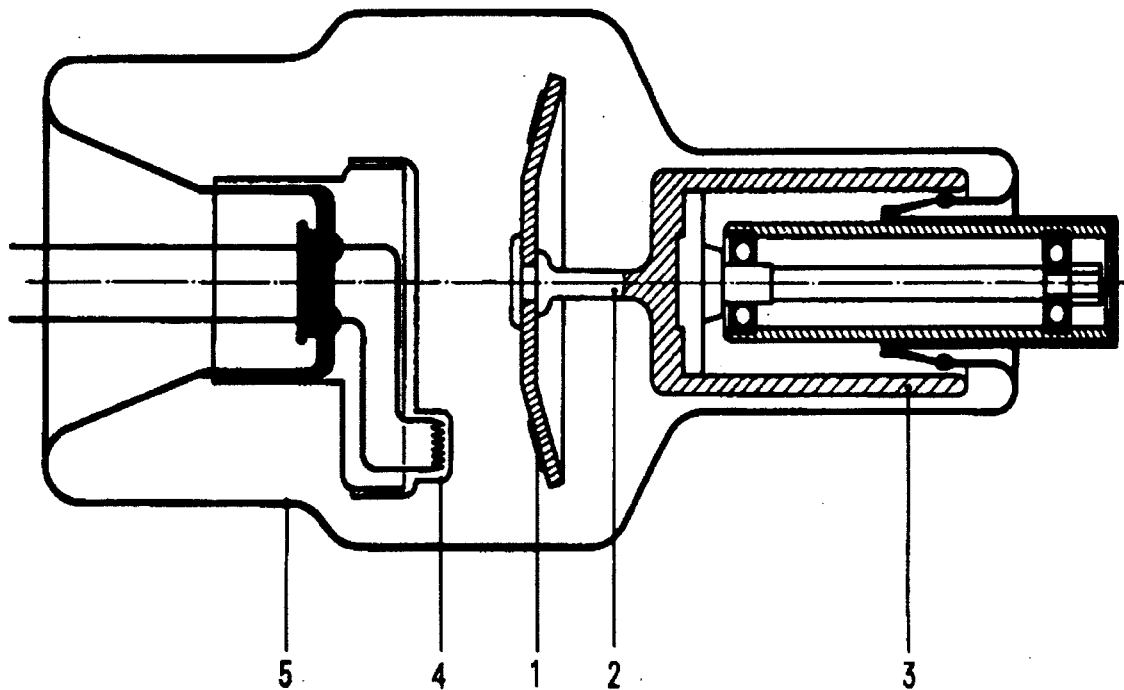


- | | |
|--|--|
| 1 Kathode <i>Kathode</i> | 6 Kolben aus Hartglas <i>deming verschieblich</i> |
| 2 Glühfaden (Elektronenquelle) <i>elektronenquelle</i> | 7 Anode (Kupferschaft) <i>anode</i> |
| 3 Thermischer Brennfleck | 8 Primärstrahlenblende |
| 4 Platte aus reinem Wolfram oder einer Wolfram-Rhenium-Legierung | 9 Nutzstrahlenkegel (schraffiert) <i>nutzstrahlenkegel</i> |
| 5 Luftleer gepumpter Raum <i>eigener luft</i> | |

Bild 1.2 Prinzipieller Aufbau einer Festanoden-(Stehanoden)Röntgenröhre

Die Röntgenstrahlen wurden 1895 von W. C. Röntgen (deutscher Physiker, 1845 bis 1923) bei Versuchen mit Kathodenstrahlröhren entdeckt.

able anode für röntgenröhre



- | | |
|---|--------------------------|
| 1 Anodenteller aus Wolfram ¹ | 4 Kathode mit Glühwendel |
| 2 Molybdänwelle | 5 Glaskolben |
| 3 Kugelgelagerter Rotor | |

Bild 1.3 Prinzipieller Aufbau einer Einfokus-Drehanodenröhre

Эксплуатация рентгеновской трубки

1 анод

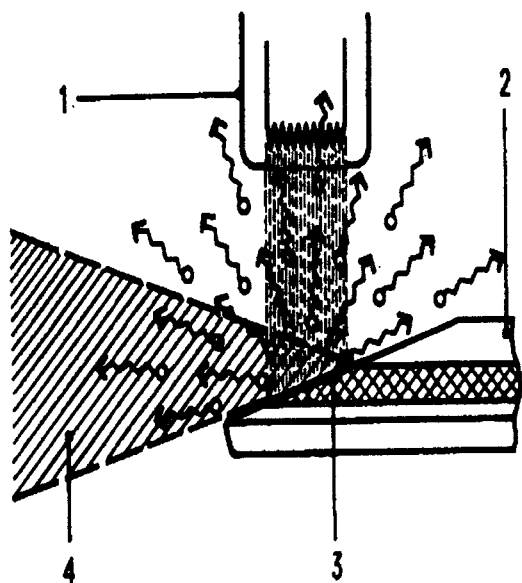
2

3 вращающийся мотор

мотор с вращающимся анодом

4 катод

5 колба



- 1 Kathode 3 Brennfleckbahn
2 Anode 4 Nutzstrahlenkegel

Bild 1.16
Rheniumlegierte Verbundanode.
Kaum Aufrauung, deshalb gleichblei-
bend hohe Dosis im Nutzstrahlenkegel

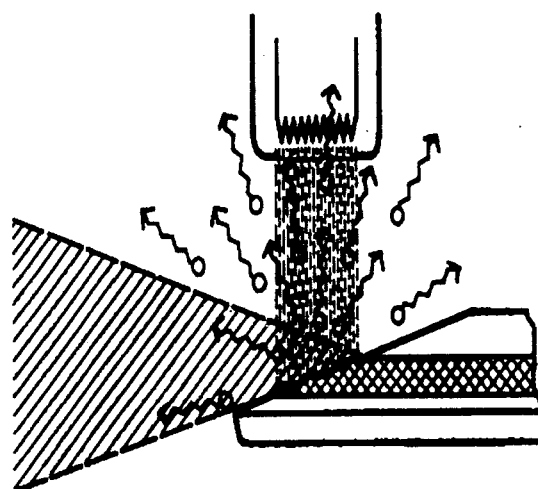


Bild 1.17
Wolframanode. Aufgeraute, rissige
Brennfleckbahn, die sich während der Be-
triebszeit bildet; daher erheblicher Dosis-
verlust im Nutzstrahlenkegel (ein großer
Teil der Strahlen wird durch die Krater-
ränder absorbiert)

(Die gestrichelten Linien zwischen Kathode und Brennfleckbahn sollen die Elektronenbahnen und die kleinen Kreise mit den gezackten Pfeilen die Röntgenquanten darstellen)

P. L. G. Schindler et al.

Einige typische Drehanodenteller

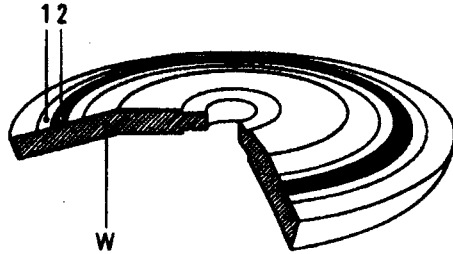


Bild 1.18
Anodenteller (mit Doppelfokus) aus reinem Wolfram.
Die Brennfleckbahn des kleinen Fokus (2) liegt in der Brennfleckbahn des großen Fokus (1);
s. auch Bild 1.12, S. 25

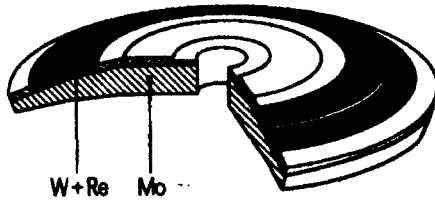


Bild 1.19
„RTM“-Verbundteller der BIANGULIX- und BIANGULIX-Rapid-Drehanodenröhren, zusammengesetzt aus einer 5 bis 11 mm dicken Schicht Molybdän und einer 1 bis 1,3 mm dicken Schicht aus rheniumlegiertem Wolfram. Die beiden Brennfleckbahnen liegen konzentrisch nebeneinander;
s. auch Bild 1.13, S. 25

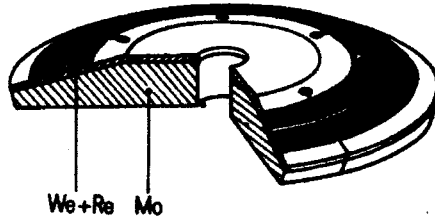


Bild 1.20
Entspannter Anodenteller (mit geschwärzter Rückseite) einer BIANGULIX-Rapid-Drehanodenröhre, vorgesehen für Arbeitsplätze mit reinem Aufnahmebetrieb

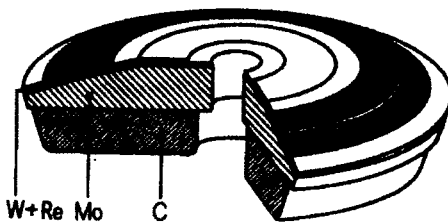


Bild 1.21
RTMC-Verbund-Anodenteller (CALOREX-Anode) einer BIANGULIX-Rapid-Drehanodenröhre mit zusätzlicher Graphitschicht:
W + Re rheniumlegiertes Wolfram, 1 bis 1,3 mm dick
Mo Molybdän, 5 bis 11 mm dick
C Graphit, etwa 12 mm dick

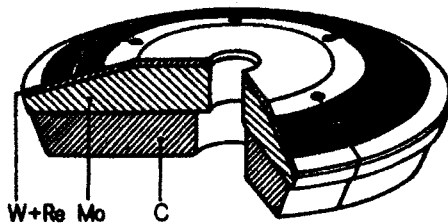


Bild 1.22
Entspannter RTMC-Verbundanodenteller (CALOREX-Anode), eine Kombination der Teller nach Bild 1.20 und Bild 1.21

Tabelle 1.2 Festanodenröhren für Einkessel-Einpulsgeneratoren

Generator	Röhrentyp	Nominaler Fokuswert f	Max. Röhrenbelastg.	
			mA	kV
HELIODENT	SR 60/7	0,8	7	70
RENODOR, STATUS X	HR 55/1	0,15	1	55
NANODOR 1	SR 75/18	0,9	18	75
NANODOR 2	SR 90/20	1,4	20	90
NANODOR 2 P (für ORTHOPANTOMOGRAPH)	SR 90/15 FN	0,6	15	90
SIREPHOS (Zweipulsgenerator) am SIREMOBIL	SRL 90/10/30	0,5/1,3	10/30	90, bzw. bei DL 106

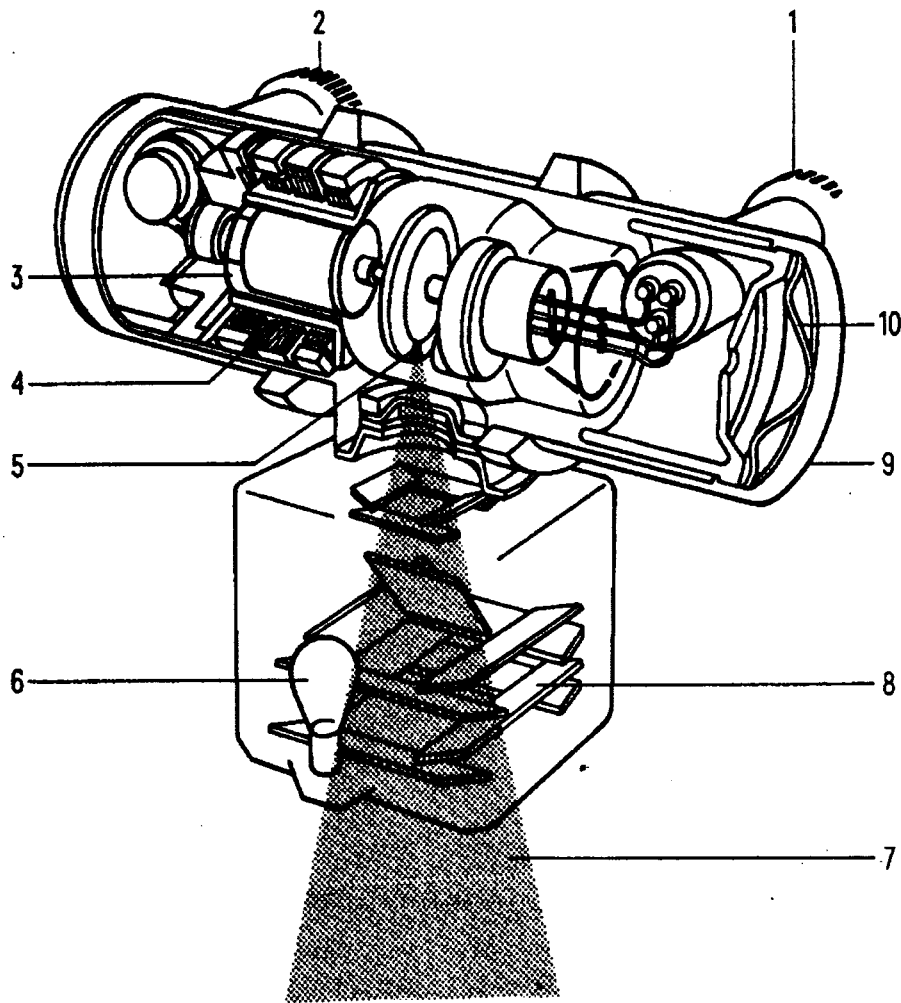
Bisher wurde die Brennfleckgröße in mm × mm angegeben. Weil aber die Brennflecke in Breite und Länge Toleranzen aufweisen, hat man den sogenannten nominalen (dimensionslosen) Fokuswert f eingeführt.

Die zulässigen Abweichungen in Breite und Länge werden nachfolgend an einigen Beispielen gezeigt:

Nominaler Fokuswert f	Fokusabmessungen in mm × mm	
	Breite	Länge
0,15	0,15 bis 0,23	0,15 bis 0,23
0,2	0,20 bis 0,30	0,20 bis 0,30
0,3	0,3 bis 0,5	0,4 bis 0,6
0,4	0,4 bis 0,6	0,6 bis 0,8
0,6	0,6 bis 0,9	0,9 bis 1,3
0,8	0,8 bis 1,2	1,1 bis 1,6
0,9	0,9 bis 1,3	1,3 bis 1,8
1,0	1,0 bis 1,4	1,4 bis 2,0
1,2	1,2 bis 1,7	1,7 bis 2,4
1,3	1,3 bis 1,8	1,9 bis 2,6
1,6	1,6 bis 2,1	2,3 bis 3,1
2,0	2,0 bis 2,6	2,9 bis 3,7

bei Brennweiten

Heliodent Renodor

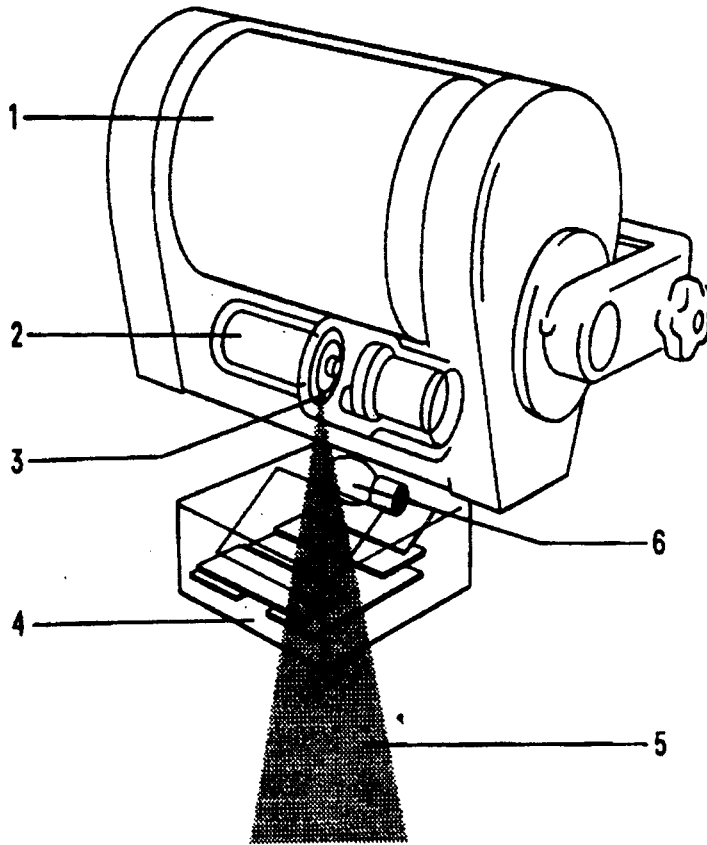


- | | |
|-------------------------------|--|
| 1, 2 Hochspannungszuführungen | 7 Eingebündeltes Nutzstrahlenbündel |
| 3 Drehanodenröntgenröhre | 8 Tiefenblende |
| 4 Stator für Anodenantrieb | 9 Ölgefülltes Strahlenschutzgehäuse und Bleimantel |
| 5 Fokus (Brennfleck) | 10 Ölausdehnungsgefäß |
| 6 Lichtquelle für Lichtvisier | |

Bild 1.14
Röntgenstrahler mit Drehanodenröhre
 (Die Hochspannung wird über Hochspannungskabel zugeführt. Die Generatoren, an die sie angeschlossen werden, werden deshalb Kabelgeneratoren genannt.)

~~Handwritten scribble~~

- 1, 2 Hochspannungskabel
- 10 Ölausdehnungsgefäß
- 6 Lichtvisier (optischer Zylinder)
- 7 Blende + Fokus



- 1 Hochspannungstrafo
- 2 Drehanodenröntgenröhre
(Einkesselgeneratoren geringer Leistung haben Festanodenröhren und sind vorwiegend Einpulsgeneratoren, d. h., sie haben meist keine zusätzlichen Gleichrichter, die Röhre richtet selbst gleich)
- 3 Fokus (Brennfleck)
- 4 Doppelschlit-Primärstrahlenblende → *Sejüryalabot beallitja*
- 5 Eingebündeltes Nutzstrahlenbündel *blencereft sejüryalab*
- 6 Lichtquelle für Lichtvisier

Bild 1.15

Prinzip eines Einkesselgenerators mit Drehanodenröhre

/ Egg tankos /

(Als Beispiel der Einkessel-Zweipuls-Generator NANOPHOS. In dem Kessel befinden sich der Hochspannungs- und der Heiztrafo, die Drehanodenröhre und der Stator für den Drehanodenantrieb, ferner die Gleichrichter.)

Wiss nach fenoltsegi habel

Tipisch:

- hat habel is not a us von beame
- *egg tankos* → minden beame von

werden.

- 1 Röntgenstrahler
- 2 Primärstrahlenblende (Tiefenblende)
- 3 Eingebündelter Nutzstrahlenkegel
- 4 Kompressionsband
- 5 Rasteraufnahme Tisch
- 6 Streustrahlenraster
- 7 Kassette
- 8 Kassetten-Einschubblech

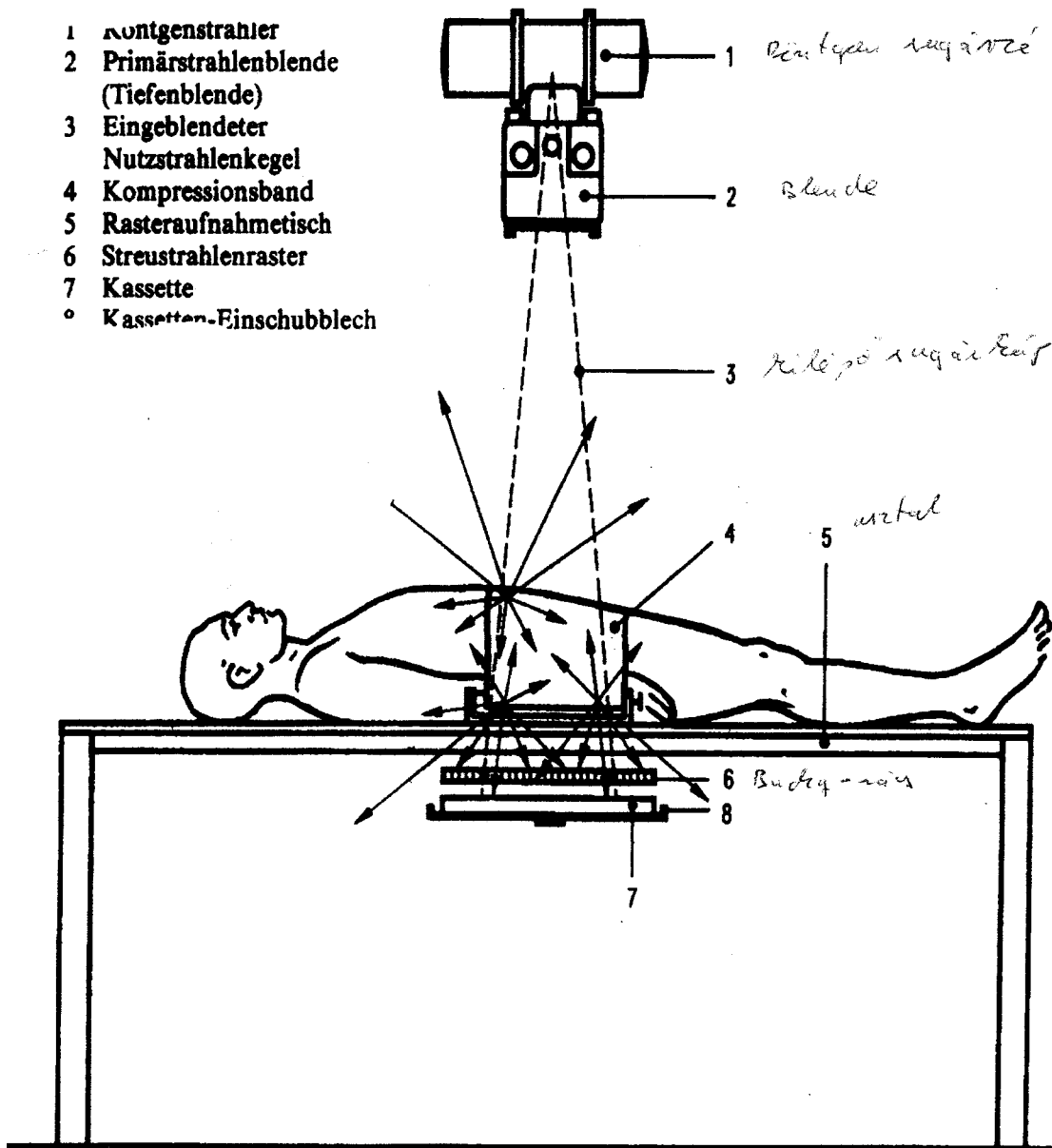
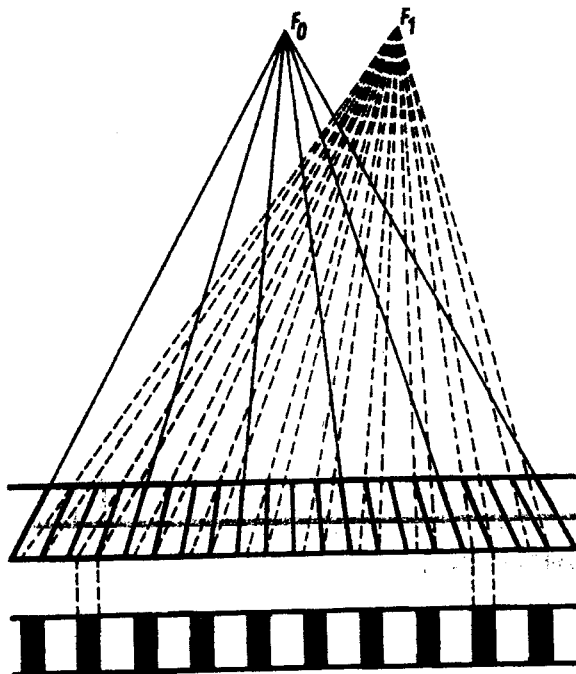


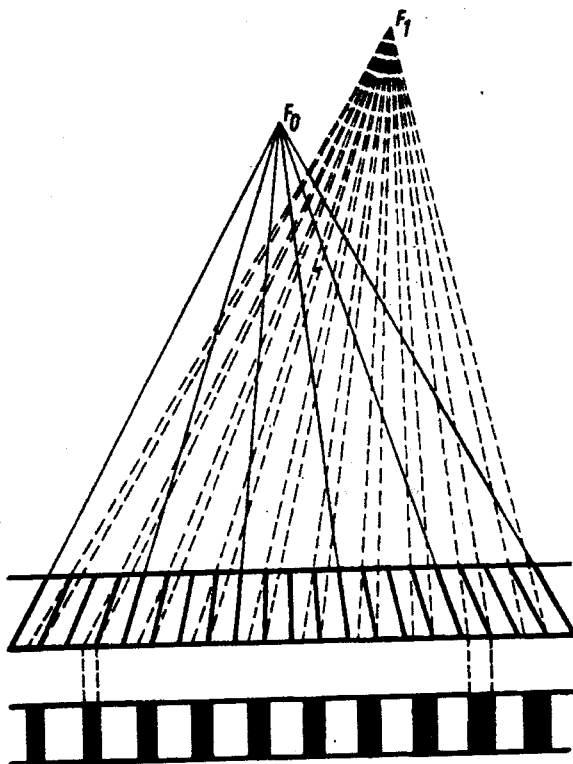
Bild 1.8a Patient auf Rasteraufnahme Tisch (Bucky-Tisch)¹

¹ Dr. Gustav Bucky, deutsch-amerikanischer Röntgenologe, 1880 bis 1963, Erfinder der nach ihm benannten Streustrahlenblende, der Bucky-Blende



a) F_0 Richtig zentrierter Streustrahlenraster

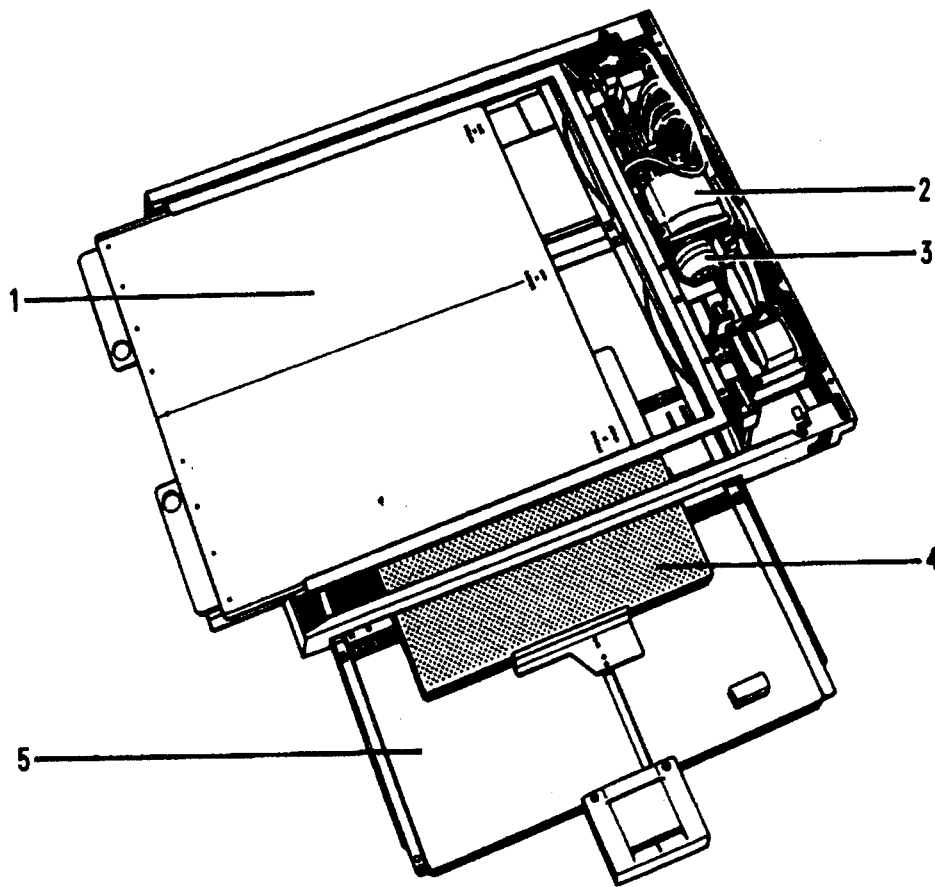
F_1 Dezentrierter Streustrahlenraster, dadurch erhöhter Primärstrahlenverlust (gleichmäßige Verschattung)



b) F_0 Richtig zentrierter Streustrahlenraster

F_1 Dezentrierter und defokussierter Streustrahlenraster (ungleichmäßige Verschattung)

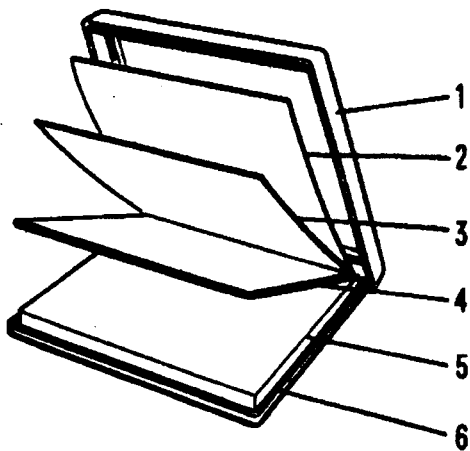
Bild 1.9
Zentrierung und Fokussierung des Streustrahlenrasters



- 1 Auswechselbarer Streustrahlenraster (etwas herausgezogen)
- 2 Elektromotor
- 3 Trommel mit Kurvenscheibe für Initialablauf
- 4 Kassette
- 5 Kassetten-Einschubblech (etwas herausgezogen)

Bild 1.10 Siemens-Katapultrasterlade

↳ Es moztja a Buhiracet

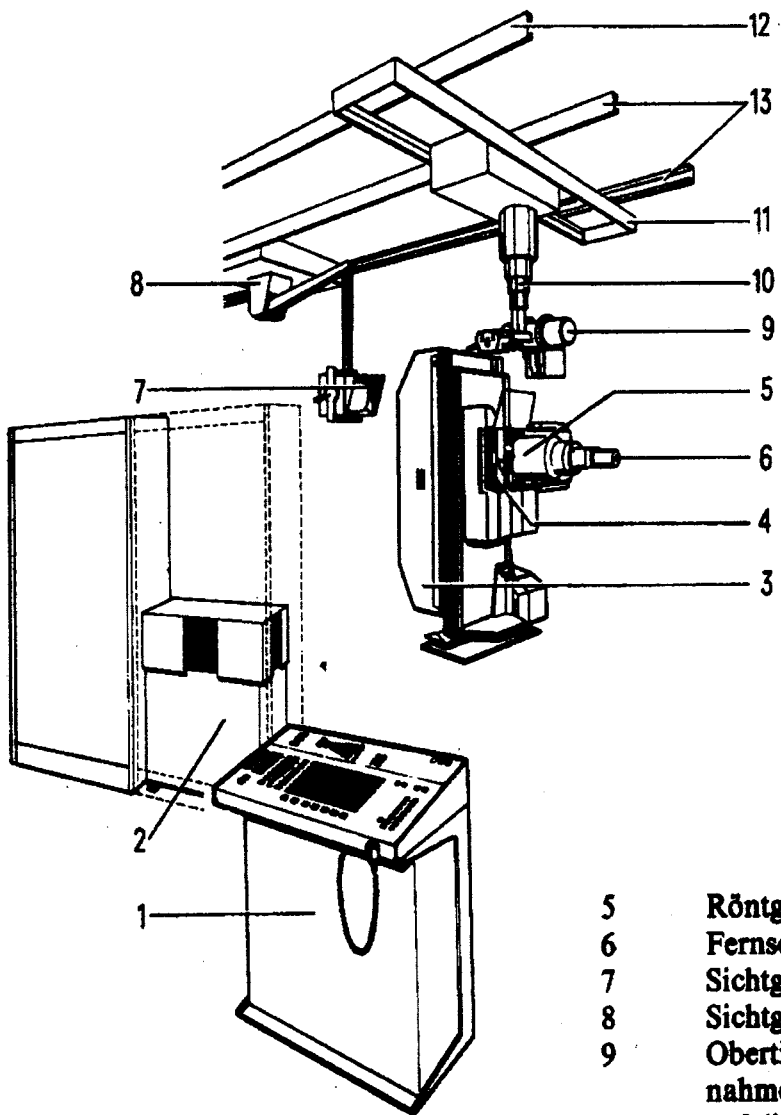


- ábrázolás
- 1 **Kassettenkörper (Kassettenboden)** Húlsó burkolás
 - 2 **Dünne Vorderfolie** vékony előfólia
 - 3 **Röntgenfilm**
 - 4 **Dickere Rückfolie** vastagabb előfólia
 - 5 **Andruckplatte, z. B. Schwammgummi,** Nyomáslap
um einen guten und gleichmäßigen Kontakt der Folien mit dem Film zu gewährleisten
 - 6 **Kassettendeckel**

Bild 1.25
Anordnung der Verstärkerfolien und des Röntgen-Folien-Films in der Kassette (in der Reihenfolge der auffallenden Röntgenstrahlung)

Filmkazetta felépítése

Egy ilyen kazettaban van egy film és egy tartószerkezet →
 → legkevesebb rétegből. Van benne erősítő fólia is.
 A belső röntgen-szűrővel felvillanást okozó erősítő fólián → ez okozza a fekete dűnt
 A vastagabb előfólia meg egyenlő felvillanást.



- 1 Schalttisch
- 2 Hochspannungserzeuger
- 3 Umlegbares Untersuchungsgerät
- 4 Zielgerät

- 5 Röntgen-Bildverstärker
- 6 Fernsehkamera
- 7 Sichtgerät
- 8 Sichtgeräteaufhängung
- 9 Obertischröntgenstrahler für Aufnahmen (bei umgelegtem Gerät) auf die Katapult-Rasterlade
- 10 Teleskopstativ *- höhenverstellbar*
- 11 Querlaufbahn
- 12, 13 Längsschienen für Obertisch-Röntgenstrahler und Sichtgerät *} morologische*

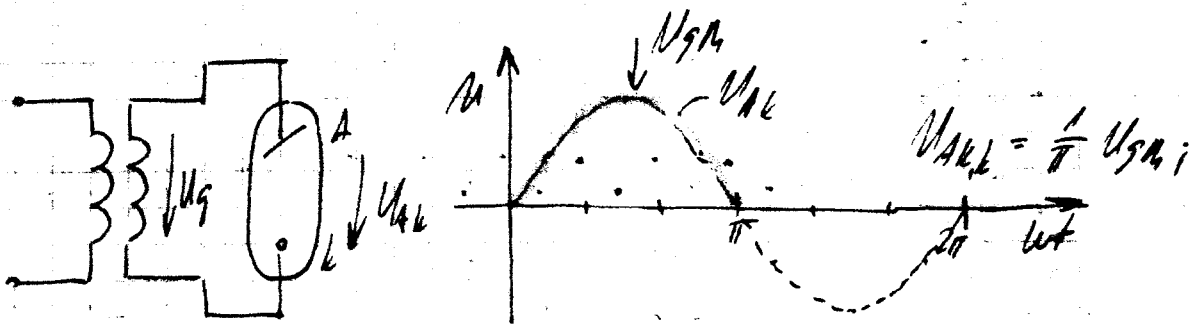
Bild 1.1 Beispiel eines Zweiröhren-Arbeitsplatzes

- 1 - vorerlöspult
- 2 - Wagnerelektrolyse
- 3 - "urteil"
- 4 -
- 5 -
- 6 -

A NF előállítás

(50/60 Hz-es megoldások)

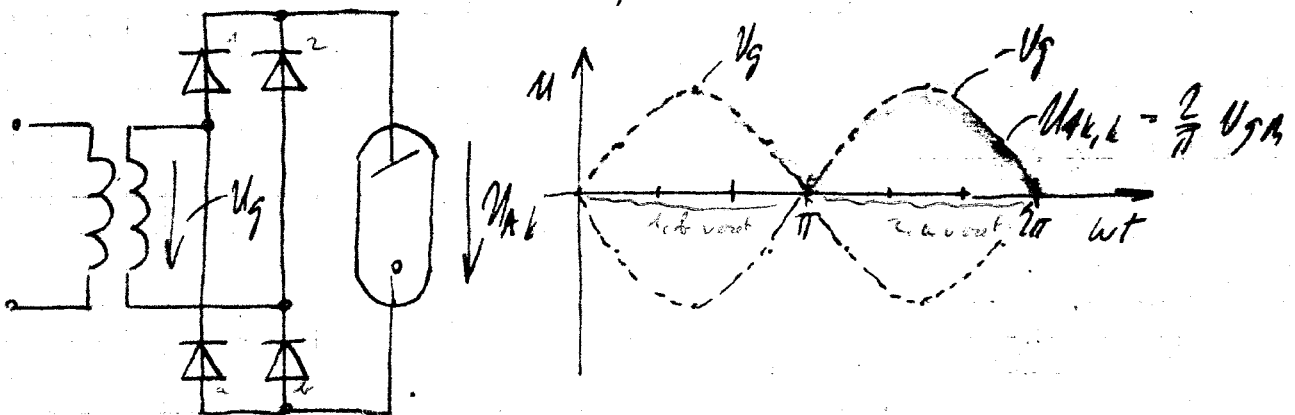
1. 1F1U1Ű kapcsolás (külön dióda nélkül)



$$U_{A,K} = \frac{1}{\pi} U_{gM}$$

1. Fázis
2. áram
3. áramerősség

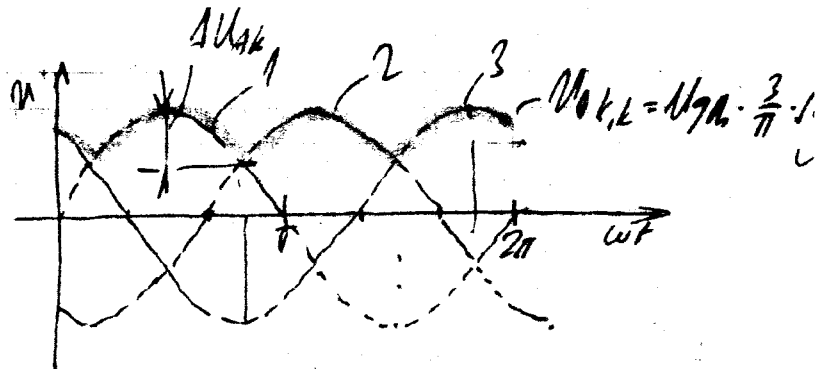
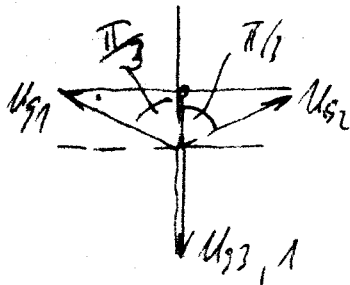
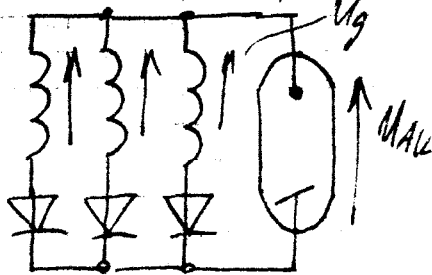
2. 1F2U2Ű kapcsolás 1F Graetz, 1F hídkapcsolás



$$U_{A,K} = \frac{2}{\pi} U_{gM}$$

3. 3F1U3Ű kapcsolás;

3., 3F1U3Ű kapcsolás;



$$\Delta U_{Ak} = 1 - \frac{1}{2} = \frac{1}{2}$$

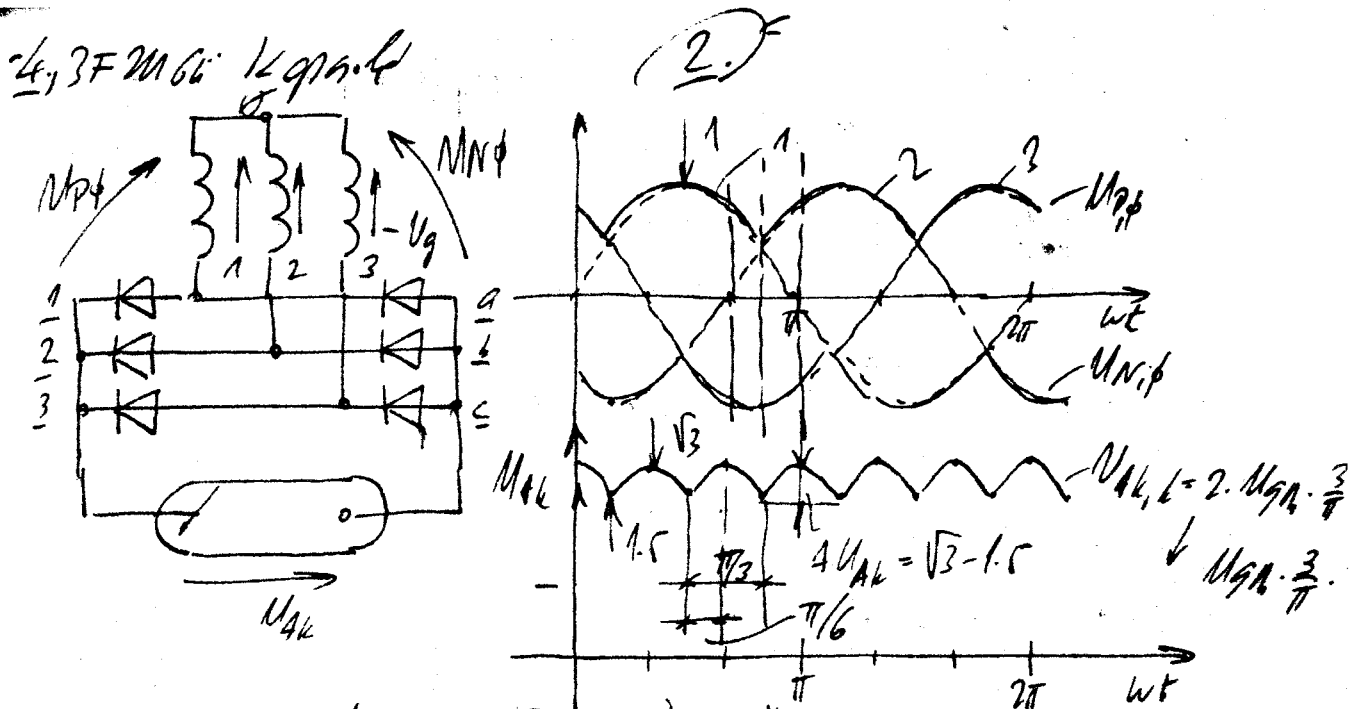
$$\Delta U_{Ak,r} = \frac{\Delta U_{Ak}}{U_{Ak,k}} = \frac{U_{gM} \cdot \frac{1}{2}}{U_{gM} \cdot \frac{3}{\pi} \cdot \frac{1}{2}} = \frac{\pi}{3 \cdot \sqrt{3}} = 0.605$$

$$\Delta U_{Ak} = 1 - \frac{1}{2} = \frac{1}{2}$$

$$U_{Ak,k} = U_g \frac{3}{\pi} \sin\left(\frac{\pi}{3}\right)$$

$$\Delta U_{Ak,r} = \frac{\Delta U_{Ak}}{U_{Ak,k}} = \frac{U_{gM} \frac{1}{2}}{U_{gM} \frac{3 \sqrt{3}}{\pi} \frac{1}{2}} = \frac{\pi}{3 \sqrt{3}} = 0.605$$

