkóp objektív az okulár alatt nemcsak a tárgy, hanem a vele egy síkban levő fényezőrekesz képét is láthatóvá teszi. A fényezőrekesznek központosan kell elhelyezkednie és megfelelő leszűkítésekor a képmezőben csak egy kisebb központos területet látunk teljes világításban, ezért a fényezőrekeszt látómezőrekesznek is nevezhetjük. A mikroszkópos tárgy átvilágított területének határolása különösen a mikrofényképezésben fontos, mert ezzel tudjuk a felesleges szórt fényeket kiküszöbölni, amelyek nem növelik a kép világosságát, csak a kontrasztját rontják.

Világos látóterű keletkezik, ha nemcsak a szórt, hanem a közvetlen megvilágító sugarak is bejutnak a mikroszkopobjektívbe. Sötét látóterű esetben a közvetlen megvilágító sugarak elkerülik az objektívet, amibe ilyenkor a megvilágított tárgyreszekekről visszaverődő és szórt sugarak jutnak be, vagyis csak ezek lesznek a képalkotó sugarak. A helyes megvilágításnál a fényforrásról a kollektorlencsék útján alkotott képnek a kondenzor fényforrás felé eső gyújtósíkjában, vagy ahhoz egész közel eső síkban kell lennie. A megvilágító sugarak ily módon a kondenzor gyújtósíkjából indulnak ki.

A biológiai objektumok vizsgálatánál igen gyakran az ún. fáziskontraszt eljárás a célravezető, amikor is a kondenzor lámpa felőli gyújtósíkjában körgyűrű alakú réssel rendelkező rekeszt kell alkalmazni.

A biológiai objektumok egyik csoportjánál a mikroszkópiai részletek azért válnak láthatóvá, hogy a szerkezeti elemek a fényenergiát különböző mértékben abszorbeálják. Ezek az úgynevezett amplitudó készítmények.

A fáziskészítmények esetében intenzitásváltozás nem következik be. A különböző elemi részeken áthaladó fénysugaraknál más és más értékű fáziseltolódás jelentkezik, mert itt az elemek törésmutatójukban vagy vastagságukban térnek el egymástól. A fáziseltolódást az emberi szem nem tudja érzékelni. Képkontraszt létrehozása olyan módon történik, hogy az említett rekesz körgyűrű alakú részének képéből az objektív gyújtósíkjában vagy ahhoz közel elhelyezett maszk segítségével a nullarendű maximumot kitakarjuk.

A mikroszkópiai diagnosztikában igen gyakran alkalmazott a fluoreszcencia jelensége. Egyes szöveti elemek vagy elváltozások által detektálható, hogy ultraviola fényvel történő gerjesztésre eltérő intenzitással fluoreszkálnak. Ebben az esetben a mikroszkóp fényforrása nagyteljesítményű higanygőz lámpa, amelynek fényéből még kiszűrjük a spektrum látható intervallumát.

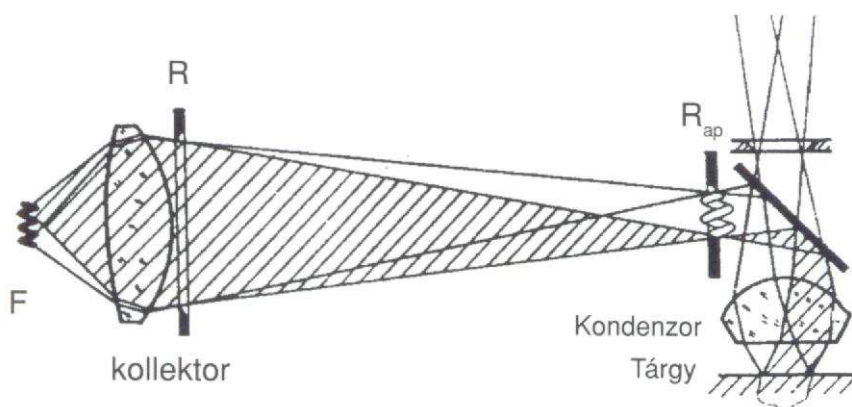
A felső megvilágítást nyújtó kondenzorok kapcsán ismertetjük a Köhler-Beck féle megvilágítási elvet /20. ábra/.

A felső megvilágítású sötét látótér előállítása során rendszerint az objektív mellett haladnak a világító fénysugarak /21. ábra/

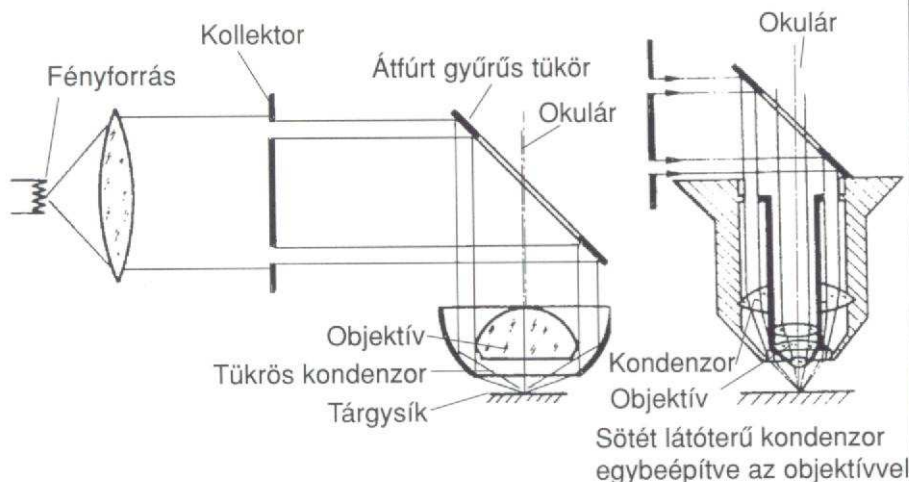
A réses fényben történő vizsgálatnak a fluorescens mikroszkopiában az ad különös jelentőséget, hogy ennél az eljárásnál elmaradhat a gerjesztő sugárzást a mikroszkop objektívje után kiszűrő ún. szekunder szűrők beépítése. A szekunder szűrő ugyanis amellyel, hogy a szemet megvédi a káros ultraibolya sugárzástól, a látható fény intenzitását is csökkenti leszűkítve az optikai információk halmazát.

\*

A lámpa izzószálának elsődleges képét a kollektív lencsék az  $R_{ap}$  aperturarekesz síkjába vetítik. Az innen kiinduló sugarakat a két lencséből álló kondenzorrendszer az objektív hátsó gyújtósíkjában egyesíti, tehát itt jelenik meg a lámpa másodlagos képe. A fénymezőrekesz a két kondenzorlencse között van. Az innen kiinduló sugarak közel párhuzamosak, ezért a fénymezőrekesz képe mint látómezőrekesz a T tárgy síkjában jelenik meg. A fénysugarakat síkpárhuzamos féligátlátszó üveglemez tereli az objektívén keresztül. A tárgyról visszaverődő képalkotó sugarak az üveglapon át jutnak el a képsíkba. A felső világítást át nem látszó tárgyak vizsgálatakor alkalmazzuk és sok esetben külön tartozékként szerelhetők a meglévő mikroszkóphoz.



20. ábra A Köhler-Beck féle megvilágítás



A 45° alatt hajló siktükör közepén át van fúrva és az arról visszaverődő sugarakat külön lencse vetíti a megvilágítandó tárgy felületére. Ezek olyan ferde sugarak, amelyeknek a tárgyról közvetlenül visszaverődő részei elkerülik az objektívet. Így az objektívbe csak a szórt sugarak tudnak bejutni. A tárgy képe ilyenkor sötét alapon megvilágítva tűnik fel. Az objektív melletti felső megvilágítással a kép mindig kontrasztosabb, mert a képalkotó sugarak nem keverednek a megvilágító sugarakkal.

21. ábra Felső, sötét látóterű megvilágítás

### 5.3 Operációs mikroszkóp, Kolposzkóp

A szemészet, orr-, fül-, gége, szakorvosi területeken végzett sebészeti beavatkozások legtöbbször a mikrosebészeti eljárásokhoz sorolhatók. A mikrosebészet körülményeire jellemző, hogy az operációs terület csupán pár négyzetmilliméter nagyságú és a beavatkozás igen finom szöveti strukturákra irányul. Ennek megfelelően a műtéti eszközök egészen speciális, precíziós kivitelűek, a műtét elvégzéséhez pedig optikai nagyító berendezésre, operációs mikroszkópra van szükség.

Az operációs mikroszkópokkal szemben támasztott felhasználási követelmények előírják, hogy képe sztereoszkopikus hatású és optikai hibáktól mentes egyenesállású legyen. Binokuláris műszerről lévén szó külön követelmény, hogy a jobb és bal optikai csatornák a tárgy azonos pontjára nézzenek, valamint nagyításuk egyenlő legyen.

A jénai Zeiss gyártmányú operációs mikroszkóp optikai rendszerének vázlatát a 22. ábra mutatja be.

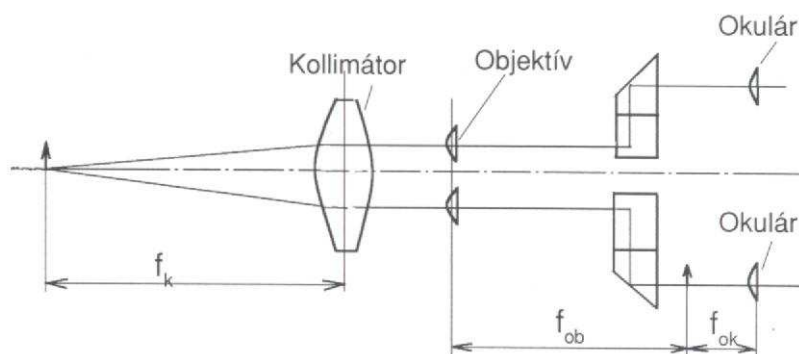
Az operációs mikroszkóp nagyítása a képalkotó optikai elemek fókusz távolságainak függvénye:

$$N = \frac{f_{ob}}{f_k} \cdot \frac{250}{f_{ok}}$$

Az operációs mikroszkóp felhasználási területét bővíti a nagyítási érték változtathatósága. Ennek érdekében külön-

Lényegében a rendszer végtelenre szabályozott binokuláris távcsövet tartalmaz, amelynek objektívje elé közös gyűjtőlencsét illesztettek. Ez az optikai elem a párhuzamos sugarakat a saját fókusz síkjába konvergálja. A tárgy itt helyezkedik el. Elvileg a rendszer felfogható úgy is, hogy a közös gyűjtőlencse a fókusz-síkjában elhelyezett tárggyal kollimátort alkot.

A kollimátorból a tárgyról párhuzamos sugárnyalábok lépnek ki úgy, mintha a tárgy végtelenben lenne. Ezért funkcionál az optikai rendszer további része végtelenre szabályozott távcsőként, amelynél az objektív hátsó fókusz-síkja a képhely. A képet okuláron keresztül virtuális nagyítással szemlélhetjük. Az objektívek mögött elrendezett szimmetrikus prizmarendszer - ún. Porro I. rendszer - nemcsak az egyeneslátás érdekében szükséges képfordítást végzi, hanem lehetővé teszi a binokuláris okulár pupillatávolságának kívánt beállítását is.



22. ábra Az operációs mikroszkóp elve

böző fókusz-távolságú objektívpárokat építettek a revolverfejbe, amelynek elforgatásával a nagyítás 10-, 16-, 25-, 40-, és 64-szeres lehet.

A mikroszkóp munkatávolsága megegyezik a kollimátor objektív fókusz-távolságával  $f_k = 200 \text{ mm}$ .

A megvilágítást az optikai rendszer szimmetria síkjában elhelyezett wolfram izzó szolgáltatja, amelynek fényét kondenzorrendszer irányítja közel paraxiálisan a tárgyra.

A műszer külön tartozéka a demonstrációs okulár, amely félig áteresztő prizmával illeszkedik a sugármenetbe.

A berendezéshez rendelhető foto feltét is, amelynek segítségével demonstratív, illetve dokumentatív célokat szolgáló felvételek készíthetők.

A **kolposzkóp** nőgyógyászati vizsgáló eszköz. Megfelelő feltárás mellett nagyítással szemlélhetők a hüvely falának, a méhszáj felületének részletei. A berendezés fontos szerepet tölt be a rák kutatásában és megelőzésében.

Optikai rendszere hasonló az operációs mikroszkóp elrendezéséhez. A mikroszkóp azonban a nőgyógyászati felhasználáshoz szerkesztett állványoz van portábilisan rögzítve.

## 6. Endoszkópok

Az endoszkópok a test belső üregeinek vizuális vizsgálatára szolgáló eszközök, amelyeket vagy a természetes nyílásokon keresztül, vagy műtéti beavatkozással készített kapun át vezetnek a vizsgálandó testüregbe.

Fő jellemzőjük, hogy kisméretű periszkóprendszerű optikai elemeket tartalmaznak. Ebben az esetben merev kivitelűek. A száloptikai képvezetők alkalmazásával hajlékony endoszkópok építhetők.

### 6.1 Endoszkópos terminológia

Az endoszkópia ma már ősinek tekinthető vizsgáló eljárás, amelynek szókinccse éppen ezért rendkívül összetett.

Az egyértelmű információ közlés érdekében szükséges néhány fogalom, elnevezés terminológiája. A műszaki nyelv számára különösen fontos az alábbiak rögzítése:

**Charriére:** Az endoszkóp alkalmazási részén lévő méretekre használatos mértékegység

**Extrakorporális elrendezés:**

Az olyan eszközök elrendezése, amelyeket nem vezetnek be a test belső térségeibe.

**Intrakorporális elrendezés:**

Az olyan eszközrészek elrendezése, amelyeket a test belső térségeibe is bevezetnek.

**Az endoszkóp alkalmazási része:**

Az endoszkópnak az a része, amely a megtekintendő test belső üregébe történő bevezetésre szolgál.

**Szabad átbocsátás:**

Annak a keresztmetszetnek a legkisebb átmérője, többnyire charr-ban megadva, amely a segéd-eszközök átvezetésére rendelkezésre áll.

**Trokár:** Beszűrő eszköz, amely trokár túból áll és az endoszkóp optikának a nem természetszerűen nyitott test belső üregbe történő bevezetésére szolgál.

**Trokár hüvely:**

Eszköz, amely a trokártűnek, illetve az endoszkóp optikának befogadására szolgál.

**Trokártű:** A trokárhüvely üregét kitöltő rúd, amely hegyes.

**Pilot fény:** A test belső üregeiben tájékozódásra szolgáló fényforrás, a fotoendoszkópnál.

1 Charr = 1/3 mm átmérő, nem kerek keresztmetszetek esetén a kerület lefejtése ugyanolyan kerületű kör átmérőjére vonatkoztatva.

**Endoszkóptoptika:**

Az endoszkópba épített periszkóp rendszer, meghatározott hasznos hosszal és mérőiránnyal.

**Tubusműszer:**

Cső alakú eszköz, amelyet vagy nagyítóval, vagy endoszkóp optikával, vagy ezek nélkül használnak.

**Tubus:** Cső alakú használati rész, közvetlen megtekintésre.

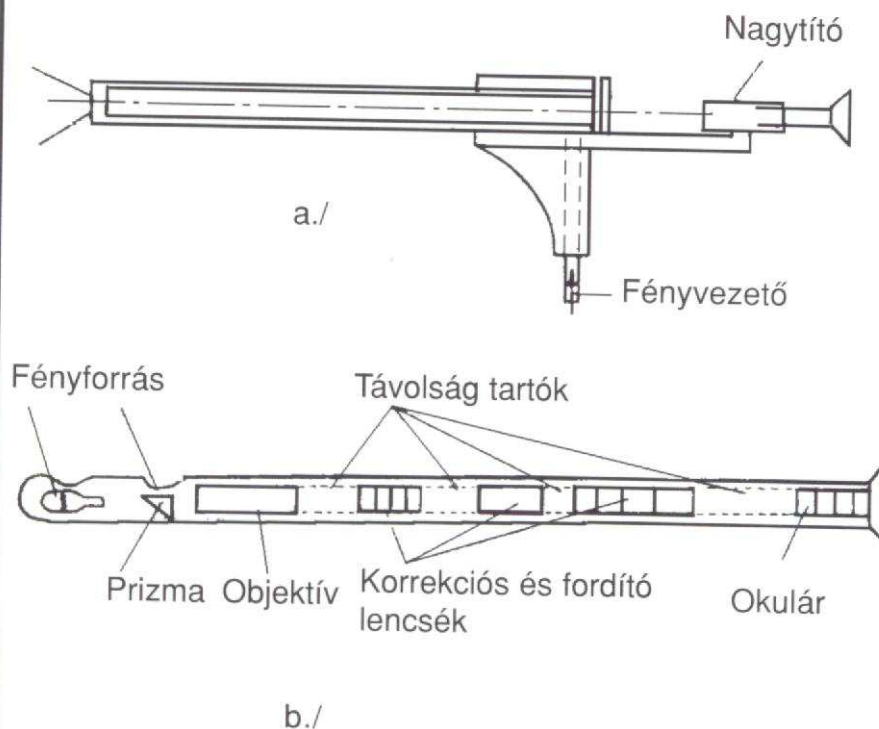
**Obturátor:** Valamely endoszkóp használati oldalán lévő nyílásnak - a test belső részébe való bevezetéskor történő - elzárásra szolgáló szerkezeti rész.

**6.2 Az endoszkópok felépítése**

Az endoszkópok felépítésének tanulmányozására alkalmas a 23. ábrán bemutatott cisztoszkóp vázlatja. Ez az eszköz tartalmaz minden olyan szerkezeti elemet, amelyek az endoszkópokon általában megtalálhatók.

A hólyag megtekintése történhet közvetlenül a száron keresztül, de leggyakrabban különböző nézőirányú endoszkóp optikákat használnak a vizsgálathoz.

A cisztoszkóp alapvető része a szár. Hüvelyszerű alkatrész, amelynek hossza felnőttek esetében 200-250 mm, kerülete 18-24 Charr. Intrakorporális végén található az optikailag kívülről zártnak tekinthető hólyagot megvilágító szerkezeti elem - miniatűr wolframizzó vagy korszerű műszereknél a fényvezető száloptikai köteg kilépő felülete.