4. 3F2U6Ű kapcsolás



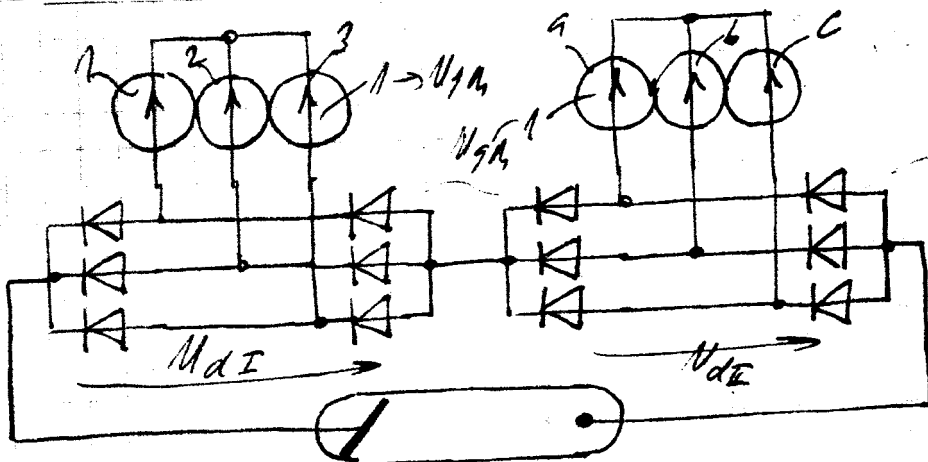
$$\Delta U_{Ak,r} = \frac{\Delta U_{Ak}}{U_{Ak}} = \frac{(\sqrt{3} - 1.5) U_{gM}}{U_{gM} \cdot \frac{3}{\pi} \cdot \sqrt{3}} = \frac{\sqrt{3} - 1.5}{3 \cdot \sqrt{3}} \cdot \pi = 0.14 \rightarrow 14\%$$

$$U_{Ak,k} = 2U_{gM} \frac{3}{\pi} \sin \frac{\pi}{3} \rightarrow U_{gM} \frac{3}{\pi} \sqrt{3}$$

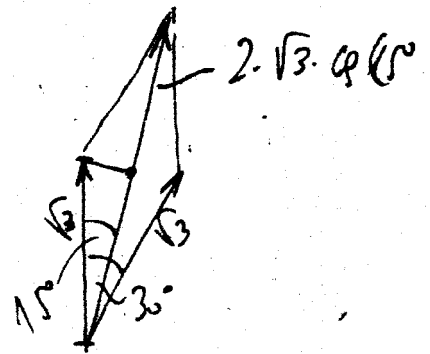
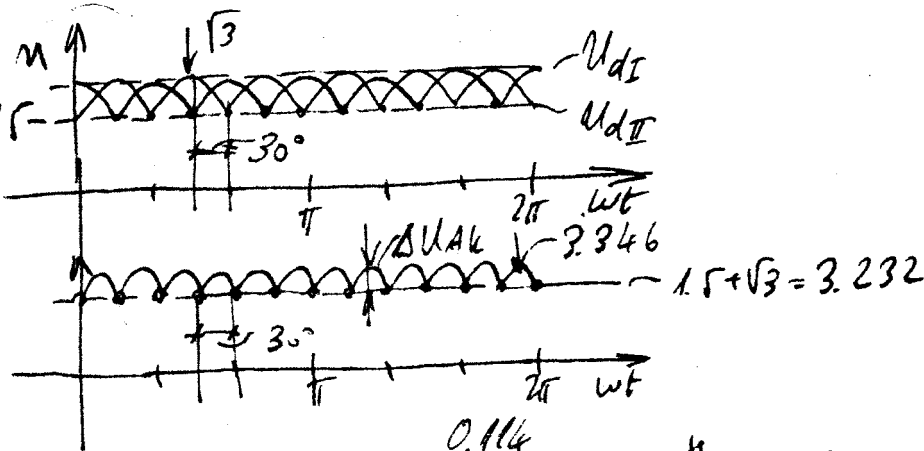
$$\Delta U_{Ak,r} = \frac{\Delta U_{Ak}}{U_{Ak}} = \frac{(\sqrt{3} - 1.5) U_{gM}}{U_{gM} \frac{3}{\pi} \sqrt{3}} = \frac{\sqrt{3} - 1.5}{3\sqrt{3}} \pi = 0.14 \rightarrow 14\%$$

5. 3F2U12Ű kapcsolás

5.) 3F2U12Ű kapcsolás;



$$U_{AK} = 2 \cdot U_{gM} \cdot \frac{3}{\pi} \cdot \sqrt{3}$$



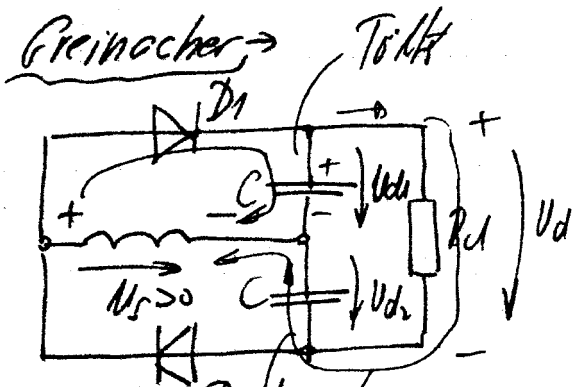
$$\Delta U_{AK,r} = \frac{0,114}{2 \cdot U_{gM} \cdot \frac{3}{\pi} \cdot \sqrt{3}} = \frac{0,114}{2 \cdot \frac{3}{\pi} \cdot \sqrt{3}} = 0,0345 \rightarrow 3,45\%$$

$$U_{AK} = 2U_{gM} \frac{3}{\pi} \sqrt{3}; \quad 2\sqrt{3} \cos(15^\circ) = 3,346; \quad 1,5 + \sqrt{3} = 3,232;$$

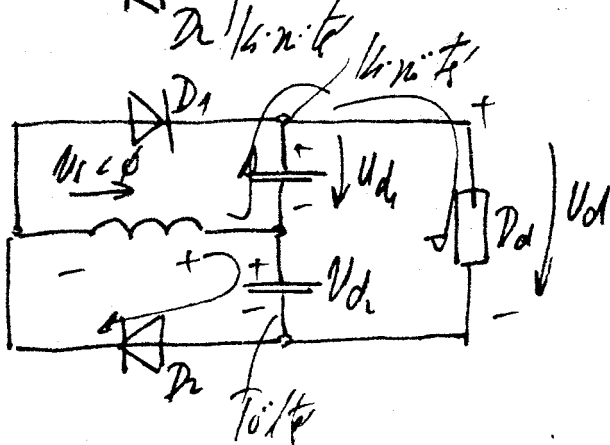
$$\Delta U_{AK,r} = \frac{\overbrace{(3,346 - 3,232)}^{0,114} U_{gM}}{2U_{gM} \frac{3}{\pi} \sqrt{3}} = \frac{0,114}{2 \frac{3}{\pi} \sqrt{3}} 0,0345 \rightarrow 3,45\%$$

KF-NF egyenirányító

Greinacher kapcsolás

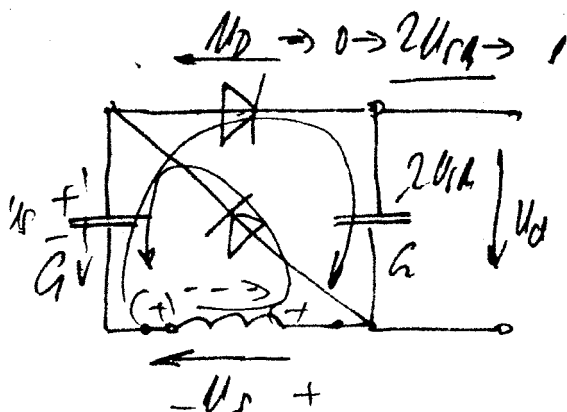


$U_{d1} = U_{s1}$; (üresjárás);



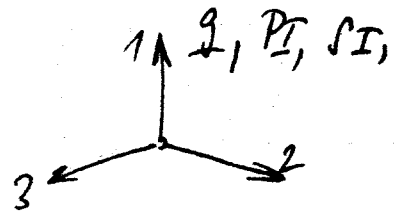
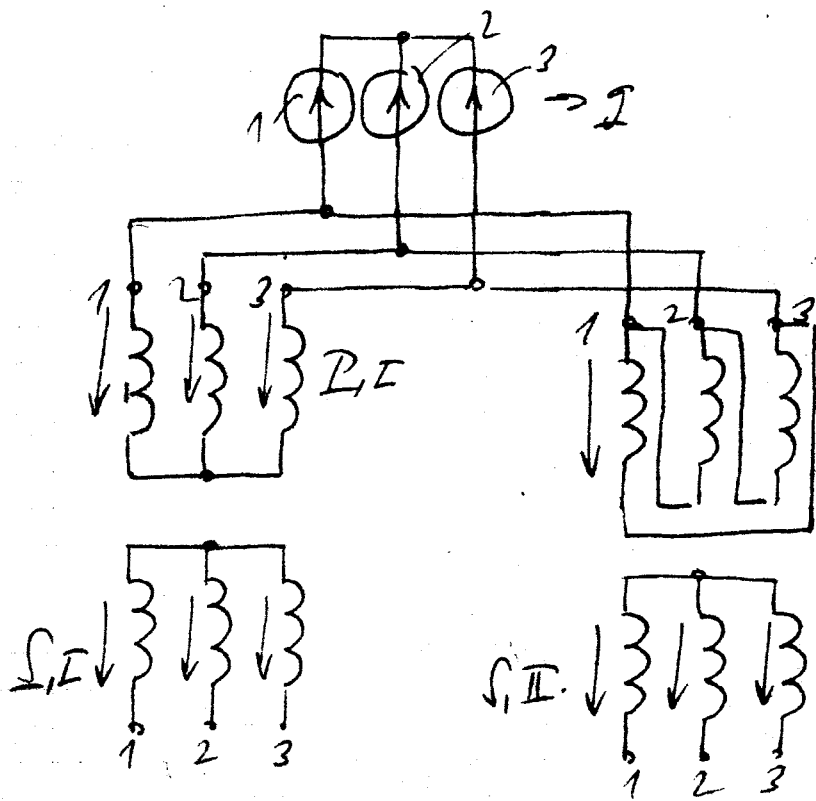
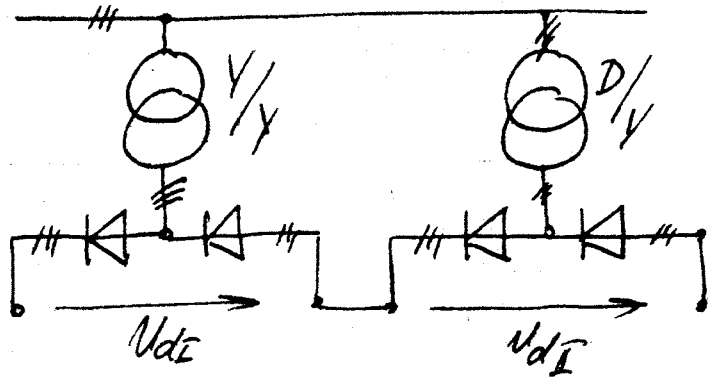
$U_{d2} = U_{s2}$; (üresjárás);

Kaszád egyenirányító



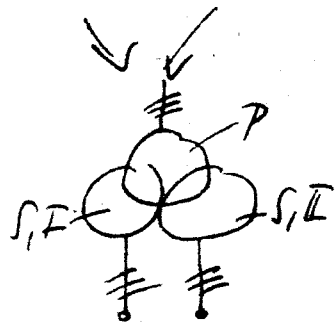
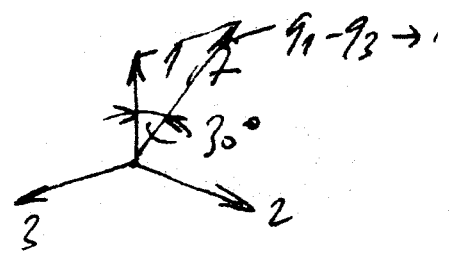
A beállítás több lengésen keresztül;

A megvalósítás



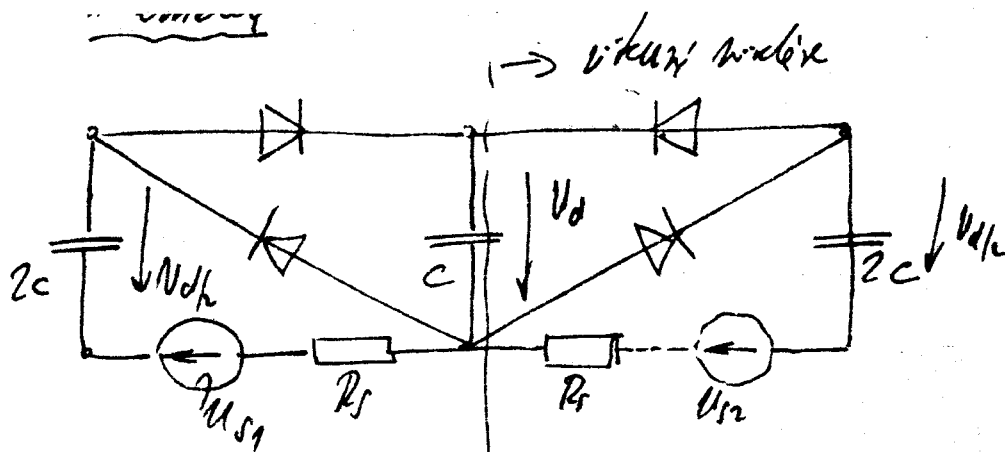
$$\bar{U}_{g1} - \bar{U}_{g3} = \bar{U}_{12,PI} = \bar{U}_{12,PI}$$

$$\bar{U}_{12,PI} = \bar{U}_{g1} - \bar{U}_{g3} \rightarrow$$



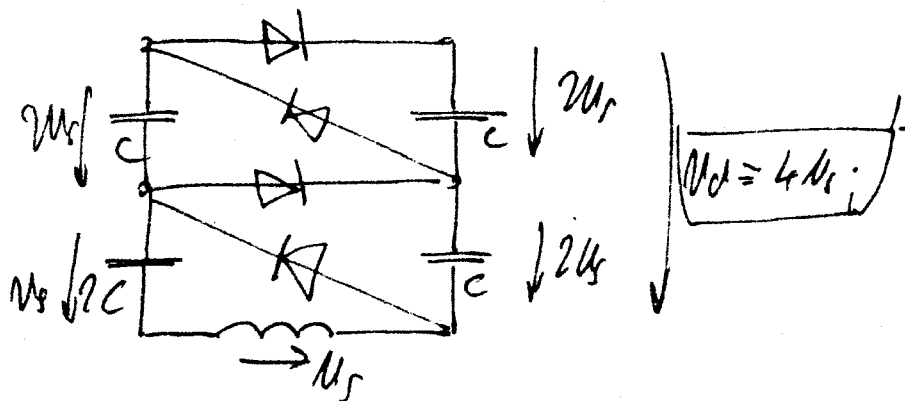
$$\bar{U}_{g1} - \bar{U}_{g3} - \bar{U}_{13,PII} = 0; \quad \bar{U}_{13,PII} = \bar{U}_{g1} - \bar{U}_{g3} \rightarrow \bar{U}_{g,II,1}$$

Kétütemű, 1 emeletes kaszkád kapcsolás



$U_d = -2U_s$

Feszültség-kétszerező
(2 emeletes)



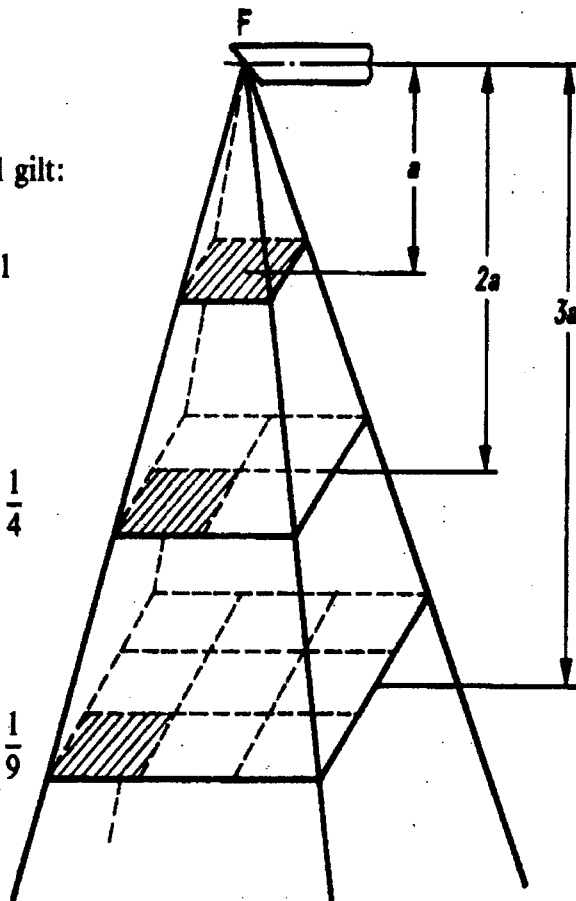
$U_d = -4U_s$

Für $a = 1$ gilt:

$$J = \frac{1}{1^2} = 1$$

$$J = \frac{1}{2^2} = \frac{1}{4}$$

$$J = \frac{1}{3^2} = \frac{1}{9}$$



F Fokus (Brennfleck)
 a Abstand
 J Energie der Strahlung
(nimmt – auf die Flächeneinheit bezogen – mit dem Quadrat des Abstandes a ab).

Bild 1.4
Zentralprojektion
bei der Röntgenröhre.

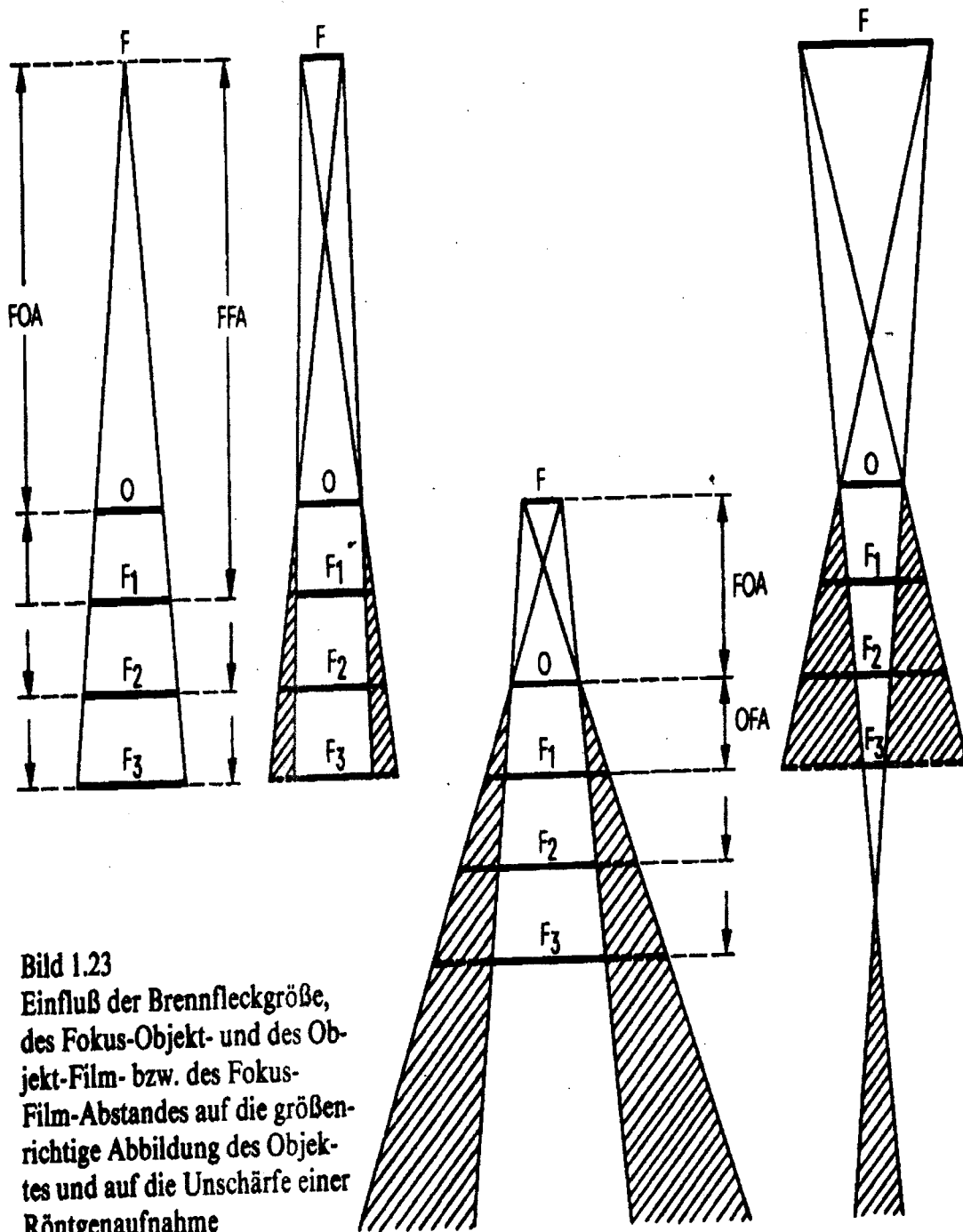


Bild 1.23
 Einfluß der Brennfleckgröße,
 des Fokus-Objekt- und des Ob-
 jekt-Film- bzw. des Fokus-
 Film-Abstandes auf die größen-
 richtige Abbildung des Objek-
 tes und auf die Unschärfe einer
 Röntgenaufnahme

7. VÁKUUMELEMEK

[2]; [3]; [7]; [8]; [22]; [23]; [24]; [25]; [34]; [37]; [51]; [58]

Vákuumelemek (vákuumcsövek, elektroncsövek) azok az elektronikus alkatrészek, melyek működésének alapja az elektronok vákuumban való mozgása. (A vákuum — pontosabban a $10^{-6} \dots 10^{-7}$ torr (Hgmm) légritkítású tér — jó szigetelő, szabad elektronokat nem tartalmaz, ezért a vákuumcső belsejében valamilyen módon elektronokat kell juttatni.) Ezeknek az elemeknek két vagy több fémlektrodájuk van. Az elektrodák üveg vagy fém ballon (bura) belsejében helyezkednek el. A cső egyik elektrodája a katód — anyaga fém vagy fémoxid — az a szerepe, hogy az elektronokat a bura terébe juttassa. A szabad elektronok létrehozásához szükséges energia fajtájától függően, többféle emissziós módot különböztetünk meg:

a) *Termikus emisszió*: az energia közlése a katód izzításával valósul meg; a katód közvetlen vagy közvetett fűtésű; az emissziós áramsűrűség a *Richardson—Dushman*-egyenletből számítható.

b) *Fotoelektromos emisszió*: az energiát elektromágneses (pl. fény-) sugárzással közöljük. A kilépő elektronok száma a sugárzás intenzitásától, sebességük pedig a sugárzás hullámhosszától függ.

c) *Szekunderemisszió*: az energia közlése a katód felületére adott sebességgel becsapódó pozitív vagy negatív töltésű részecskékkel történik. A kilépő elektronok száma az emissziós hatásfokkal jellemezhető, amelyik megadja a kilépő és belépő elektronok hányadosát.

d) *Elektrosztatikus emisszió*: a nagy erősségű (10^8 V/m nagyságrendű) villamos tér kölcsönhatásba lép a katód elektronjaival.

A katódból kilépő negatív villamos töltésű elektronok gyakorlatilag ütközésmentesen, szabadon mozoghatnak a cső belsejében. Az elektronok mozgását a csőben villamos vagy mágneses térrel befolyásolhatjuk. Mint ismeretes egy q töltésű és v sebességű részecskére E villamos- és B mágneses térerősséggel jellemzett térben

$$\mathbf{F} = q(\mathbf{E} + \mathbf{v} \times \mathbf{B}) \quad (7.1)$$

erő hat. A térben az elektronok mozgását, a töltésük között létrejövő kölcsönhatások is befolyásolják. Másként megfogalmazva a térben az elektronok negatív tértöltést létesítenek. Ha feltételezzük, hogy a katódból kilépő elektronokra mágneses tér nem hat és a villamos tér homogén, az elektron mozgásegyenlete az

$$F = \frac{d(m_e v)}{dt} = -q_e E = q_e \frac{dU}{dx} \quad (7.2)$$

alakban írható fel, ahol m_e az elektron tömege ($9,1 \cdot 10^{-31}$ kg) — q_e az elektron töltése ($1,6 \cdot 10^{-19}$ As). A vákuumelemekben a villamos teret a katód és a bura belsejében elhelyezett, további elektrodákra kapcsolt feszültségekkel létesítjük. Az egyes elektrodákra kapcsolt feszültségek és az elektrodákra jutó elektronok által

szállított áram közötti összefüggés a negatív tértöltés miatt nem lineáris, éppen ezért az áram és feszültség kapcsolatát jelleggörbékben adják meg.

A többelektródás vákuumcsövek az elektródaáramok vezérlésére is alkalmasak. A vezérlés azt jelenti, hogy a katód és anód között elhelyezett további elektródák (a rácsok) katódhoz viszonyított potenciáljától függ az anódra jutó elektronok száma, vagyis az anód árama. Különösen jelentős, ha a vezérlőelektróda potenciálját kis teljesítménnyel változtathatjuk, a másik elektródán ezzel nagy teljesítmény vezérelhető, vagyis a cső erősítésre alkalmas.

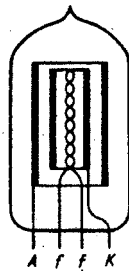
A csövek elektródáinak térbeli elhelyezkedését és mechanikai szilárdságát tartókkal biztosítják. A vákuumcső elektródarendszere és a külső áramkör között a csatlakozást kivezetések (csőlábak) képezik. A kivezetések rögzítik a csöveket, hiszen a csőlábak foglalatba dugaszolhatók. Ez teszi lehetővé, hogy a csövek meghibásodásakor egyszerűen cserélhetők. A csőlábak elhelyezésével és a foglalatok különféle konstrukciós megoldásaival a cső a foglalatba csak egyféleképpen dugaszolható. A csőlábak elhelyezése és száma, vagyis a csőfej és a hozzá tartozó foglalat kivitelé szerint többféle csőtípust különböztetünk meg: oldalcsapos, oktál, novál, miniatűr stb. sorozatot. A csőfej-típusokkal külön nem foglalkozunk, mert a katalógusok az elektródák elhelyezési rajzait tartalmazzák. A hosszú élettartamú — ipari kivitelű — valamint a szubminiatűr csőtípusok sokszor nem dugaszolással, hanem forrasztással csatlakoztathatók a kapcsolás többi alkatrészeihez és a tápforráshoz.

A vákuumelemekben belül röviden tárgyaljuk az egyenirányító csövek (diódák), erősítőcsövek (triódák, tetródák, pentódák), vákuum-fotocellák, fotosokszorzók felépítését és jellemzőit.

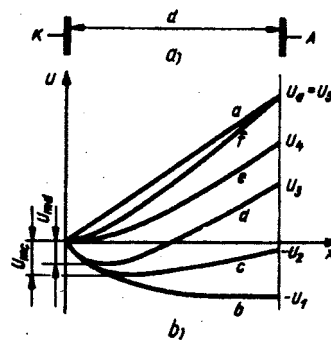
KÉTELEKTRÓDÁS ELEKTRONCSÖVEK, VÁKUUMDIÓDÁK

A vákuumdióda a legegyszerűbb felépítésű vákuumcső. Két elektródája van: az elektronokat emittáló katód és az elektronokat összegyűjtő anód. Mivel rendeltetészerűen csak a katód emittál elektronokat, a csőben az áram csak egy irányban folyhat. Az anód nagyfelületű henger alakú fémhenger és körülveszi a katódot. A katód általában szintén hengeres és közvetett fűtés esetén ennek belsejében helyezkedik el a fűtőszál (7.1 ábra), amelyik a katódtól villamosan el van szigetelve. A dióda egy- és kétanódú kivitelben készül. A kétanódú csőnek is egy közös katódja van.

A dióda árama függ a katód és anód közé kapcsolt feszültség, röviden anódfeszültség-



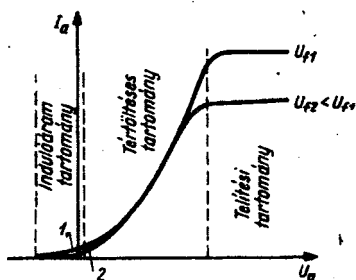
7.1 ábra
A vákuumdióda felépítése



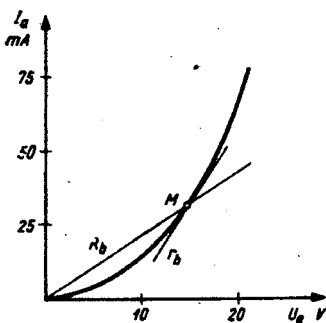
7.2 ábra. Síkdióda elektródái közötti potenciáloszlás különböző anódfeszültségek esetén

ség értékétől és a katód hőmérsékletétől, ami a fűtőfeszültséggel, ill. fűtőárammal befolyásolható.

A 7.2b ábrán síkelektrodákat feltételezve feltüntettük az anód és a katód közötti potenciáeloszlást különböző anódfeszültségek esetén. Lineáris a potenciáeloszlás, ha a cső katódját nem fűtjük (*a* görbe). Fűtött katód esetén a katódból kilépő elektronok negatív tértöltést létesítenek és befolyásolják a potenciáeloszlás lefolyását. Ha az anódfeszültség negatív és néhány voltnál nagyobb értékű, a csővön áram nem folyik; feltéve, hogy a nagy záróirányú feszültség nem hoz létre olyan nagy erősségű villamos teret, amelyik az anódból elektrosztatikus emissziót indíthat meg $-U_1$ -nél nagyobb, de még negatív $-U_2$ anódfeszültséggel már kis áram folyik, mert azok a katódból kilépő elektronok, amelyeknek energiája $W > qU_{mc}$, eljutnak az anódra (7.3 ábra indulóáram tartománya).



7.3 ábra. A vákuumdióda anódáram-anódfeszültség jelleggörbéje különböző fűtőfeszültség esetén



7.4 ábra. EZ80 vákuumdióda jelleggörbéje

feszültséggel a katód-anód között negatív potenciálmínimum alakul ki, de értéke kisebb (7.2b ábra *d* görbe), ezért az anódáram növekszik (7.3 ábra tértöltés tartomány). Ebben a tartományban az áram és feszültség között az elvi összefüggést a Langmuir-Child egyenlet adja meg:

$$I_a = KU_a^{3/2}, \quad (7.3)$$

ahol K az elektródák geometriai elhelyezésétől és méretétől függ. Az anódfeszültséget növelve elérünk egy olyan U_a feszültségértéket, amikor az anód-katód közötti térben negatív feszültségminimum nem alakul ki (7.2b ábra *e* görbe). Ebben az esetben a negatív tértöltés ellenére a katódból kilépő valamennyi elektron eléri az anódot. Ekkor az áram értéke a cső telítési árama, amely az anódfeszültség további növelésével gyakorlatilag nem változik. Az áram-feszültség jelleggörbében ez a tartomány a telítési tartomány (7.3 ábra).

A fűtőfeszültség változása gyakorlatilag nem befolyásolja az anódáram-anódfeszültség jelleggörbe alakulását az indulóáram és a tértöltés tartományban, míg a telítési áram értéke nagymértékben függ az U_f fűtőfeszültségtől (7.3 ábra). Névleges fűtőfeszültségnél a telítési tartomány — különösen oxidkatódú csövek esetén — nem hasznosítható, mert a nagy árok miatt a katód anyaga tönkremenne. Másrészt az anódáram és az anódfeszültség által meghatározott teljesítmény az anódon hővé

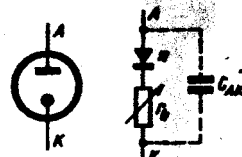
alakul át és az anód túlmelegedését, a cső meghibásodását okozhatja.

Ahhoz, hogy elkerüljük a cső meghibásodását, meg kell adni a cső maximális megengedhető anódáramát, ill. disszipációs teljesítményét, amit nem szabad túllépni.

Mivel a dióda negatív (záróirányú) feszültségigénybevétel esetén gyakorlatilag nem vezet áramot, a telítési tartományban pedig névleges fűtőfeszültséggel nem üzemeltethető, ezért a katalógusok a dióda jelleggörbéjét csak a felhasználás szempontjából szükséges telítési tartományban adják meg. A 7.4 ábra az EZ80 dióda jelleggörbéjét mutatja.

A vákuumdiódát kisáramú egyenirányító elemként alkalmazzák: megengedhető áram 100...200 mA, zárófeszültsége néhány száz volt, de készítenek több kV zárófeszültségű csöveket is. A negatív tértöltés miatt a cső munkaponttól függő statikus belső ellenállása $R_s = U_a/I_a$, ill. dinamikus belső ellenállása $r_s = \partial U_a/\partial I_a$ (l. a 7.4 ábrát) nagy, ezért nagy a csőre jutó feszültségesés és a veszteség értéke is. A vákuumdiódákkal felépített egyenirányító kapcsolások hatásfoka kicsi, ezért az utóbbi időben hálózati egyenirányítóként nem alkalmazzák; főként nagyfrekvenciás áramkörökben használják. A nagyfrekvenciás alkalmazást a C_{AK} elektródakapacitás és az elektronok *futási ideje* korlátozza. A maximális frekvencia 10^8 Hz nagyságrendű.

A vákuumdióda közelítő helyettesítő kapcsolását (n ideális villamos szelep) és jelképi jelölését (a fűtést nem jelöltük) a 7.5 ábra mutatja.



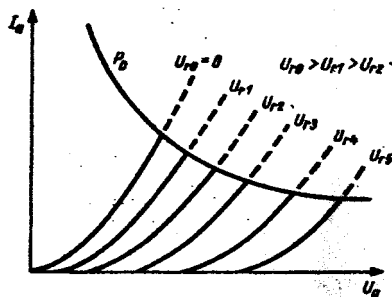
7.5 ábra. A vákuumdióda jelképi jelölése és helyettesítő kapcsolása

A katalógusok tartalmazzák a névleges fűtőfeszültség és fűtőáram értékeket, az anódáram és a záróirányú feszültség maximális értékeit, az anódáram—anódfeszültség jelleggörbéit, a cső bekötési rajzát és az elektróda kapacitását.

TRIÓDÁK

A triódák háromelektródás elektroncsövek. A katód és az anód között helyezkedik el a harmadik elektróda, a rács, amely vékony huzalspirális vagy szitaszerű kiképzésű. A rács az elektronok útjában semmiféle mechanikai akadályt nem jelent, mert a rács hézagain szabadon átrepülhetnek.

A dióda működésének tárgyalásakor láttuk, hogy a cső árama a katód előtt kialakuló negatív potenciáltól függ. Ha az anódra a katódhoz képest pozitív feszültséget kapcsolunk és a rácsot szabadon hagyjuk, akkor a rács a tér potenciáeloszlását nem befolyásolja; térbeli helyzetének megfelelő potenciálra töltődik fel. Az anód—katód kör dióda-ként viselkedik, áram—feszültség jelleggörbéje a dióda jelleggörbéjével azonos (7.6 ábra $U_r = 0$ görbe). Ha a rácsra a katódhoz viszonyítva feszültséget kapcsolunk, akkor a rács megváltoztatja a tér potenciáeloszlását. A negatív feszültségű rács csökkenti a katód közelében a potenciált és ugyanakkora anódfeszültséggel kevesebb elektron jut el az anódra, vagyis csökken az anódáram. Mivel a rács sokkal közelebb van a katódhoz mint az anód, sokkal kisebb rácsfeszültség-változással ugyanakkora anódáramváltozás érhető el, mint egy lényegesen nagyobb anódfeszültség-változással. A különböző nagyságú negatív rácsfeszültséghez tartozó anódáram—anódfeszültség görbéket a 7.6 ábrán tüntettük fel, és bejelöltük a csőre megengedhető P_D maximális disszipációs teljesítmény hiperboláját is. Ha a rács negatív, rácsáram nem folyik, így az anódáram-változás gyakorlatilag teljesítményfelvétel nélkül vezérelhető. Ha a rácsfeszültség pozitív, a rácson áram folyik. A katódáram megoszlik a rács és az anód között.

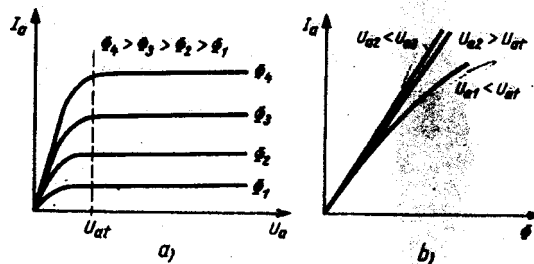


7.6 ábra. A trióda anódjelleggörbéi

Mivel a triódát legtöbbször a negatív rácsfeszültség tartományában üzemeltetjük, a trióda egyértelmű jellemzéséhez három villamos mennyiség: I_a , U_a , U_r között kell



7.14 ábra
A fotocella
jelképi
jelölése



7.15 ábra. A vákuum-fotocella
a) anódfeszültség-, b) fényáram-jelleggörbéi

érzékenysége $10 \dots 50 \cdot 10^{-6}$ A/lm. Mivel a fotokatód anyagok emittálóképessége a fény hullámhosszától függ, különböző hullámhosszágú (színű) fényre érzékeny fotocellákat készítenek.

A katalógusok az egyes típusokra megadják az érzékenységet, a maximális érzékenységhez tartozó hullámhosszat, vagy a színérzékenységet (ultraibolya, kék, vörös, infravörös). Feltüntetik az anódfeszültség, a katódáram-sűrűség és az üzemi hőmérséklet maximális értékét (kb. 50°C), valamint a sötétáram nagyságát. Néha megadják az anód—katód kapacitást és egy javasolt beállításra a munkaellenállás értékét is.

ELEKTRONSOKSZOROZÓK (FOTOMULTIPLIEREK)

Az elektronsokszorozók működése a fotoelektromos és a szekunderemisszió jelenlegén alapul. Vázlatos felépítésüket a 7.16 ábra mutatja. A beeső fény hatására a K fotokatód-elektronokat emittál és ezek a katódhoz képest pozitív D dinódákon az elektródára jellemző $\eta = 4 \dots 6$ emissziós hatásfoknak megfelelően megsokszorozódnak. Az anódáram értéke:

$$I_a = \eta^n I_0,$$

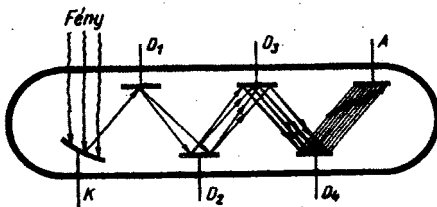
ahol n a dinódák száma, I_0 a fotokatód árama. Ha a dinódák száma $n = 10 \dots 14$, az elektronsokszorozó érzékenysége $10 \dots 50$ A/lm értéket is elérhet, ezért igen kis fényáramok mérésére használható. Az érzékenység és az erősítés nagy, az anódáram megengedhető értéke azonban mA nagyságrendű, ezért a katódra eső fényt korlátozni kell, mert nagyobb fényáramokra az anódok túlterhelődnek és tönkremennek. Az egyes elektródákat stabilizált feszültségosztóval kell táplálni, mert az anódáram nagymértékben függ a dinódák feszültségétől.

A katalógusok megadják a dinódákra kapcsolható feszültséget, a legkisebb érzékenységet, a maximális anódáram és sötétáram értékét.

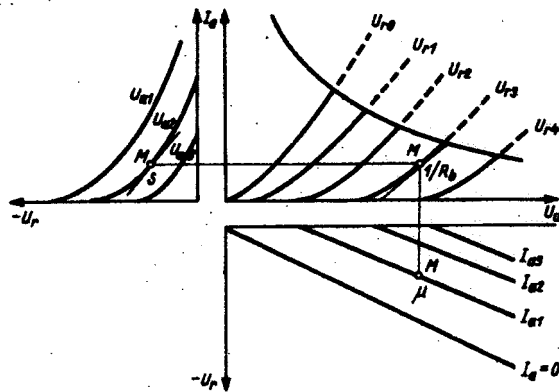
A katalógusok megadják a dinódákra kapcsolható feszültséget, a legkisebb érzékenységet, a maximális anódáram és sötétáram értékét.

NÉHÁNY MÁ S VÁKUUMELEM

Az ismertetteken kívül az ipari elektronikában még nagyon sok vákuumelemet: különböző típusú katódsugárcsőveket, röntgensugárcsőveket, elektronsugaras dekadikus számlálócsőveket, kapcsolócsőveket stb. használnak, de tárgyalásukkal itt nem foglalkozunk, mert a teljesítményelektronikában ritkábban használják őket.



7.16 ábra. Az elektronsokszorozók
elvi felépítése



7.7 ábra. A trióda jelleggörbéi

összefüggést találni, mert a rácáram ekkor jó közelítéssel elhanyagolható. A *Langmuir-Child* egyenlet a tértöltés tartományban üzemelő triódára is érvényes, a következő módosítással:

$$I_a = K \left(U_r + \frac{U_a}{\mu} \right)^{3/2}, \quad (7.4)$$

ahol μ az erősítési tényező, amelyik megadja, hogy a rácsheszültség hányszor jobban befolyásolja az anóráramot, mint az anódfeszültség. A gyakorlatban az I_a , U_a , U_r mennyiségek között az

összefüggéseket mérésrel felvett jelleggörbe-seregekben adják meg (7.7 ábra). Megjegyezzük, hogy a trióda jellemzésére egyetlen karakterisztikasereg is elegendő, mert a másik kettő ebből megszerkeszthető.

A trióda viselkedése egy munkapontban (összetartozó I_a , U_a , U_r értékekhez) kis változásokra a csőjellemzőkkel, a csőtényezővel adható meg. A csőjellemzők két-két villamos mennyiség között adnak meg összefüggést, miközben a harmadik mennyiség állandó. A csőjellemzők definíciója:

VÁKUUM-FOTOCÉLLÁK

A fotocellák működése a fotoelektromos emisszió alapul. A katód nagyfelületű fényérzékeny földfémből készül, az anód huzal vagy huzalkeret. A fotocella jelképi jelölését a 7.14 ábrán tüntettük fel. Az üvegbúra a szórt sugárzások miatt a katód mögött feketére van festve. A szokásos katódanyagok fajlagos emittálóképessége max. $5 \cdot 10^{-3}$ A/m², a fotocellák legnagyobb árama μ A nagyságrendű.

A fotocella I_a árama az U_a anódfeszültségtől és a Φ fényáramtól függ. A három mennyiség közötti kapcsolatot a 7.15a és b) ábra szemlélteti. Ha az anódfeszültséget adott fényáram esetén növeljük, az anóráram telítésbe kerül, vagyis minden emittált elektron eljut az anódra. Az $U_{at} = 40 \dots 50$ V telítési feszültségnél nagyobb feszültségen az anóráram a fényárammal lineárisan változik és így a cső előnyösen használható különösen nagyfrekvenciás fotometrikus célokra. A fotocellán akkor is folyik áram, az ún. sötétáram, ha a katódra nem esik fény. A vákuum-focellák

8. GÁZTÖLTÉSŰ ELEMEEK

[2]; [3]; [7]; [8]; [22]; [23]; [24]; [25]; [34]; [37]; [51]; [58]

A negatív tértöltés miatt a vákuumelemek feszültségese és -vesztesége nagyon nagy, ezért ezek az elemek nagyobb áramok vezetésére nem használhatók. A gáztöltésű elemek belsejében 10^{-3} torr nyomású nemesgáz- vagy higanygőz-töltés van. Az elektródákra kapcsolt feszültség a térben levő elektronokat felgyorsítja és ezek a gáz-, ill. a gőzatomokat ionizálják. A keletkező pozitív ionok semlegesítik a negatív tértöltés hatását és így a gáztöltésű csövek feszültségese lényegesen kisebb mint a vákuumelemeké. Az ionizációt létrehozó elektronok származhatnak izzókatódból, fotokatódból, hidegkatódból és higanykatódból. *A gáztöltésű csövek működése lényegesen eltér a vákuumcsövektől, folyamatosan nem vezérelhetők, működésük kapcsolószerű.*

ÁRAMVEZETÉS GÁZOKBAN

Ha 10^{-3} ... 10^{-4} torr nyomású gázzal töltött térbe — ahol szabad elektronok is vannak — két elektróda közé egyenfeszültséget kapcsolunk, akkor a kialakuló villamos tér az elektronokat gyorsítja, így megnő a gáztomokkal ütköző elektronok energiája és az ütközés valószínűsége. Meghatározott minimális energiánál nagyobb energiájú elektronnal való rugalmatlan ütközéskor a gáztomok ionizálódhatnak, vagyis a gáztomokból pozitív töltésű ionok és szabad elektronok keletkeznek. Mivel az ütköző elektronok sebessége az elektródákra kapcsolt feszültségtől függ, minden gázra meghatározható az ionizációhoz szükséges feszültségérték; ez 5...25 V között változik.