23. ábra Az endoszkóp elv

Az endoszkóp optikák keresztmetszeti vastagsága igen kicsiny /kb. 2 ... 5 mm/. Az igen rövid tárgy távolságok miatt az objektív mélységélességének igen nagyoknak kell lennie, ezért gyújtótávolsága mindössze 3 ... 4 mm. Az egyes lencsék átmérőjükhöz képest igen vastagnak mondhatók, ezért külön foglalás nélkül vannak a belső csőbe csúsztatva. A széles lencseperem biztosítja a pontos vezetést, az egyes lencsetagok közötti távolságokat hézagtartó hüvelyek tartják fenn. Az O objektívrendszer által alkotott  $K_1$  kép igen kicsiny, ezzel szemben a látószög  $90-120^\circ$  között van.

A végső  $K_2$  kép az  $O_K$  okuláron keresztül kb. 1:1 arányban látható. Ennek a képnek a természetes állását, részben az oldalhelyességét biztosító kis méretű, jóformán gombostűfej nagyságú tetőélprizma, részben lencséből álló kép visszaállító rendszerek hozzák létre. Tulajdonképpen kétszeres képfordításra kerül sor, amelyre a megfelelő szerkezeti hossz kialakítása végett van szükség.

A cisztoszkóp szárába különböző endoszkóp optikák illeszthetők. A szár és az optika között gumiból vagy műanyagból készült tömitőgyűrű légmentes zárást hoz létre, amely feltétlenül szükséges, ha a hólyag öblítésére is sor kerül a precíziós csapokon keresztül.

Az endoszkópia különböző szakterületein ilyen és ehhez hasonló szerkezeti felépítésű eszközöket alkalmaznak. Természetesen az egyes endoszkópfajták nem tartalmazzák szükség szerűen összességükben, az előzőekben ismertetett cisztoszkóp szerkezeti részek mindegyikét, de az endoszkópok építőelemei - a szűkebb alkalmazási területhez igazodóan némi módosításokkal - az ismertetett konstrukciós megoldásokat tartalmazzák.

### 6.3 Az endoszkópok fajtái

Az endoszkópok alaptípusainak optikai megkülönböztetése képátviteli rendszerük szerint történhet. Ilyen szelektálás az endoszkópokat vagy a tubusműszerek, vagy a refrakciós optikai rendszerű eszközök, vagy a száloptikai képvezetővel épített berendezések csoportjába sorolja.

A tubusműszereknél lehetőség van a testüreg közvetlen megtekintésére. Az eszköz lényegében csőszerű alakzattal bír. A csőre mereven, vagy oldhatóan van rögzítve a testüreg megvilágítására szolgáló fényforrás. A cső extrakorporális vége esetenként ablakkal lezárható, amikor is lehetővé válik a vizsgált testüreg öblítése. Amennyiben a megfigyelt részletek optikai nagyítása szükségessé válik, úgy színházi távcső

A hólyag megtekintésén túl a cisztoszkópszáron keresztül kisebb műtéti beavatkozások is végezhetők. A műtéti eszköz extrakorporális húzalos, karos mechanizmus segítségével irányítható.

rendszerű nagyítót alkalmaznak, amely a csőhöz kapcsolható. Az ilyen módon elérhető nagyítás 4-6-szoros lehet.

A tubusműszerek családjába tartoznak a rektoscopok, aminoscopok, otoscopok, urathroscopok.

A refrakciós optikai rendszerű eszközöknél az endoszkópos képet optikai lencsék, prizmák hozzák létre. Felépítésükben ezek mindegyike hasonló az előző fejezetben ismertetett cisztoscop optikához. Ezeket az eszközöket vagy önállóan vagy tubussal együtt alkalmazzák, amikor is a tubus részben az eszköz mechanikai védelméül szolgál, de méginkább lehetővé teszi a testüreg különböző nézőirányú optikákkal történő egymás utáni megtekintését kiküszöbölve az emberi szervezet ismételt igénybevételét, amelyet az eszköz felvezetése okoz.

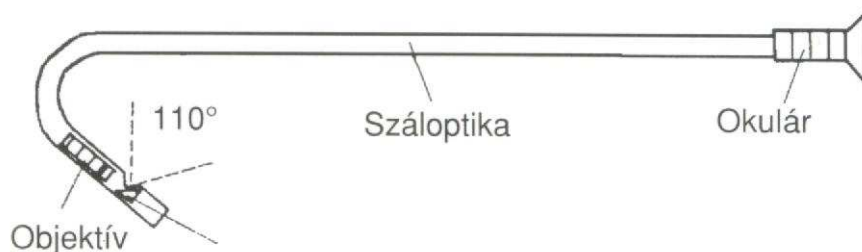
A refrakciós optikai endoszkópok közé tartoznak a cisztoscopok, dysteroscopok, douglascopok, laparoscopok, choledochoscopok. A képvezető száloptikai kötegekkel épített berendezések alkalmazása az endoszkópiában nem csak azt az eredményt hozta, hogy a beteg számára kisebb igénybevételt jelent az eszköz felvezetése, hanem egyáltalán lehetségessé válik olyan vizsgálatok elvégzése is, ahol a merev eszköznek a testüregbe vezetése egyáltalán nem vagy csak műtéti feltárás útján lehetséges.

A száloptikai képvezetővel rendelkező endoszkópok elvi vázlatát a 24. ábra mutatja be.

A megvalósított megvilágítási rendszerek szerint az endoszkópok két csoportját használják jelenleg. A testüreg megvilágítására a régebbi endoszkópoknál szubminiatűr izzólámpákat építettek be. A korszerű eszközöknél az extrakorporális elhelyezésű fényforrás fókuszált fényenergiáját a száloptikai köteg vezeti a testüregbe. A különálló fényforrás

A testüregről az igen rövid fókusz távolságú objektív képet alkot a képvezető száloptikai köteg belépő felületén. Az átvett kép a kilépő felületre fókuszolt okulár segítségével szemlélhető. Az endoszkópia céljaira készült száloptikai kötegek az átvett kép kellő információ tartalma érdekében igen finom szerkezetűek. Az elemi szálak átmérője 5-10  $\mu$ . A száloptikai képvezetővel épített endoszkópokat elsősorban a gastroenterológiai endoszkópiában használják.

Ilyen műszerek a gastroscop, oesophagoscop, duodenoscop, sigmoideoscop. Újabbban készítenek kardioscopot is száloptikás képvezetővel.



24. ábra Száloptikás endoszkóp



## *Endoszkópok*

előnye, hogy a testüreg megvilágítási szintje nagyságrendekkel magasabb lehet, amely az endofotográfiánál különös jelentőséggel bír.

Az egyes endoszkópfajták az alábbi testüregek vizsgálatára szolgálnak:

- Cistoscop - húgyhólag;
- urethoroscop - húgycső;
- rectoscop - végbél;
- histeroscop - méh;
- duoglascop - petefészek;
- laparoscop - hasüreg;
- choledochoscop - epehólyag;
- gastroscop - gyomor;
- thoracoscop - mellüreg;
- cardioscop - szív;
- bronchoscop - tüdő;
- oesophagoscop - nyelőcső;
- laryngoscop - gége;
- otoscop - fül;
- rhinoscop - orr;
- ventriculoscop - agykamrák;
- kolposcop - hüvely, méhszáj.

## *Jegyzetek*

A K kollimátorcső segítségével a fényforrás fényét párhuzamosítva tudjuk a fény felbontását végző P prizmára bocsátani. A kollimátorcső egyik végén az R rés helyezkedik el, amelyen keresztül a vizsgálandó fényforrás fénye a berendezésbe kerül. A cső másik végén domború lencse-rendszer helyezkedik el. Ha a cső hosszát úgy választjuk meg, hogy az R rés a lencse-rendszer gyújtósíkjában helyezkedjék el, akkor a vizsgálandó fénynyaláb párhuzamosítva kerül a P prizmára. A készülék megszerkesztésében különleges problémát jelent a rés megfelelő méretének megválasztása. Széles rés esetén ugyanis a színek egymást átfedik, ezért egyetlen színek elkülönített tanulmányozása és így a vizsgált fényforrás fényében fellépő Fraunhofer-féle vonalak elkülönítése és felismerése nem lehetséges. Túlságosan keskeny rés esetén viszont a színjelenség fényben szegény lesz. A berendezés ezért erősen megvilágított, de keskeny réssel működik helyesen. A Fraunhofer-féle vonalak egymástól való elkülönülését a T távcső alkalmazása mellett nem szükséges ernyőn, szemünk feloldóképességétől korlátozva végezni, mert a távcső nagyobb feloldóképessége a vonalak jobb megkülönböztethetőségét teszi lehetővé. A berendezés úgy van megszerkesztve, hogy a színek a T távcső objektívjének gyújtósíkjában keletkeznek és ezt a képet az okulárral mint nagyítóval szemléljük.

A Kirchoff-Bunsen féle spektroszkóp kiegészítő része egy hullámhosszbeosztás, amelyet a színekre vetíthetünk és így a vonalak helyzetét mindjárt a hullámhossz skálán olvashatjuk le.

## 7. Egyéb optikai orvosi műszerek

Számos laboratóriumi diagnosztikai metodika optikai mérési elvekre épül. Ezeknek az eljárásoknak a készülékei a színek elemzést, optikai forgatóképesség mérést, törésmutató mérést és különböző fotometriai műveleteket végeznek.