Az ionizáció alkalmából keletkező elektront a villamos tér olymértékben felgyorsíthatja, hogy az anód felé mozogva további ionizációt hozhat létre. Kedvező körülmények esetén egyetlen szabad elektron többszörös lavinaszerű ionizációt — gázkisülést — indíthat el. A gázkisülés megindításához szükséges feszültség a *Paschen*-egyenletből számítható:

$$U_{\text{sz}} = \frac{U_1}{B} \frac{pd}{\ln(pd) + C}, \quad (8.1)$$

ahol U_1 a gáz ionozási feszültsége, p a nyomás, d az elektródatávolság, míg B és C az elektródaelrendezésre vonatkozó állandók.

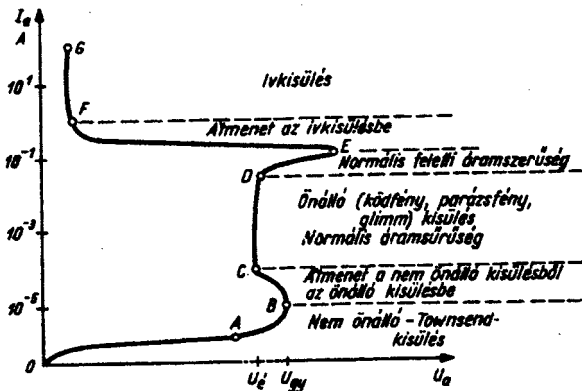
Az ütközéskor keletkező ionok a katód felé mozognak, és a katódba becsapódva szekunderemisszió útján újabb elektronokat hozhatnak létre. Ily módon egy pozitív visszacsatolás jellegű lavinaszerű folyamat keletkezik. Ha a katódba becsapódó ionok energiája nagy, a katódot felmelegíthetik és termikus emisszió jöhet létre, ami miatt a katód tönkremehet.

A villamos tér hatására az elektródákra eljutó ionok és elektronok áramot szállítanak. Mivel az ionok tömege lényegesen nagyobb mint az elektronoké, sokkal

kiseb sebességgel mozognak, és így az általuk szállított áram a teljes áramnak csak tized százaléka.

A térben mozgó ionok és elektronok ütközésekor rekombináció jöhet létre. Az ütközések következtében tehát a térben állandó ionizáció és rekombináció játszódik le, ún. dinamikus egyensúlyi állapot jön létre.

Az elmondottak előrebocsátása után, a gázokban végbemenő áramvezetés villamos jellegzetességeinek megismeréséhez vizsgáljuk meg a kisnyomású gázkisülés áram-feszültség jelleggörbéjét (8.1 ábra).



8.1 ábra. A kisnyomású gázkisülés jellegzetes áram-feszültség jelleggörbéje

Az OA szakaszban külső hatás (fény, kozmikus sugárzás) az elektródák között a térben mindig létrehoz néhány töltéshordozót, és ezeknek annál nagyobb része jut az elektródákra, minél nagyobb a feszültség értéke. Az áram a feszültség függvényében telítési jelenséget mutat.

Az AB szakaszban nagyobb feszültségen kialakul a lavinaszerű ütközési ionizáció, és az

áram exponenciálisan nő. A kisülés azonban nem önfenntartó, mert az egyes lavinákat külső hatás indítja el.

A jelleggörbe OB szakasza a nem önálló vagy Townsend-kisülés tartománya.

A B ponthoz tartozó feszültség a gázra és az elektródaelrendezésre vonatkozó gyújtási feszültség.

A BC szakasz átmenet a nem önálló kisülésből az önálló kisülés tartományába.

A CD szakasz az önálló- (kődfény-, parázfény-, glimm-) kisülés tartománya. A ködfénykisülés fenntartásához nincs szükség külön ionizációs forrásra, mert a kisülés az elektródák közötti többszörös ionizáció és a katód szekunderemissziójából álló zárt folyamat alapján megy végbe.

A kisülés fenntartásához szükséges $U_é$ égési feszültség kisebb mint az U_{gy} gyújtási feszültség, ami a katód-anód közötti tér inhomogén potenciáloszlásával magyarázható (8.2 ábra). Mint az ábrából látható, a feszültesítés főként a katódos tartományára esik, ezért a kisülés úgy viselkedik, mintha lecsökkent volna az elektródatávolság [l. a (8.1) egyenletet].

A glimmkisülés tartományában a katód felületén ködfény alakul ki, kiterjedése az áram nagyságától függ. A cső sarkaira jutó feszültség értéke az áram növekedésekor gyakorlatilag nem változik.

8.2 ábra. A katód és az anód közötti potenciáloszlás kisnyomású gázkisülés esetén

A DE szakasz a normálisnál nagyobb áramsűrűség tartománya. Az elektródák között a nagy feszültesítés miatt az ionok energiája annyira megnő, hogy a katódba csapódva megindítják a termikus emissziót.

Az EF szakasz átmenet az ívkisülés tartományába.

Az FG szakasz az ívkisülés tartományába. A gázkisülés a termikus emisszió alapul. Mivel a termikus emisszió az áramvezetéshez elegendő elektront emittál, a gáztérben csak egyszeres ionizáció jön létre és az elektródák között a feszültség az egyszeres ionizációs feszültségre csökken le.

Ívkisülés nemcsak az ionbombázás következtében jöhet létre, hanem külső fűtéssel, vagy a higanykatódú elemekben elektrosztatikus emisszióval is.

A kisnyomású gázkisülés áram—feszültség jelleggörbéjében három stabilis kisülési tartományt különböztetünk meg; az itt lejátszódó áramvezetési és gázkisülési mechanizmusokon alapszik a gáztöltésű elemek működése.

A nem önálló kisülés tartományában üzemelnek: a gáztöltésű fotocellák és a különböző sugázmérők.

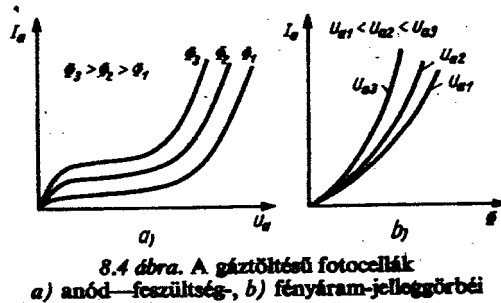
A glimmkisülés tartományában üzemelnek: a jelzőlámpák, feszültségstabilizátorcsövek, hidegkatódú relécsövek, gáztöltésű dekadikus számlálócsövek és számjegykatódú csövek.

Az ívkisülés tartományában üzemelnek: s hidegkatódú tirátroncsövek, villanófény-csővek, túlfeszültség-levezetők, fűtőtkatódú gáztöltésű csövek és higanykatódú elemek.

GÁZTÖLTÉSŰ FOTOCELLÁK

A gáztöltésű fotocellák felépítése hasonló a vákuum-fotocellákéhoz. Különböző színű fényre érzékeny kivitelben készülnek. Jelképi jelölésüket a 8.3 ábrán tüntettük fel. (A gáztöltést minden esetben ponttal jelöljük.)

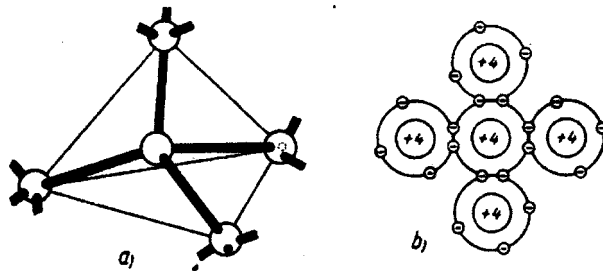
A fotokatódból fény hatására kilépő elektronok ionizálják a gázatomokat, ezáltal egyrészt több elektron jut el az anódra, tehát egy erősítés jellegű folyamat



játszódik le; másrészt pedig a pozitív ionok semlegesítik a negatív tértöltést. Mindkét hatás növeli a gáztöltésű fotocellák érzékenységét, értéke $150 \dots 200 \cdot 10^{-6}$ A/lm, vagyis 5...10-szerese a vákuum-fotocellák érzékenységének.

A gáztöltésű fotocellák jelleggörbéit a 8.4 ábrán tüntettük fel. Az $I_a - U_a$ jelleggörbékben jól látható, hogy ha U_a eléri az ionozáshoz szükséges feszültségértéket, az áram a feszültség növelésekor nagyobb mértékben nő. Adott anódfeszültségre a fotocella árama — ellentétben a vákuum-fotocellával — a fényárammal nem változik lineárisan, ezért a gáztöltésű fotocella pontos mérésekre kevésbé alkalmas. Főként nagy érzékenységet kívánó kapcsolásokban alkalmazhatók, különböző vezérlő-, ellenőrző-, védő-, és jelzőberendezésekben.

FÉLVEZETŐK

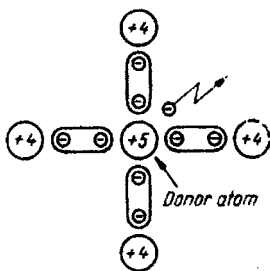


Atomok kapcsolódása a félvezető kristályban a) térbeli; b) síkbeli sematikus kapcsolódás

A szilárd testek közül kb. százféle anyag mutat félvezető tulajdonságokat. Ezeket az anyagokat három nagyobb csoportba soroljuk:

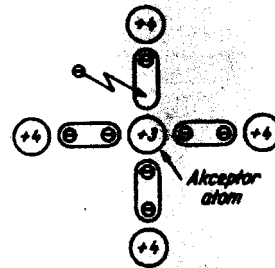
1. kémiai elemek (Ge, Si);
2. kémiai vegyületek (szulfidok, oxidok, szelenidek, telluridok, karbidok stb.);
3. intermetallikus ötvözetek (félvezető vegyületek). Ezek lehetnek kémiai vegyületek (indium-foszfid), vagy két fémből alkotott ötvözetek (gallium-arzenid) amelyeknek súlyaránya pontosan meghatározott, hogy megfelelő kristály-szerkezet alakuljon ki. Az intermetallikus ötvözetek nagyobb hőmérsékleten való alkalmazásra előnyösebbek.

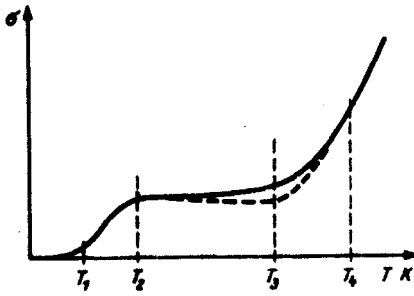
A félvezető anyagok alaptulajdonságai általában hasonlóak, ezért a következőkben elsősorban csak a leginkább alkalmazott Ge- és Si-alapanyagok, és az ezekből készült elemek tulajdonságaival foglalkozunk.



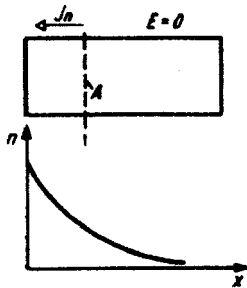
Donorszennyezésű kristály; n-típusú félvezető

Akzeptorszennyezésű kristály; p-típusú félvezető

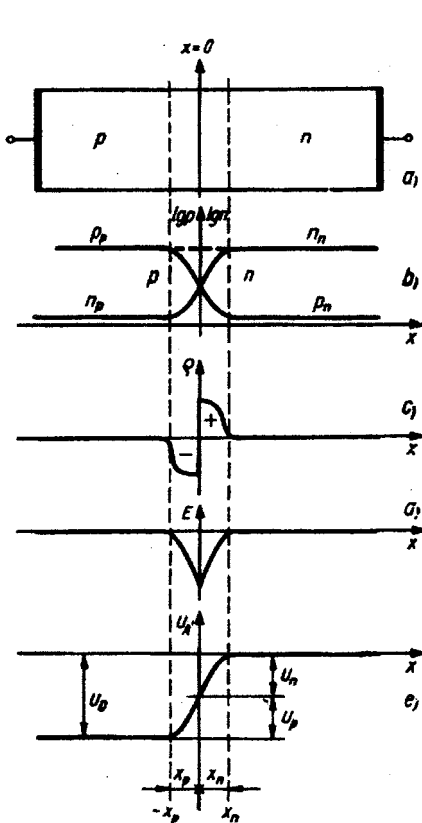




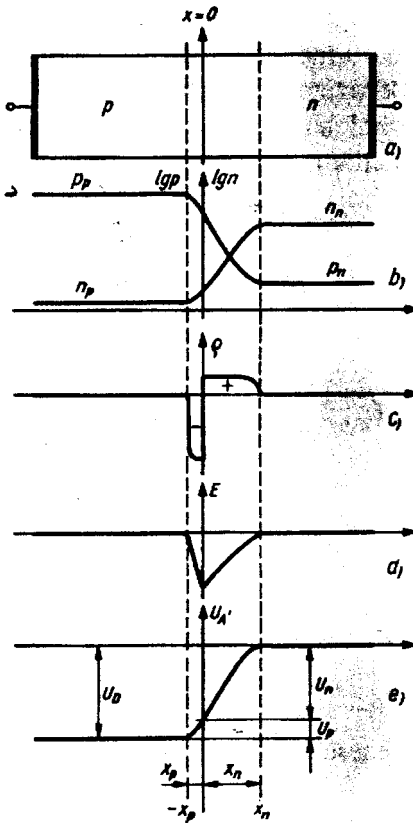
Szennyezett félvezető kristály fajlagos vezetőképességének hőmérséklet függése



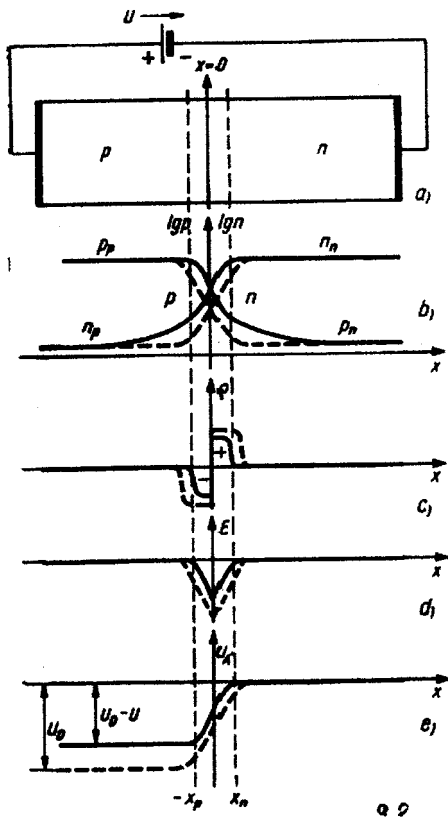
Töltéshordozósűrűség egyenlőtlen eloszlása a félvezető kristályban; diffúziós áram



A pn átmenet néhány jellemző mennyiségének alakulása feszültségmentes állapotban, ha a p- és n-típusú kristályrész szennyezettsége azonos

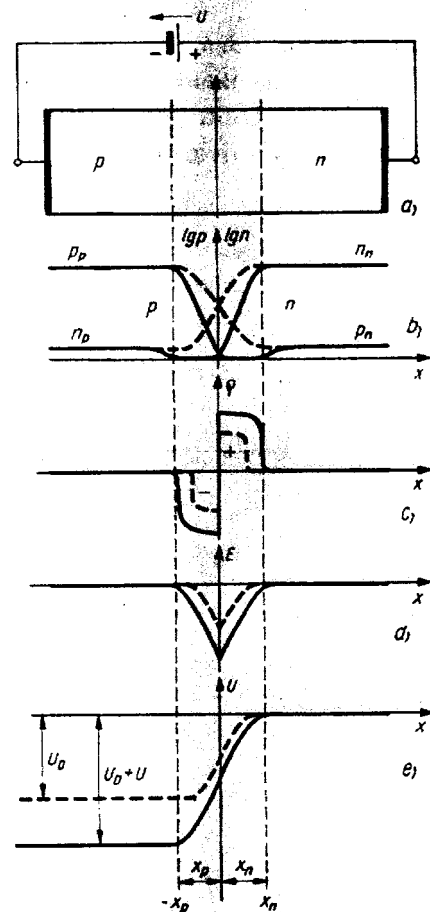


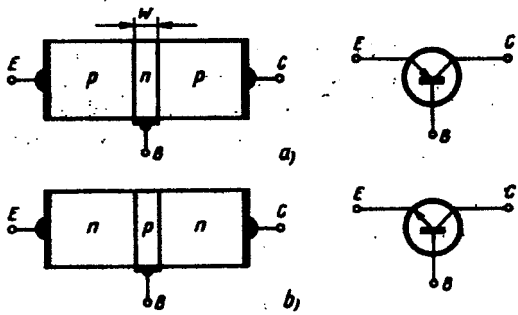
A pn átmenet néhány jellemző mennyiségének alakulása feszültségmentes állapotban, ha a p- és n-típusú kristályrész szennyezettsége különböző



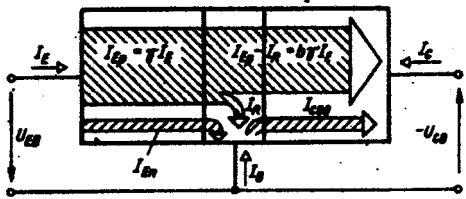
A pn átmenet néhány jellemző mennyiségének alakulása vezetőláncú feszültségigénybevétel esetén

A pn átmenet néhány jellemző mennyiségének alakulása záróláncú feszültségigénybevétel esetén





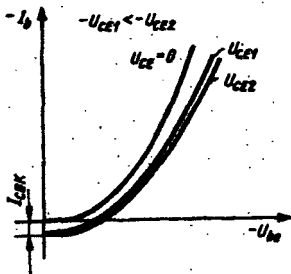
Egydimenziós tranzisztormodellek és jelképi jelöléseik a) pnp; b) npn



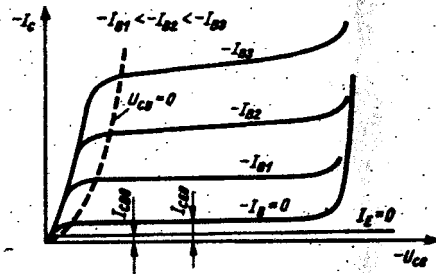
A tranzisztor áramösszetevői

Üzem módok

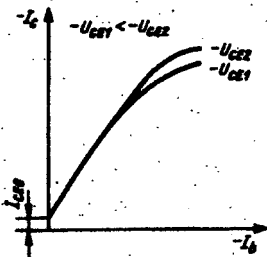
1. Zárási üzem ($U_{EB} < 0; U_{CB} < 0$).
2. Aktív normál üzem ($U_{EB} > 0; U_{CB} < 0$).
3. Aktív inverzüzem ($U_{EB} < 0; U_{CB} > 0$).
4. Telítési vagy túlvezérlési üzem ($U_{EB} > 0; U_{CB} > 0$).



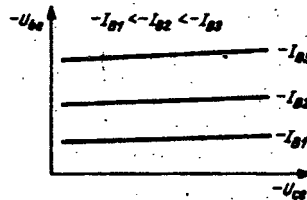
A közös emitterű kapcsolás bemenő jelleggörbéi



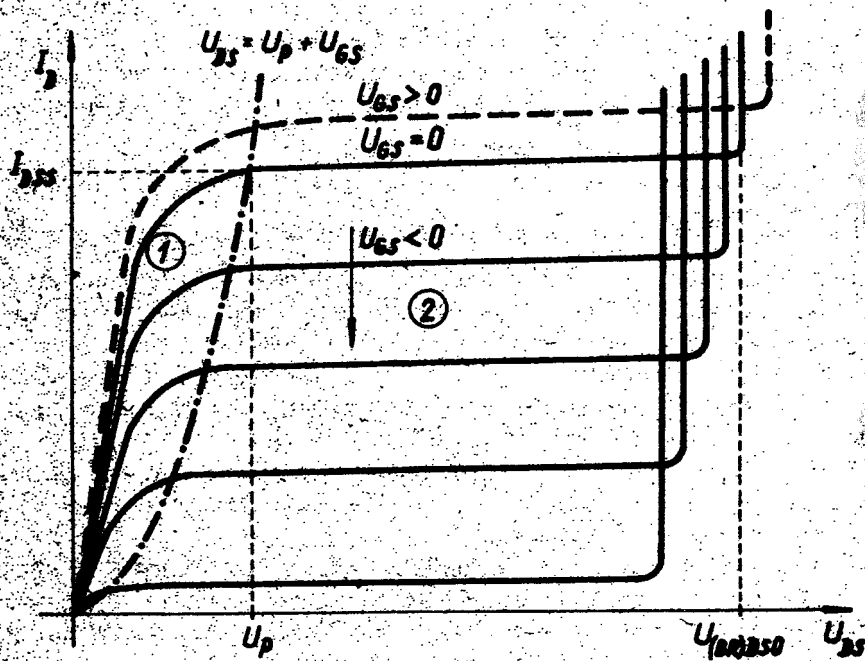
A közös emitterű kapcsolás kimenő jelleggörbéi



A közös emitterű kapcsolás áramerősítési jelleggörbéi

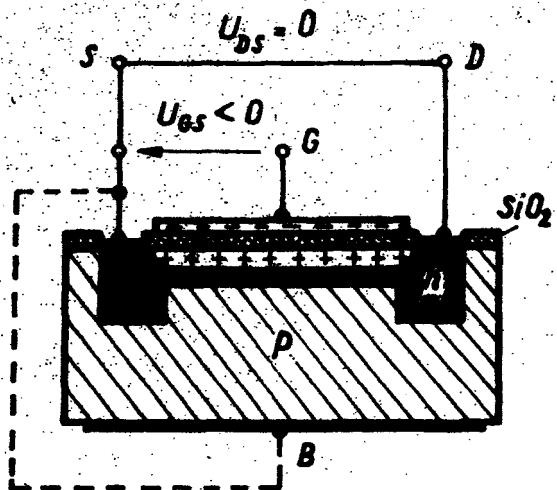


A közös emitterű kapcsolás feszültségvisszahatási jelleggörbéi



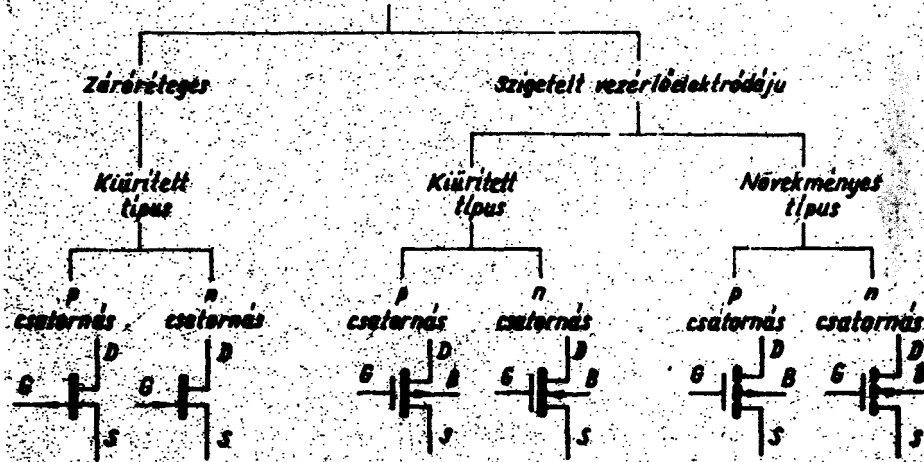
n csatornás zárórteges térvezérlésű tranzisztor kimeneti jelleggörbéje

Küirített típusu MOSFET tranzisztorok

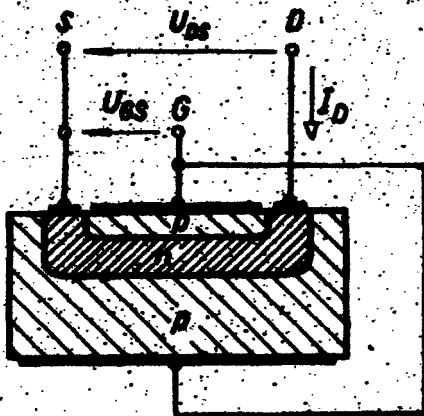


n csatornás küirített típusu MOSFET tranzisztor sematikus felépítése

Térvezérlésű tranzisztorok

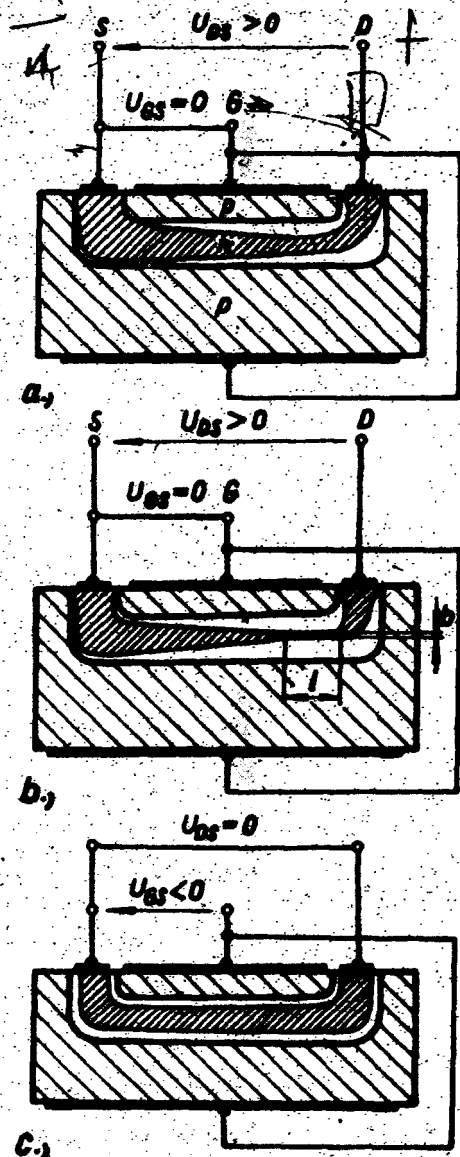


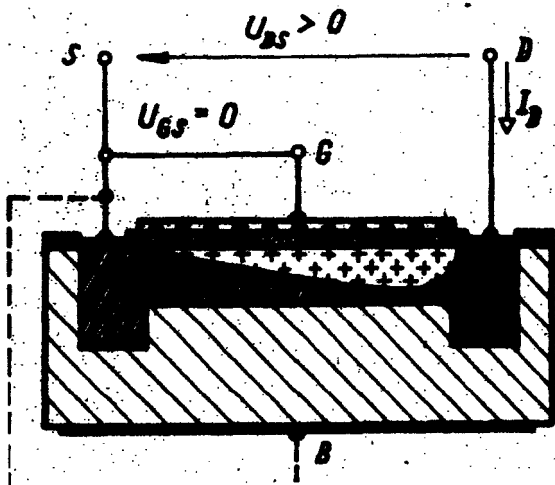
A térvezérlésű tranzisztorok osztályozása és jelképi jelölései



n csatornás záróréteges térvezérlésű tranzisztor sematikus felépítése. A feszültségek- és az áram pozitív irányai.

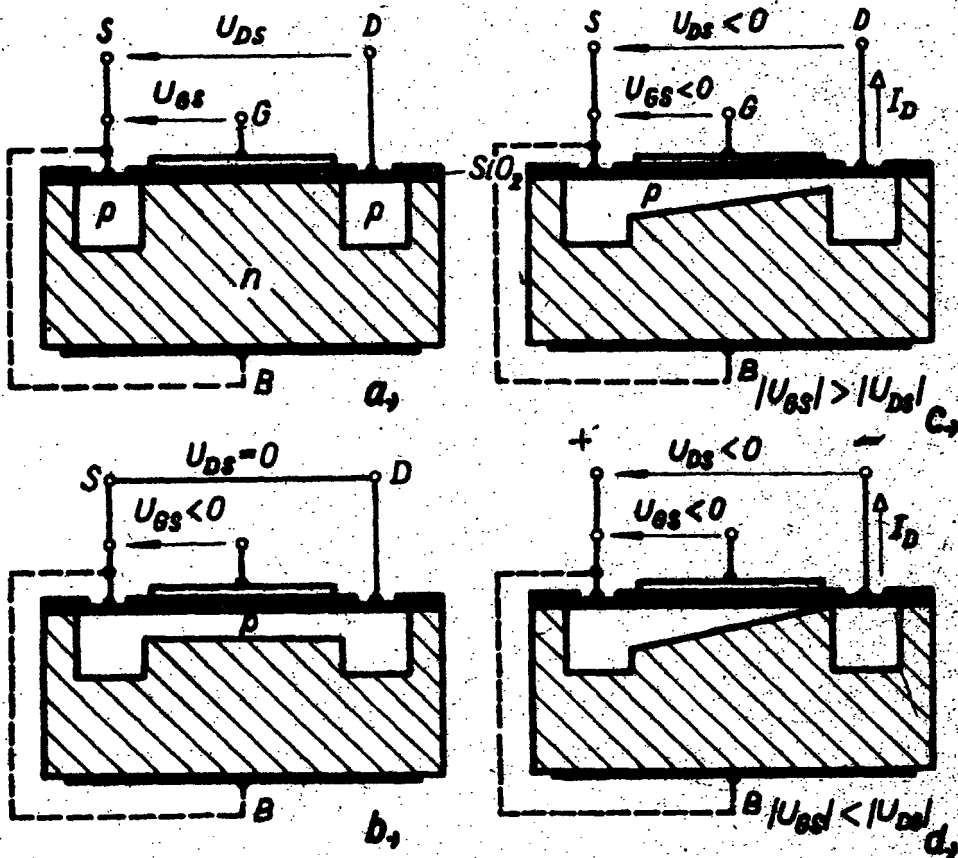
n csatornás záróréteges tranzisztor működésének szemléltetése





n-csatornás kiürített típusu MOSFET tranzisztorban az elzáródás kialakulása

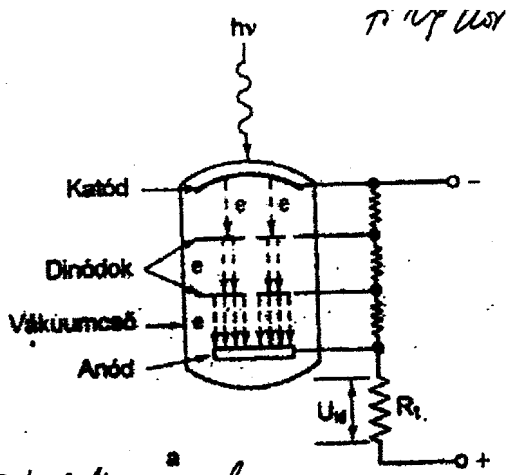
Növekményes típusu MOSFET tranzisztorok



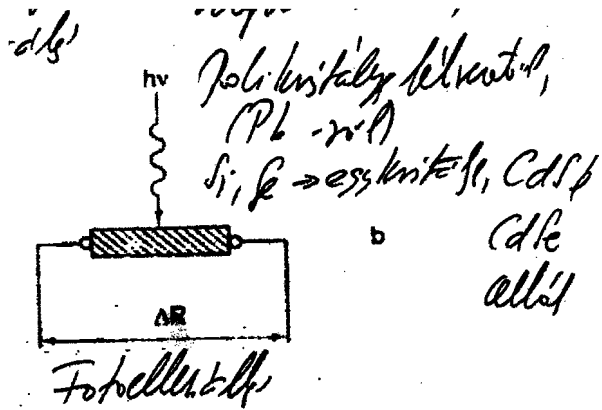
p csatornás növekményes típusu MOSFET tranzisztor sematikus felépítése és működésének szemléltetése

Érzékelők

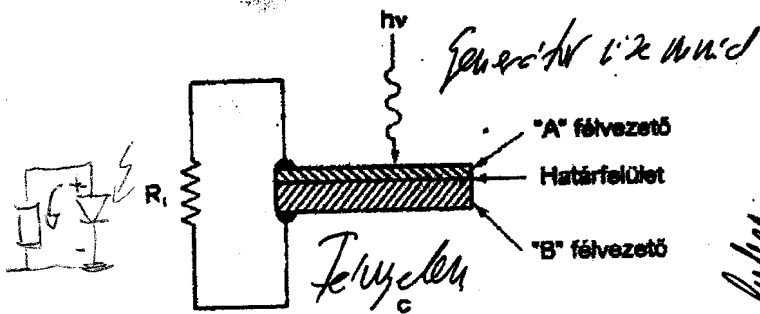
- Termikus hatás
- Kvantum effektus, a részecskék energia állapotának megváltoztatása, töltéshordozó generálás → fotoelektromos hatás, Compton effektus, párképzés, ionizációs hatás, fénykibocsátás (fluoreszcencia – nagyobb időállandójú - képrnyő, szcintilláció – felvillanás)



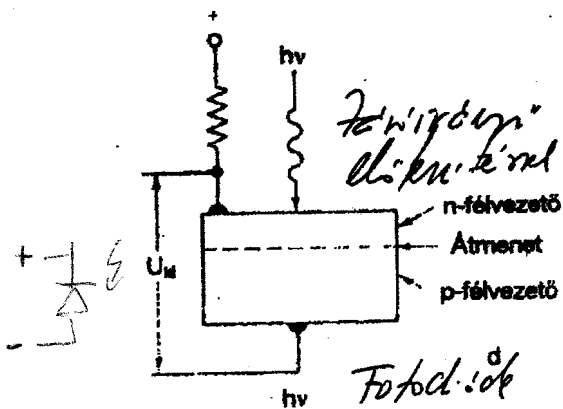
Fotoelektron sokszorozó



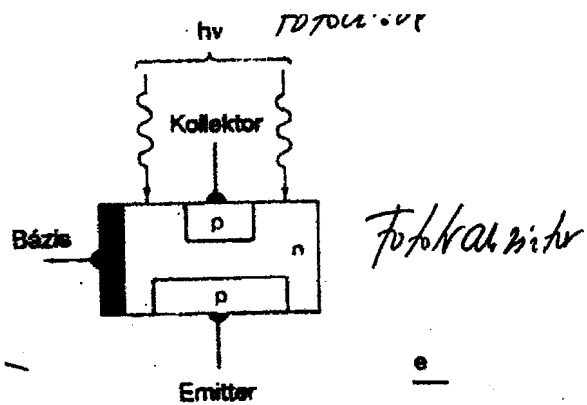
Fotoellenállás



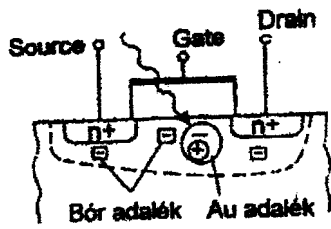
A fényelem



A fotodióda

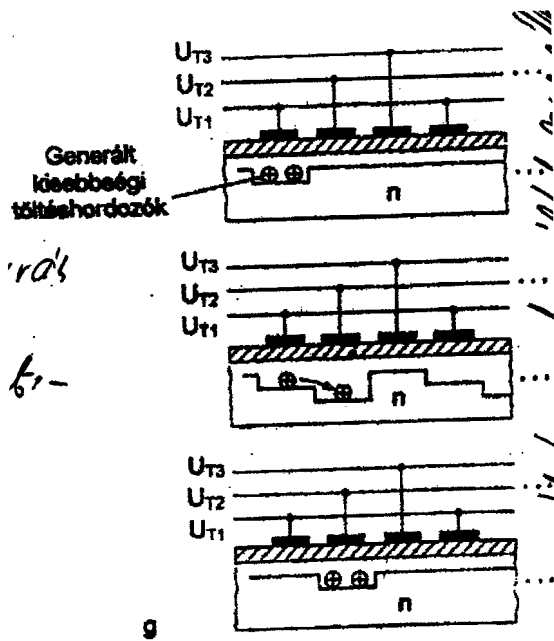


A fototranzisztor

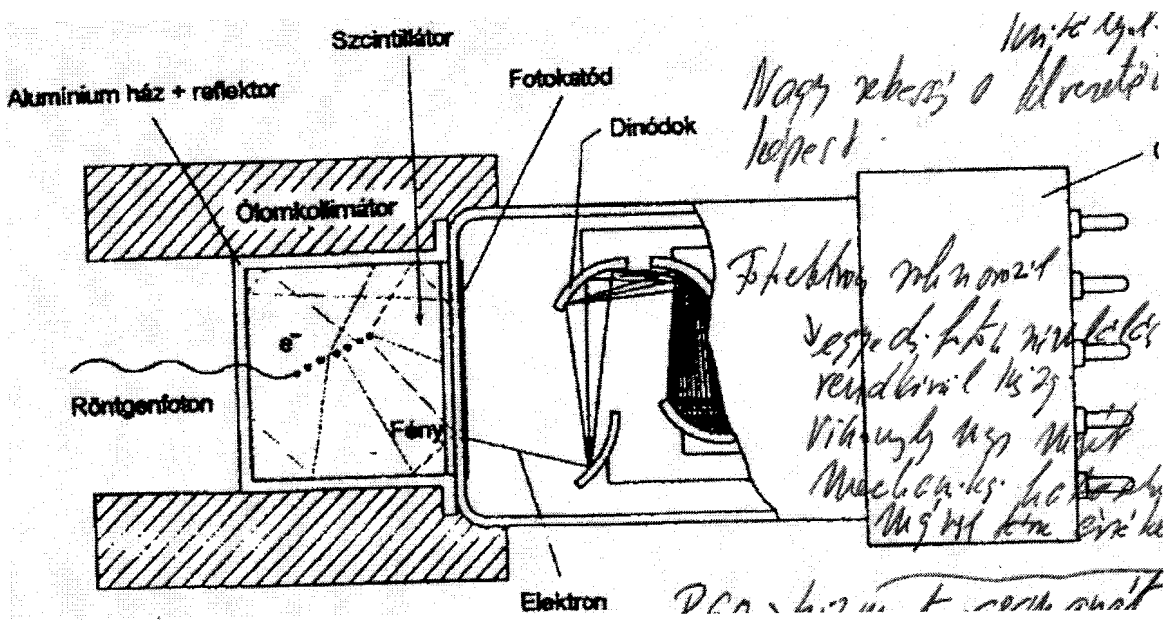


Fényérzékeny MOSFET

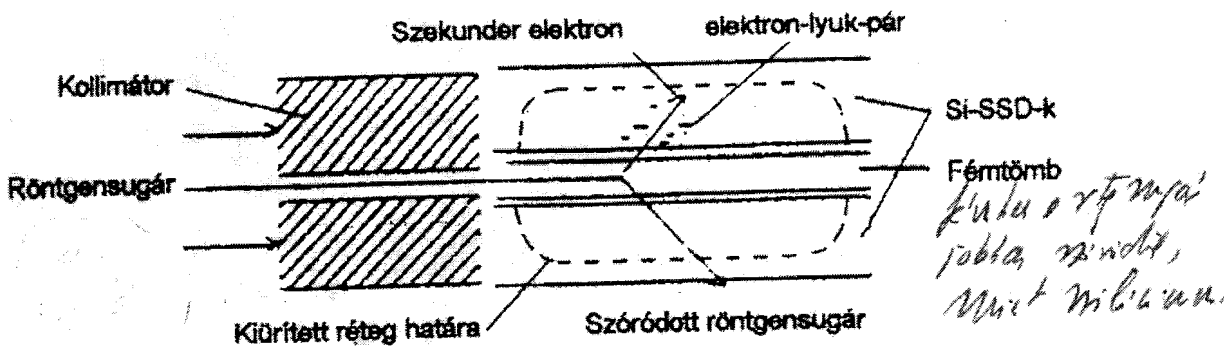
Fényérzékeny MOSFET



CCD Charge Coupled Device, (töltéscsatolt eszköz), (a beeső fény által generált töltéscsomagok léptetése a távoli helyen való kiolvasáshoz)



Elektronsokszorozós intenzitásmérő
inampérezés → áramképzés

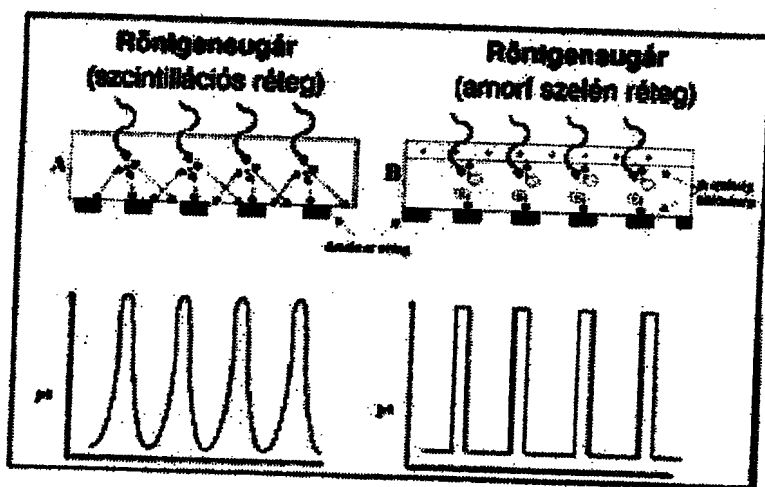


Röntgensugár intenzitásmérése félvezető érzékkel

A digitális képalkotás

1. Közvetett digitális képalkotás, (röntgen film).
2. Közvetett digitális képalkotás
 - 2.1. A jel beolvasása a szenzoron megy végbe
 - 2.1.1. Közvetett jelátalakítók, (CCD)
 - 2.1.1.1. Optikai réteg van
 - 2.1.1.2. Optikai réteg nincs
 - 2.1.2. Közvetett jelátalakítók, (direkt radiográfia)
 - 2.2. A jel beolvasása nem a szenzoron történik, (képlemez).

Direkt radiográfia



Megjegyzések

- Szcintillációs réteg alkalmazásakor → a szcintillációs rétegben Rtg. → fény átalakítás, a fényérzékeny rétegben fény → villamos jel átalakítás, (fotodióda)
- A szcintillációs rétegben nagyfokú a szóródás a fényfelvillanáskor, a kontraszt romlik
- Amorf szelén réteg alkalmazásakor (foton - fényelem) → a szóródás kiküszöbölése, az érzékeléshez vékonyfilm tranzisztorpanel alkalmazása (Max. 20 vonal/réteg felbontás).
- Az optikai réteg segíti a rtg. sugár jelle alakítását és védi az érzékelőt. (Optikai réteget tartalmazó szenzor, Radio VisioGraph (RVG), optikai réteget nem tartalmazó szenzor, (Sens-A-Ray, márkanev).
- A képlemez: a rtg. sugár rétegelt bárium-fluoró-bróm lemezre esik. (Foszfor kristályba ágyazott magasabb energia állapotú elektronok → lumineszcencia göcök, (látens kép)).
- A leolvasó készülékben lézertípussal megvilágítva az elektronok a lézertípus hatására lumineszkálnak, → látens fény → digitális jel.
- A képlemez újra felhasználható.
- Képlemez alkalmazásakor a sugárterhelés 1/10 arányban kisebb, mint síkfilm alkalmazásakor, előny a gyermekgyógyászatban.

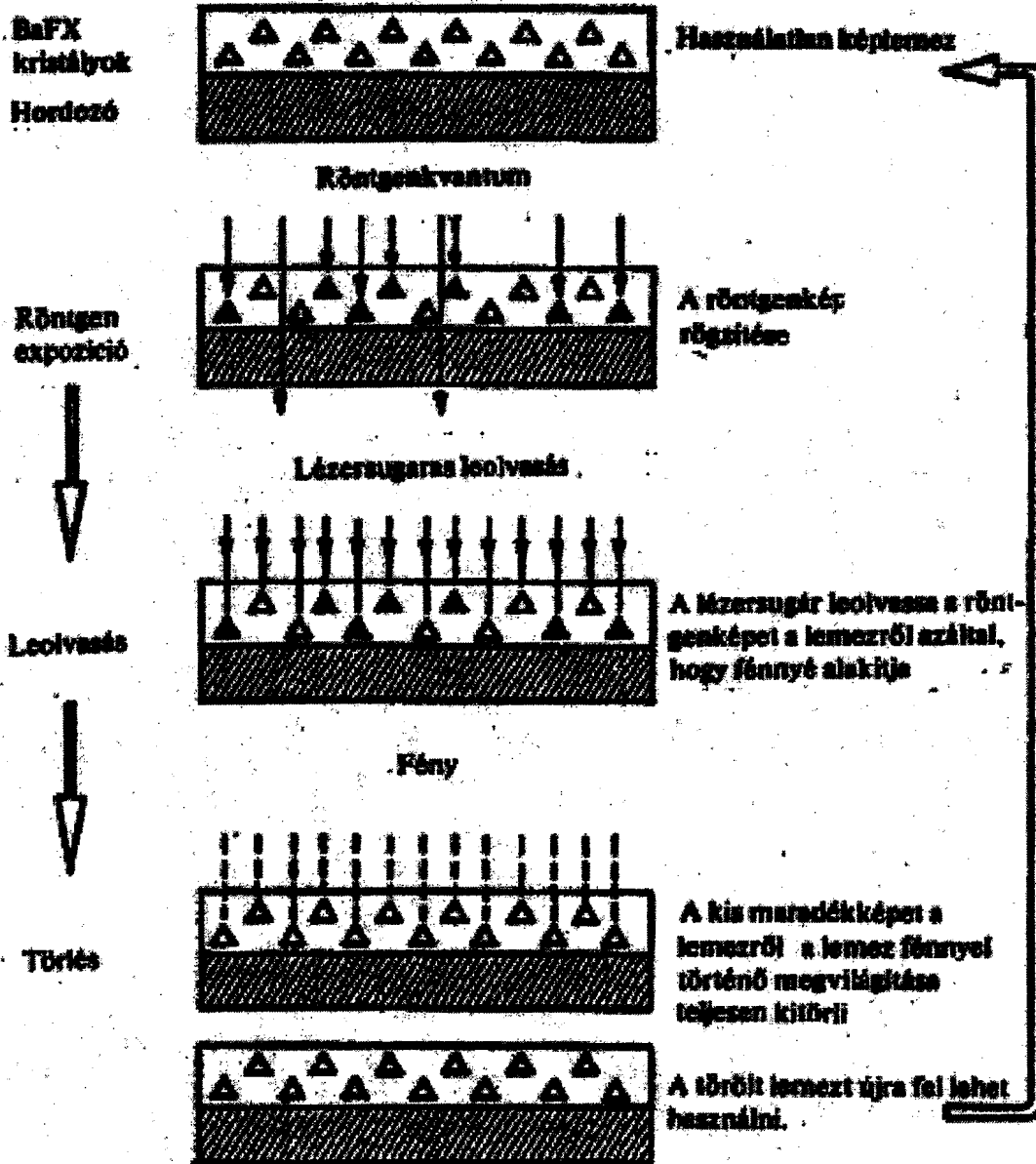
Rövidítések

HIS Hospital Information System

RIS Radiological Information System

PACS Picture and Comm. System, (képtároló és kommunikációs rendszer)

II. 4. ábra A Fuji által kifejlesztett képlomentechnikában alkalmazott képtöltési, -leolvasási és -törési eljárás



Forrás: Fuji Photo Film Co. Ltd., Japán

Fluoreszcencia

A rtg. sugár elnyelése → fénykibocsátás (átvilágító ernyő, erősítőfólia)

A használt anyagok:

- Bárium-platincianid (C. Röntgen),
- Kadmiumnyomokkal „szennyezett” cinkszulfid kristályok → max. 550 Å, sárgászöldd fény, ami előnyös a szem fáradása szempontjából, de a max. érzékenységet a szürkés-kék árnyalat biztosítja.
- Film → Bromsilber emulzió.
- Erősítőfóliák → kalciumwolframát, > 90 éve bevált. (A feketedést 95 %-ban fényfelvillanás okozza, a rtg. sugarak csak 5 %-ban részesek a feketedésben)
- Ritka földfémek sóit tartalmazó fóliák → Gadoliumoxisulfid, Lanthan-Oxibromid, Yttrium-Oxisulfid.

Az erősítőfóliák előnyei:

- Rövid megvilágítási idők, (elmozdulási élettenség elkerülése).
- A röntgendózis csökkentése.
- Kontrasztosabb felvételek.



Erősítőfólia metszete, 1 – Védőréteg, 2 – villanó réteg, 3 – fényreflektáló vagy fényabszorbeáló réteg, 4 – hordozóréteg, (műanyag vagy lakkal impregnált karton)

Kontraszt

- Objektív kontraszt, a feketedésbeli különbség szomszédos részletek között, (fotométerrel műszeresen mérhető).
- Szubjektív kontraszt, (a megfigyelő kontrasztlátó képességétől függ).

Élesség

- Ideális élesség, pont – pont leképzés.
- Az objektív képélesség, (a képi részletek mérhető elhatárolódása).
- Az objektív és szubjektív képélesség függ a kontraszttól.

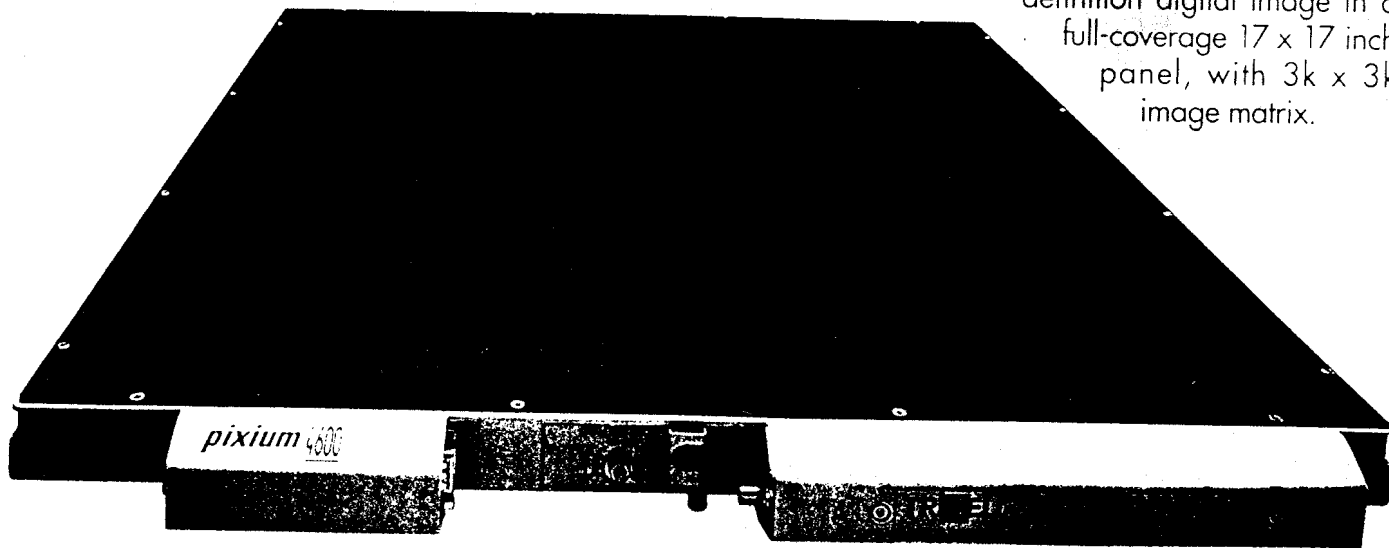
***pixium* 4600**

Flat-panel X-ray Detector for radiography

Trixell's new line of Pixium detectors combines amorphous silicon technology with a proven high-performance cesium iodide scintillator. This key innovation makes Pixium the new industry standard for digital image acquisition and signal processing in all X-ray imaging applications.

The first concrete outcome of Trixell's extensive investments and development efforts is the Pixium 4600 - a flat-panel detector dedicated to filmless radiography applications.

The Pixium 4600 offers an instantaneous high-definition digital image in a full-coverage 17 x 17 inch panel, with 3k x 3k image matrix.



Featuring a compact design for easy installation, the Pixium 4600 brings the advantages of digital imaging and processing to all radiography equipment.

This brochure gives you a quick look at the Pixium 4600's impressive capabilities - Take the digital step in radiography now!

TRIXELL

changing the way the future looks

pixium 4600

The technologies deployed by Trixell have resulted in remarkable performance, not only in terms of image quality, but also detector size and image processing control.

Cesium iodide and amorphous silicon technology for digital X-ray systems.

Drawing on our long-standing experience with cesium iodide, we have applied this technology to all Pixium products, guaranteeing high reliability and long operating life.

Cesium iodide technology offers two primary benefits:

- highly efficient absorption of X-rays under all general radiological conditions (40 to 150 KVp), which helps reduce X-ray exposure.

- unrivaled image quality, thanks to an excellent DQE. The best indicator of image quality, DQE (detection quantum efficiency) takes into account the combined effects of signal and noise.

The amorphous silicon photodiode array also offers several key benefits:

- a pixelized image, without distortion;
- it is completely unaffected by magnetic fields.

High-end drivers and low-noise readout electronics.

We use special dedicated electronic circuits in Pixium, which means:

- instantaneous image acquisition, with only a few seconds interval between successive images;
- high detection dynamic, which means you can be sure of getting the "right image the first time";
- low reading noise, for reduced X-ray exposure.

Image geometry

Pixel pitch		143	µm
X-ray sensitive array			
• horizontal	2981 pixels	426.3	mm
• vertical	3021 pixels	432.0	mm
Distance from image area			
• to top and bottom sides of case		26	mm
• to left and right sides of case		65	mm
• to outer side of front window		9	mm

Operating modes

X-ray pulse duration			
• in single-shot mode	1 to 500	ms	
• in special exposure mode	10 to 3200	ms	
Time interval between images	5	s	min
Image readout time	1250	ms	
A/D conversion dynamic range	14	bits	

X-ray operating conditions

X-ray generator voltage range	40 to 150	kVp	
X-ray system dose	0.5 to 5 µGy	60 to 600	µR
X-ray saturation dose (linear)	60 µGy	7000	µR max.

17 x 17 inch panel.

The 17" x 17" size was chosen for its nearly universal applicability. It is also perfect for all general radiology applications, including lungs, abdomen, bones and extremities. No rotation of the detector is needed for different exams.

A choice of interfaces.

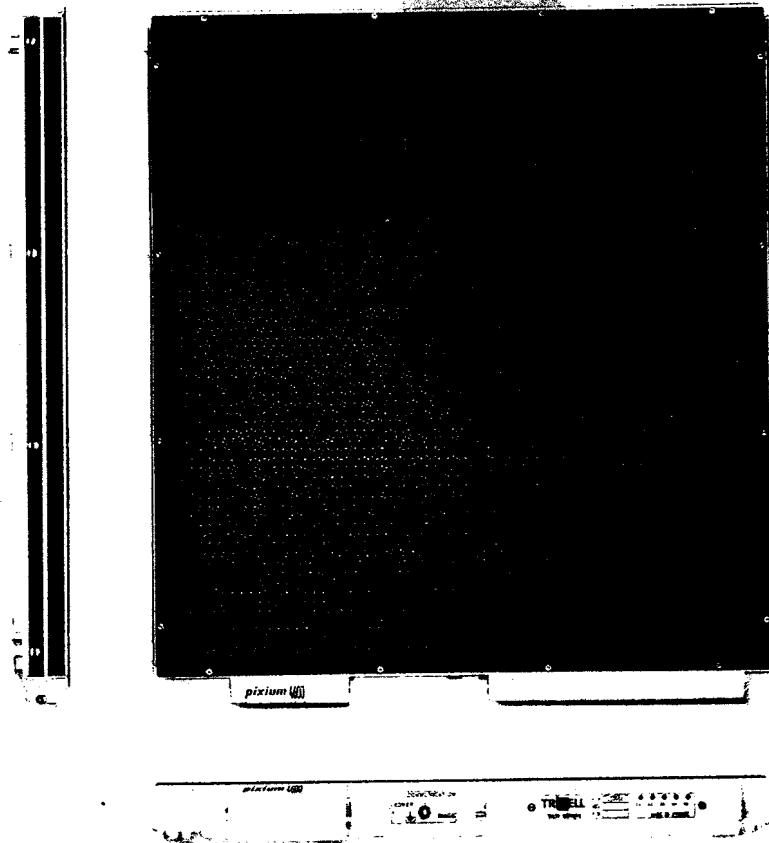
Trixell has opted for a flexible interface solution to help customers in optimizing the system design:

- PCI interface boards and Windows NT drivers;
- hardware image correction options.

Dimensions.

The detector is built around a very flat panel, measuring just 45 mm thick, or less than 2 inches. This means:

- easy installation in current equipment (tables and wall stands);
- production of new-generation radiological systems that take full advantage of this new technology.



X-ray performance characteristics

	0.1 lp/mm	1 lp/mm	2 lp/mm	3.5 lp/mm
Resolution				
MTF	-	60 %	35 %	15 %
DQE at 2.5 µGy system dose, DN5 beam	55 %	40 %	-	-

Interface

Power supply	DC 24 V - 3 A	
Digital image interface:		
transmitter	taxi	
medium	fiber optics	
data rate	8	Mpixel/s
encoded data rate	160	Mbit/s
Bidirectional RS-232C control interface data rate	9600	bauds
X-ray trigger output hardware signal: current loop to opto	15	mA

Mechanical characteristics

Overall dimensions	556 x 488 x 45	mm
Weight	20	kg

Basics on Digital Radiography with Solid-state Matrix detectors

Questions and Answers

What makes solid-state matrix detector technology such an interesting topic?

New digital solid-state matrix detectors will be used in radiology for image acquisition. They will replace conventional film-screen combinations and – to a certain degree – phosphor storage plates. Another potential application for solid-state detectors is fluoroscopy.

One of the advantages is the elimination of cassette handling, which can be time-consuming. Another advantage is the instant display of a digital image.

The detectors use the amorphous silicon technology originally developed for liquid crystal displays.

How does a solid-state detector work?

X-ray quanta are absorbed on a sensitive layer and "excitations" (i. e. information) are created. These "excitations" are transported to a storage location where they are then read out. Subsequently, the data can be processed, displayed, and stored digitally.

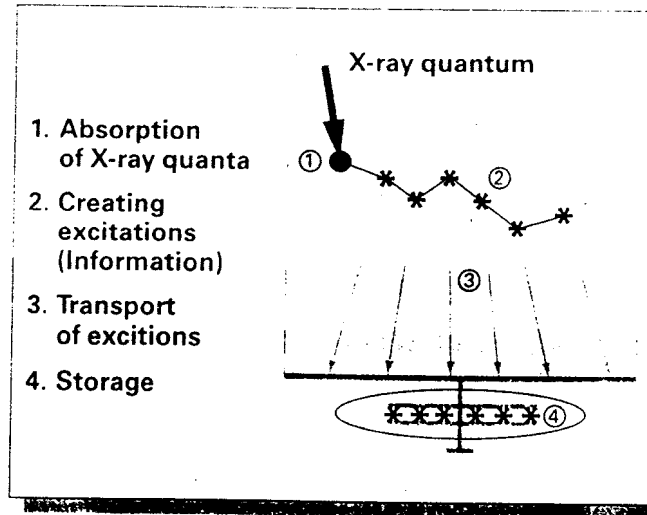


Fig. 1: Principle of solid-state detectors

What technology does Siemens use?

We use a combination of Cesium Iodide and amorphous silicon (a-Si): Cesium Iodide is the scintillator material used to absorb the X-ray quanta, convert them into light (photons), and then transport the photons to a photodiode.

An a-Si photodiode converts the light into electrical signals and stores the information for read-out. For good spatial resolution, a matrix consists of millions of photodiodes, with each one corresponding to one pixel of the image.

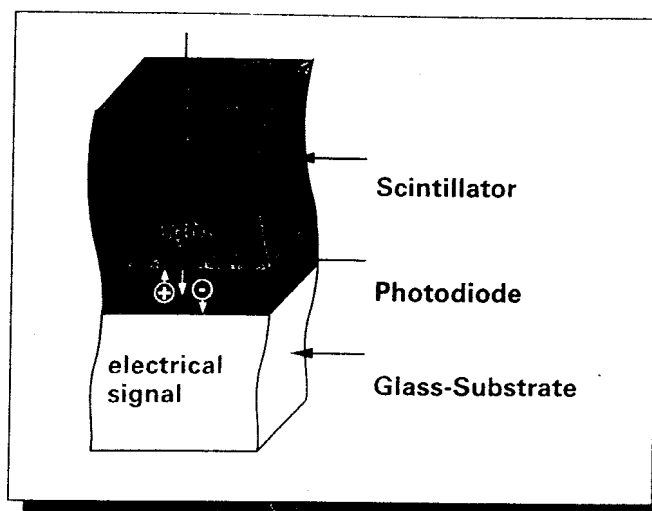


Fig. 2: a-Si solid-state matrix detector

We chose this two step conversion process because it optimizes the information chain.

1. Conversion from X-ray quanta to light

The scintillator is a proven material with high X-ray absorption and good vertical light transport.

2. Conversion from light to electrical signals

The a-Si photodiode optimizes the conversion from light to electrical signals, minimizing the dose values required.

This combination of materials is also suitable for fluoro applications.

Are there other similar technologies?

Another approach is the use of amorphous selenium to absorb the X-ray quanta. The X-ray quanta are converted directly into electron-hole pairs (= "excitations") for transport and storage.

Since many electron-hole pairs "get lost" while traveling through the thick amorphous material, high voltage has to be applied to achieve a reasonable collection efficiency.

The characteristics of selenium regarding absorption make it primarily suitable for low kV applications such as mammography. However, the low electronic signal-to-noise ratio make it unsuitable for fluoro application.

What is the status of Siemens activities?

For several years, we have been actively researching and evaluating digital detectors for various applications.

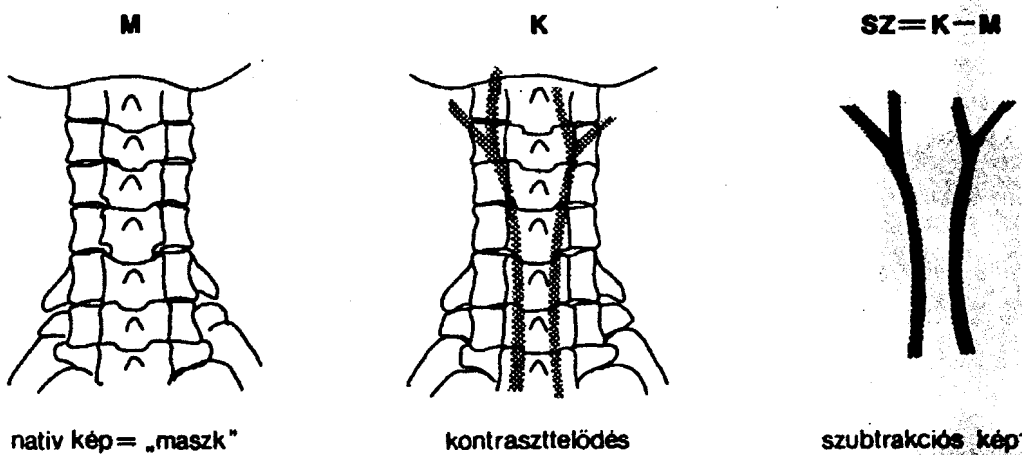
We recently completed two clinical evaluations of the technology: An early demonstrator detector (20 cm x 20 cm) was evaluated in a cardiac catheter lab at the University Hospital of Freiburg, Germany, in 1995. In the summer of 1996, we evaluated a radiographic detector at the University Hospital of Regensburg, Germany. The results are very promising.

We believe the technology is evolving to a point where production and clinical applications are feasible.

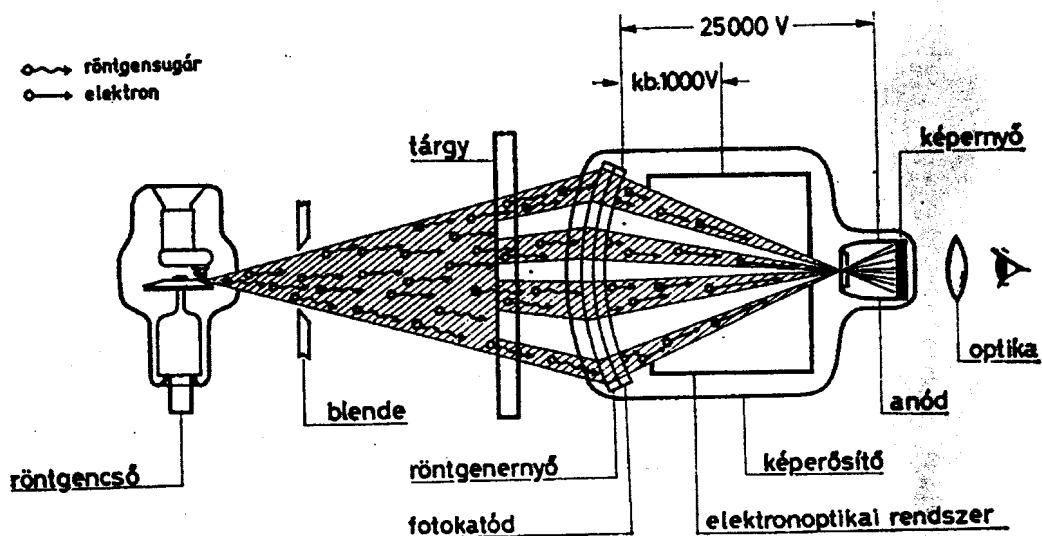
We are focusing on an integrated approach for a digital radiographic system to provide the full range of benefits offered by this technology.

What are the advantages of an integrated digital system?

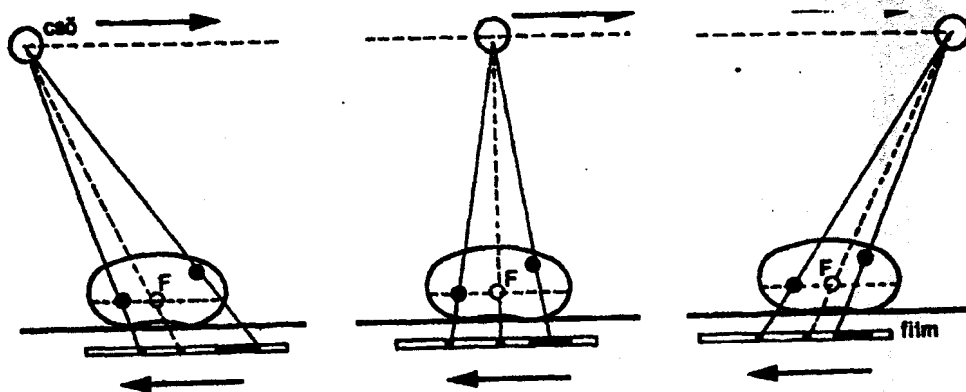
- An integrated digital system will maximize workflow and throughput in radiology departments. Handling cassettes will be eliminated, resulting in improved efficiency. In addition, images are displayed immediately.
- The image quality of a CsJ/a-Si detector is optimized for all radiographic applications from approximately 40 kV up to the highest kV values.
- The sensitivity of the detector allows exposures with dose levels expected to be lower than those of today's systems.
- The technology has the potential for radiographic and fluoroscopic applications.
- Solid-state technology closes the final gap in the pursuit of a fully digital radiology department. Images acquired with solid-state technology can be processed, transferred via networks, and archived digitally.



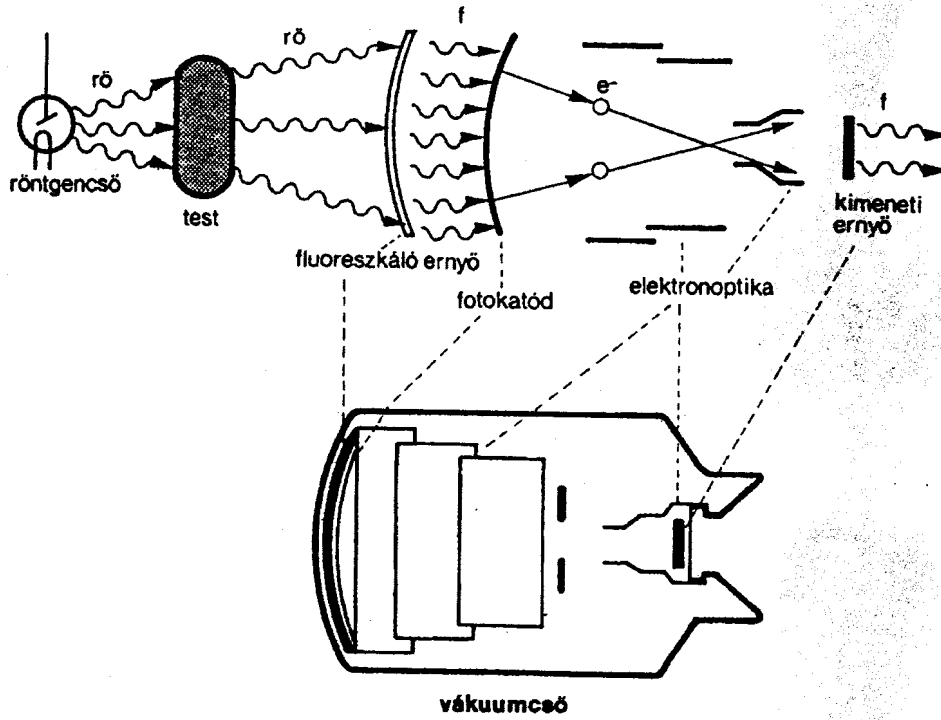
32. ábra. Digitális szubtrakciós angiográfia
 angiogram előállítása a csontos háttér levonásával M: maszk; K: kontrasztelődés; Sz.: szubtrakciós kép



54. ábra. A röntgen-képerősítő működési vázlatja

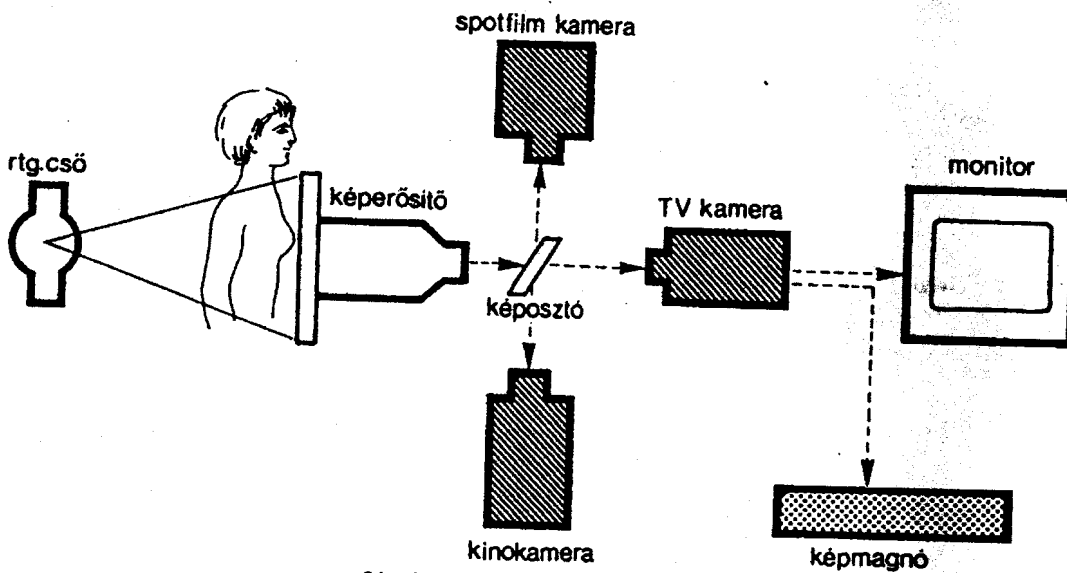


27. ábra. Lineáris elmosódás rögzítéssel
 A forgáspont (F) síkjában levő pontok a filmnek (f) mindig ugyanarra a helyére vetülnek és élesen ábrázolódnak, míg a kívülsők elmosódnak



30. ábra. A képerősítő működési elve és felépítése

A röntgensugarak ($r\ddot{o}$) a fluoreszkáló ernyőn fénysugarakká (f), azok pedig a fotokatódon elektronokká (e) konvertálódnak. A cső kimeneti ernyőjén az elektronok beütkezése újra látható fényt gerjeszt



31. ábra. Korszerű vizsgálóegység
Vázlatos ábrázolás

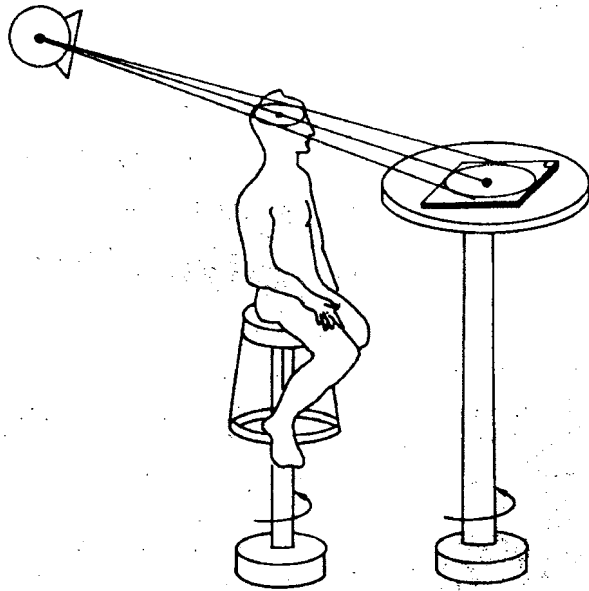
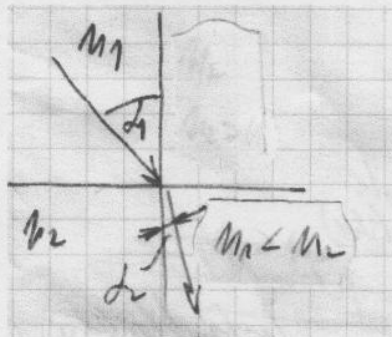
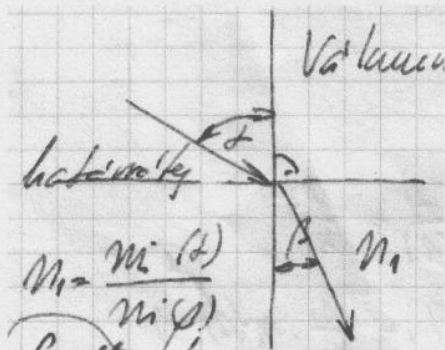


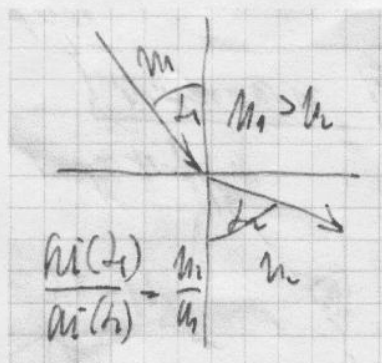
Fig. 2.5. Axial transverse tomography. [Illustration based on Christensen *et al.* (1973), with permission.]

A fénytörés törvényei



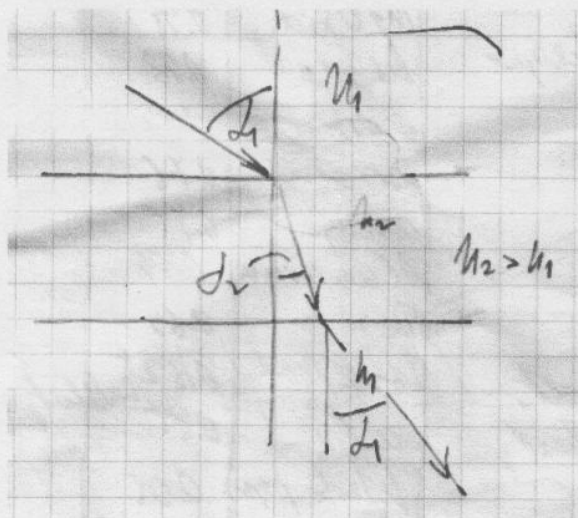
$n_1 = \frac{\sin(\alpha)}{\sin(\beta)}$ Snellius törvény

$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{n_2}{n_1}; \sin(\alpha_2) = \frac{n_1}{n_2} \sin(\alpha_1)$
beesési merőlegeshez törik;



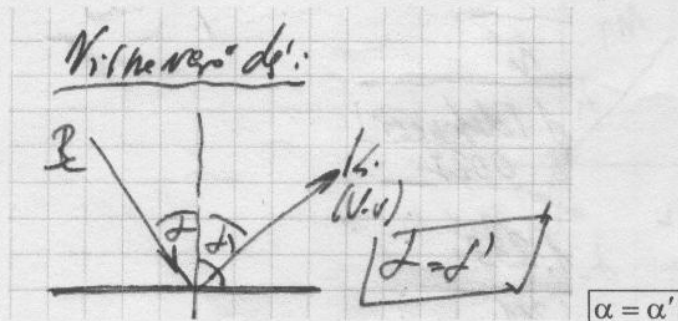
$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{n_2}{n_1}; \sin(\alpha_2) = \sin(\alpha_1) \frac{n_1}{n_2}$, beesési merőlegestől törik;

A fény útja a plánparalel lemezben



Optika

Visszaverődés



Visszaverődés \Rightarrow sima felület

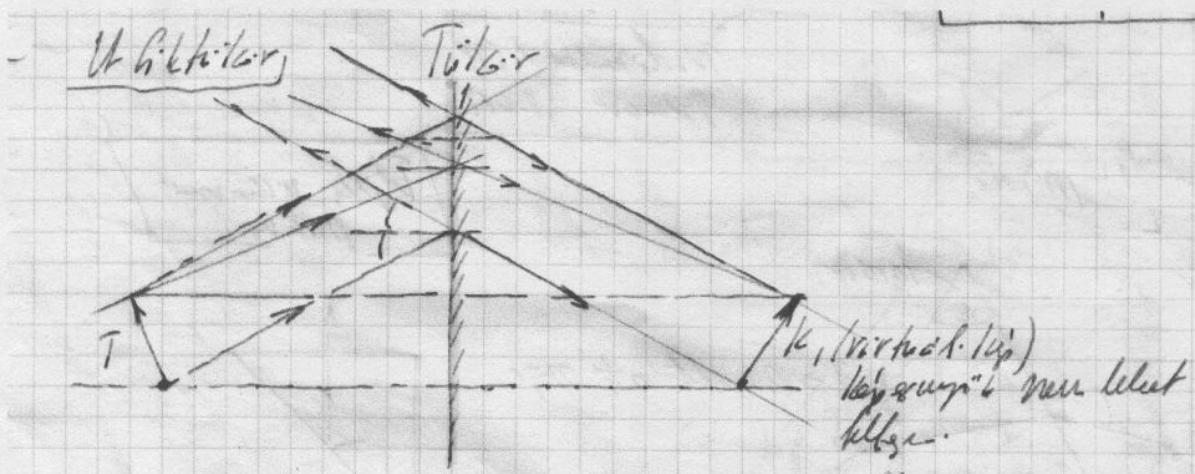
\Rightarrow diffúz visszaverődés, érdes felület, kép általában nem jelentkezik;

A visszaverődési tényező: $\phi = \phi_{ki} / \phi_0$

M9

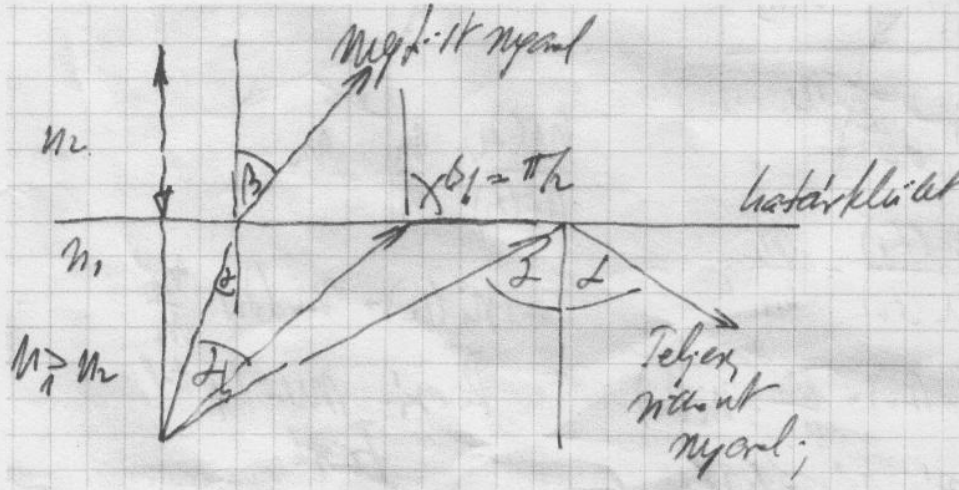
Anyag	ϕ
Ag oxid	0,98
hó	0,93
ezüst	0,88
porcelán	0,76
arany	0,75
alumínium	0,69
réz	0,69
króm	0,62
acél	0,55
fekete papír	0,05

A síktükör



Megjegyzés: virtuális kép, (képernyőn nem lehet felfogni)

A teljes visszaverődés

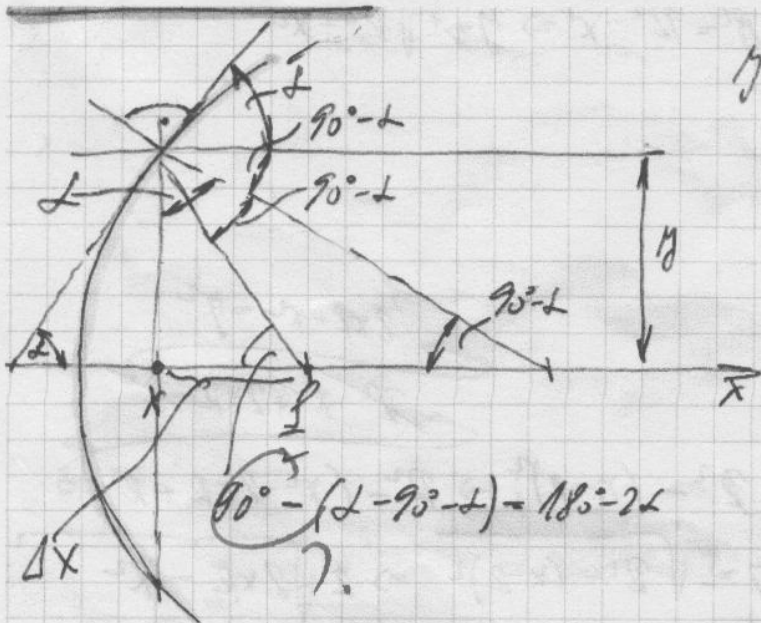


$$\frac{\sin(\alpha)}{\sin(\beta)} = \frac{n_2}{n_1}; \quad \sin(\alpha) = \frac{n_2}{n_1} \cdot \sin(\beta) = 1; \quad \sin(\alpha) = \frac{n_2}{n_1} \quad 2.$$

A parabolatükör

$$y^2 = 2\rho x; \quad y = \pm\sqrt{2\rho}\sqrt{x};$$

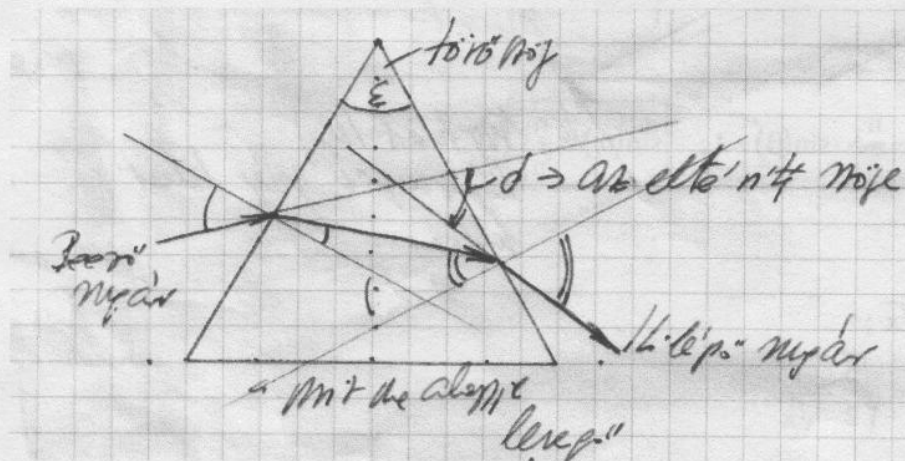
$$y' = \frac{dy}{dx} = \sqrt{2\rho} \cdot \frac{1}{2} \cdot \frac{1}{\sqrt{x}} = \sqrt{\frac{\rho}{2}} \cdot \frac{1}{\sqrt{x}};$$



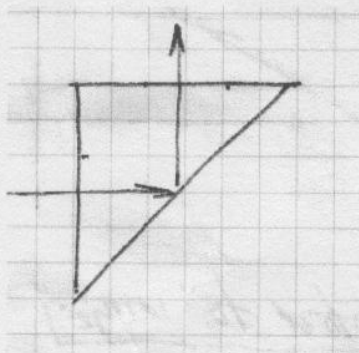
Törésmutatók $\Rightarrow \lambda = 589\text{nm}, 20^\circ\text{C};$

Anyag	n
vákuum	1 (definíció)
levegő	1,0027
víz	0,333
etilalkohol	0,361
kvarcüveg	1,459
benzol	1,501
koronaüveg	1,510
flintüveg	1,613
széndiszulfid	1,628
gyémánt	2,417

A prizma



Teljesen visszaverő prizma



[ábra]

Megjegyzések:

$$90^\circ - (\alpha - 90^\circ - \alpha) = 180^\circ - 2\alpha$$

$$\operatorname{tg}(180^\circ - 2\alpha) = \frac{y}{\Delta x} \rightarrow \Delta x = y \cdot \operatorname{tg}^{-1}(180^\circ - 2\alpha) = -y \cdot \frac{1 - \operatorname{tg}^2 \alpha}{2 \operatorname{tg} \alpha};$$

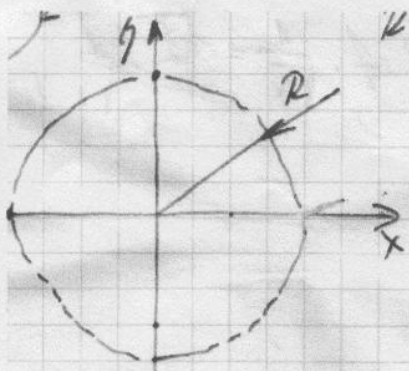
$$\operatorname{tg}(\alpha + \beta) = \frac{\sin(\alpha + \beta)}{\cos(\alpha + \beta)} = \frac{\sin \alpha \cdot \cos \beta + \cos \alpha \cdot \sin \beta}{\cos \alpha \cdot \cos \beta - \sin \alpha \cdot \sin \beta} = \frac{\operatorname{tg} \alpha + \operatorname{tg} \beta}{1 - \operatorname{tg} \alpha \cdot \operatorname{tg} \beta};$$

$$\operatorname{tg}(180^\circ - 2\alpha) = \frac{\operatorname{tg}(180^\circ) + \operatorname{tg}(-2\alpha)}{1 - \operatorname{tg}(180^\circ) \cdot \operatorname{tg}(-2\alpha)} \Rightarrow \operatorname{tg}(-2\alpha) = -\operatorname{tg}(2\alpha) = -\frac{2 \operatorname{tg} \alpha}{1 - \operatorname{tg}^2 \alpha}$$

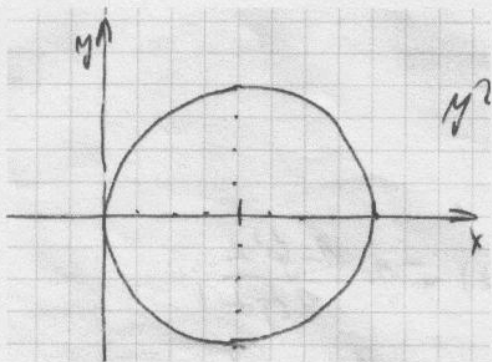
$$\Delta x = -\sqrt{2\rho} \cdot \sqrt{x^2} \cdot \frac{1 - \left(\frac{\rho}{2}\right)^2 \cdot \frac{1}{x}}{2 \cdot \frac{\rho}{2} \cdot \frac{1}{\sqrt{x}}} \cdot \frac{\sqrt{x}}{\sqrt{x}} = -\sqrt{2\rho} \cdot \frac{x - \frac{\rho}{2}}{2 \sqrt{\frac{\rho}{2}} = \sqrt{2\rho}} = -\left(x - \frac{\rho}{2}\right)$$

$$\Delta x + x = -\left(x - \frac{\rho}{2}\right) + x = -x + \frac{\rho}{2} + x \Rightarrow +\frac{\rho}{2} \rightarrow (\text{valóban})$$