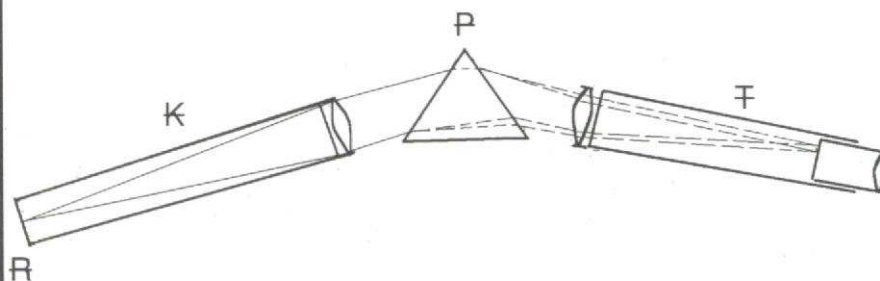
### 7.1 Spektroszkóp

Az anyagok atomjai valamely gerjesztés, például hőenergiail közlés hatására az alapállapotukból egy felsőbb energia szintre kerülnek, majd az energia kisugárzása révén ismét az alapenergia szintet foglalják el. Az emittált energia spektrális összetétele u.n. színeképe az illető anyagra jellemző fizikai sajátosság.

Hasonlóképpen jellemző az anyagok energia abszorpciója, vagyis az a tulajdonságuk, hogy a teljes spektrumot tartalmazó fehér fény energiából milyen hullámhosszú intervallumokat nyelnek el.

A spektroszkópok olyan készülékek, amelyek az energia sugárzást spektrálisan felbontják és ezáltal lehetővé teszik az emissziós vagy abszorpciós színeképek vizsgálatát. A színek előállítható prizmával, optikai ráccsal, vagy interferencia jelenség létrehozásával.

A legegyszerűbb, u.n. prizmás spektroszkóp a színeképet prizmával létesíti, ezért jelentkezhethet az a hátrány, hogy a kékhez közeli színeknel a színek jobban szét van húzva, mint a vöröshöz közeli színeknel. Ebbe a csoportba sorolhatjuk a spektroszkópok első kiviteli formáját, a Kirchoff-Bunsen féle spektroszkópot, amelynek elvi elrendezését a 25. ábra mutatja. A prizmás spektroszkópok különféle kiviteli formái az ismertetett alapelven működnek. A rácsspektroszkópok



25. ábra Prizmás spektroszkóp

esetében a különbség csak az, hogy a fény színekre bontására optikai rács szolgál. A készülék különösen a nagyobb hullámhosszú spektrumrész tanulmányozásához használható, mert erről a hullámhossz tartományról a prizmás spektroszkóp kevésbé széthúzott színekpet ad.

A spektroszkópok harmadik csoportja az interferencia jelenség alapján működik és feladata, hogy az interferenciajelenség alapján megállpíthassuk, hogy az emissziós színekében észlelt egy-egy vonal adott hullámhosszú, egyszínű sugárzás-e, vagy egymáshoz nagyon közeli hullámhosszúságok keveréke.

A spektrofotométerek működés módjukat tekintve azonosak a spektroszkópokkal, azonban a sugárzó energia hullámhossz szerinti kvantitatív elemzésére is alkalmasak. Ezeknél a konstrukciónál a spektroszkóp távcsövének okulárja helyére illesztik a detektort, amely általában a sugárzás intenzitásával arányos villamos jelet ad. A jel erősítőn keresztül vezetve kerül kiértékelésre. A spektrofotométerekkel legtöbbször relatív mérésekre van lehetőségünk, amikor a vizsgálandó anyag emisszióképességének vagy abszorpciójának hullámhossz szerinti eloszlását ismert összetételű anyag - hullámhossz - intenzitás karakterisztikájával hasonlítjuk össze.

## 7.2 Refraktométer

A refraktométerek olyan optikai műszerek, amelyek az egyes anyagok törésmutatóinak megállapítására valók.

A fénytörés és a teljes visszaverődés törvényszerűségeit használjuk fel a refraktométerrel való méréshez úgy, hogy a műszerbe egy ismert  $n_0$  törésmutatójú prizma van beépítve, ezt hozzuk érintkezésbe a mérendő  $n$  törésmutatójú anyaggal, és mérjük a teljes visszeverődés határszögét. A két törésmutató  $n_0$  és  $n$  levegőre vonatkozik. A mérendő és ismert törésmutatójú két anyag egymásra vonatkozó törésmutatója ezért:

$$n_{12} = \frac{n}{n_0} = \sin \varphi, \quad \text{azaz} \quad n = n_0 \sin \varphi$$

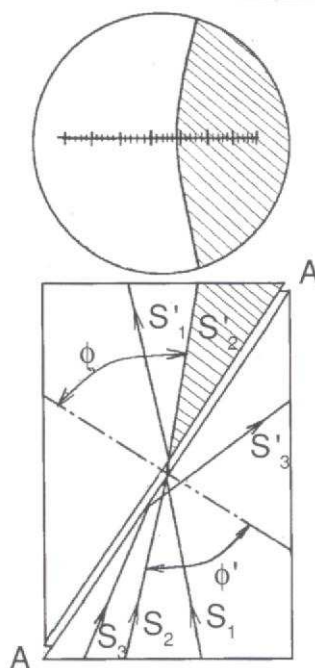
A képlet értelmében tehát a mérendő törésmutatójú anyag levegőre vonatkozó  $n_0$  törésmutatóját úgy határozzuk meg, hogy a műszerbe épített prizma levegőre vonatkoztatott  $n_0$  törésmutatóját megszorozzuk a teljes visszaverődés  $\varphi$  határszögének szinuszával.

Tekintettel arra, hogy a teljes visszaverődés csak optikailag sűrűbb közegből optikailag ritkább közegbe való fényát-

A planparallel lemez a fénysugarakat önmagukkal párhuzamosan eltolja ugyan, de irányukból nem téríti el. A két prizmat azonos és ismert  $n_0$  törésmutatójú anyagból készítjük. Ha a két prizma között igen vékony rétegben kitöltjük a meghatározandó  $n$  törésmutatójú anyaggal és a prizmának a rajz szerinti alsó lapját szórt fényrel világítjuk meg, a megvilágító fénysugarak közül csak azok jutnak át az idegen rétegen, amelyek az A-A lapra emelt beesési merőlegessel a teljes visszaverődés j határszögénél kisebb szöget zárnak be, az áttutott sugarak pedig azonos irányban haladnak tovább.

\*

A mérendő törésmutatójú átlátszó folyadék egy cseppjét P-vel jelölt kettős prizma közé cseppentjük /ebből a célból a prizmapár egyik tagja felhajtható/. A folyadékcseppből a prizmapár összenyomásával egyenletes vékony réteget hozunk létre. A megvilágításra szolgáló fehér /tehát összetett/ fényt a H homorú tükör juttatja a berendezésbe. Azok a fénysugarak, amelyek a mérendő törésmutatójú közeg határán nem szenvednek teljes visszaverődést, a második prizmán keresztül bejutnak a T távcsőbe. A távcső A okulárja előtt a B szálkereszt helyezkedik el. A távcső a prizmapárral szilárdan összeépített M műszerállványhoz és az ehhez szintén szilárdan kapcsolt S skálához képest az F forgáspont körül a nyíllal jelzett irányban elforgatható. Megfigyelés közben a távcsövet addig forgatjuk el, amíg a szálkereszt szálainak metszéspontja a megvilágított és a meg nem világított rész határára nem esik. Az S skála úgy készült, hogy az ismertetett mértékű elforgatás után rajta közvetlenül a keresett törésmutatót olvashatjuk le.



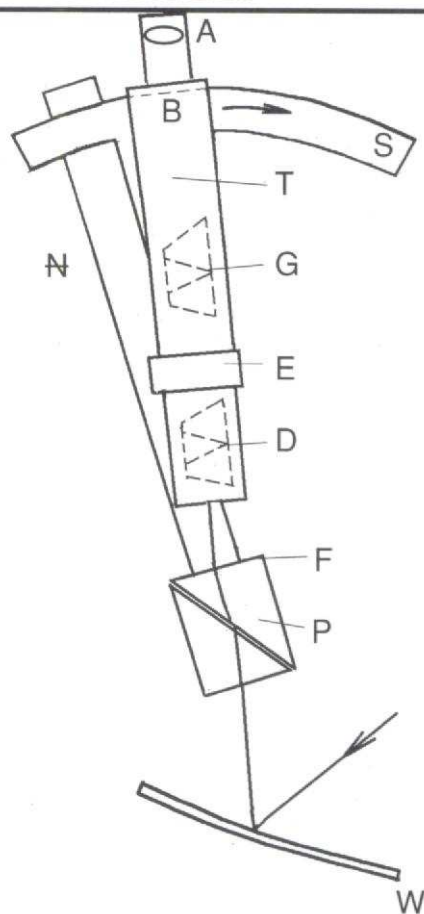
26. ábra A refraktorméter elve

hatolásnál lép fel /másszóval csak nagyobb törésmutatójú anyagból kisebb törésmutatójú anyagba való fényáthatolásnál/ a műszerbe épített prizmának igen nagy törésmutatóval kell rendelkeznie. Ha a mérendő törésmutatójú anyag levegőre vonatkozó,  $n$ -nel jelölt törésmutatója a prizmaéhoz képest nagyobb / $n > n_0$ /, a teljes visszaverődés nem következik be, s a mérés nem hajtható végre.

A műszerben a mérendő és ismert törésmutatójú anyagokat egymással érintkezésbe hozva a fénysugár beeső szögét addig változtatjuk, amíg teljes visszaverődés lép fel. Ennek szögét megmérve a keresett, levegőre vonatkozó törésmutató a megfelelő képletből kiszámítható.

A prizmak a különböző színű sugarakat különböző mértékben törik meg, ennek következtében a teljes visszaverődés határszöge is különböző színű fénysugaraknál más és más. A törésmutató értékét nemzetközi szokás alapján a  $d$  jelzésű, sárga színű Fraunhofer-féle vonalnak megfelelő és ezzel egyértelműen meghatározott hullámhosszú fényre vonatkozóan mérjük. Ez a vonal a nátrium színképében fordul elő. Az Abbe-féle refraktométer szerkezeti alapeleme az Abbe-féle kettős prizma, amely a 26. ábra szerint egy átlósan kettévágott planparallel lemeznek tekinthető.

Ha a prizmarendszert távcsővel szemléljük, a látótér egy része világos, másik része sötét lesz. Attól függően, hogy mekkora



27. ábra Az Abbe-féle refraktorméter felépítése

a két prizma közé bevitt anyag törésmutatója és mekkora a teljes visszaverődés határszöge, a megvilágított és a meg nem világított rész határa a távcsőben más és más helyen lesz észlelhető. Az  $n = n_0 \cdot \sin \varphi$  összefüggés itt is érvényes. A refraktorméter felépítését a 27. ábra mutatja.

### 7.3 Polariméter

A polariméter egy olyan optikai mérőeszköz, amelynek segítségével az egyes anyagok optikai forgatóképességét mérni tudjuk. Szerkezeti elemeit a mérés célja már meghatározza. Tekintettel arra, hogy az optikai forgatás polarizált fénynél következik be, elsősorban a megvilágítást szolgáltató fényforrás fényét polarizáló prizma van szükség. A prizmával előállított polarizált fény útjában helyezük el a vizsgálandó anyagot, majd erre alkalmas másik polarizáló berendezés, az u.n. analizátor segítségével vizsgáljuk a polarizáció síkjának elfordulását. Az analizátor működése azon az elven alapul, hogy keresztezett Nicol-prizmák esetén a látótér teljesen

Természetesen az Abbe-féle kettős prizmaival is csak akkor tudunk mérni, ha  $n < n_0$ ; ellenkező esetben teljes visszaverődés nem lép fel, s a távcső teljesen látómezeje világos marad.

Az F fényforrás után helyezkedik el az L gyűjtőlencse, amely a fényforrás fényét párhuzamosítva juttatja a P polarizátorra, amely Nicol vagy más rendszerű polarizációs prizma. A V tartály a vizsgálandó forgatóképességű anyag befogadására szolgál, az anyagot azonban csak a mérés második lépésében töltjük a tartályba. A polarizátor után az egyenlőre üres tartályon már polarizált fény halad keresztül és ez a polarizált fény éri az A analizátor prizmapárt, amely egy szögbeosztásos skálán leolvashatóan körbeforgatható. Az analizátort addig forgatjuk, amíg a keresztbenállítás be nem következik, azaz míg a jelenség figyelésére szolgáló T távcső látómezeje el nem sötétül annak jeléül, hogy a keresztbenállítás tökéletes, s a polarizált fény nem képes a keresztben álló prizmapáron áthaladni. Az analizátor helyzetét akkor az S skálán olvassuk le, majd a tartályt megtöltjük a vizsgált anyaggal. Mivel a vizsgált anyag a polarizáció síkját elforgatja, a távcső látómezeje ismét kisebb vagy nagyobb mértékben kivilágosodik. Az analizátort ekkor ismét addig forgatjuk, amíg a látótér el nem sötétül, jeléül annak, hogy a keresztbenállítás most az elfordult polarizációs síkra vonatkozik. a skálán ekkor az analizátor új helyzetét olvassuk le. A két leolvasás különbsége a keresett értéket, az anyag optikai forgatóképességét adja.

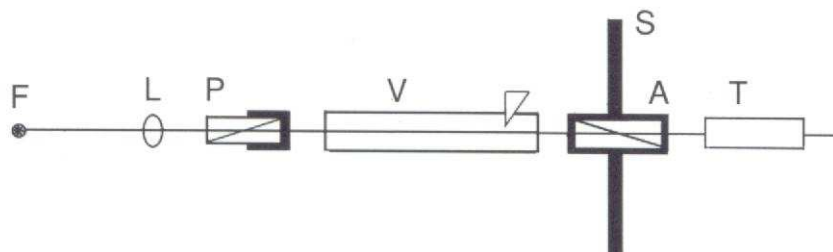
elsötétül; az egyik Nicol által polarizált fény a keresztállású Nicolon /amelyben a polarizáció síkja merőleges az előbbire/ egyáltalán nem tud áthatolni. Nem teljes keresztállítás esetén a polarizált fény kisebb-nagyobb mértékben áthatol a második Nicolon is. A készülék vázlatát a 28. ábra mutatja.

A polariméterek másik fajtája nem a látótér teljes elsötétedése, vagy legnagyobb megvilágítása alapján dolgozik, hanem - osztott látómezőnél - a két látómezőfél azonos megvilágítása az elérendő cél. Mivel szemünk alkalmasabb megvilágítási különbségek észlelésére, mint megvilágítási maximumok és minimumok értékelésére, ezek az u.n. félárnyék polariméterek megbízhatóbb mérési eredményeket adnak. Ilyen berendezés a Lippich-féle polariméter /29. ábra/.

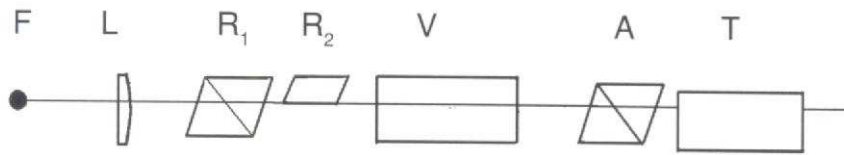
A mérést a normál polariméternél alkalmazott módszerrel végezzük, tehát először üres tartállyal beállítjuk az analizátort abba a helyzetbe, amikor a látótér osztóvonal eltűnik /azaz amikor a látótér mindkét fala félárnyékban van/ ezután betöltjük a vizsgálandó anyagot a tartályba. Az optikailag aktív anyag mindkét látótérfél sugarainak polarizációs síkját egyenlő mértékben elforgatja. Ha az analizátor forgatásával a távcsőben ismét osztóvonal nélküli, félárnyékos látóteret állítunk be, és az analizátor új helyzetét a körosztáson leolvassuk, a két leolvasás különbsége az optikailag aktív anyag forgatóképességét adja.

#### 7.4 Koloriméter

A koloriméterek oldatok koncentrációjának mérésére alkalmas készülékek. A Duboscq-rendszerű koloriméter elvi vázlatát a 30. ábra mutatja. Legyen a vér hemoglobintartalmának meghatározására a 4 edényben a 10,0 mm hatékony rétegvastagságú összehasonlító oxihemoglobin oldat. A 4' edényben pedig azonos rétegvastagságú, nyomokban adagolt redukálóanyag.



28. ábra A polariméter elve



29. ábra A Lippich-féle polariméter

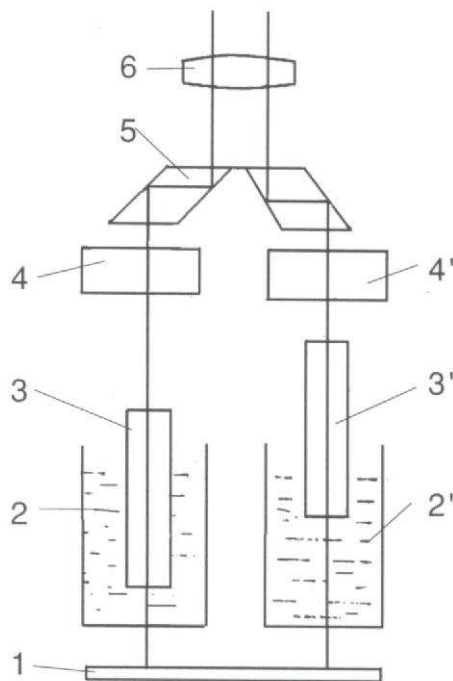
A kísérleti oldat a 2', az oldószer a 2 edénybe kerül. A készülék működésére Beer-törvénye érvényes; az oldat abszorpciója által okozott fényintenzitás-csökkenés csak a fény útjában lévő molekulák számától függ, és arányos az oldat koncentrációjával és az átsugárzott rétegvastagsággal.

Pl. a véroldat hemoglobintartalma

$$c = c_0 \frac{l}{l_0}$$

ahol:  $c_0$  a vizsgált anyagból készített ismert koncentrációjú oldat

$l_0$  és  $l$  az oldatok rétegvastagsága.



30. ábra Koloriméter

A félárnyék-poliméter működési elve a következő: ha az analizátort olyan helyzetbe forgatjuk, hogy keresztben áll a polarizátorhoz képest, akkor a távcső látómezejének az a része, amelyre csak a  $P_1$  polarizátoron áthatolt sugarak esnek, teljesen sötét lesz. A  $P_1$  és  $P_2$  prizmán egyaránt áthatoló sugarak más síkban polarizáltak, ezért a távcső látómezejének másik fele világos lesz.