A kör egyenlete



$$R^2 = x^2 + y^2 \Rightarrow y^2 = R^2 - x^2 \Rightarrow y = \sqrt{R^2 - x^2}$$



$$y^2 = R^2 - (x - R)^2 \Rightarrow R^2 - (x^2 - 2xR + R^2) \Rightarrow R^2 - x^2 + 2xR - R^2 = 2xR - x^2;$$

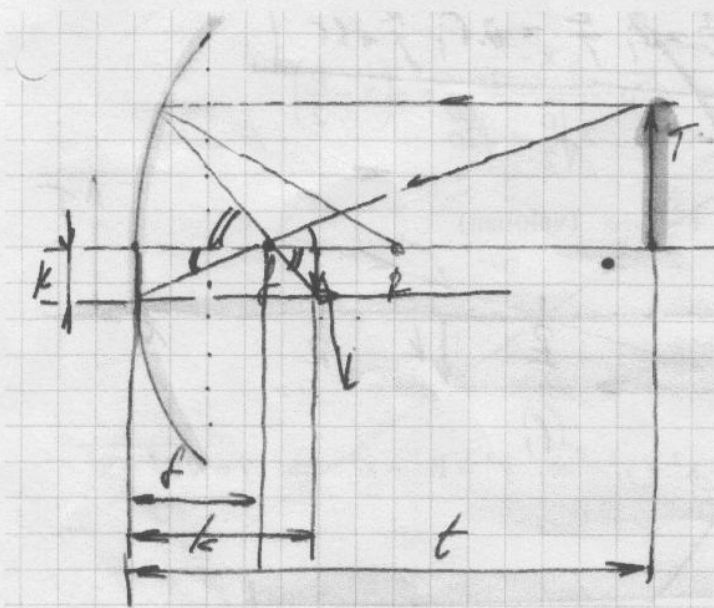
$$y = \pm \sqrt{R^2 - (x - R)^2} \Rightarrow \pm \sqrt{2xR - x^2}$$

$$y^2 = 2xR - x^2$$

$$y^2 = 2\rho x \rightarrow \text{fókus} \rightarrow \rho/2 \quad y^2(\rho/2) = y^2(f) = 2\rho \frac{\rho}{2} = \rho^2 \rightarrow y = \rho$$

$$y^2 = 2Rx - x^2 \rightarrow \text{fókus} \rightarrow R/2 \quad y^2(R/2) = y^2(\approx f) = 2R \frac{R}{2} - \left(\frac{R}{2}\right)^2 = R^2 - \frac{R^2}{4} = \frac{3}{4} \cdot R^2$$

Homorú tükör



$$\frac{T}{t-f} \cong \frac{K}{f}; \quad \frac{T}{f} \sim \frac{K}{k-f}$$

$$\frac{\frac{T}{t-f}}{\frac{T}{f}} \sim \frac{\frac{K}{f}}{\frac{K}{k-f}} \Rightarrow \frac{f}{t-f} \cong \frac{k-f}{f}$$

$$f^2 \cong (k-f) \cdot (t-f) = kt - tf - kf + f^2$$

$$0 = kt - tf - kf$$

$$kt = +tf + kf; \quad 1 = +\frac{tf}{kt} + \frac{kf}{kf}$$

$$\frac{1}{f} = +\frac{t}{kt} + \frac{k}{kt} = \frac{1}{k} + \frac{1}{f}$$

$$\frac{T}{t-f} \sim \frac{K}{f} \Rightarrow \frac{K}{T} \sim \frac{f}{t-f} = \frac{1}{\frac{t}{f} - 1}$$

$$\frac{t}{f} = \frac{t}{k} + 1 \Rightarrow \frac{t}{f} - 1 = \frac{t}{k}$$

$$\frac{k}{f} = \frac{1 \cdot \frac{t}{f}}{\frac{t}{f} - 1} \rightarrow \frac{k}{f} = \frac{\frac{t}{f}}{\frac{t}{f} - 1}$$

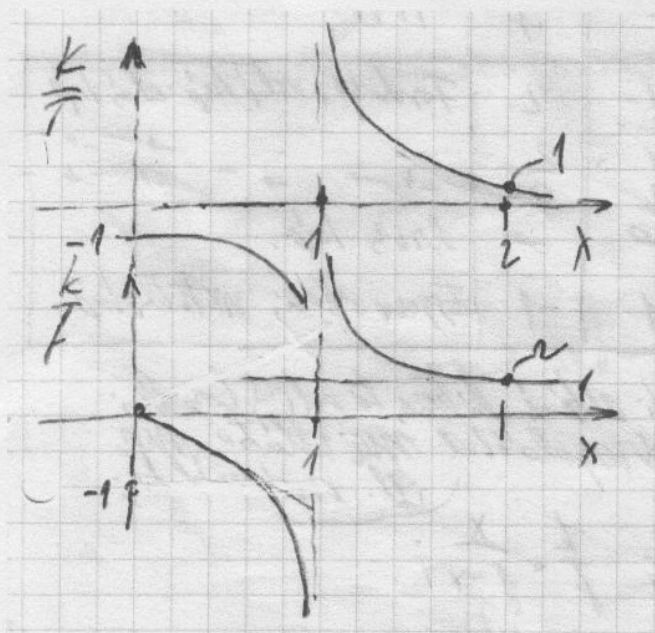
Alapszabály

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{k} + \frac{1}{t}$$

$$\frac{K}{t} = \frac{1}{x-1}; \quad x = \frac{t}{f};$$

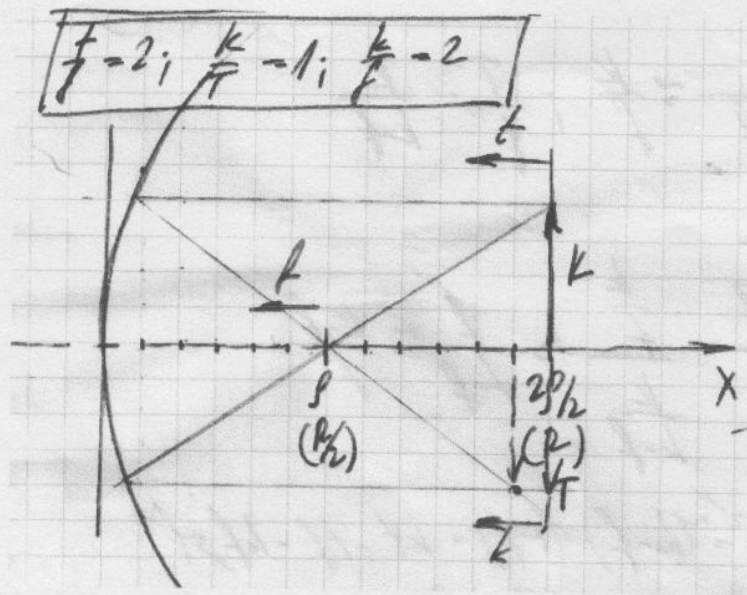
az erősítés mértéke

$$\frac{k}{f} = \frac{x}{x-1}; \quad x = \frac{t}{f}$$



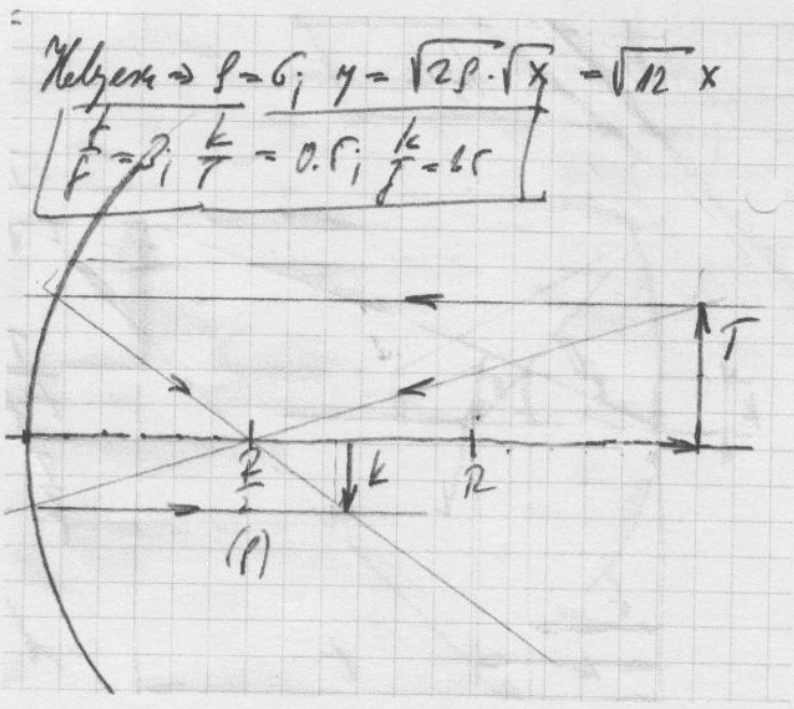
Változatok

$$\frac{t}{f} = 2; \quad \frac{K}{T} = 1; \quad \frac{k}{f} = 2$$

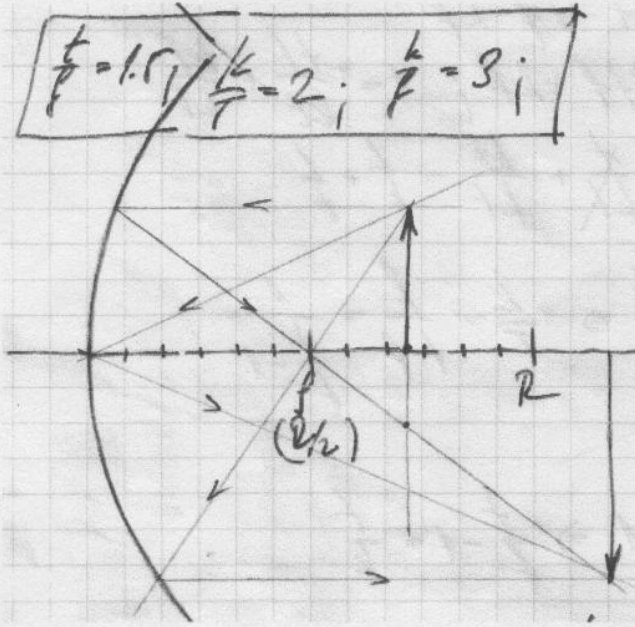


Helyesen $\Rightarrow \rho = 6; y = \sqrt{2\rho} \cdot \sqrt{x} = \sqrt{12} \cdot x$

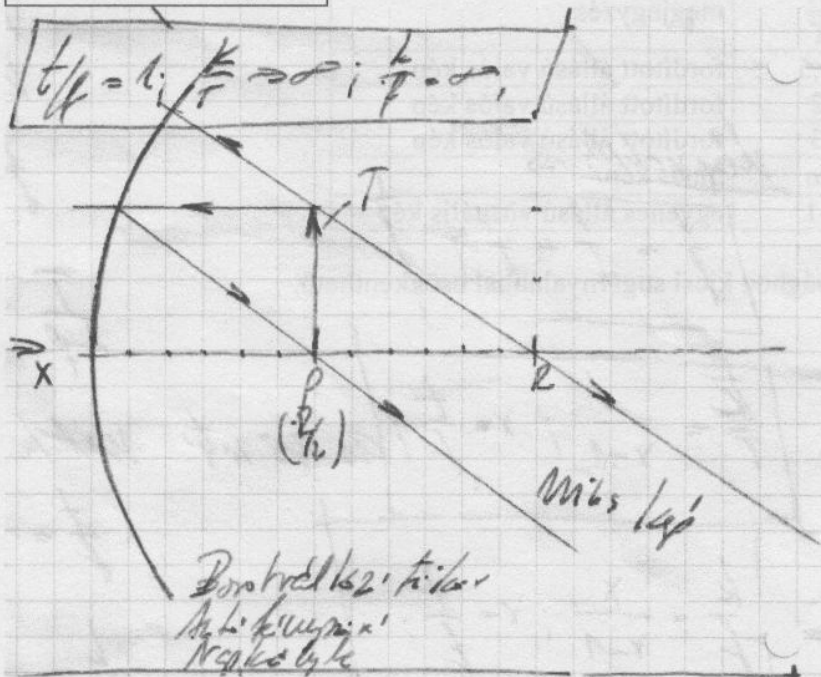
$\frac{t}{f} = 3; \frac{k}{T} = 0,5; \frac{k}{f} = 1,5$



$$\frac{t}{f} = 1,5; \quad \frac{K}{T} = 2; \quad \frac{k}{f} = 3$$

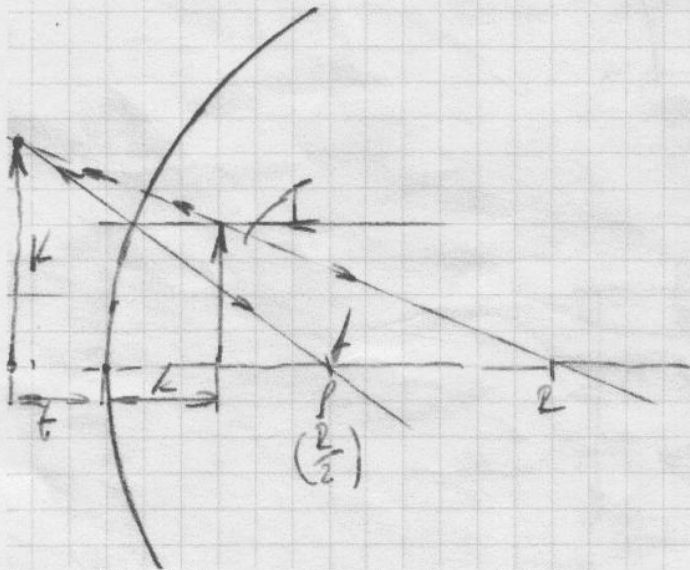


$$\frac{t}{f} = 1; \quad \frac{k}{T} \rightarrow \infty; \quad \frac{k}{f} = \infty$$



$$\frac{t}{f} = 0,5; \quad \frac{k}{T} = -1; \quad \frac{k}{f} = -1$$

$$\left(\frac{t}{f} = 0,5; \quad \frac{k}{T} = -1; \quad \frac{k}{f} = -1 \right)$$



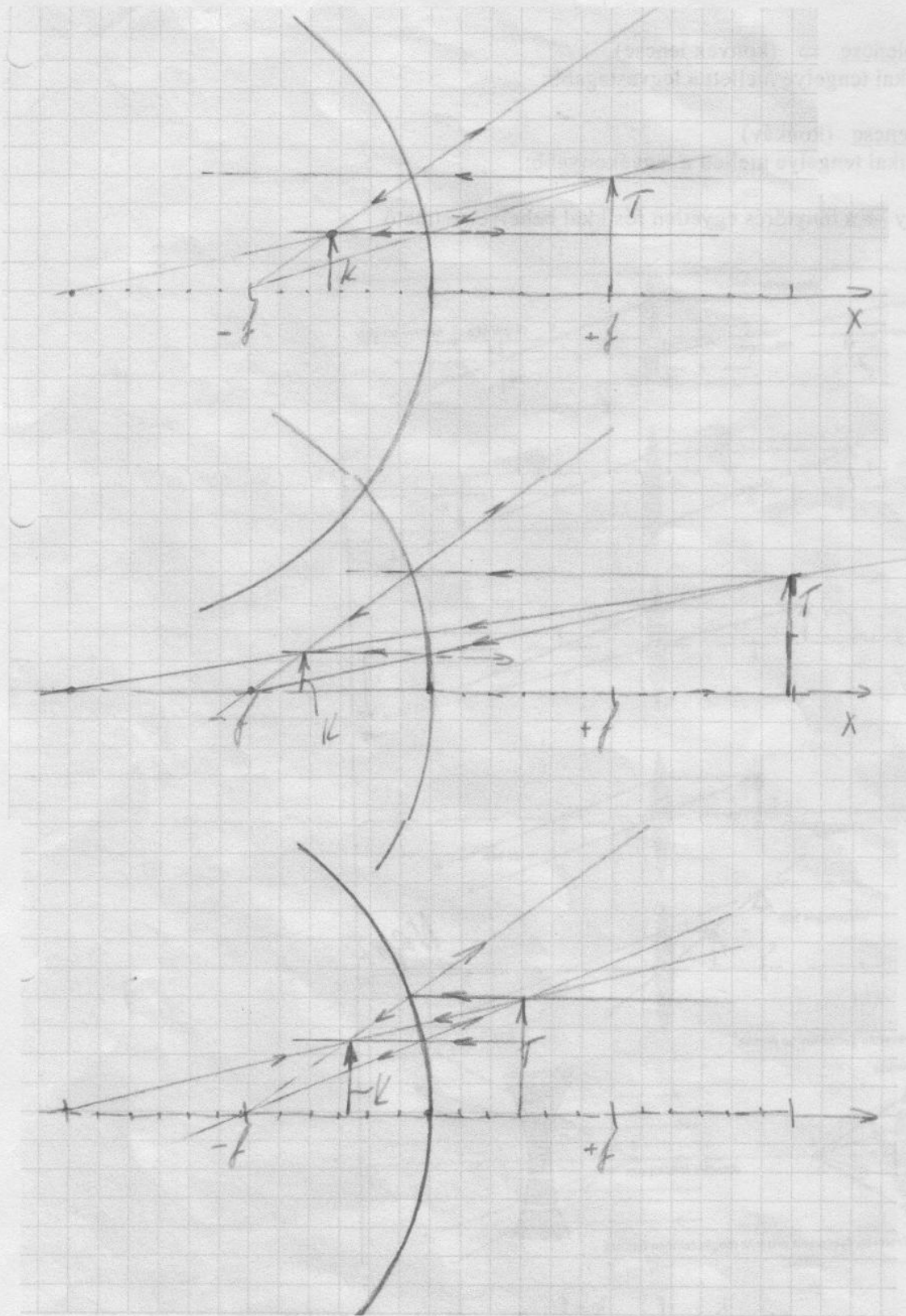
Borotválkozótükör, autófényszóró, napkályha

$\frac{t}{f} = x$	$\frac{K}{T}$	$\frac{k}{f}$	megjegyzés
3	0,5	1,5	fordított állású valós kép
2	1	2	fordított állású valós kép
1,5	2	3	fordított állású valós kép
1,0	∞	∞	nincs kép
0,5	-1	-1	egyenes állású virtuális kép

A gömbi eltérés a fókusz távolsághoz kicsi sugárnyalábbal csökkenthető.

$$\frac{k}{T} = \frac{1}{x-1}; \quad \frac{k}{f} = \frac{x}{1-x};$$

Domború gömbtükör

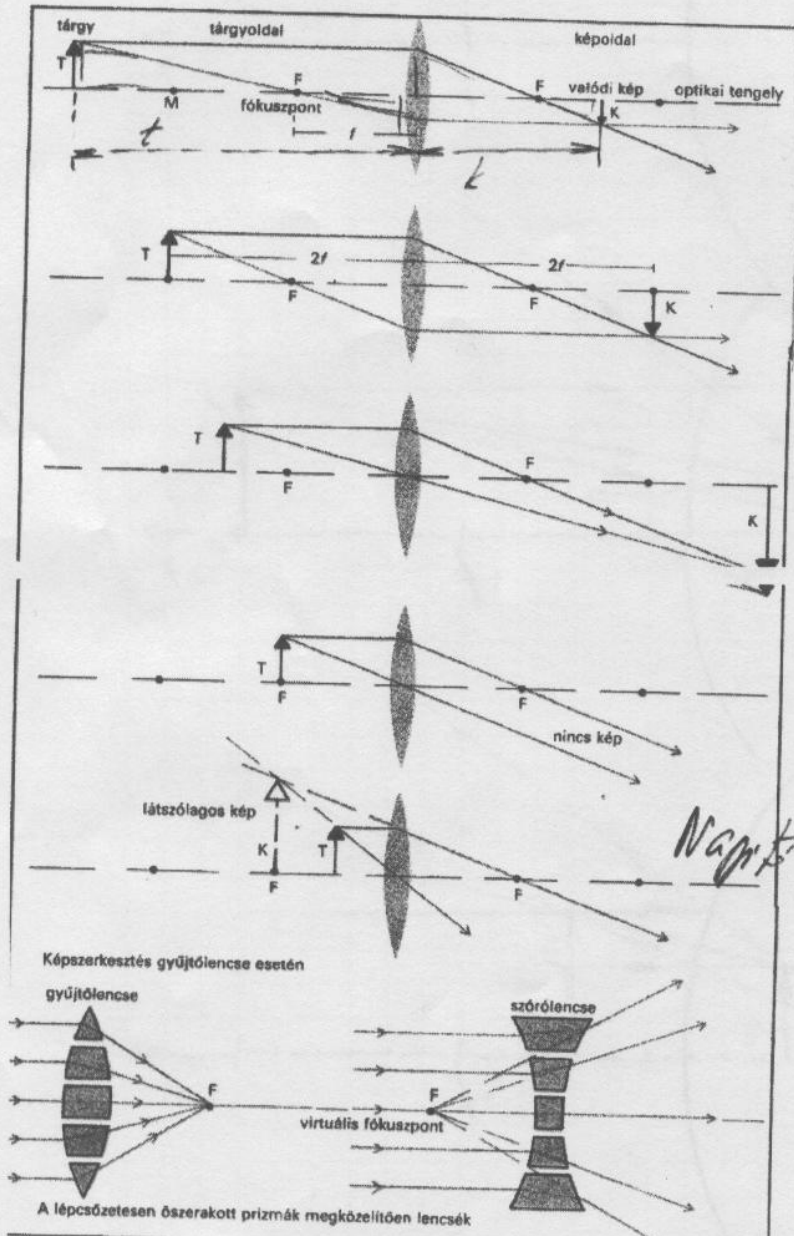


Látens/virtuális kép, jobb/bal oldal felcserélve látszik. (Autó, visszapillantó tükör).

Gyűjtőlencse \Rightarrow (konvex lencse)
 az optikai tengelye mellett a legvastagabb;

Szórólencse (konkáv)
 Az optikai tengelye mellett a legvékonyabb;

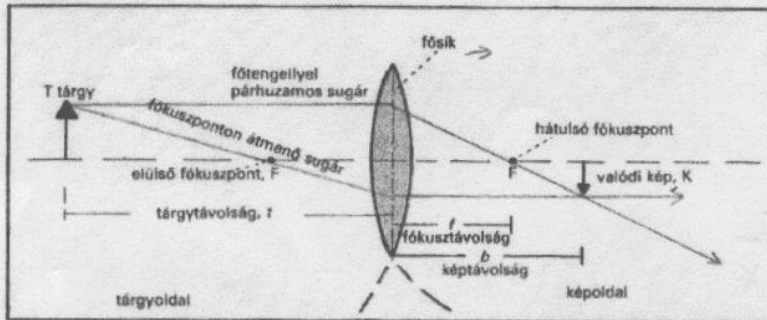
Vékony \rightarrow a fénytörés egyetlen fősíkkal behelyettesíthető



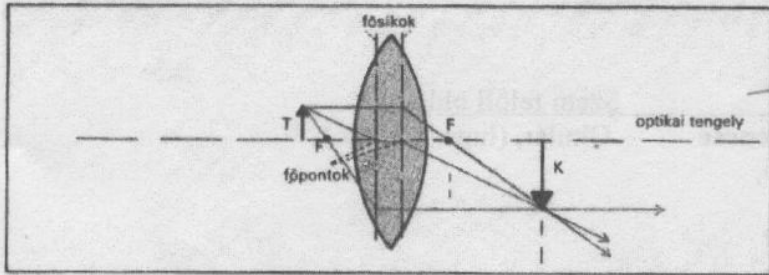
$$\beta = \frac{k}{T} \rightarrow \text{nagyítás} = \frac{k}{t} = \frac{f}{t-f} = \frac{k-f}{f}; \text{ (hasonló háromszögek!)}$$



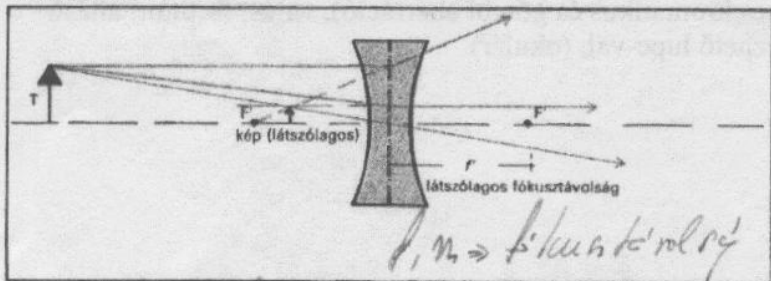
Lencsék



Vékony gyűjtőlencse



Vastag gyűjtőlencse

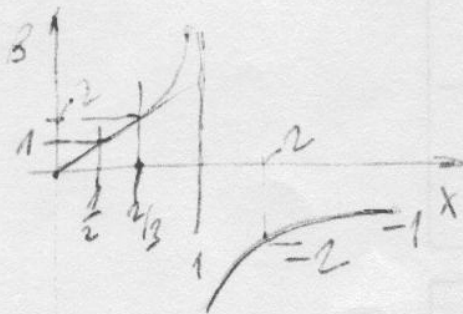


Vastag lencsénél: a törés két határfelületen.

$$\frac{1}{t} + \frac{1}{k} = \frac{1}{f} \rightarrow \text{leképezési törvény}$$

$$\frac{1}{t} + \frac{1}{k} = \frac{1}{f}; \quad \frac{1}{k} = \frac{1}{f} - \frac{1}{t}; \quad k = \frac{1}{\frac{1}{f} - \frac{1}{t}} = \frac{f \cdot t}{t - f}; \quad \beta = \frac{k}{f} = \frac{\frac{f \cdot t}{t - f}}{f} = \frac{t}{t - f};$$

$$\beta = \frac{\frac{f}{t}}{1 - \frac{f}{t}} = \frac{x}{1 - x}; \quad x = \frac{f}{t}$$



Távcsövek → Tárgyoldalon

Objektív, **gyűjtőlencse**

Fodított, valós kép,

Objektív, **tükör**

Tükrös távcsövek*

→ Odelca kamera

Szem felőli oldalon

Okulár, (lupe, nagyító)

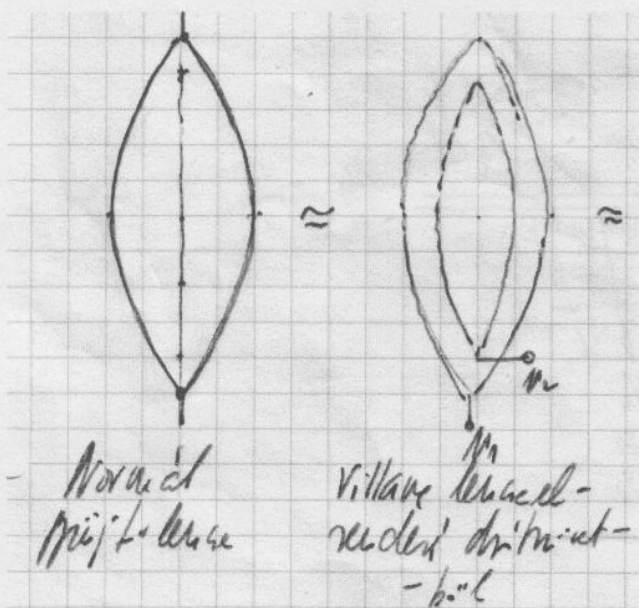
*A tükör lehet parabolatükör, (nincs kromatikus és gömbi aberráció), valós, fordított állású kép → fényképezhető → vagy nézhető lupe-val, (okulár).

$$mv_2^2 = mv_1^2 + \frac{2q\Delta U}{m};$$

$$v_2^2 = v_1^2 + \frac{2q}{m} \cdot \Delta U = v_1^2 \left(1 + \frac{2q}{m} \cdot \frac{\Delta U}{v_1^2} \right) \rightarrow v_2 = v_1 \sqrt{1 + \frac{2q}{m} \cdot \frac{\Delta U}{v_1^2}};$$

$$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{v_2}{v_1} = \frac{v_1}{v_1} \cdot \sqrt{1 + \frac{2q}{m} \cdot \frac{\Delta U}{v_1^2}} = \sqrt{1 + \frac{2q}{m} \cdot \frac{\Delta U}{v_1^2}}$$

A törésmutató befolyásolása: $\Rightarrow v_1$ -gyel; \rightarrow kezdeti sebesség beállítása;
 $\Rightarrow \Delta U$ -val;



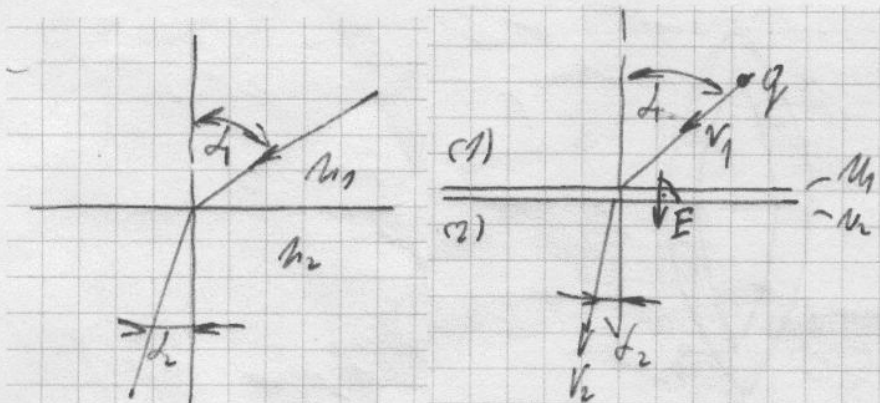
normál gyűjtőlencse

villamos lencseelrendezés drótszövetből

Az elektronoptika elemei

v → vertikális

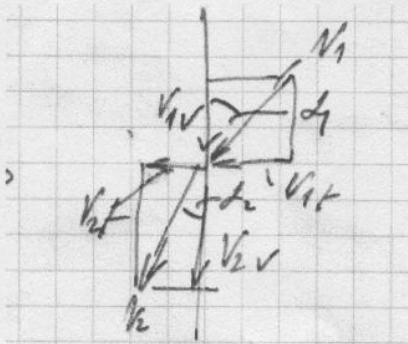
t → tangenciális



$$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{n_2}{n_1};$$

$$\frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{v_2}{v_1};$$

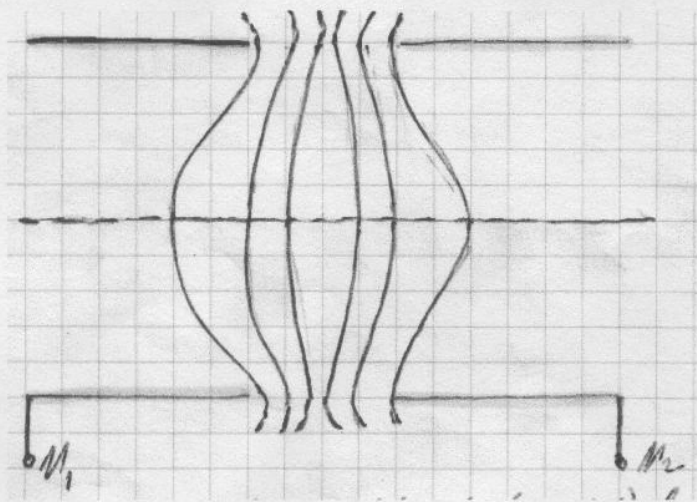
Descartes-Snellius-törvény



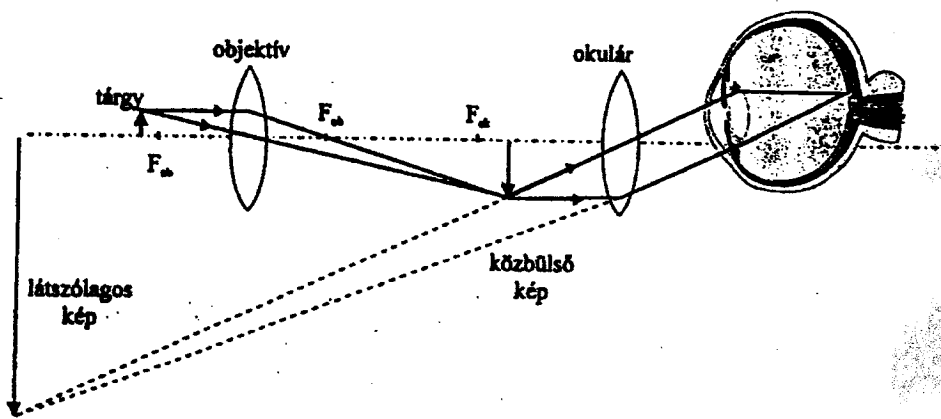
$$\sin(\alpha_1) = \frac{v_{1t}}{v_1}; \quad v_{1t} = v_{2t}; \quad \sin(\alpha_2) = \frac{v_{2t}}{v_2}; \quad \frac{\sin(\alpha_1)}{\sin(\alpha_2)} = \frac{v_{1t}/v_1}{v_{2t}/v_2} = \frac{v_2}{v_1}$$

$$\frac{1}{2}mv_2^2 = \frac{1}{2}mv_1^2 + \left(\int F ds = q \int E ds = q(U_2 - U_1) = q\Delta U \right)$$

$$\frac{1}{2}mv_2^2 = \frac{1}{2}mv_1^2 + q\Delta U;$$



A potenciálfelületek (vonalak) lencseszerű eloszlása



4. ábra

A mikroszkóp lineáris nagyítása a két lencse nagyításainak szorzata:

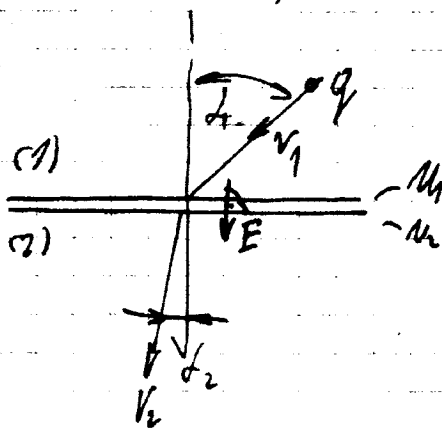
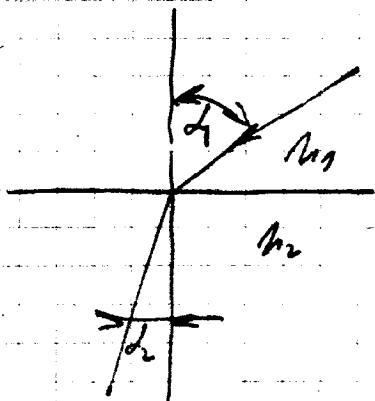
$$N = N_{obj} \cdot N_{ok}$$

(6)

az elektrosztatika elemei:

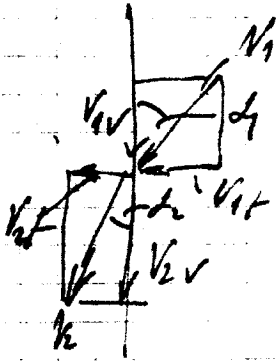
$v \rightarrow$ vektoralis
 $f \rightarrow$ skaláris

Descartes-törvények



$$\frac{n_2 \sin(\alpha_2)}{n_1 \sin(\alpha_1)} = \frac{n_2}{n_1}$$

$$\frac{n_2 \sin(\alpha_2)}{n_1 \sin(\alpha_1)} = \frac{v_1}{v_2}$$



$$m_i(t_1) = v_{1t}/v_1 ; v_{1t} = v_1 t_1$$

$$m_i(t_2) = v_{2t}/v_2$$

$$\frac{m_i(t_1)}{m_i(t_2)} = \frac{v_{1t}/v_1}{v_{2t}/v_2} = \frac{v_2}{v_1}$$

$$\frac{1}{2} m v_2^2 = \frac{1}{2} m v_1^2 + \int F ds = \underbrace{g(E ds)}_{\Delta h} = g(m-h) = g \Delta h$$

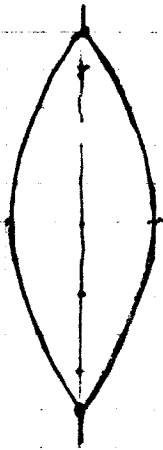
$$\frac{1}{2} m v_2^2 = \frac{1}{2} m v_1^2 + g \Delta h$$

$$m v_2^2 = m v_1^2 + \frac{2g \Delta h}{h}$$

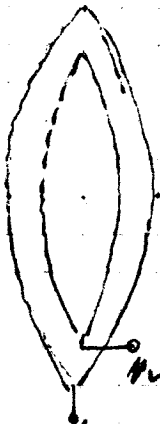
$$v_2^2 = v_1^2 + \frac{2g \Delta h}{h} = v_1^2 \left(1 + \frac{2g \Delta h}{h v_1^2} \right) \Rightarrow v_2 = v_1 \sqrt{1 + \frac{2g \Delta h}{h v_1^2}}$$

$$\left| \frac{m_i(t_1)}{m_i(t_2)} = \frac{v_2}{v_1} = \frac{v_1}{v_1} \cdot \sqrt{1 + \frac{2g \Delta h}{h v_1^2}} = \sqrt{1 + \frac{2g \Delta h}{h v_1^2}} \right|$$

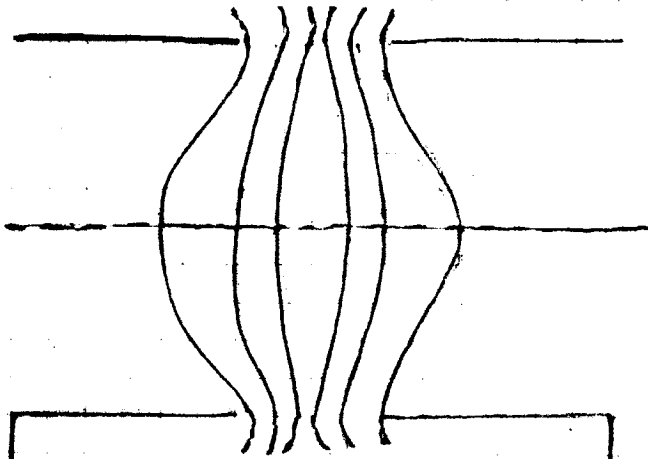
It is not possible to be $v_1 = 0$; \Rightarrow kinetic energy
 \Rightarrow Δh -vel; \Rightarrow Δh -vel; \Rightarrow Δh -vel;



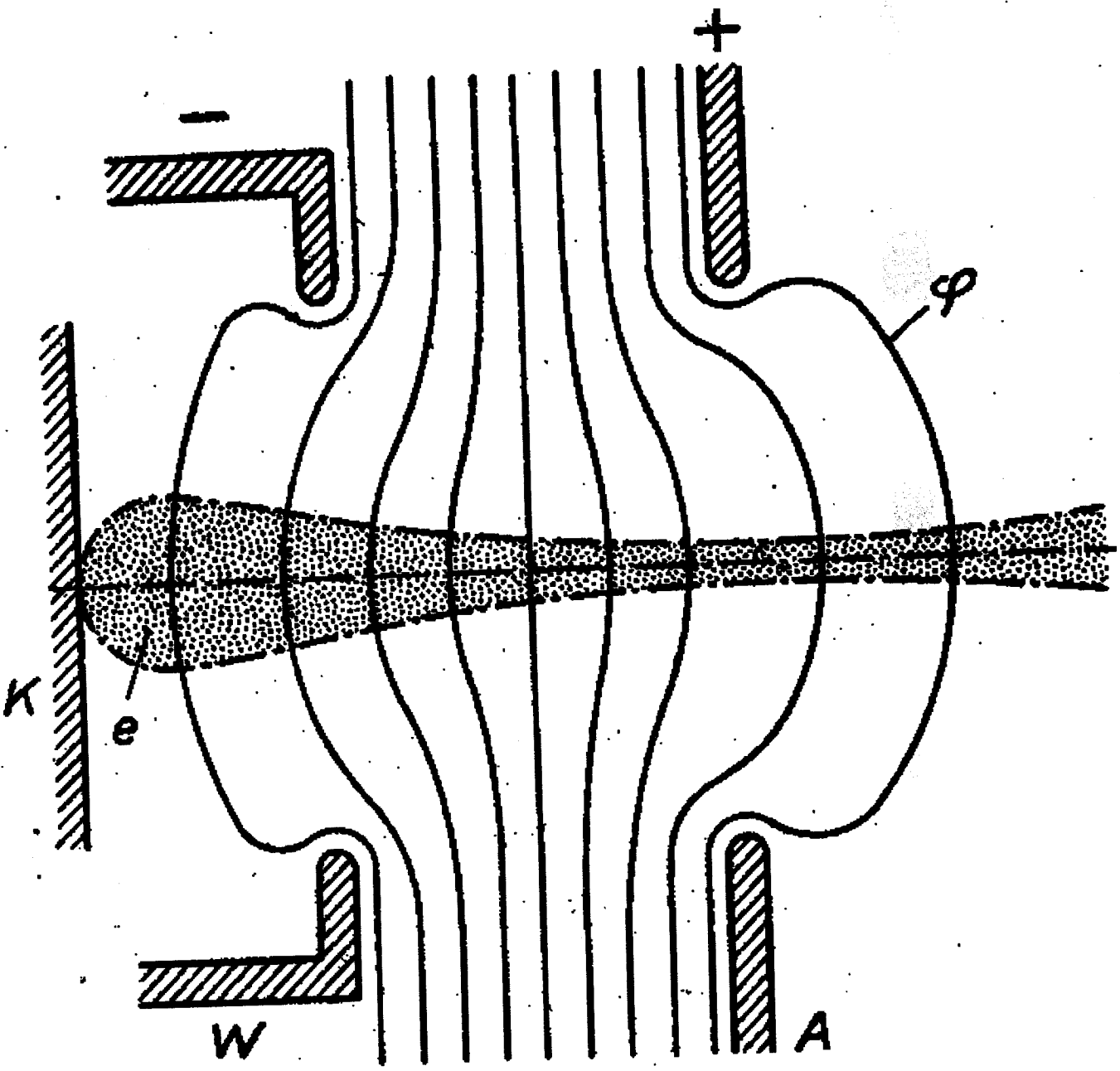
Normal
Mijfolie



Villane leuel-
vedel dritmet-
-bol



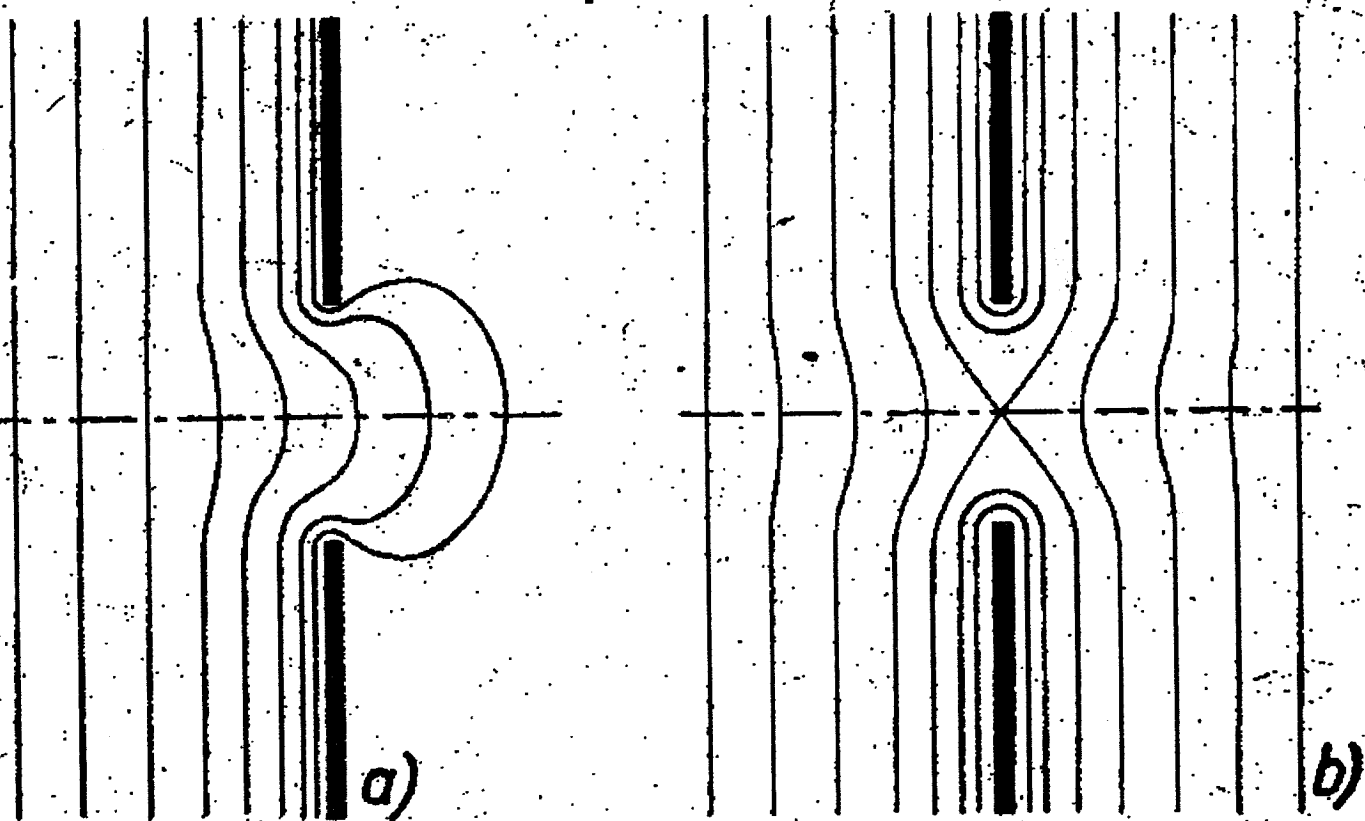
M_1 M_2
Ut poteraal felibitid (vob abt) leuel neli
elob lo'fe



- K** Emissionsfläche (Kathode) *Emissiones fläche*
- W** Wehneltzylinder *Wehnelt zylinder*
- A** Anode *Anode*
- e** Elektronenstrahl *Elektronenstrahl*

Abb. 5, 4/5.