Ha az analizátort a helyzethez képest a két prizma polarizációs síkának egymással bezárt szögével azonos szöggel forgatjuk el, a helyzet megváltozik, a látótér eddig világos része elsötétül. Természetesen a fordított állapot is létrehozható. A két állás között a látótér osztóvonalára látszólag eltűnik, mert a két rész megvilágítása teljesen egyenlő.

\*

A Duboscq-féle koloriméterrel végezhető mérések pontosságának feltétele, hogy a 2 és 2' edények alul síkpárhuzamos üveglemezben végződő csövek legyenek. Hasonlóképpen a 3 és 3' bemerülő tömör üvegrudak vagy üres, alul üveglemezzel zárt csövek fényt átbocsátó felületei síkpárhuzamosak legyenek.

A 2 küvettába tett ismert koncentrációjú és 2' küvettában levő vizsgált oldaton át ugyanannak a diffúz fényforrásnak a sugarait vezetjük át. A két fénynyalábot az 5 kettős prizma egymás mellé tereli és azok a prizma élére szimmetrikusan beállított távcső látóterének két felét világítják meg. A 3 és 3' bemerülő üvegrudakat egy fogaslécen mozgatható szerkezettel úgy toljuk el, azaz a rétegvastagságot úgy változtatjuk, hogy a távcső látóterének két fele egyenlő megvilágítású legyen. A rétegvastagságot a fogaslécés szerkezetről nóniusszal olvassuk le.

## 8. Fény és hőtherápiás készülékek

Az elektromágneses sugárzás az élő szervezet különböző reakcióit váltja ki. A szervezetnek a besugárzásra adott válasza a sugárzó energia hullámhosszától és intenzitásától illetve dózisától függ. Mindíg a besugárzások hatásmechanizmusainak vizsgálata kell, hogy megelőzze a különböző therápiás készülékek konstruálását, amelyekkel megvalósított sugárkezelés valamely betegség gyógyítását vagy a szervezet megfelelő kondicionálását eredményezi.

### 8.1 A fény biológiai hatásai

Ebben a fejezetben az elektromágneses sugárzás 100-10.000 nm hullámhosszúságú tartományának a biológiai objektumokra gyakorolt hatását tárgyaljuk.

A biológiai fényhatás előfeltétele az energia abszorpció, a nem abszorbeált fénynek nincs hatása.

A biológiai objektumoknál megkülönböztetést kell tenni aktív és passzív abszorpció között.

Aktív abszorpción egy "találkozási sajátosságot" értünk, egy reagálóképes anyag területen. Ennél fennáll annak lehetősége, hogy a reakció kiváltásához csupán az abszorbeált fotonok száma a mérvadó, a folyamat a hullámhossztól független. A reakció hullámhossztól függővé válik, ha a reakcióhoz különböző kvantumszám kívánatos a hullámhossztól függően. Mivel a fotonok energiafokozatai megegyeznek az abszorbens anyag energetikai felépítési fokozataival, ezért szelektív abszorpció adódik. Ebből az egyes anyagokra nézve egy spektrális hatásgörbe is levezethető. Számos biológiai anyagnál figyelembe kell venni a passzív abszorpciónak /pl. baktérium huroknak/ a befolyását, miáltal a spektrális hatásgörbe megváltozhat. Különösen a magasabbrendű organizmusoknál egész sor közti fokozat van a primer sugárabszorpció és az észlelhető vagy mérhető szekunder reakció között. Ilyen szekunder reakcióknak gyakran lappangási idejük van, /pl. UV erytherma/ valamint létezik egy reakciós küszöbérték, ami a besugárzási energia dózisát hullámhossztól függően alulról behatárolja. A dózis küszöbérték túllépése esetén a sugárhatás a növekvő dózis hullámhosszától függően erősödik.

A sugárzás hatásmechanizmusának vizsgálata rendkívül összetett feladat. A fizika-kémiai kutatási metodikák korábbi szakaszát - amikor a magasabbrendű organizmusoknál



## Fény és hőtherápiás készülékek

kiváltott reakciókkal foglalkoztak - felváltotta a biológiai anyagoknak és egyszerű képleteknek a tanulmányozása.

Igen jelentősek az emberi szervezet számára az UV sugárzás hatására bekövetkező kémiai reakciók végtermékei mint például a melanin, amely a pigmentáció alapja.

Megemlítendő még a 300 nm feletti fény abszorpciója következtében lezajló fotokémiai átalakulás, amely D vitamin képződést eredményez.

Az UV besugárzás még számos biológiai anyagra van hatással /pl. fehérjék, enzimek, sterinek/.

A szem és a bőr közvetítésével - amelyek az optikai sugárzás közvetlen érzékelő szerveinek tekintendők - a fénysugárzásnak a legkülönbözőbb u.n. távhatásai váltódnak ki. Ezeknél a fény az egészen általános védőfunkciók megindulásának lényeges tényezője. E hatások eredményeképpen - amelyek részben a bőrben képződő anyagok által, vagy a a fénysugárnak a vérerekre gyakorolt közvetlen hatása által jönnek létre - a belső szervekben védőhatás váltódik ki a legkülönbözőbb megbetegedésekkel szemben. Meg kell jegyezni, hogy az általános reakciók nincsenek látható bőrijelenségekhez kötve, sok esetben lappangási idővel járnak és semmiképpen sem csak egy irányban folyhatnak le. A sugárkezelés dózisa ezért igen fontos tényező. Ezek tárgyalása nem feladatunk. Fontos gyakorlati jelentősége van az antibaktericid hatásnak a fénysugárral történő csírátlanításnál.

### 8.2 Kvarclámpa

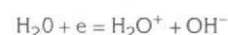
A kvarclámpa ultraibolya és infravörös kombinált sugárzás előállítására képes. A besugárzás megfelelő idejű adagolásával alkalmas a bőr barnítására /pigmentképzés/, a szervezetben D vitamin képzésre, a bőr hámlasztására, egyes bőrbetegségek therápiás kezelésére és mindazon esetekben, amelyekben a napfénykezelés indokolt.

A kvarclámpák fényforrásául higanygőz töltésű ívlámpa szolgál, amelynek viszonylagos spektrális eloszlását a 31. ábra mutatja. A besugárzás hatékonyságának a fény hullámhossz szerinti változását az erytherma hatásgörbe jellemzi. Az erytherma hatásgörbe vagy az azonos dózis mellett kiváltódó erytherma fokainak, vagy az erytherma küszöbérték kiváltásához szükséges dózissnak a mérése útján határozható meg /32. ábra/.

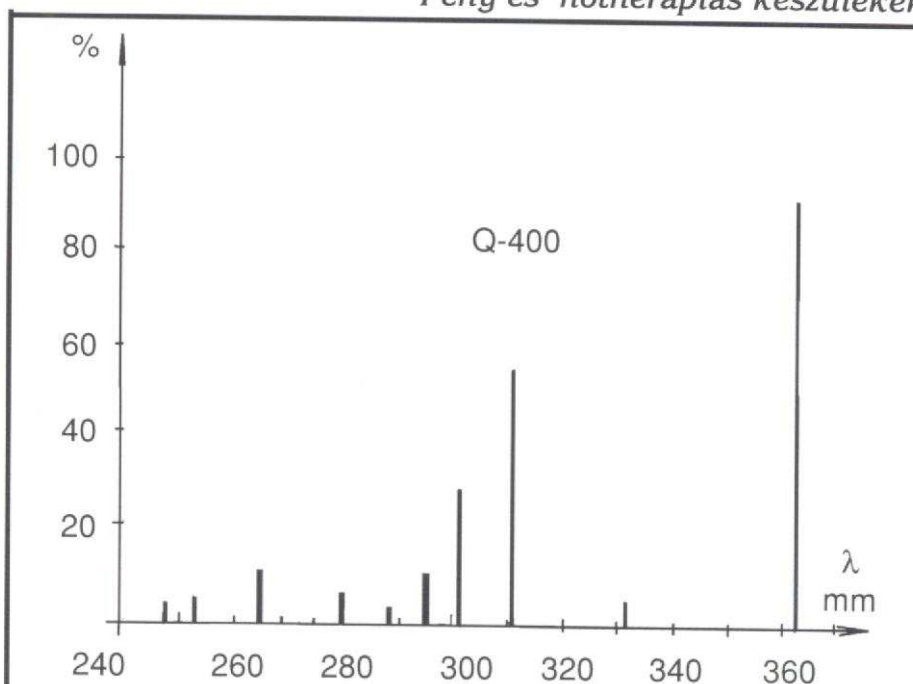
A 33. ábra az UV sugárzás intenzitásának térbeli eloszlását mutatja. Az UV sugárzás által kiváltott anyagcsere reakciókat az egyidőben adagolt infrasugárzás kompenzálja.

## Jegyzetek

Az emberi test átlagosan mintegy 72% vízből áll, ezért fontos a folyadékokra gyakorolt fényhatás áttekintése. A víz abszorpciója csupán az ultraibolya sugárzás 180-220 nm tartományában számottevő, ezért a természetes sugárzásnál a víz nem játszik szerepet. Mesterséges fényforrások esetén a vizes oldatoknál a víz ionizációja következhet be:



A létesülő szabad gyökök befolyásolhatják a további reakciókat. Az aminosavak 200 nm feletti UV besugárzásnál nem vagy csak alig változnak meg, egyes fajták a fényáteresztő képesség csökkenését mutatják.