Strahlengang im Elektronenstrahler



2.43 ábra

Az ekvipotenciális felületek egy végtelen vezető síkba vágott kör alakú nyílás környezetében, ha

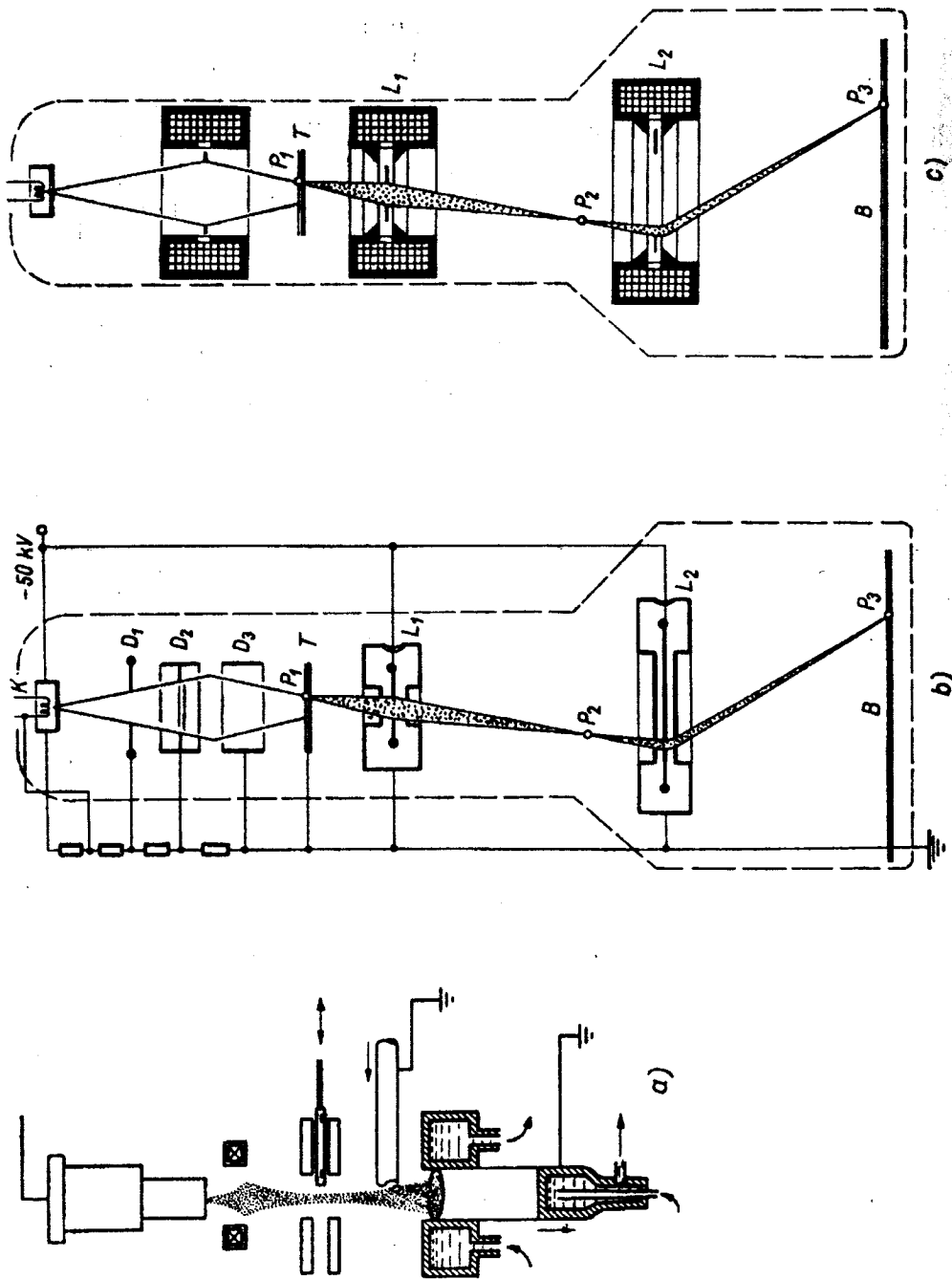
a) a nullapotenciálúnak felvett síktól jobbra, igen távol vele párhuzamosan egy ugyancsak nullapotenciálú síkot helyezünk el, tőle balra igen távol pedig egy egészen meghatározott potenciálértékűt;

b) a síktól jobbra és balra, igen távol vele párhuzamosan egyforma nagyságú és azonos előjelű feszültséggel ellátott síkot helyezünk

1.6.8 Gyakorlati elektronoptika

A gyakorlatban szokásos lencsetípusok sémáját, illetve potenciálviszonyait az 1.50 ábra mutatja. A leggyakoribb lencsetípusok jellemzői számára táblázatok, illetve diagramok készültek, ezért igen ritkán kell a számításokat ténylegesen elvégezni. Az 1.51 ábrából egy gyakori lencsetípus adatait olvashatjuk le.

Az elektronoptika legfontosabb feladatai közé tartozik az éles elektronnyalábok előállítása akár kis áramerősséggel például katódsugárcső számára, akár nagy intenzitással mikrohullámú rezgéskeltő berendezésekben (1.48 ábra), illetve az elektrontechnológiát alkalmazó berendezésekben (1.52 ábra). De a most leírt lencséből felépíthető a fény helyett elektronsugarat használó elektronmikroszkóp (1.53 ábra) is.



1.52 ábra.

- a) Fémolvastás intenzív elektronnyalábbal [1,4];
- b) Az elektrosztatikus elektronmikroszkóp;
- c) A mágneses elektronmikroszkóp szerkezeti rajza

Az ábrán F az elektronforrás, D_1 , D_2 , D_3 gyorsító és egyben diafragmául szolgáló elektródák, T a tárgylemez, amelyen a vizsgálandó tárgyat elhelyezzük. L_1 és L_2 a már ismertetett lencsék, K pedig a képlemez, amelyen a becsapódó elektronsugár nyomot hagy. Az egész berendezés természetesen vákuumban van.

Az elektronmikroszkópnak számos hátránya van. Működéséhez stabilis nagyfeszültségre és igen jó vákuumra van szükség. Vákuumban kell elhelyezni a vizsgálandó tárgyat is. Ez az élőlények,

például a baktériumok vizsgálatát igen megnehezíti. Kezelése szakértelmet kíván. A berendezés sok helyet foglal el, nehézkes és drága.

Előnye, hogy az optikai mikroszkópokkal el nem érhető igen nagy a felbontóképessége. A fényvel történő nagyításnak ugyanis határt szab a hullámhossznagyságrandú tárgyakon fellépő elhajlási jelenség. Egy pont képe az elhajlás miatt sötétebb és világosabb koncentrikus gyűrűkből áll.

Ha most két egymáshoz közel álló pontot vizsgálunk, az elhajlási képek szuperponálódnak. Jól megkülönböztethető még a két kép egymástól, ha az egyik kép maximuma a másik első minimumára esik. Ebből a megfontolásból **Abbe** a legkisebb felbontható távolságra a

$$\Delta d = 0,61 \frac{\lambda}{n \sin \alpha}$$

összefüggést vezetett le, ahol λ a fény hullámhossza, n a törésmutató, α pedig a tárgyról a lencsébe érkező sugárnak a tengellyel bezárt legnagyobb szöge. A nevező a numerikus apertúra. Ennek legnagyobb, gyakorlatilag elérhető értéke : 1- 2.

Így az elérhető legjobb felbontóképesség:

$$\Delta d \approx \frac{\lambda}{3}.$$

Ez a felbontóképesség ultraibolya fény, kvarclencsék és különleges lemezeknek használatával $\Delta d = 800 \times 10^{-10}$ m-re szorítható le.

A későbbiekben részletesen tárgyaljuk, de már most felhasználjuk azt a tényt, hogy minden részecske hullámtermészetet mutat, ugyanúgy, ahogy minden hullám részecsketermészettel is rendelkezik. Ez a duális természet vezetett a kvantummechanika elméletének felállításához.

Számunkra most az a kísérleti tény lényeges, hogy minden p impulzusú részecskéhez hullámjelenség is tartozik, amelynek hullámhosszát a

$$\lambda = \frac{h}{p}$$

de Broglie-összefüggés adja meg, ahol h a Planck-állandó:

$$h = 6,62 \cdot 10^{-34} \text{ Ws}^2.$$

Elektronmikroszkópnál a felbontóképesség Abbe-féle képletébe ez a hullámhossz helyettesítendő. Mint könnyen kiszámítható, egy nem túl nagy, például 40 kV-os gyorsító feszültségnek

$$p = 1,12 \times 10^{-22} \text{ mkg/s}$$

elektronimpulzus felel meg. Ebből

$$\lambda = h/p = 5,9 \times 10^{-12} \text{ m} \approx 6 \times 10^{-10} \text{ cm},$$

vagyis a felbontóképesség elvi határa esetünkben :

$$\Delta d \approx \lambda/3 = 2 \times 10^{-3} \text{ nm}.$$

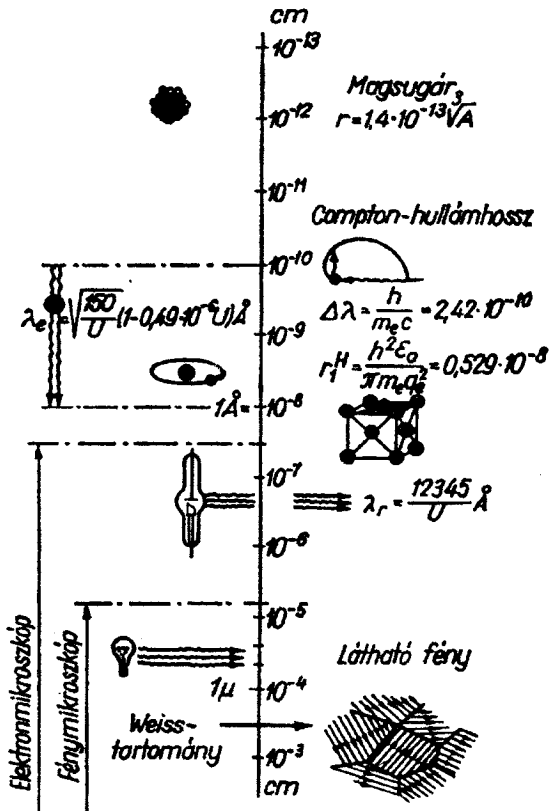
Ez a fényvel elérhető felbontóképességnél 40 000-szer jobb.

Megjegyezzük, hogy az elektromos és a mágneses lencsék tökéletlen volta miatt ettől az elvi határtól még messze járunk. Jelenleg 0,5-2 nm az elért legjobb felbontóképesség, ami a fényvel elérhetőnél így is nagyságrendekkel jobb.

A mikrovilágban található méretek közti tájékozódást, valamint a mikroszkóp teljesítőképességének megítélését szolgálja az 1.53 ábra.

Az elektronoptika törvényszerűségeit az elektronmikroszkópon kívül számtalan berendezés méretezésénél felhasználjuk. Így többek között a közönséges katódsugárcső, a televízió-felvevőcső,

a televízió-vevőkészülékek képsöve és az elektronyorsító berendezések jó működésének feltétele a jól fókuszált elektronyaláb.



1.53 ábra.

Az elektronmikroszkóp felbontóképességének érzékeltetése.

λ_r , a röntgensugár hullámhossza,

λ_e az elektron de Broglie-hullámhossza,

$\Delta\lambda$ a Compton-hullámhossz;

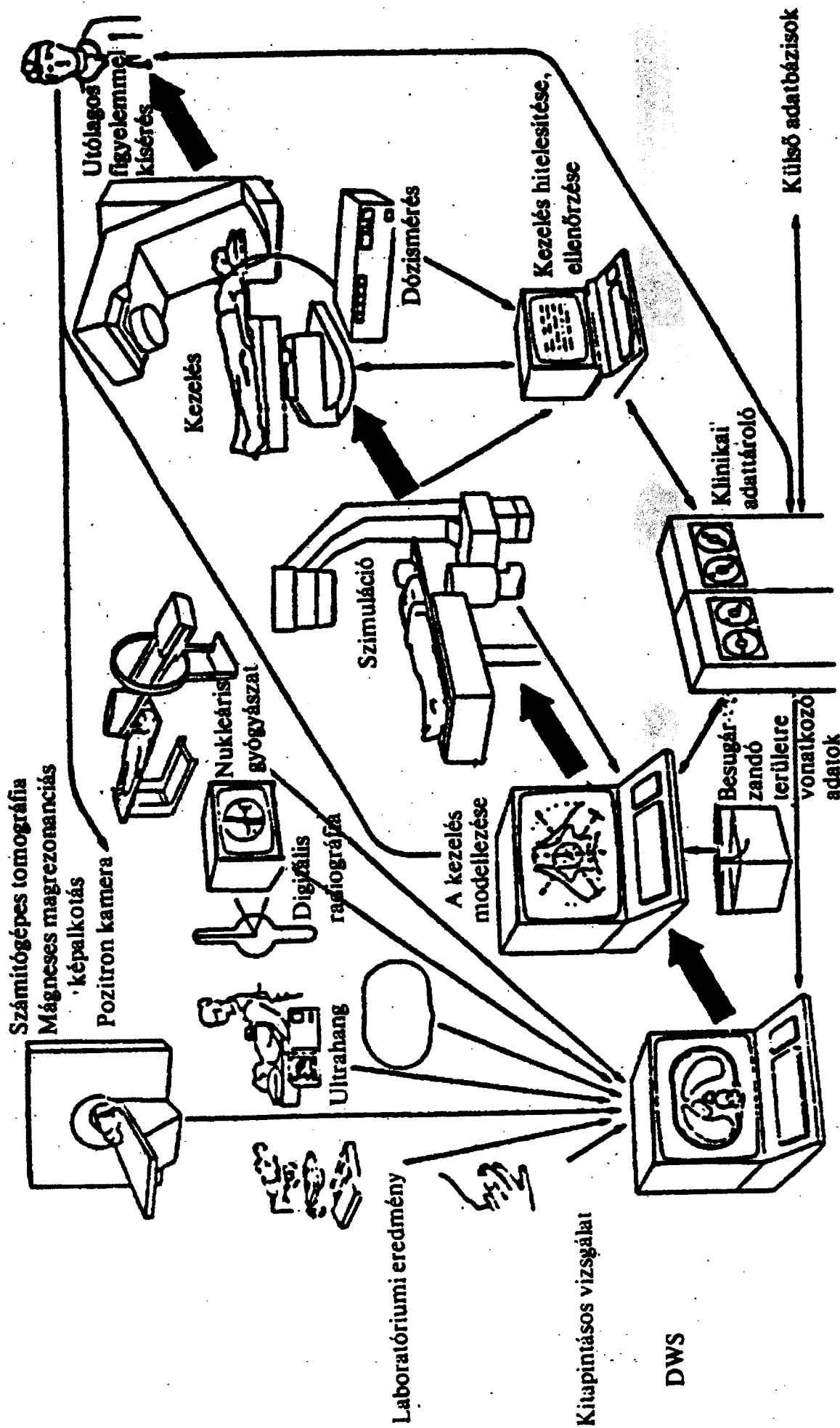
$r_1^H = h^2 \epsilon_0 / \pi m_e e^2$ a hidrogénatom első Bohr-pályájának sugara

*A digitális képalkotó eszközök csoportosítása képalkotókra
(források) és képfelhasználókra (nyelők)*

Eszköz	Képforrás	Képnyelő	Képforrás/nyelő	Egyik sem
Digitális radiográfiás egység	X		X	
Számítógépes tomográfia	X		X	
Digitális szubtrakciós angiográfiás rendszer	X		X	
Gamma kamera	X		X	
Ultrahangos rendszerek	X		X	
Mágneses magrezonanciás képalkotó	X		X	
Pozitron emissziós tomográf	X		X	
Filmdigitalizáló/denzitométer	X	X		
Multiformátumú kamera		X	X	
Diagnosztikai munkahely		X	X	
Képarchívum		X		
Képmegjelenítő állomás		X		
Nyomtató (papírmásolat)		X		X
Vezérlő terminál				
Csatlakozás egyéb PACS-hoz	X	X	X	

Forrás: ACR-NEMA Digital Imaging and Communications Standard

II. 13. ábra Radioterápiás modulok integrációja – CART
 (a nyílak mutatják a fő információáramlást irányt a rendszeren belül: képfeldolgozás – dózisztervezés – szimuláció – kezelés)

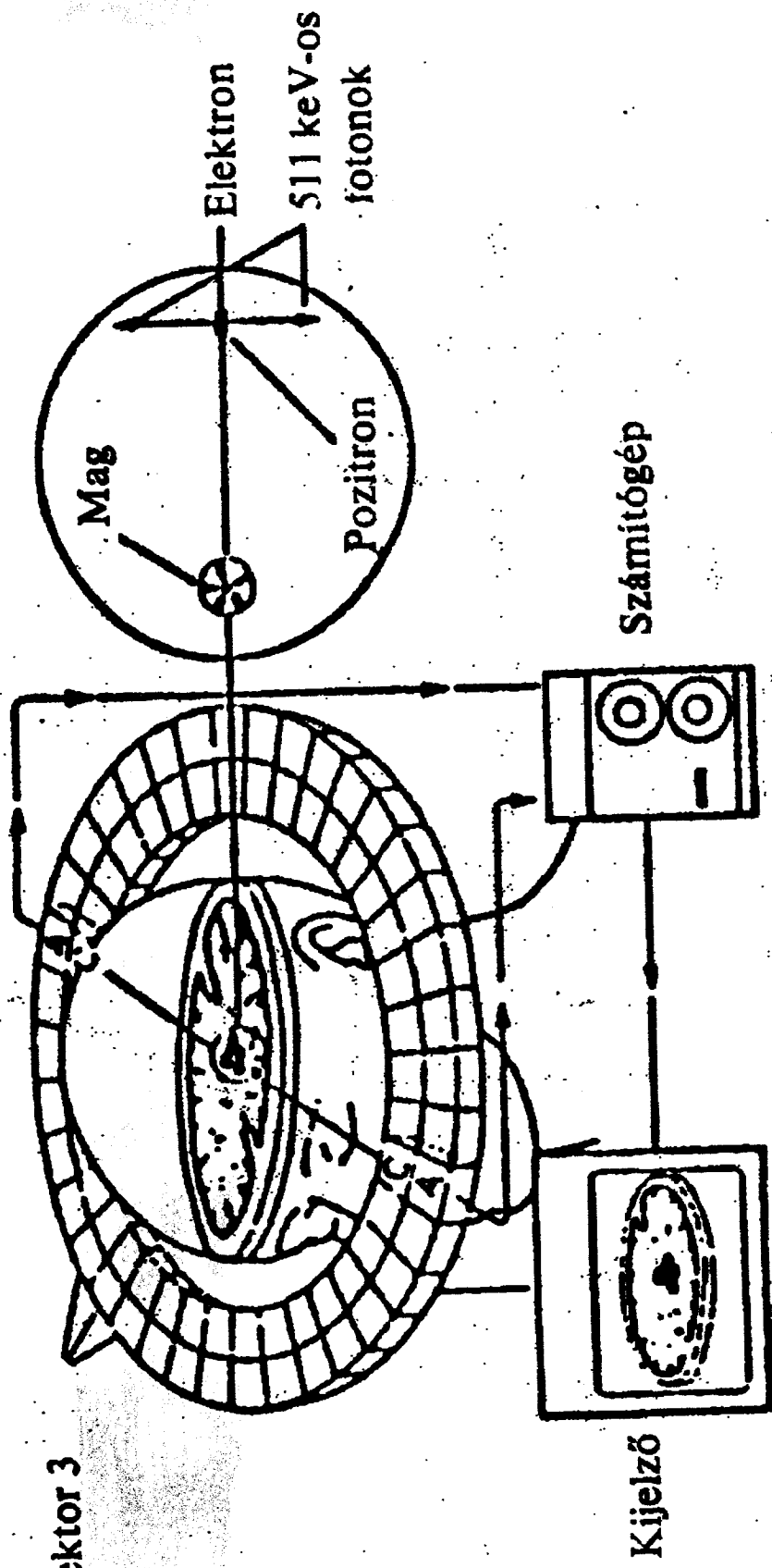


II. 6. táblázat.
A pozitronemissziós tomográfiában leggyakrabban
használt pozitronsugárzók

Izotóp	Felezési idő (perc)
C-11 (szén)	20,4
F-18 (fluor)	110
O-15 (oxigén)	2,05
N-13 (nitrogén)	9,98

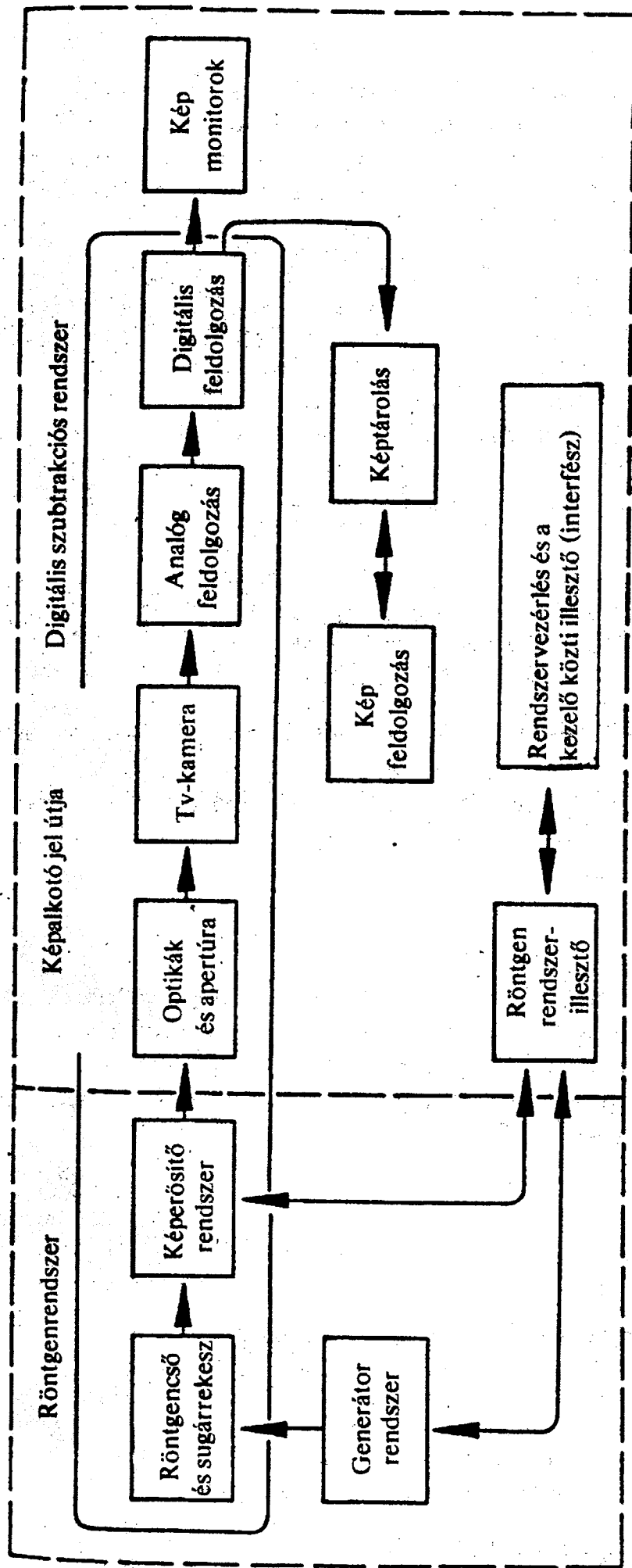
Forrás: R. Dagani, Radiochemicals key to new diagnostic 1001. CSEN, 9 November 1981, pp. 30-37.

Detektor 3



Forrás: G. Bergson *et al.* Positron emitting organic molecules-production and use. National Research Council of Sweden, annual report 1981/82. (Svéd nyelven.)

II. 5. ábra A digitális angiográfias rendszer diagramja



Forrás: M. Menken et al. *The Cost Effectiveness of Digital Subtraction Angiography in the Diagnosis of Cerebrovascular Disease* (Health Technology Case Study 3V. OTA-HCS-34), Washington D.C.: US Congress, Office of Technology Assessment, May 1985.

*A digitális angiográfia és a hagyományos arteriográfia
előnyeinek összehasonlítása*

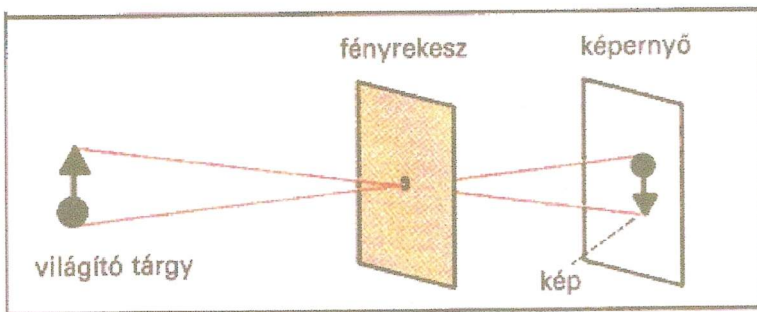
A digitális angiográfia előnyei

A hagyományos angiográfia előnyei

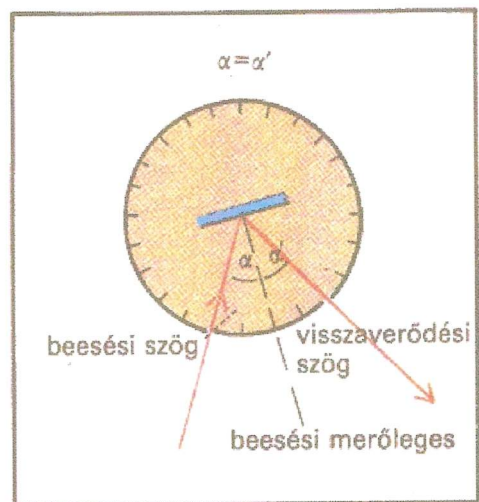
Kisebb morbiditás
Csökkenti a beteg kényelmetlen érzéseit
Rövidebb kórházi tartózkodási idő
Rövidebb vizsgálat
Kisebb filmköltség
Nagyobb kontrasztfelbontás
Jobban használható nehezen hozzáférhető
artériával rendelkező betegeknél
Kisebb vizsgálatonkénti költség

Nagyobb térfelbontás
Selektív injekciók használhatók
A beteg elmozdulására kevésbé érzékeny
Kisebb véredények is megjeleníthetők

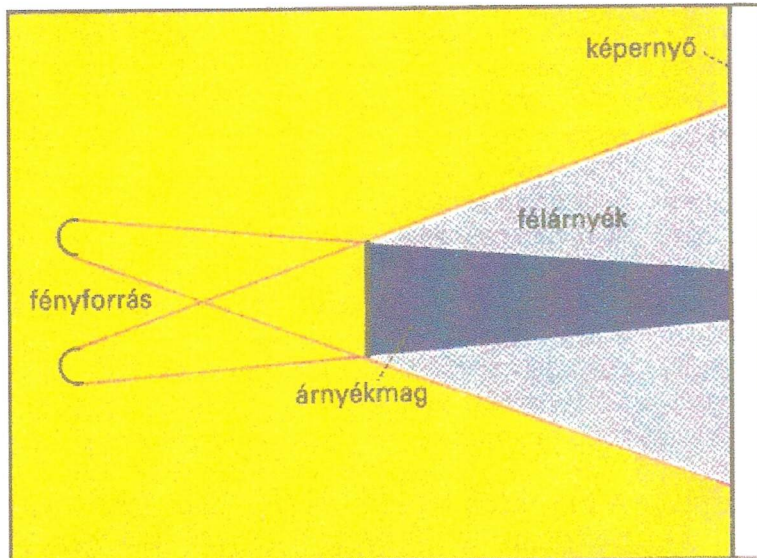
Forrás: M. Menken et al. The Cost Effectiveness of Digital Subtraction Angiography in the Diagnosis of Cerebrovascular Disease (Health Technology Case Study 3V. OTA—HCS—34), Washington D.C.: US Congress, Office of Technology Assessment, May 1985.



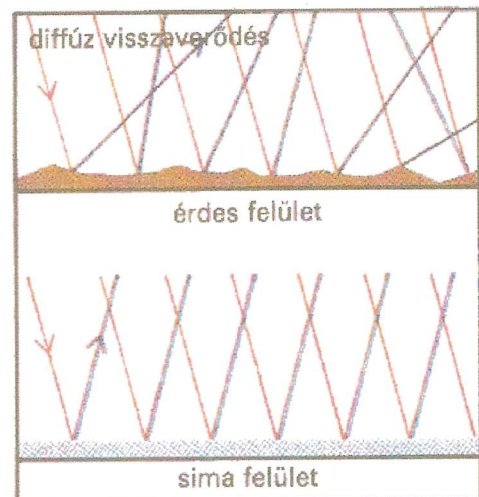
Sötétkamra



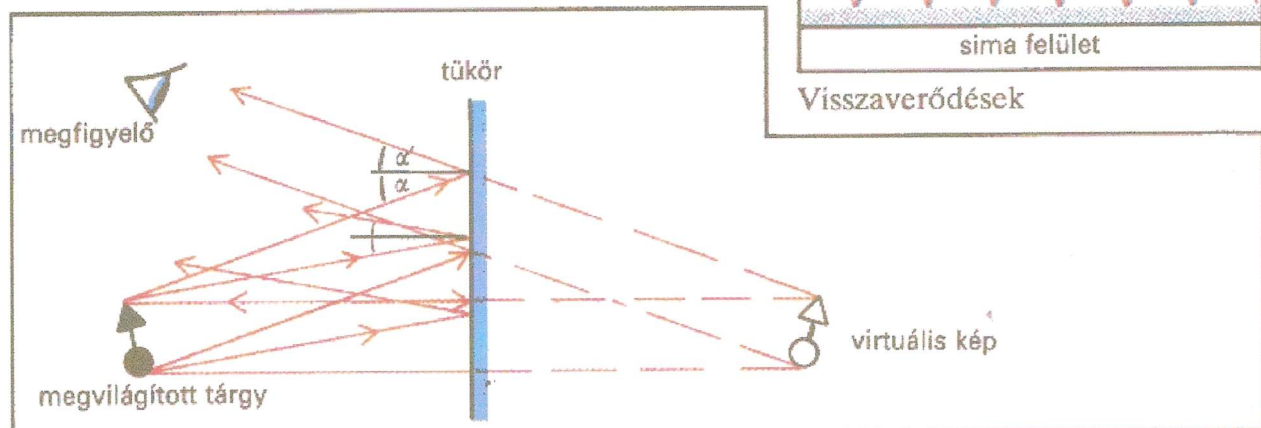
Visszaverődési törvény



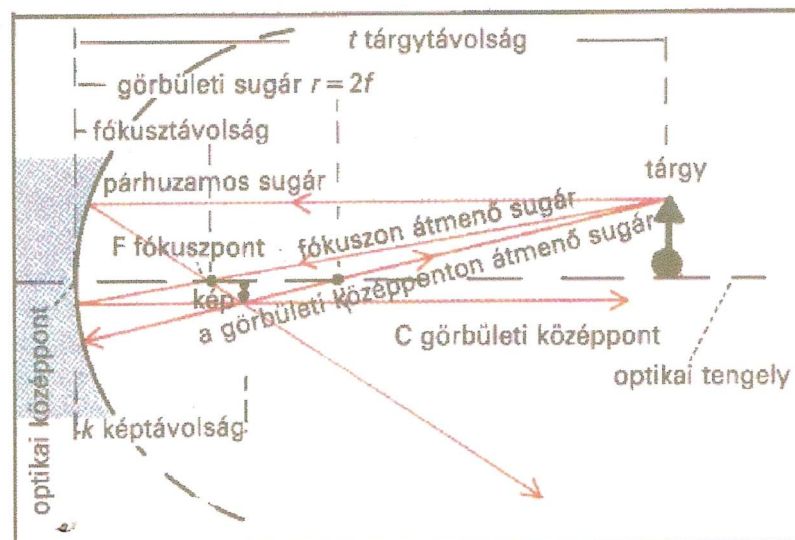
A fény egyenes vonalú terjedése



Visszaverődések



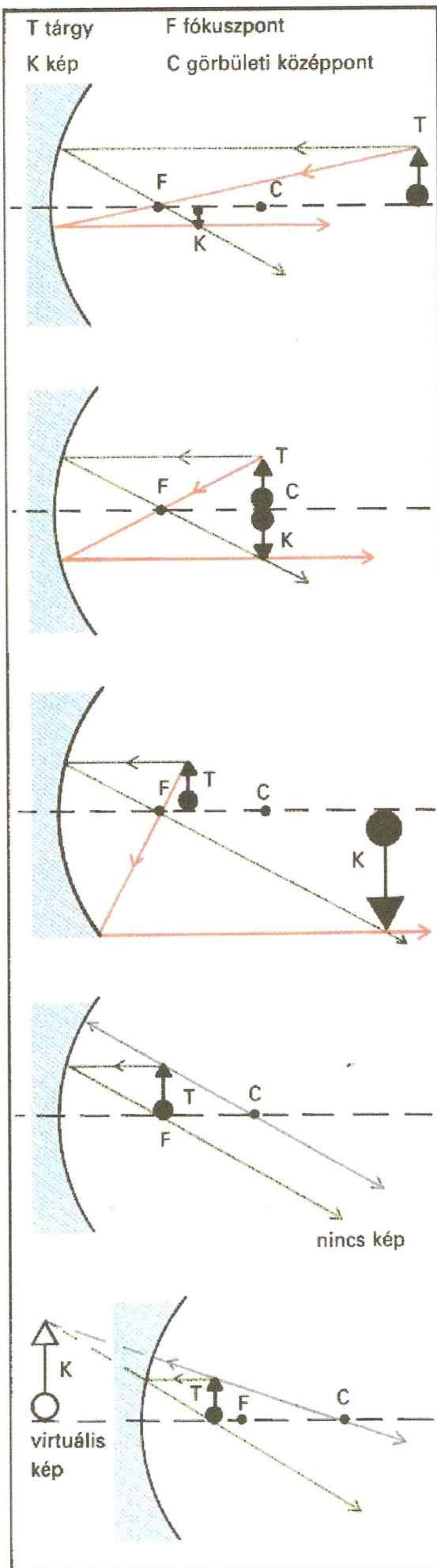
Síktükör



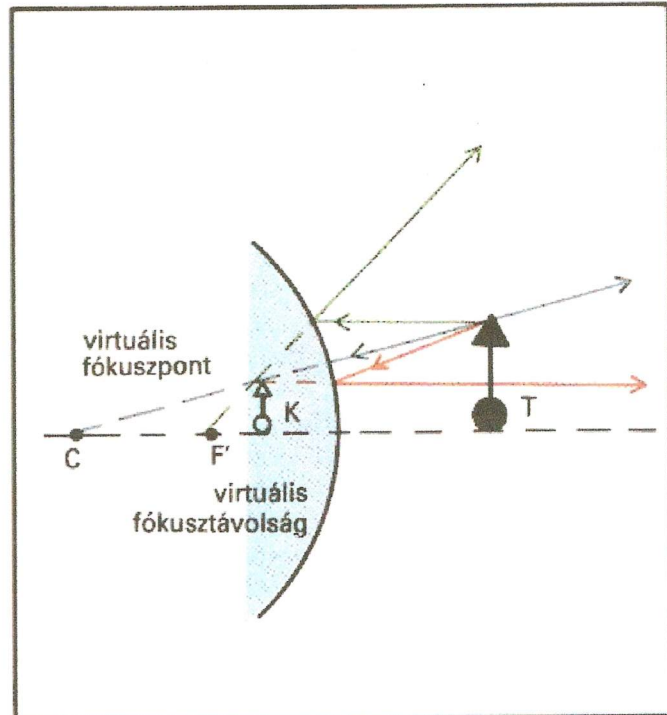
Homorú gömbtükör

anyag	ρ
magnéziumoxid	0,98
hó	0,93
ezüst	0,88
porcelán	0,76
arany	0,75
alumínium	0,69
réz	0,63
króm	0,62
acél	0,55
fekete papír	0,05

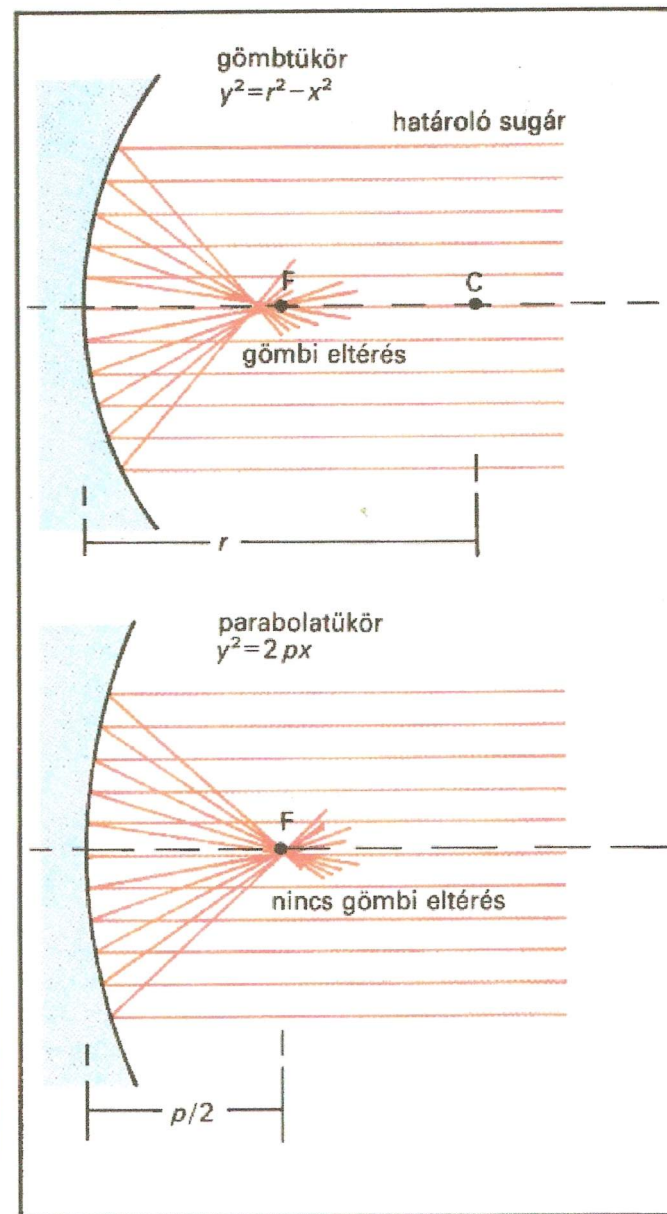
Visszaverődési tényező, ρ



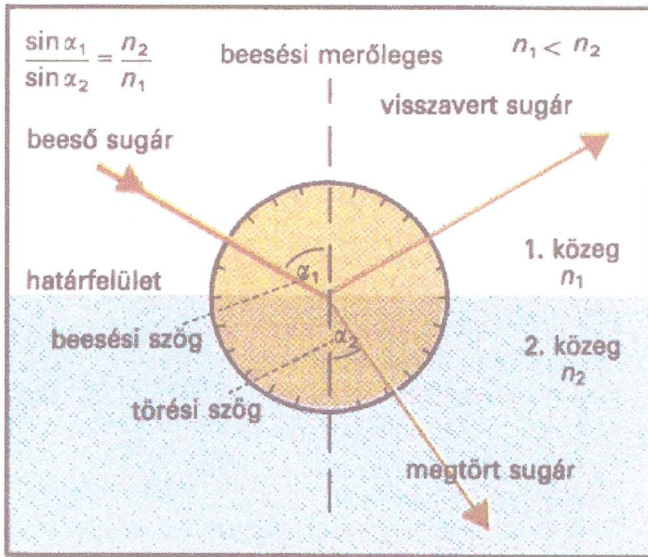
Képszerkesztés homorú tükör esetén



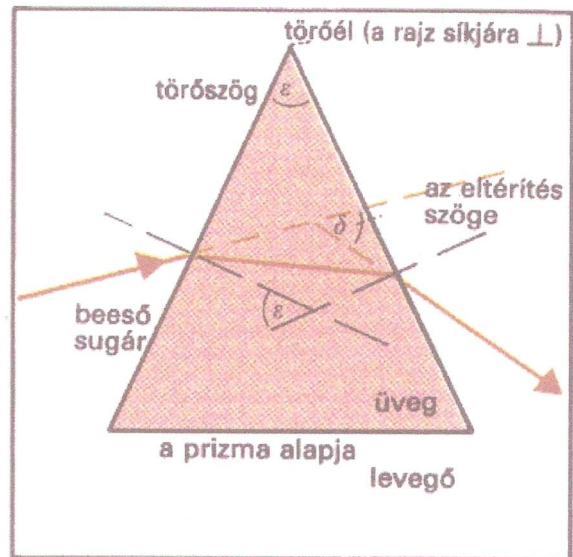
Domború tükör, visszapillantó tükör



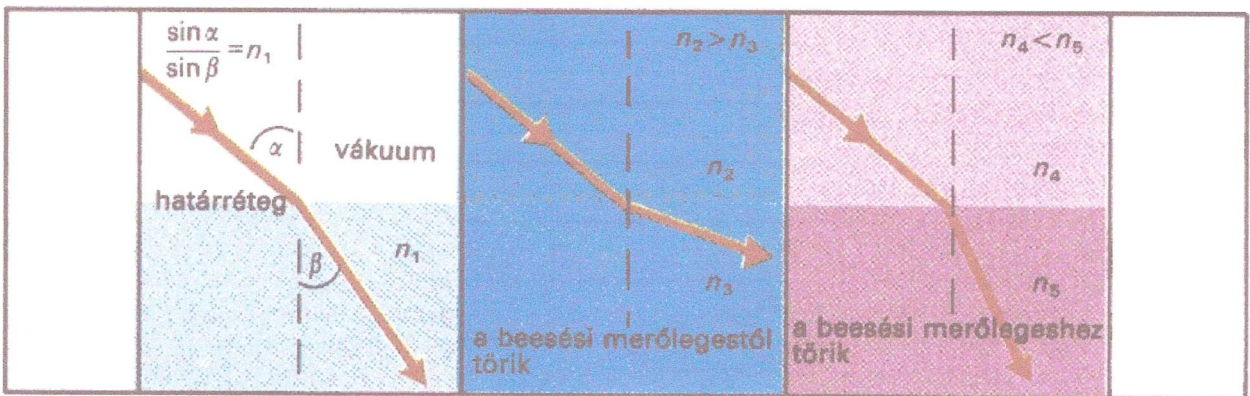
Gömbi eltérés



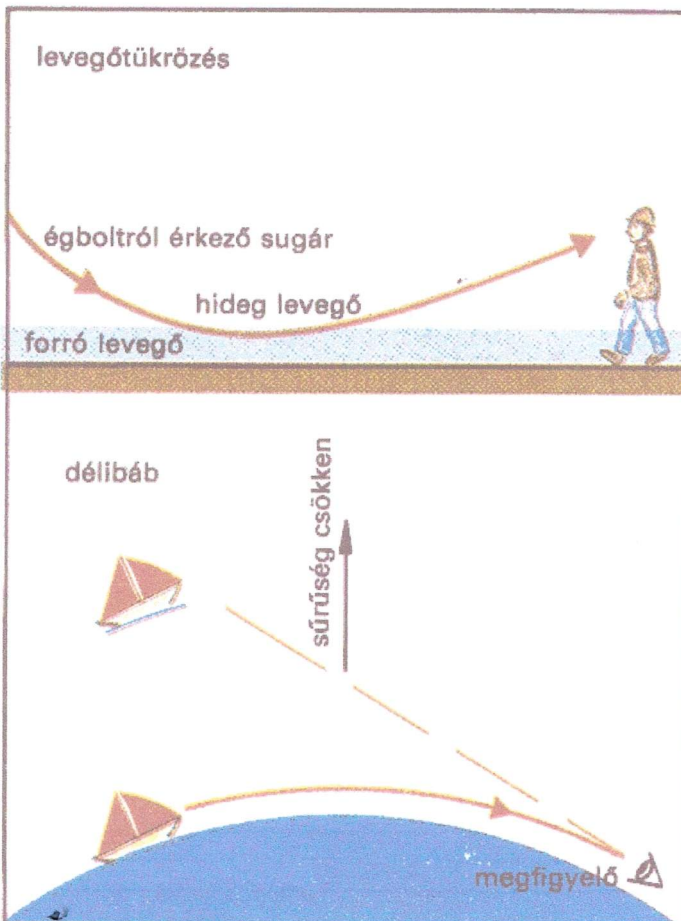
A fénytörés törvénye



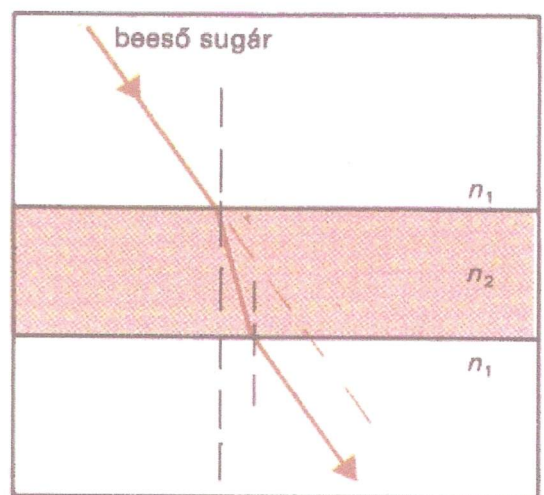
Egyenes prizmán áthaladó fénysugár útja



Fénytörés különböző optikai sűrűségű közegekben



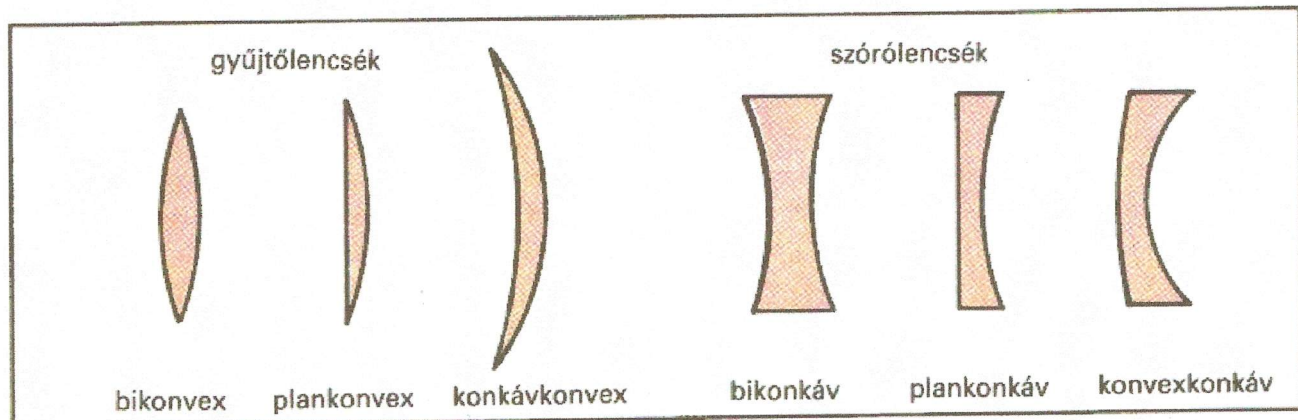
Folytonos fénytörés levegőben



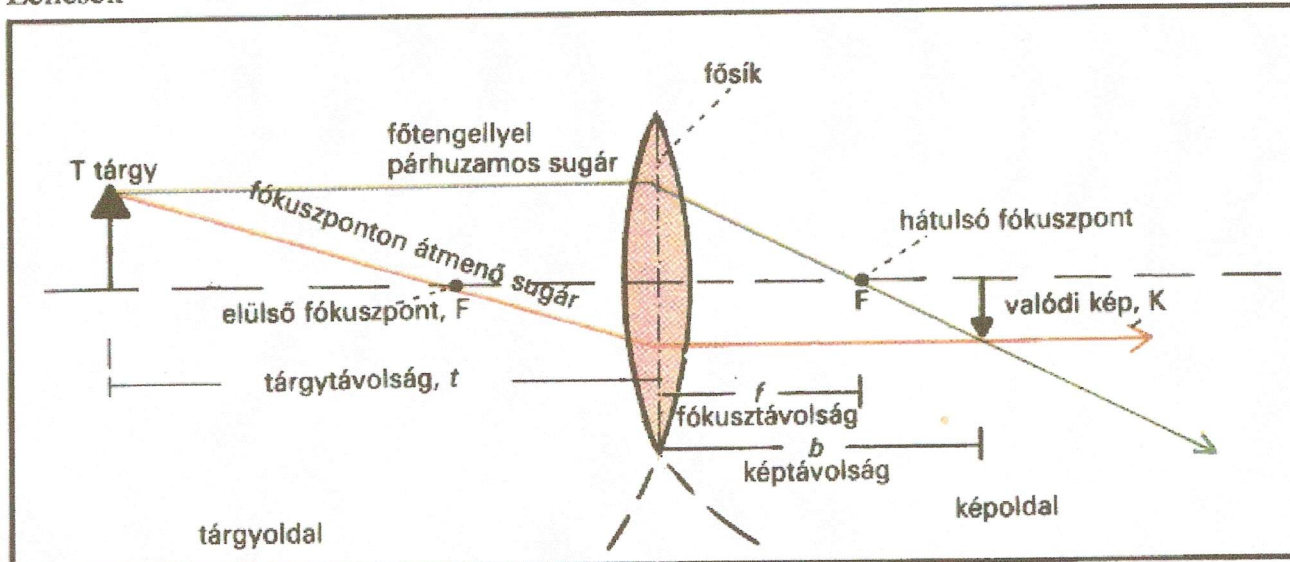
A fény útja planparalel lemezben

anyag	n
vákuum	1 (definíció)
levegő (760 torr)	1,000 27
víz	1,333
etilalkohol	1,361
kvarcüveg	1,459
benzol	1,501
koronaüveg	1,510
flintaüveg	1,613
széndiszulfid	1,628
gyémánt	2,417

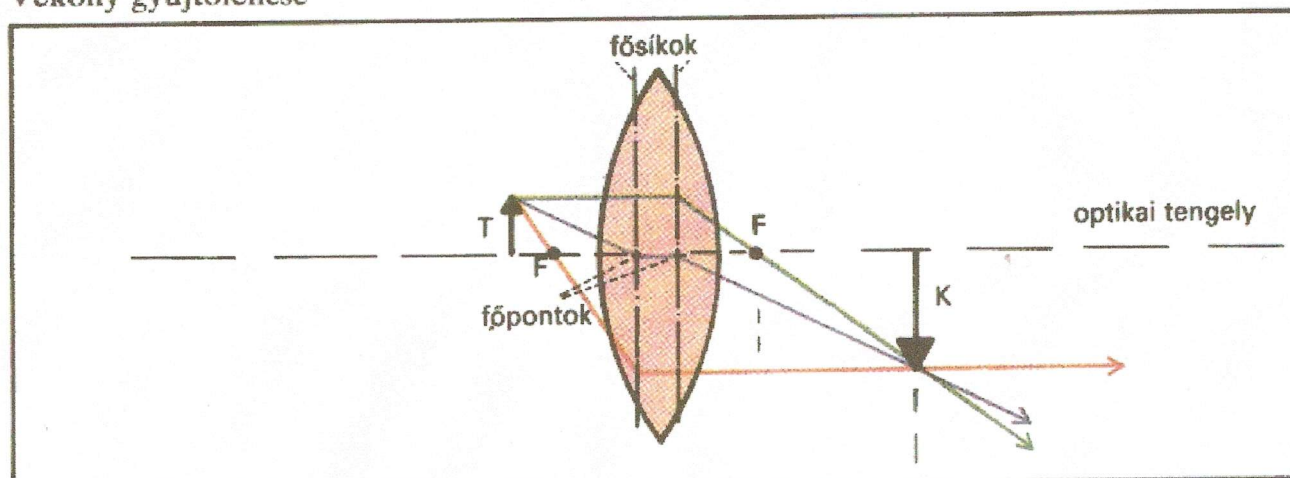
$\lambda = 589 \text{ nm}$ -re vonatkozó



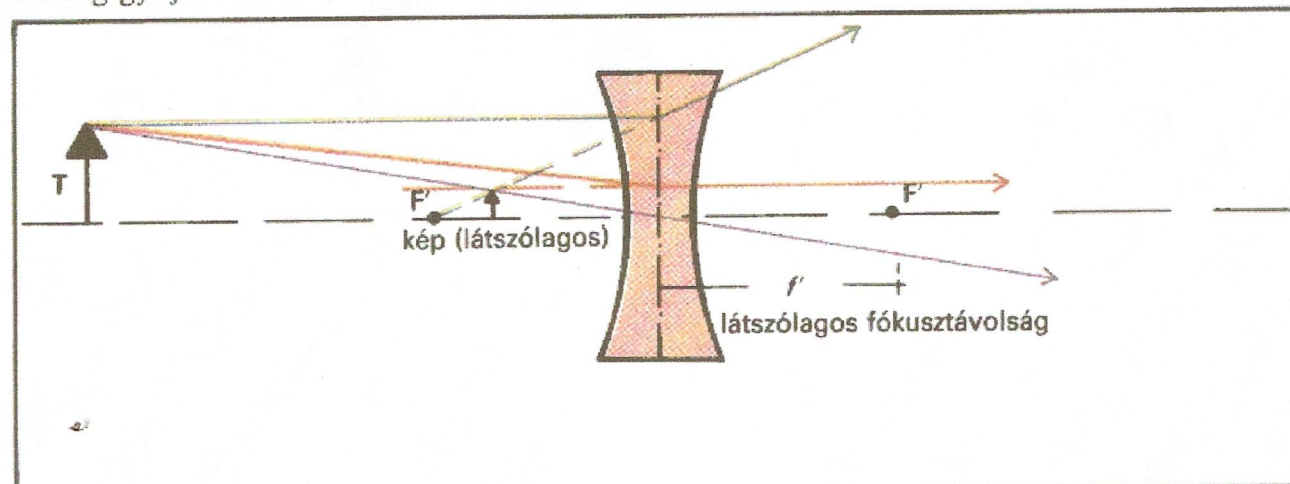
Lencsék

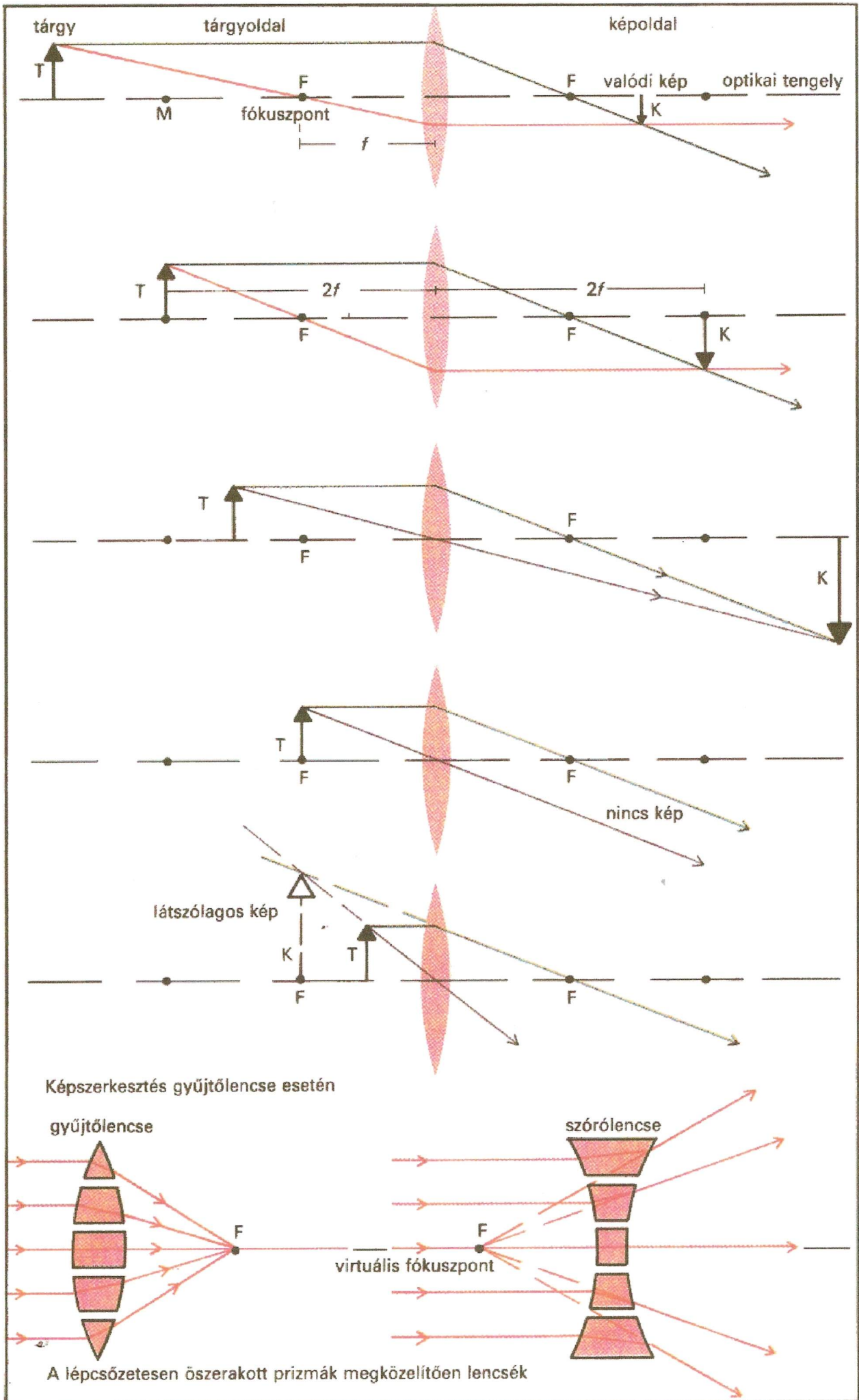


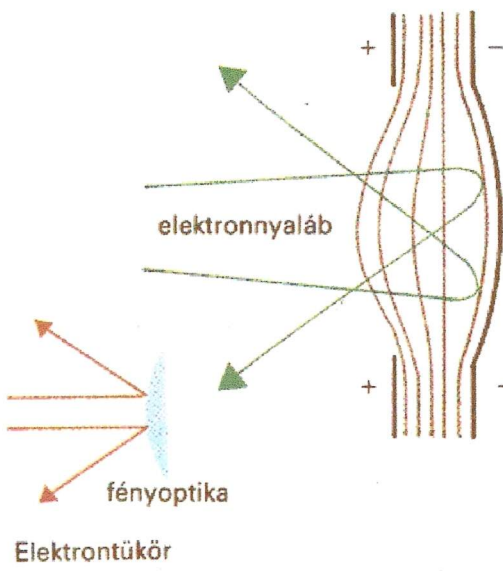
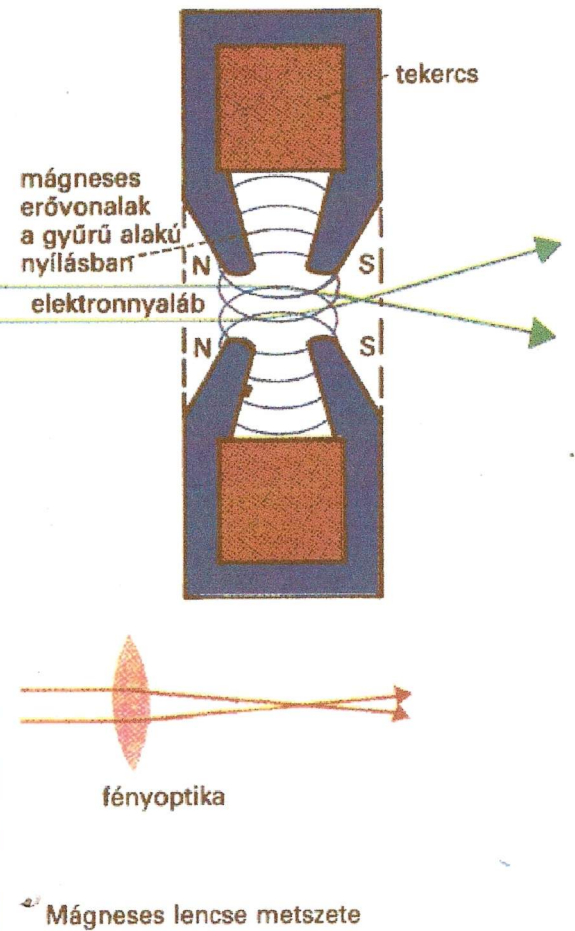
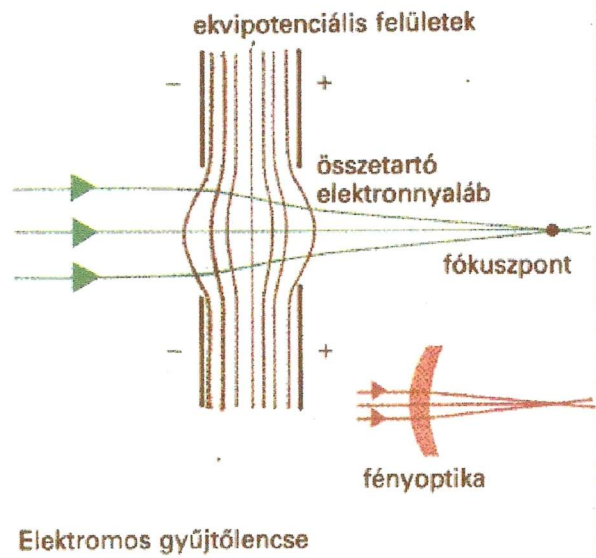
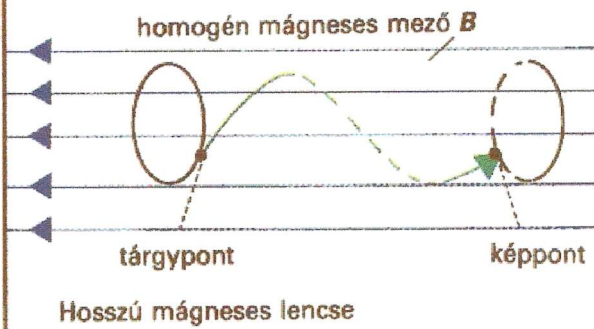
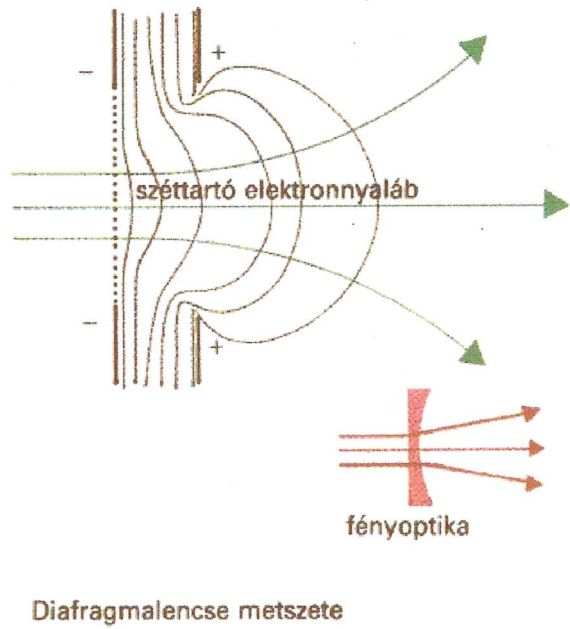
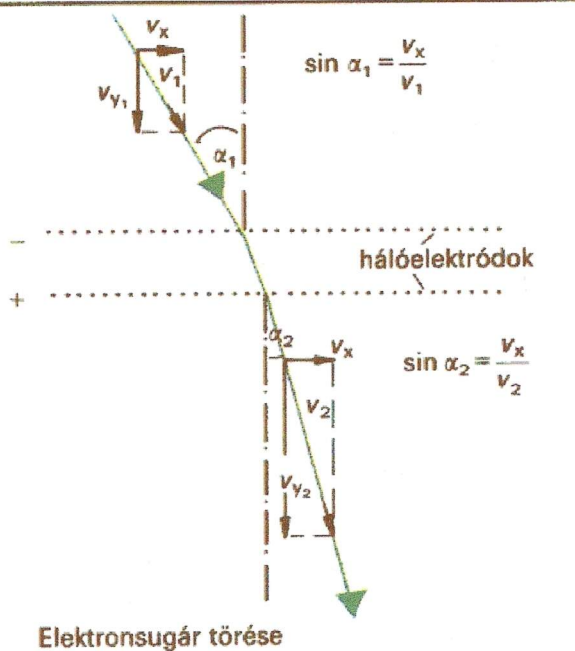
Vékony gyűjtőlencse

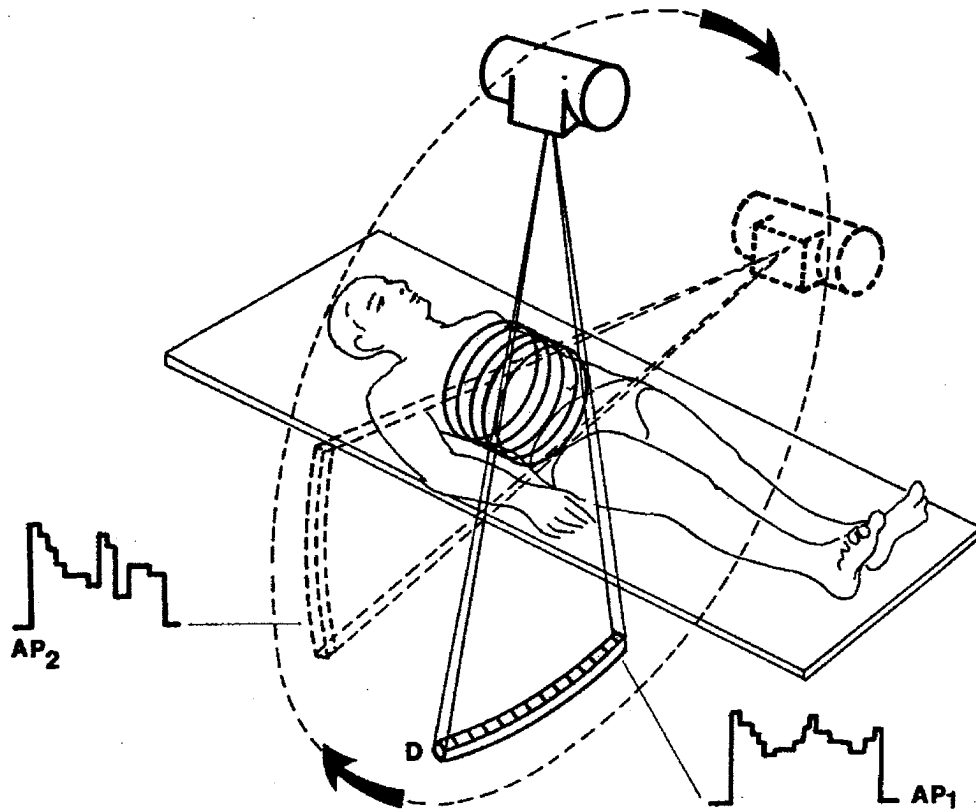


Vastag gyűjtőlencse



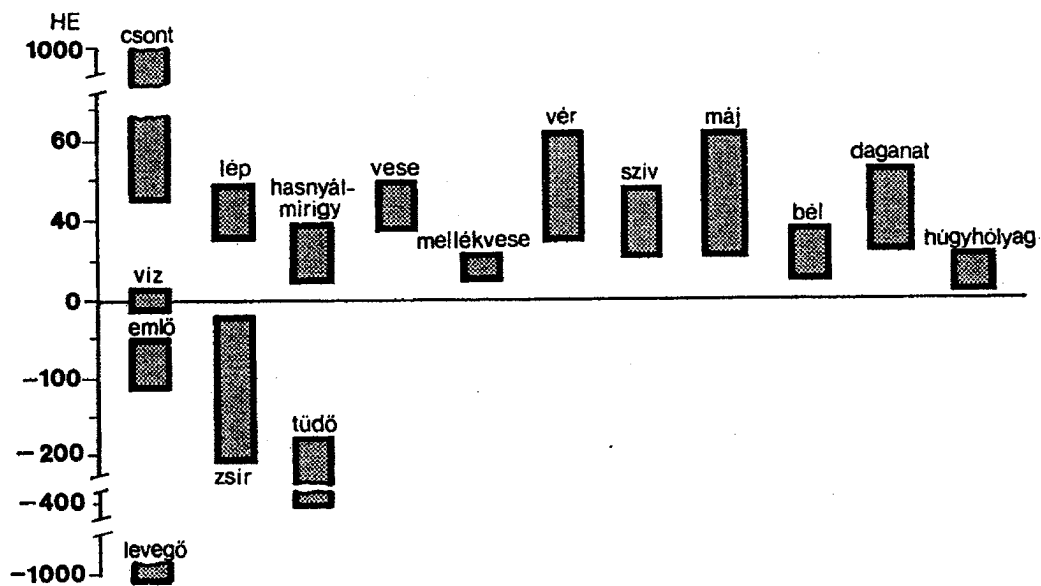






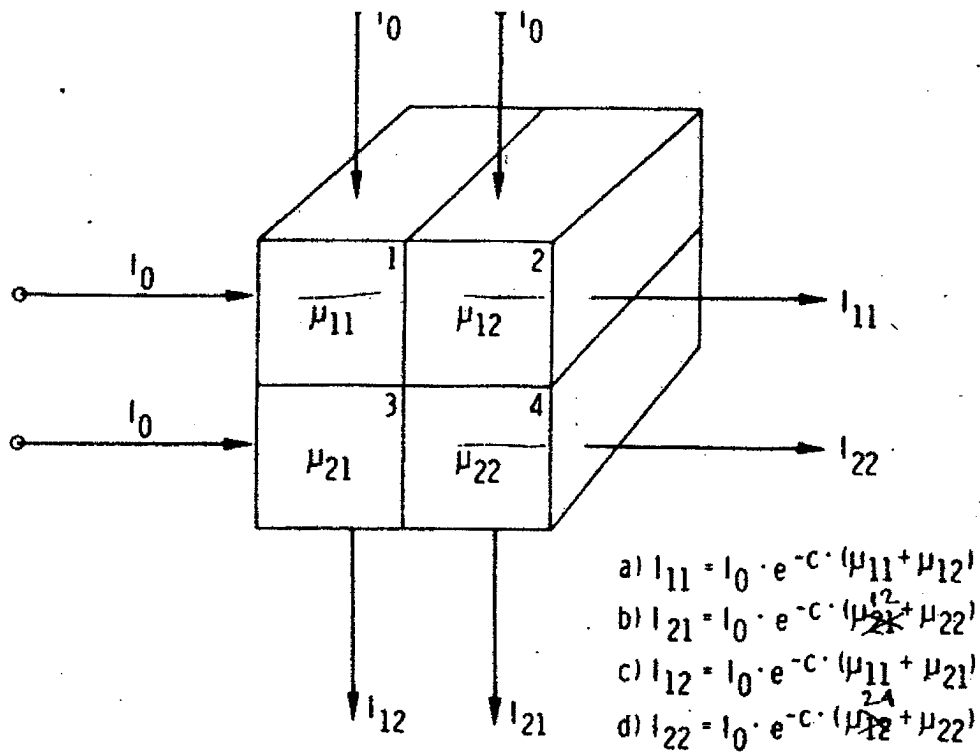
34. ábra. A CT-leképezés technikai megoldása

Egy-egy réteg letapogatásához a cső-detektor rendszer teljesen körüljárja a beteget. A különböző állásokban mért abszorpciós profilok (AP₁, AP₂ stb.) jutnak a számítógépbe

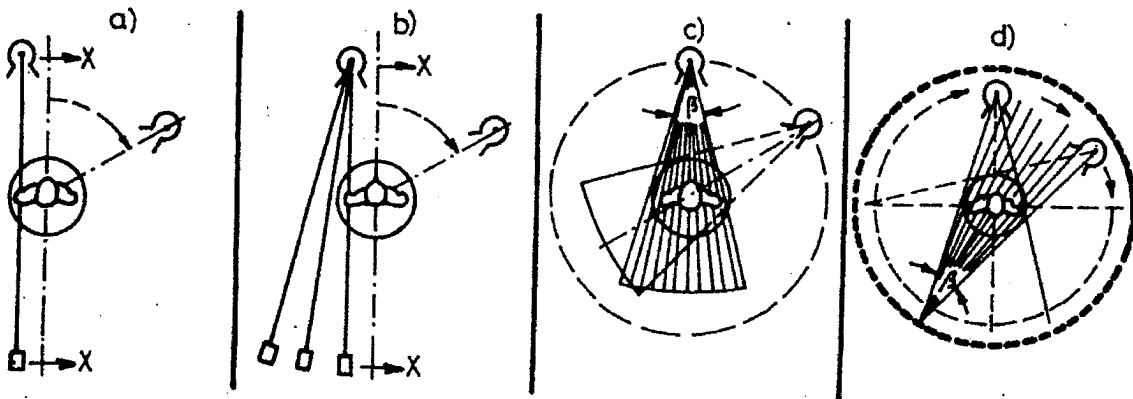


35. ábra. CT abszorpciós skála

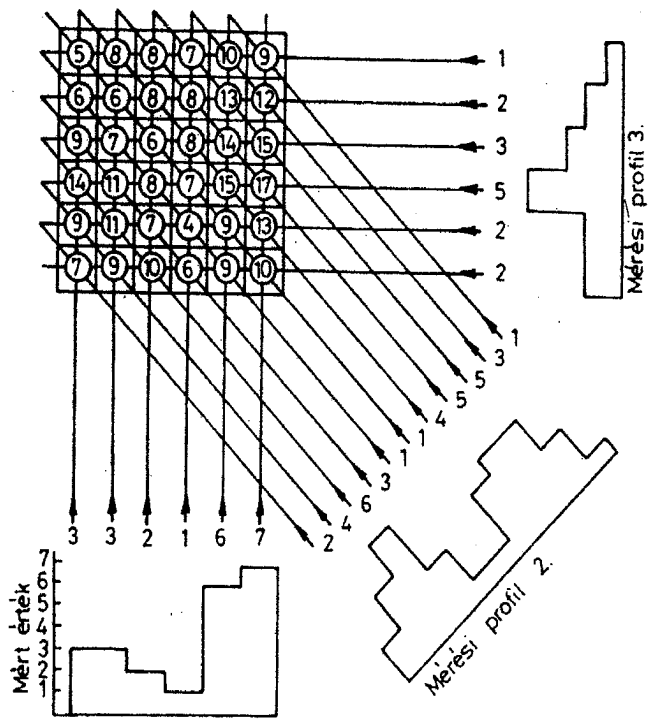
A különböző szövetek és szervek vízhez viszonyított sugárelnyelési tartományai



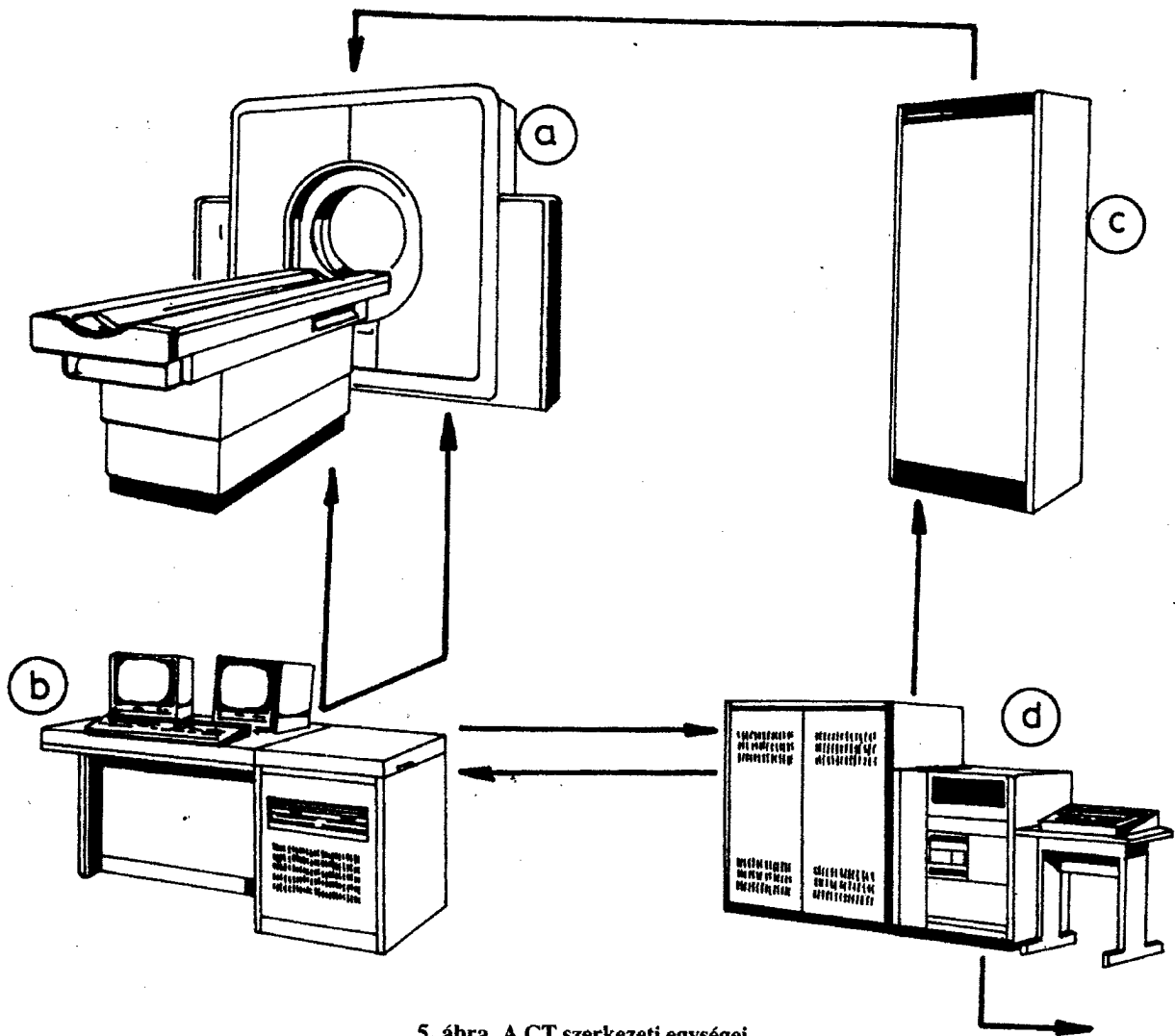
3. ábra. A sugárgyengítési tényezők matematikai megfeleltetése a CT képképzéséhez



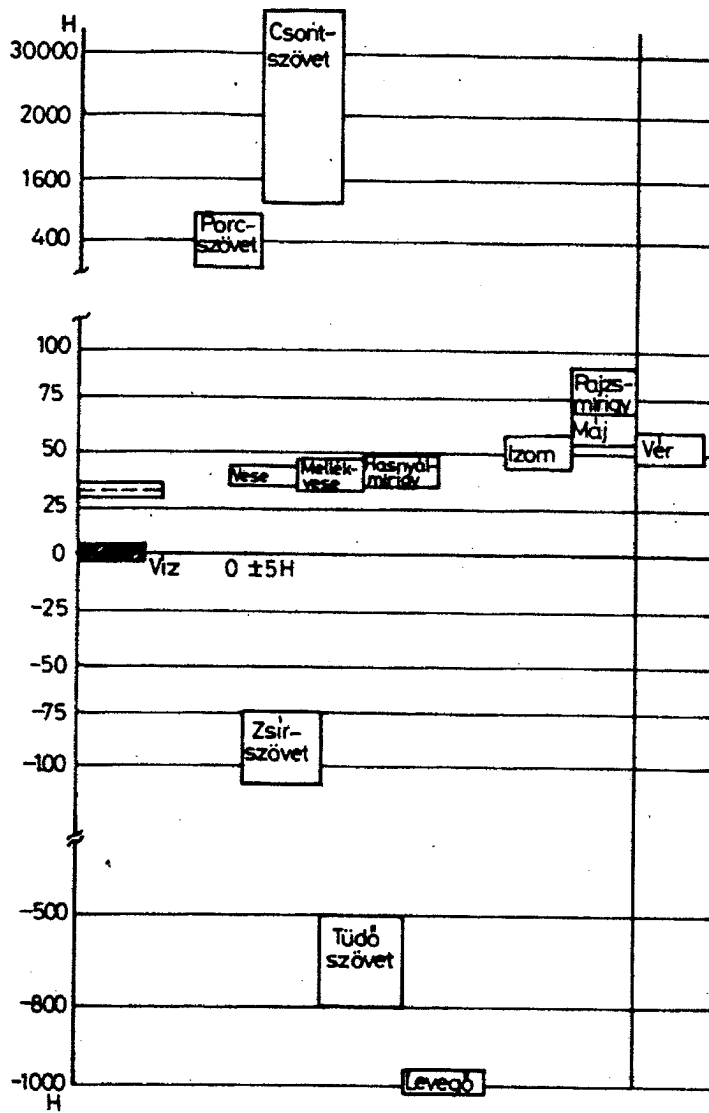
4. ábra. Mérési módszerek generációs rendszerei



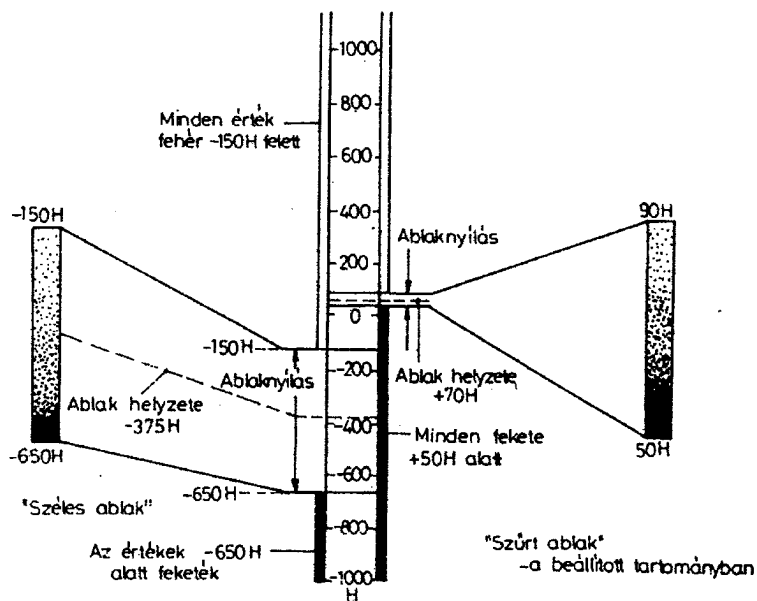
6. ábra. Összegzett mátrix



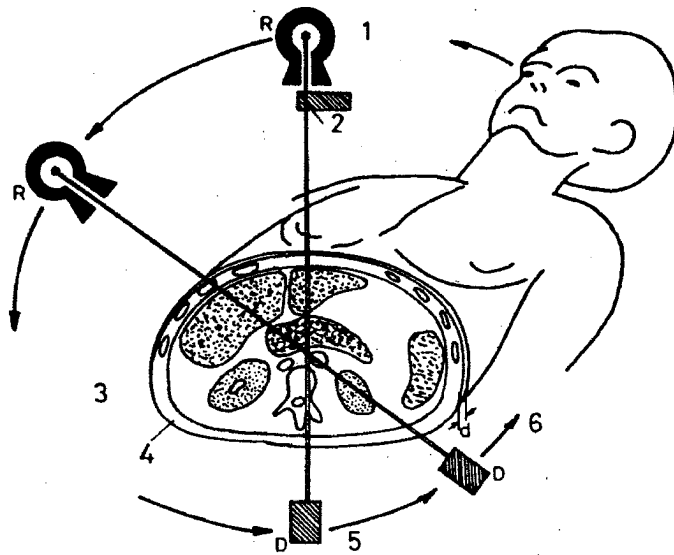
5. ábra. A CT szerkezeti egységei
 a) vizsgáló szerkezet,
 b) diagnosztikai konzol és vezérlőpult,
 c) nagyfeszültségű generátor,
 d) komputerrendszer és a képalkotó egység



7. ábra. Különböző testszövetek Hounsfiels-egységgel jellemezhető abszorpciós értéke

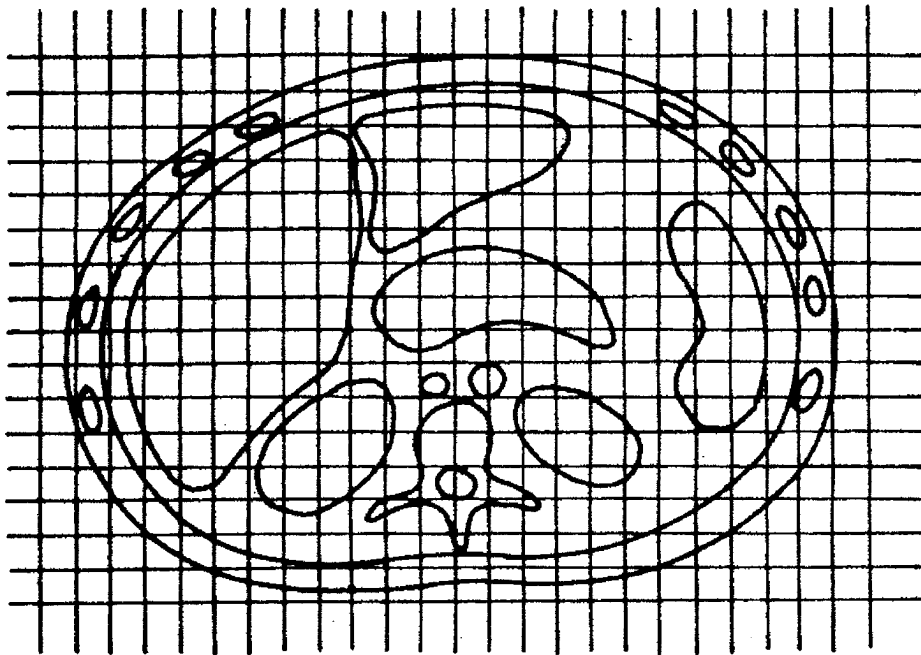


8. ábra. Ablakválasztás az optimális szűrkeségi skála kiválasztásához

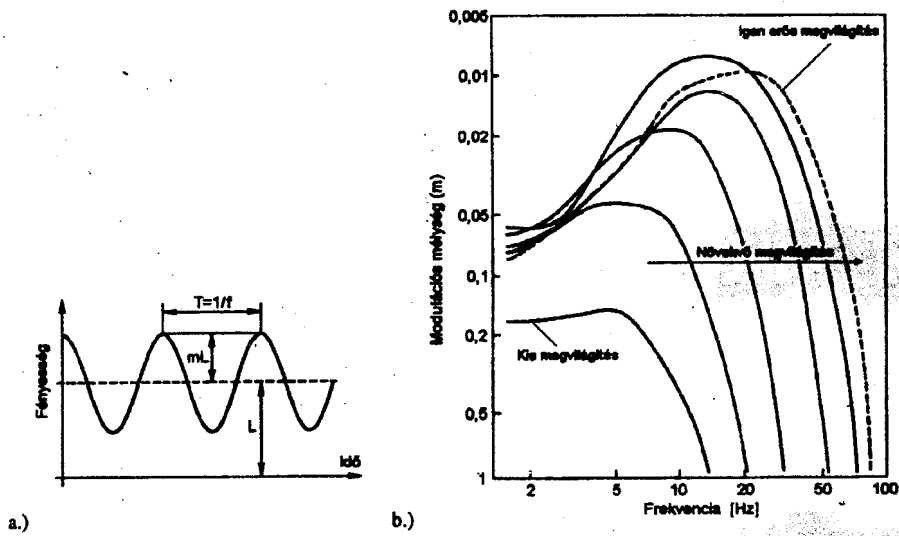


1. ábra. A CT-felvétel vázlata

1. Röntgencső, 2. referencia detektor,
 3. az első adatgyűjtés helye,
 4. az emberi test keresztmetszete, 5. mérődetektor (D),
 6. a körbefordulás iránya (3-6), d) felbontás