31. ábra A higanygőz lámpa spektrális emissziója

Az ultraibolya besugárzás által megkívánt hatást elsősorban a dózis determinálja. Nagy eredménnyel használják az u.n. impulzus kvarclámpákat, ahol az intenzitás sokszorosára növelésével a kezelési idő lényegesen lerövidíthető.

### 8.3 Infrásugárzók

Az infrásugárzókat főleg gyulladások hőterápiás kezelésére használják.

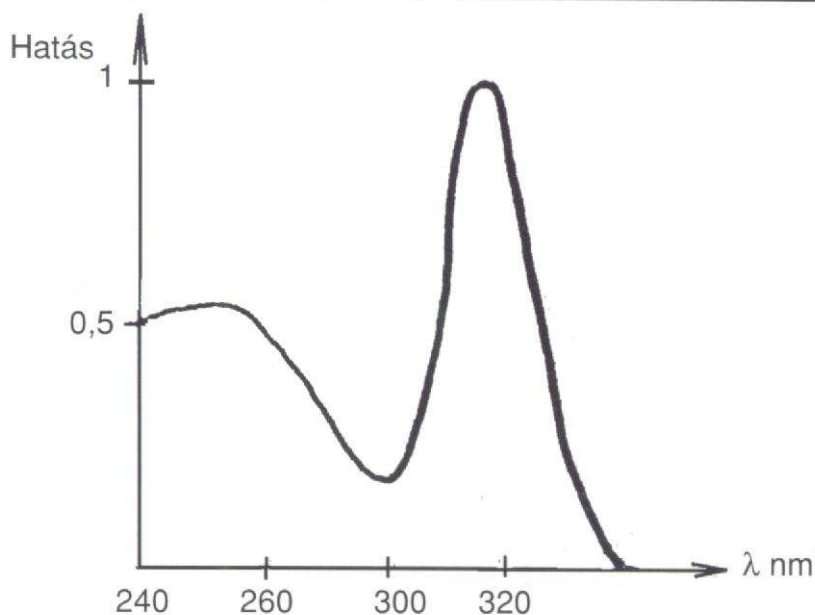
Therápiás hőszugárzó gyanánt legmegfelelőbbek a gáztöltésű wolframlámpák. Az izzó wolframszál spektrális emissziója jó közelítéssel megegyezik a 2600-2700 K-fokos fekete test sugárzásával. Az emittált energia 95%-a az infravörös tartományba esik, a fennmaradó hányad a látható fény. Igen gyakran ezt a látható fényt vörös szűrő alkalmazásával kiszűrik anélkül, hogy a szűrő az infravörös sugarakat is abszorbeálná.

### 8.4 Kéfénylámpa

A kéfénylámpa az újszülöttkori sárgaság gyógyításának sugártherápiás eszköze.

Működésének hatásmechanizmusa azon alapul, hogy a bilirubin 400-420 nm hullámhosszúságú sugárzás hatására elbomlik.

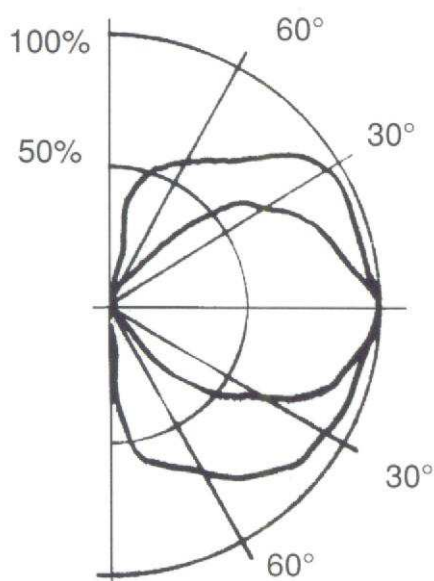
Fényforrása speciális belső bevonattal ellátott fénycső. Az alacsonynyomású higanygőzben létrejövő ívkisülés ultraibolya



32. ábra Erytherma hatásgörbe

sugárzást kelt, amely a bevonatot fluoreszcens emisszióra gerjeszti.

A közös lámpafejben 8 darab fénycső párhuzamosan üzemel. A lámpafej tartalmazza a fénycsövek begyűjtéséhez és üzemeléséhez szükséges elektromos szerelvényeket. A fénycsöveket szintelen átlátszó plexilemez védi a káros behatásoktól. A lámpafej állványra vagy falra szerelhető kivitelben készül.



33. ábra

A kvarz lámpa UV fényének térbeli eloszlása

### 8.5 Tracholux

A készülék a szem trahomatikus és vírusos-gyulladásos megbetegedéseinek gyógykezelésére alkalmas. Beépített szűrőrendszere az UV tartomány gyógyászati szempontból káros intervallumát kiszűri és így biztosítja az UV sugártartomány differenciált alkalmazási lehetőségét.

A készülékbe beépített szűrők hatása a következő: A fixen beépített védőszűrő 265 nm alatti intervallumban csillapít. A revolverszerűen váltható szűrők csillapítási tartománya rendre 270 nm alatt, illetve 305 nm alatt. A szűrők csillapítása jobb mint 20:1.

A sugárzás beállításához az optikai útba automatikusan illeszkedik az u.n. Rubin-Glas védőszűrő, amely csupán a 720 nm feletti sugarakat ereszti át, amelyek a szemre gyakorlatilag indifferens hatásúak.

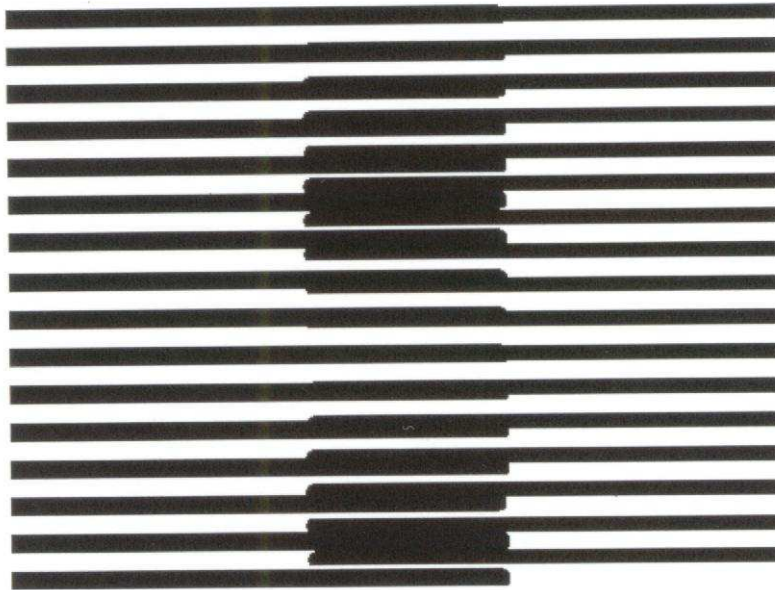
Beépített diafragmák megfelelő kiválasztásával a besugárzott terület alakja és mérete a kívánságnak megfelelően beállítható.

## 9. A moirè jelenség alkalmazása a biometriában

### 9.1 A moirè jelenség létrehozásának lehetőségei

A testek térbeli alakjának vagy elmozdulás mérésének korszerű módját az optika adja. E mérések előnye elsősorban az, hogy a mérés érintésmentes és a mérési pontokból származó adatok egyidejűek. Közéjük sorolható a moirè módszer is, melynél a mérendő mennyiségre a vizsgált felületre jellemző moirè csíkokból lehet következtetni.

Két csíkozat egymásra hatása (kitakarása) moirè jelenséget eredményezhet. Ha bevezetjük a térfrekvencia fogalmát, melyen az egységnyi hosszra eső vonalpárok számát értjük vonalpár/mm mértékegységgel, akkor megállapítható, hogy a keletkező moirè csíkok térfrekvenciája az őket létrehozó alapcsíkozatok térfrekvencia különbségének a függvénye.



34. ábra A moirè jelenség létrejötte

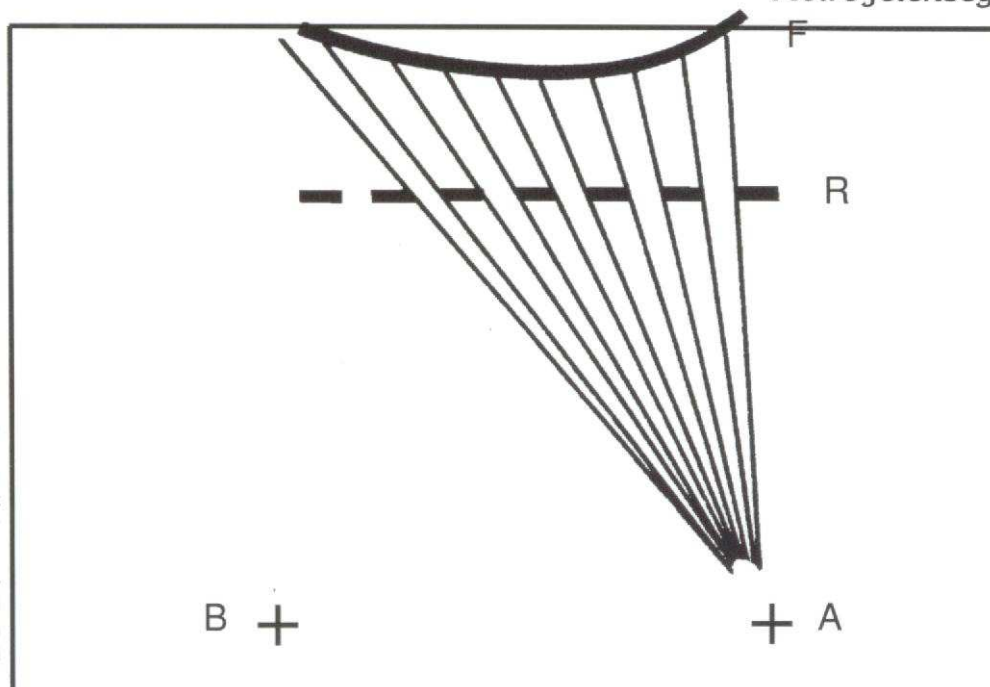
A 34. ábrán jobb és bal oldalt önmagukban láthatók a különböző térfrekvenciájú alapcsíkozatok. Középen, ahol a két csíkozat kapcsolatba kerül egymással, egy interferenciajelenséghez hasonló jelenség látható. Ezek az alapcsíkozatoknál kisebb térfrekvenciájú csíkok a tulajdonképpeni moirè csíkok.

### 9.2 Az árnyék moirè módszer

A diffuzan reflektáló tárgyak vizsgálatára szolgáló moirè alapelrendezések közül talán a legegyszerűbb és a legközismertebb az árnyék moirè módszer, vagy ahogy a szakirodalomban több helyen említik, a shadow moirè módszer.

Az árnyék moirè módszer elsősorban nagy felületek durvább mérésére a legalkalmasabb. Viszonylag egyszerűen alkalmazható és a szükséges eszközök olcsóak. Igen értékes eljárás a gyakorlatban,

A jelenség megértéséhez tekintsük az 35. ábrát. A rácstól bizonyos távolságban elhelyezkedő A jelű fényforrás a vizsgálandó felületre a rács segítségével árnyékot vet. Az A pontból különböző B pontban elhelyezkedő megfigyelő számára két csíkhoz válik láthatóvá. Az egyik maga a vizsgálandó felület előtt elhelyezkedő rács, a másik a felületre vetett árnyék. A felületnek a rácstól való távolsága és a szemlélés szöge függvényében a két csíkhoz térfrekvenciája különböző, így a moirè jelenség keletkezésének a feltétele adott. A keletkezett moirè csíkokból a rácstól ismertnek tekintve a felület alakjára következtetni lehet.

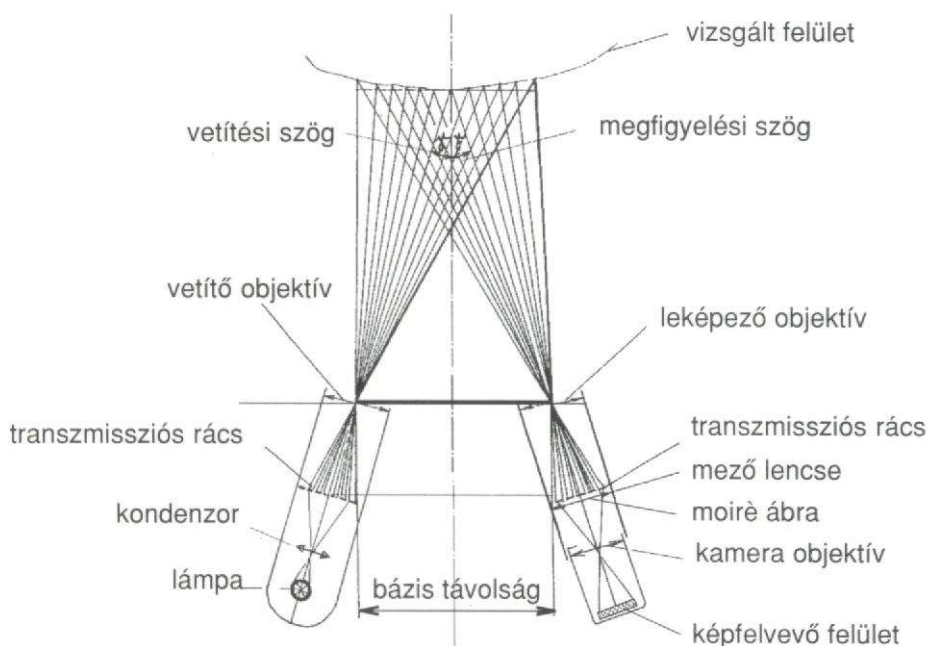


35. ábra Az árnyék-moirè módszer elve felületek, borítások ellenőrzésére és mérése terén.

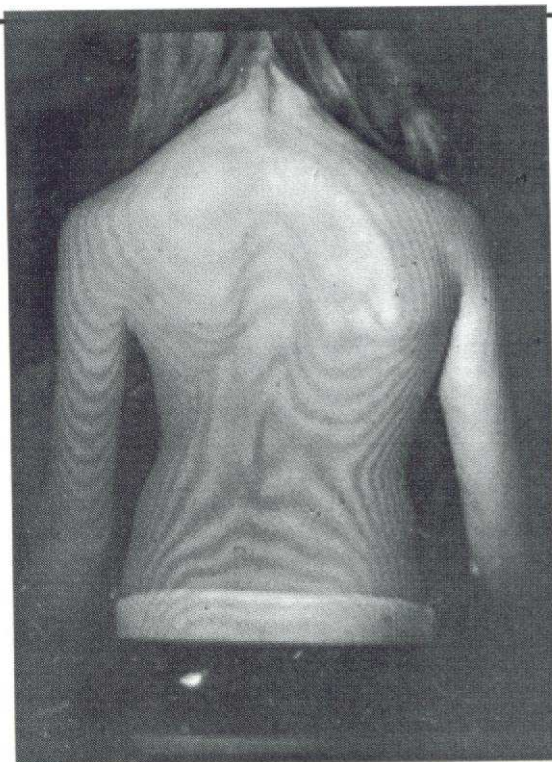
### 9.3 A projekciós moirè módszer

Mind az árnyék-, mind a projekciós moirè módszer esetén bebizonyítható, hogy a moirè csíkok a szemlélőtől azonos távolságban lévő pontokat összekötő vonalak. Ily módon a moirè ábra szintvonalas térkép gyanánt használható. A moirè csíkok

Az úgynevezett projekciós moirè módszer esetén az elrendezést úgy alakítják ki, hogy egy egyenközű rács képét a vetítő objektív a vizsgált felületre képezi le, míg egy második objektív a felületen kialakult csíkos rajzolatot egy másik rácsra képezi le, ahol a moirè jelenség létrejön. / 36. ábra/



36. ábra A projekciós módszer elve

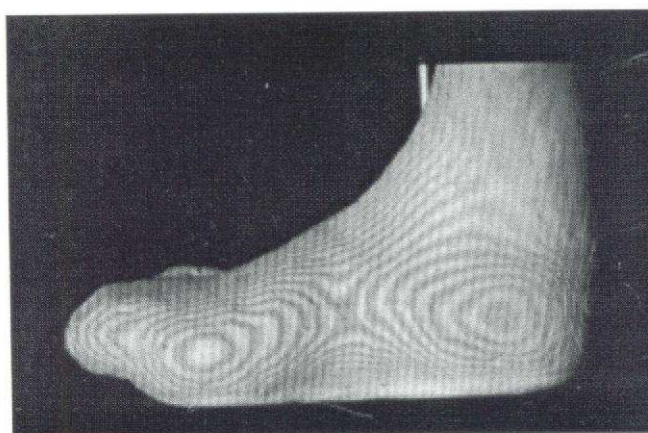


37. ábra Scoliosis felismerése moirè módszerrel

leszámlálása után a moirè csíkoknak megfelelő és közel állandó mélységmértet ismeretében a test mélységi méretei (a kép síkjára merőleges irányú méretek) meghatározhatók. Az említett projekciós moirè eljárás előnye, hogy alkalmazásával nagyobb mélységélesség érhető el, mint az árnyék moirè eljárással. Ezen kívül az objektívek kép- és tárgy távolságának megválasztásával a kivetített csíkok osztása és így a mérés érzékenysége is széles határok között változtatható.

A moirè eljárás alkalmazásának a gyógyítás talán a legismertebb területe.

Az árnyék-moirè és a projekciós moirè módszer alkalmazásához diffúzan reflektáló felületre van szükség. Ezért a vizsgált felületet hintőporozni kell.



38. ábra  
A moirè módszer alkalmazása az orthopédiában

A moirè-módszert elterjedten alkalmazzák például a hátrincferdülés (scoliosis) mérésére, ez az emberi háton kialakuló moirè csíkok asszimetriájával mérhető. /37. ábra/.

A moirè-módszer alkalmazható a láb-deformitások mérésére is /38. ábra/A lábról egyetlen pillanat alatt felvett háromdimenziós információval rendelkező kép alapján egyszerűen elkészíthető az orthopäd-cipő sámfája.