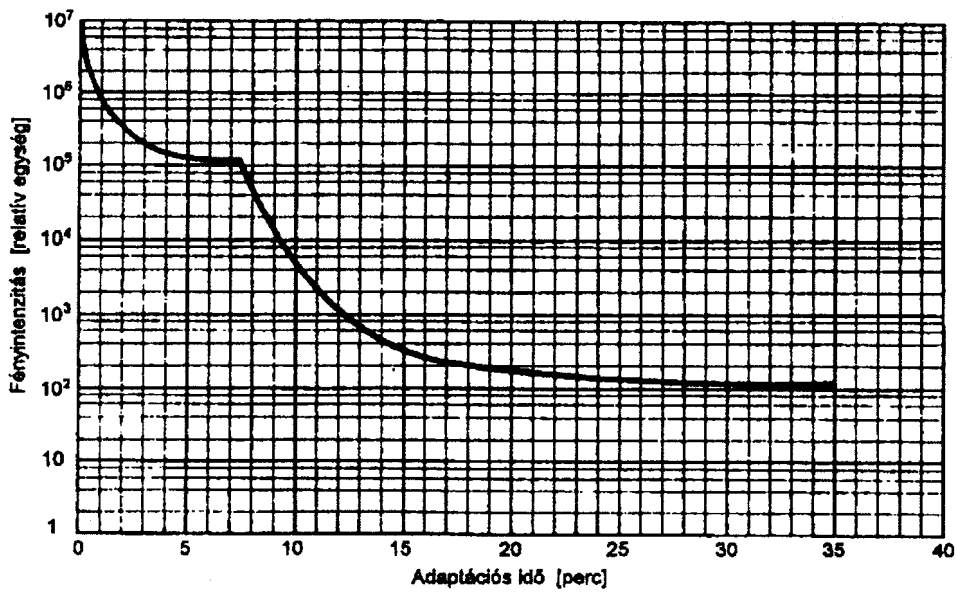


**2. ábra. Transzverzális metszet mátrix-felosztással,
 az egyes mezők, „pixelek” nagysága $1 \times 1 \text{ mm}^2$**

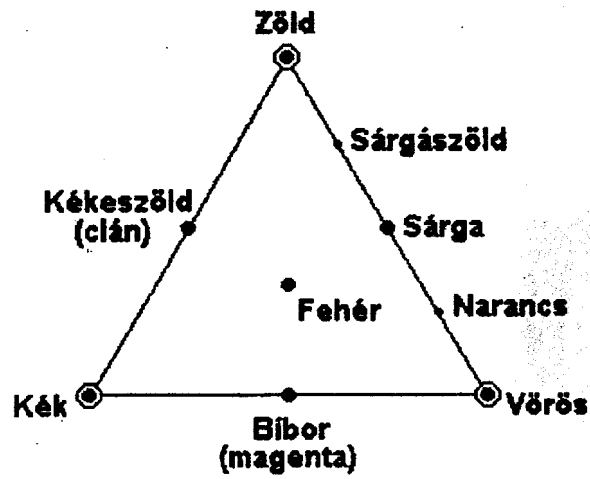


3.11. ábra. A villódzási modulációs érzékenység

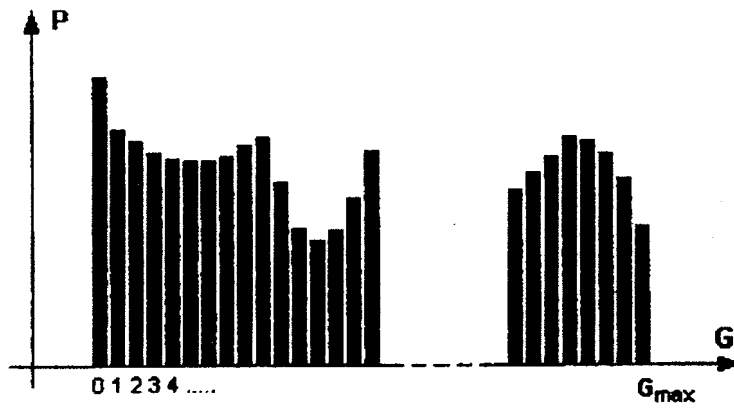
3-9



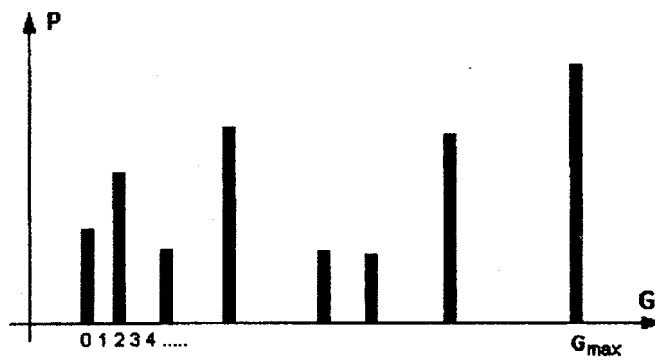
3.13. ábra. Az emberi szem adaptációs görbéje



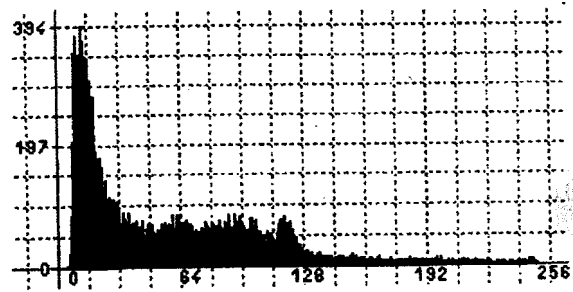
3.15. ábra. A MAXWELL háromszög



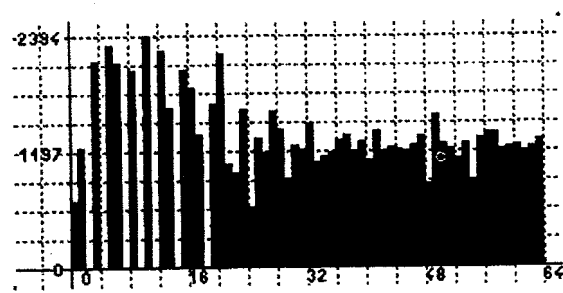
5.12. ábra. A hisztogram



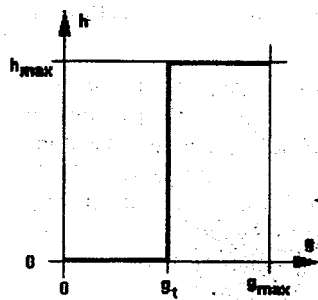
5.13. ábra. Kevés árnyalaton kódolt kép hisztogramja



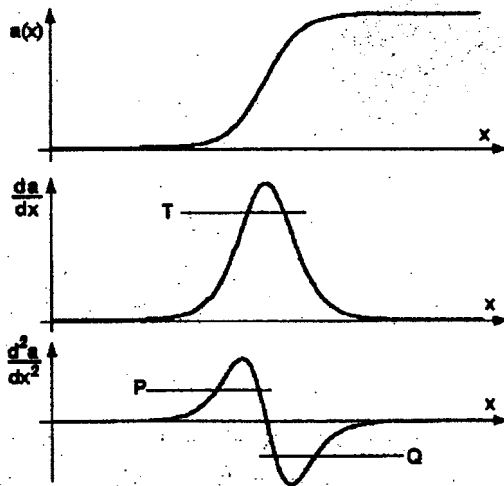
ammal rendelkező kép és hisztogramja



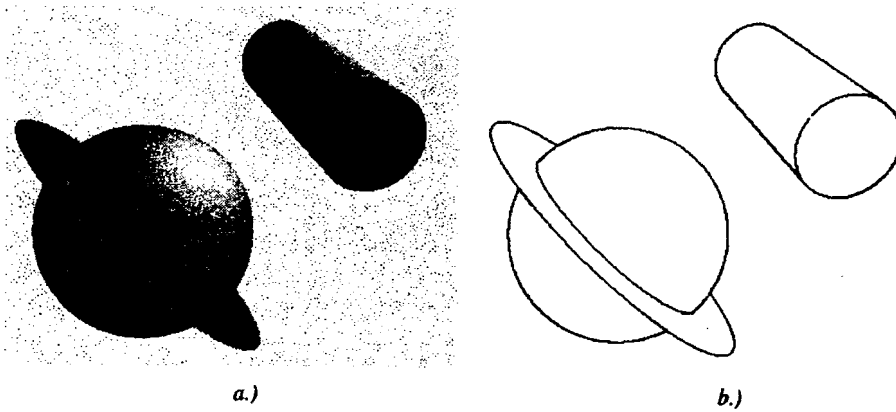
in kiegyenlítés eredménye



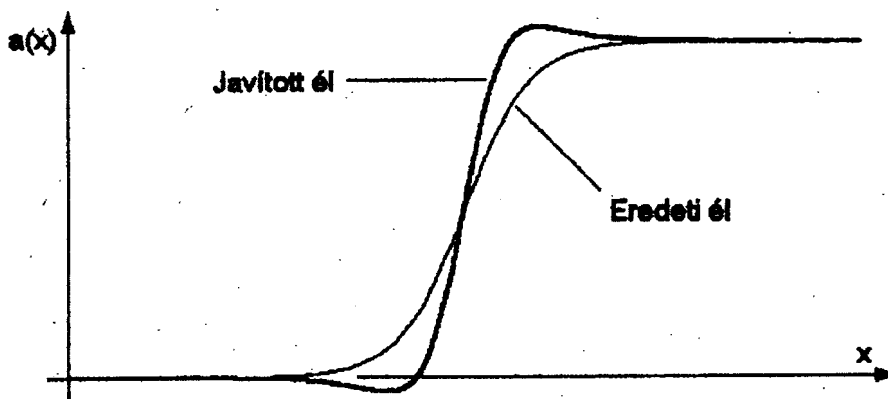
5.23. ábra. A vágás művelete ennek a fényességi transzformációnak felel meg



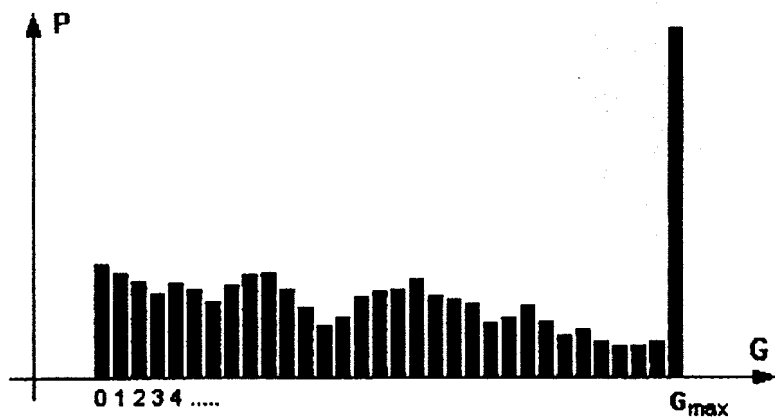
5.39. ábra. Fényességi függvény és deriváltjai



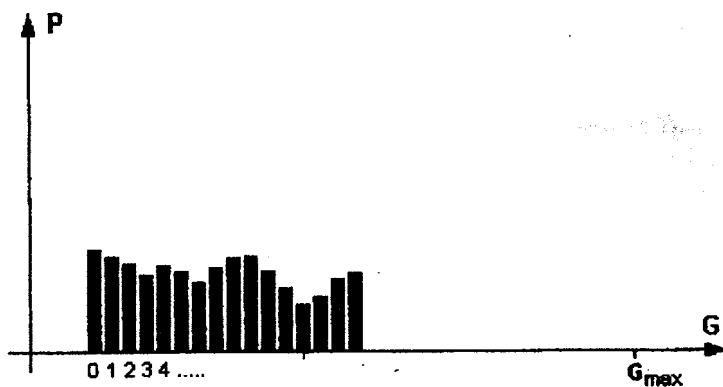
5.41. ábra. LAPLACE operátoros élkeresés mesterségesen generált képen



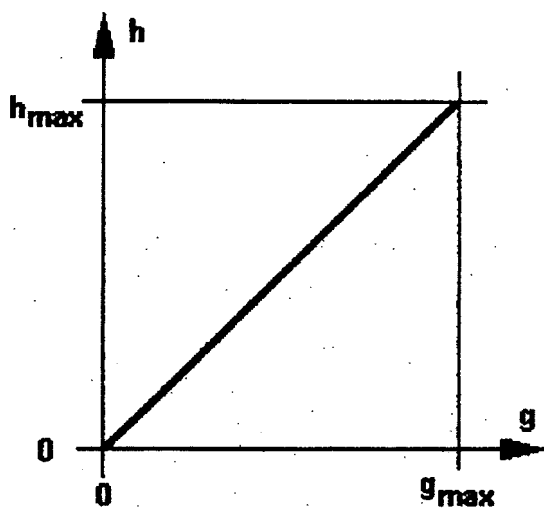
5.42. ábra. A LAPLACE operátoros képjavítás elve



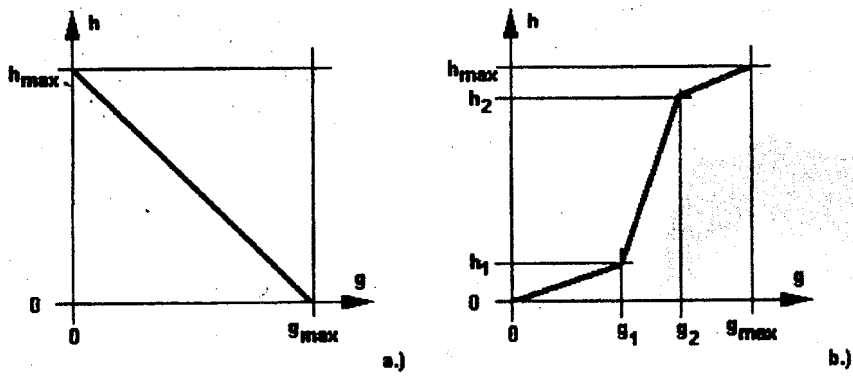
5.14. ábra. „Túlexponált” kép hisztogramja



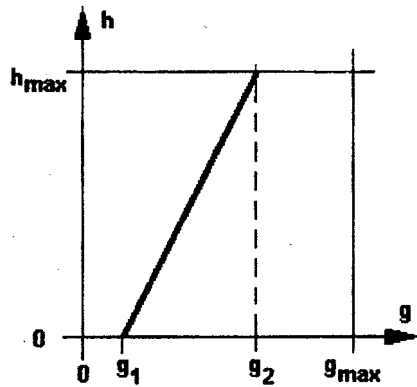
5.15. ábra. A kép nem használja ki a teljes fényességi tartományt



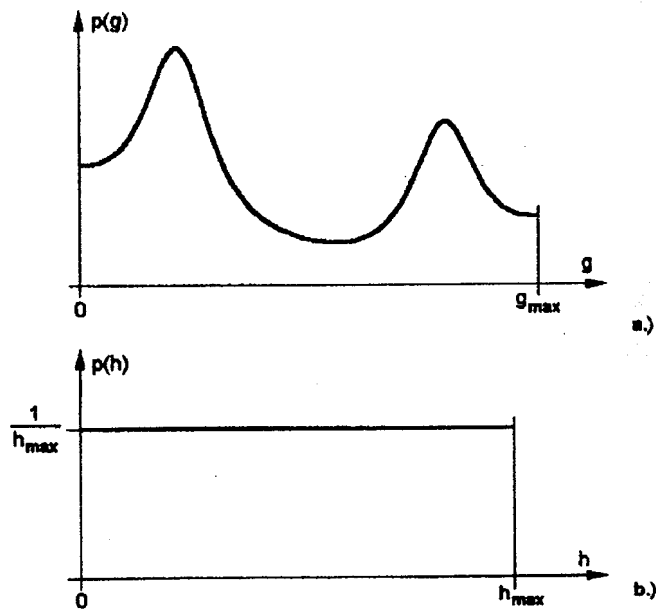
5.16. ábra. Identikus fényességi leképezés



5.17. ábra. Fényességi transzformációk a.) Negatív képet adó leképezés b.) Egy fényesség tartomány kinagyítása



5.19. ábra. Az (5.12) képlet szerinti normálás ezzel a leképezéssel azonos



5.20. ábra. A hisztogram kiegyenlítéshez

5.6. Élkeresés

A képfeldolgozás alapvető műveletei között jelentős helyet foglal el az élkeresés. Célja: a képen látható egyes tárgyak kontúrjának megállapítása. Ez az első lépés a kép szegmentálása, vagyis elkülönülő tárgyakhoz tartozó részletekre való szétbontása során.

Az élkeresés alap gondolata: két tárgy között a határ (feltehetően) ott van, ahol a kép fényessége ugrásszerűen változik. Ilyen hirtelen fényesség-ugrást ugyan egyes tárgyak felületi rajzolata, textúrája is mutathat (zebra, sakktábla), de ezzel egyelőre ne törődjünk. Előfordulhat az is, hogy tárgy és háttér egybeolvad, határuk nem detektálható, mert fényességük között nincs lényeges különbség (a szürke számár és a kód problémája). Mindezen nehézségeket egyelőre figyelmen kívül hagyva, keressünk olyan algoritmusokat, melyek segítségével a fényesség ugrások kontúrvonalai kirajzolhatók.

5.6.1. Elsőrendű élkeresési módszerek

Tekintsük a képet most térben és fényességben folytonos kétváltozós függvénynek, jelöljük ezt a függvényt $a(x,y)$ -nal. A fényesség ugrások nyilván kapcsolatba hozhatók a függvény hely szerinti deriváltjaival: ott van erős ugrás, ahol a derivált nagy. Ezen az úton indulunk el. Először a függvény első deriváltját próbáljuk felhasználni, ilyenkor beszélünk elsőrendű módszerről.

Az $a(x,y)$ kétváltozós függvény első deriváltja a gradiensvektor:

$$\text{grad } a = \mathbf{i} \frac{\partial a}{\partial x} + \mathbf{j} \frac{\partial a}{\partial y} \quad (5.31)$$

ahol \mathbf{i} és \mathbf{j} az x és y irányú bázisvektorok. A gradiensvektor a legerősebb változás irányába mutat, tehát éppen merőleges a kontúrra. A vektor abszolút értéke az intenzitás ugrás erősségét adja.

Készítsünk skalár-képet a gradiensvektor abszolút értékéből! Ezt így számolhatjuk:

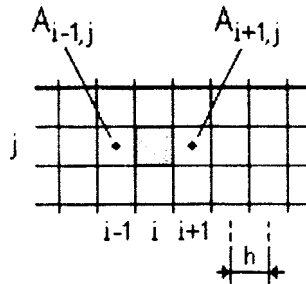
$$|\text{grad } a| = \sqrt{\left(\frac{\partial a}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial a}{\partial y}\right)^2} \quad (5.32)$$

Digitális képeink térben diszkrétizált pontokban felvett $A_{i,j}$ értékeikkel adottak. A da/dx stb. differenciálhányadosok számítására ehhez igazodó módszert kell használnunk. Alkalmos megoldás, ha a differenciálhányadost differenciahányadossal helyettesítjük. Például az x szerinti deriváltat így közelíthetjük (lásd az 5.34. ábrát is):

$$\left. \frac{\partial a}{\partial x} \right|_{i,j} \equiv \frac{A_{i+1,j} - A_{i-1,j}}{2h} \quad (5.33)$$

ahol h két pixel távolsága. (h értékének a későbbiekben nem lesz jelentősége, mert az él képet amúgy is normálni fogjuk. Ezért az (5.33) egyenlet nevezőjét mostantól elhagyjuk.) Az x irányú differencia-képet a továbbiakban D' -szel jelöljük:

$$D_{ij}^1 = A_{i+1,j} - A_{i-1,j} \quad (5.34)$$



5.34. ábra. A differenciahányados értelmezéséhez

A kapott derivált az 5.34. ábra szürkével jelölt, i, j indexű pixelére vonatkozik, s számításához a bal és a jobb oldali szomszédját használtuk fel. Felmerül a kérdés: miért nem két közvetlen szomszéd értékének különbségét vettük? Az egyik ok: a két közvetlen szomszéd különbsége felezőpontjukra, tehát a közöttük lévő pixelhatáira érvényes deriváltat közelíti a legjobban, vagyis a derivált képet fél pixel eltolással kapnánk. A másik ok mögött még súlyosabb probléma van. Az (5.33) összefüggés felerősíti a képen lévő zajt, mert a hasznos része, a derivált különbségképzéssel képződik, de az $A_{i+r,j}$; és az $A_{i-j,j}$; adatot terhelő zaj (gyökösen) összegződik. Minél kisebb az alapul vett két pont között a távolság, ez a hatás annál erősebb. A két pixelnyi bázistávolság ésszerű kompromisszum.

5.6.2. Másodrendű élkeresési módszerek

Élkeresésre a kép második térbeli deriváltját is felhasználhatjuk. Láttuk, hogy az $a(x,y)$ függvény első deriváltja, gradiense vektorteret szolgáltat. Ennek további deriváltja a divergencia. Egy vektortér divergenciáját az alábbi módon kapjuk:

$$\operatorname{div}(\mathbf{i} \cdot f_x + \mathbf{j} \cdot f_y) = \frac{df_x}{dx} + \frac{df_y}{dy} \quad (5.49)$$

6.1. FOURIER sorfejtés két dimenzióban

6.1.1. Az egydimenziós eljárás összefoglalása

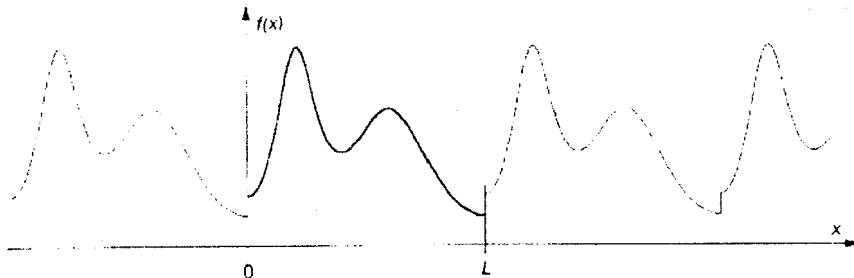
Legyen az $f(x)$ függvény, amelyet FOURIER sorával akarunk előállítani, a 6.1. ábra vastag vonallal rajzolt görbéje. A függvény „értékes” szakasza véges hosszúságú; legyen ez a $[0, L]$ intervallum. A FOURIER sorfejtés a függvényt exponenciális tagok végtelen soraként állítja elő

$$f(x) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_n \cdot \exp(j \frac{2\pi}{L} n x) .$$

ahol a C_n állandók a FOURIER együtthatók. Utóbbiak a következő integrállal számolhatók:

$$C_n = \frac{1}{L} \int_0^L f(x) \cdot \exp(-j \frac{2\pi}{L} n x) dx .$$

10 A függvény eleget kell tegyen egyes, nem túl szigorú feltételeknek. Elegendő, ha fix) korlátos, integrálható és véges számú szakadási helytől eltekintve differenciálható. A képfeldolgozás során előforduló függvények mindig teljesítik ezen feltételeket.



6. 1. ábra. A FOURIER sorfejtéshez

A (6.1) egyenletet szemügyre véve megállapíthatjuk, hogy az az L hosszúsággal periodikus függvényt állít elő: $f(x) = f(x+L)$. Ez azt jelenti, hogy a FOURIER sorral előállított függvényünk az x tengely mentén periodikusan ismétlődik (lásd az ábrát). Ez számunkra semmi zavart nem okoz, hiszen minket csak a $[0, L]$ tartomány pontos előállítása érdekel. A C_n együtthatók természetesen komplex értékűek, hiszen a számításukra szolgáló (6.2) integrál alatt az exponenciális függvény komplex. Tehetünk viszont egy lényeges megállapítást ezen együtthatókra, amennyiben az $f(x)$ függvény valós értékű:

$$C_{-n} = \bar{C}_n$$

ha $f(x)$ valós értékű,

ahol $\bar{}$ a komplex konjugált jele. Az állítást a(6.2) egyenletre nézve láthatjuk be. Ha n helyére $-n$ -et helyettesítünk, az exponenciális függvény konjugáltra vált Valós értékkel való szorzással, továbbá az összegzéssel (integrálással) a konjugált képzés felcserélhető. Így C_n is konjugáltra vált.

6.1.2. Kétdimenziós függvény FOURIER sora

A kétdimenziós FOURIER sor tárgyalása során az egydimenziós esettel analóg módon járunk el. Legyen az $f(x,y)$ vizsgált függvény a 6.2. ábra szerinti, $0 < x < L_x$, $0 < y < L_y$, tartományon értelmezve! (Gondoljunk egy szürkeárnyaltos kép kétdimenziós fényesség függvényére.) A függvényt először az x irányban fejtjük sorba, a (6.2) egyenlet alkalmazásával:

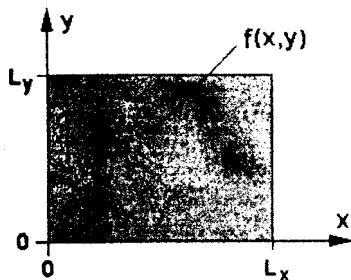
$$C_m(y) = \frac{1}{L_x} \int_0^{L_x} f(x,y) \cdot \exp(-j2\pi m \frac{x}{L_x}) dx .$$

Mivel y -t egyelőre szabad paraméterként hagytuk, a kapott C_m , együtthatók nyilván függvényei y -nak (ahogyan ezt a(6.4) egyenlet bal oldalán jeleztük is). Végezzük el most a $C_m(y)$ együtthatók sorfejtését az y irányban!

$$C_{mn}(y) = \frac{1}{L_x} \int_0^{L_x} f(x,y) \cdot \exp(-j2\pi m \frac{x}{L_x}) dx .$$

Mivel y -t egyelőre szabad paraméterként hagytuk, a kapott C_{mn} , együtthatók nyilván függvényei y -nak (ahogyan ezt a(6.4) egyenlet bal oldalán jeleztük is). Végezzük el most a $C_{mn}(y)$ együtthatók sorfejtését az y irányban!

$$C_{mn} = \frac{1}{L_x L_y} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} f(x,y) \cdot \exp(-j2\pi m \frac{x}{L_x} - j2\pi n \frac{y}{L_y}) dy dx .$$



6.2. ábra. A 2D sorfejtés kijelölt területe
Behelyettesítve a (6.4) összefüggést

$$C_{mn} = \frac{1}{L_x L_y} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} f(x,y) \cdot \exp(-j2\pi m \frac{x}{L_x} - j2\pi n \frac{y}{L_y}) dy dx . \quad (6.6)$$

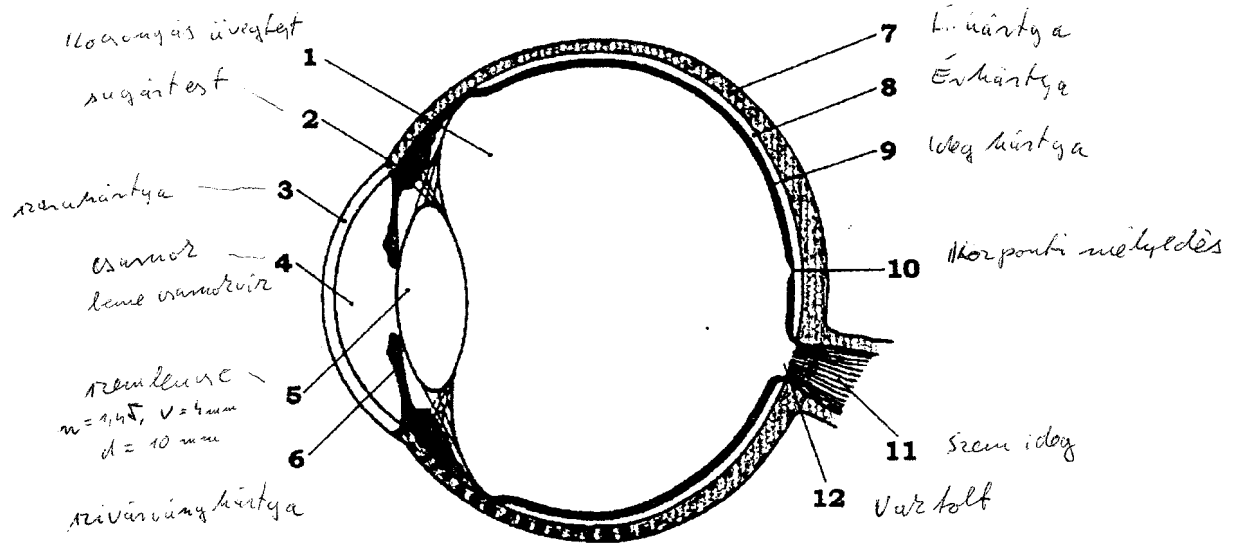
Ezt a kifejezést megengedett átalakításokkal az alábbi formára hozhatjuk:

$$C_{mn} = \frac{1}{L_x L_y} \int_0^{L_x} \int_0^{L_y} f(x,y) \cdot \exp\left(-j2\pi \left(m \frac{x}{L_x} + n \frac{y}{L_y}\right)\right) dx dy$$

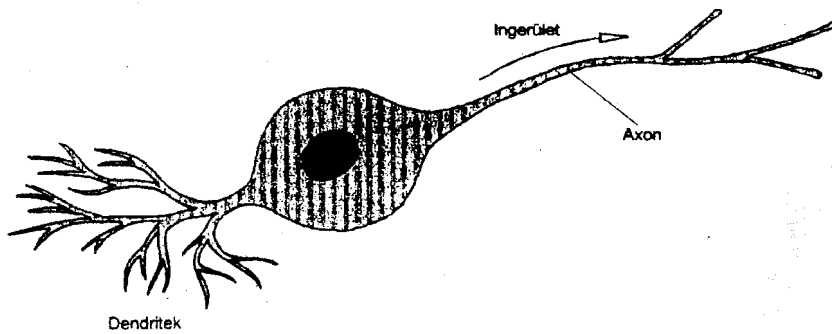
Ez a kettős integrál szolgál a kétdimenziós FOURIER sor $C_{m,n}$, együtthatóinak számítására. Hasonló gondolatmenettel bizonyítható, hogy a függvény visszaállítása az alábbi kettős szummával történhet:

$$f(x,y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} C_{mn} \cdot \exp\left(j2\pi \left(m \frac{x}{L_x} + n \frac{y}{L_y}\right)\right)$$

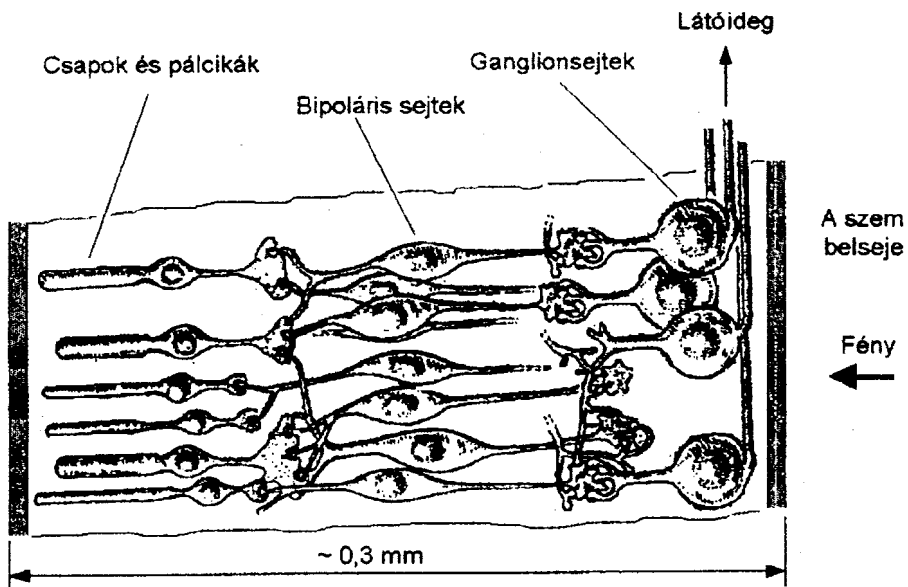
A két bekeretezett összefüggés tehát a kétdimenziós FOURIER sorfejtés alap-egyenletei.



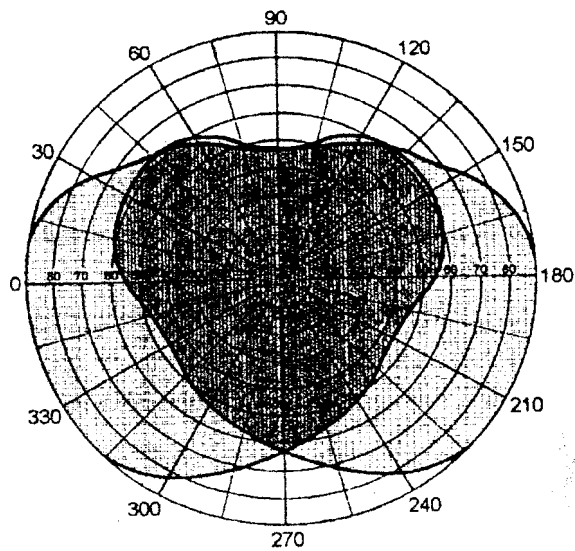
A szem metszete



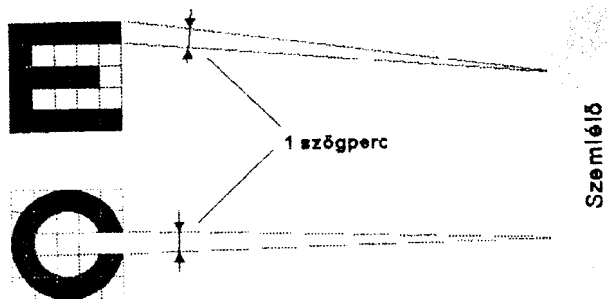
Egy idegsejt felépítése



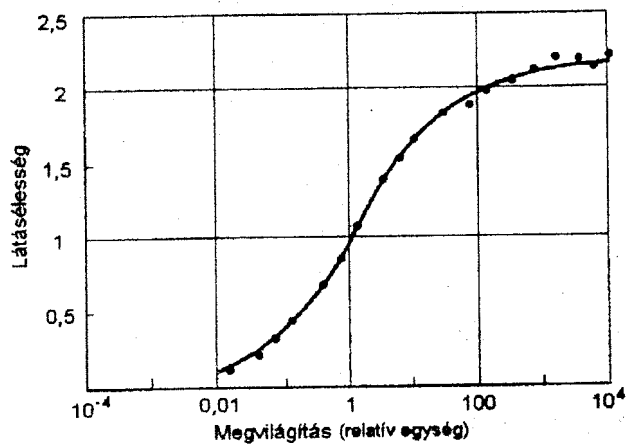
A retina felépítése



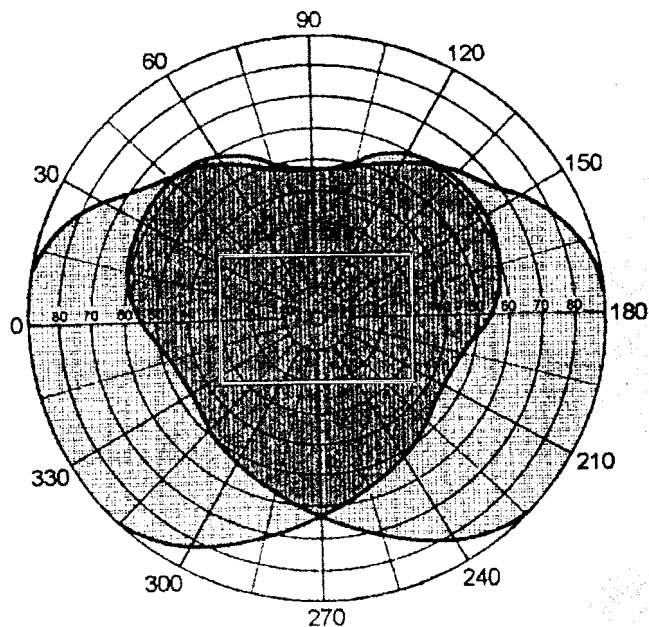
Látótér diagram



Snellen-villa és Landolt-gyűrű



A látásélesség a megvilágítás függvényében

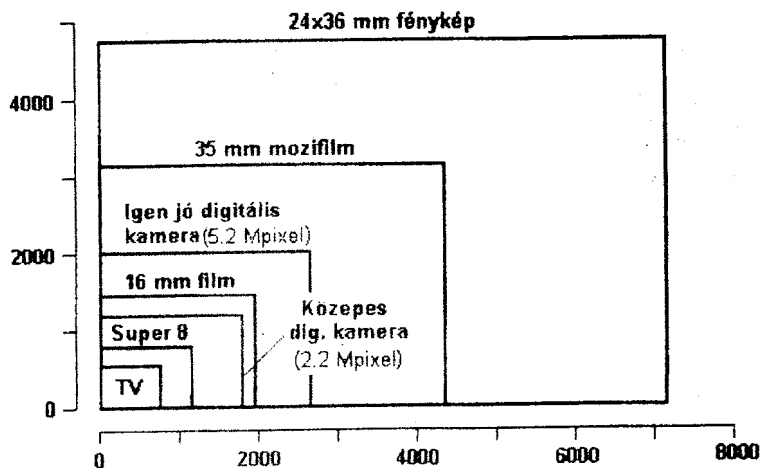


A két szemmel kényelmesen nézhető képfelület

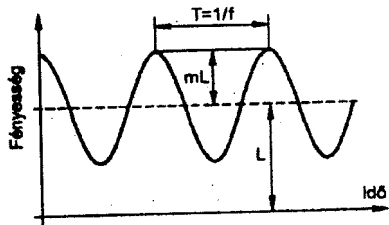
1. Táblázat Egyes képhordozók képpont számának összehasonlítása

FIZIKAI HORDOZÓ	pixelszám		
	vízszintes	függőleges	összes
TV szabvány	800	600	0,48 M
átlag camcorder	400	300	0,12 M
Workstation	1600	1200	1,92 M
Digitális fényképezőgép (2002-ben, legjobb)	2600	2000	5,2 M
Super-8 film (4,3×6mm)	1200	850	1,0 M
16 mm film (7,5×10,36mm)	2000	1500	3,0 M
35 mm film (16×22mm)	4400	3200	14,1 M
Fényképezés (24×36mm)	7200	4800	34,6 M
Félprofi fényképezés (60×60mm)	12000	12000	144 M
A látás igénye	~3600	~2800	~10,0 M

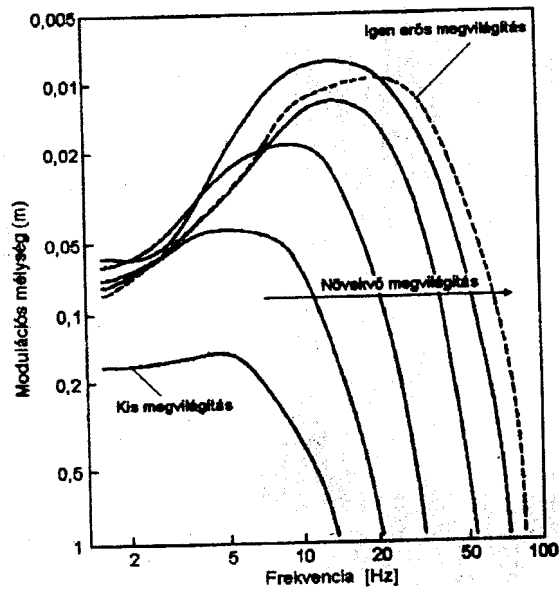
(a látó felbontóképességet 100 vonal/mm=200 képpont/mm számolva)



*Egyes képközvetítő eszközök felbontásának összehasonlítása
(mindkét tengely pixel számban skálázva)*

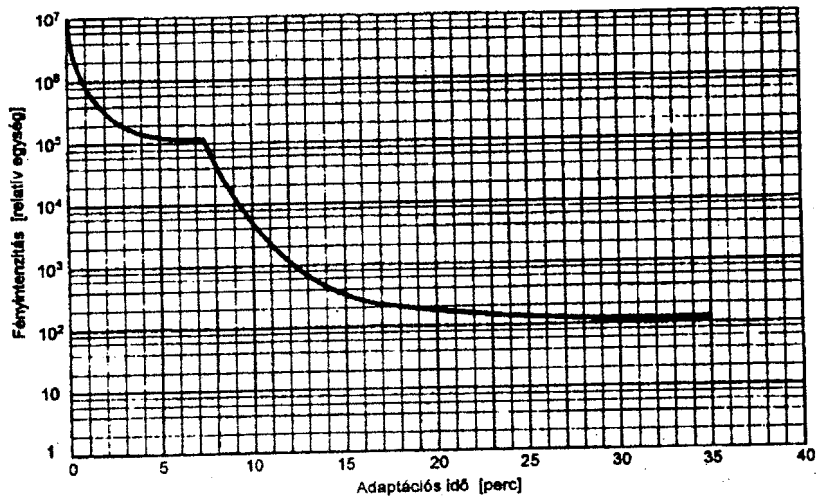


1.)

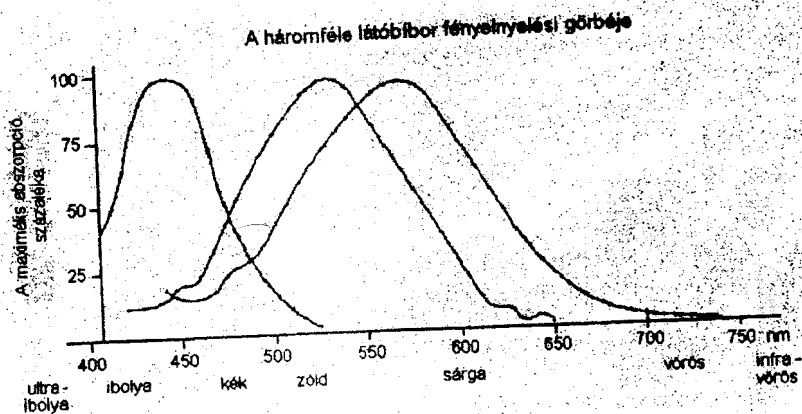


b.)

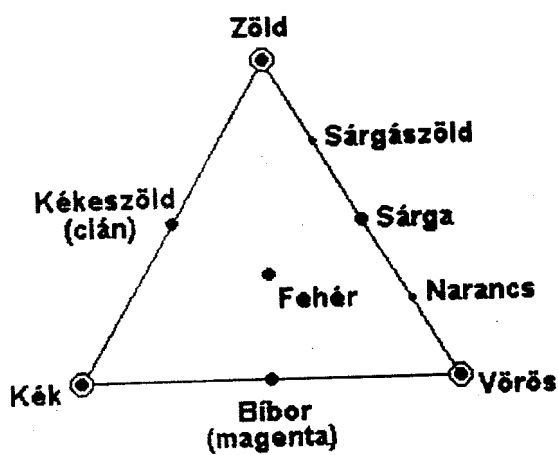
A villódzási modulációs érzékenység



Az emberi szem adaptációs görbéje



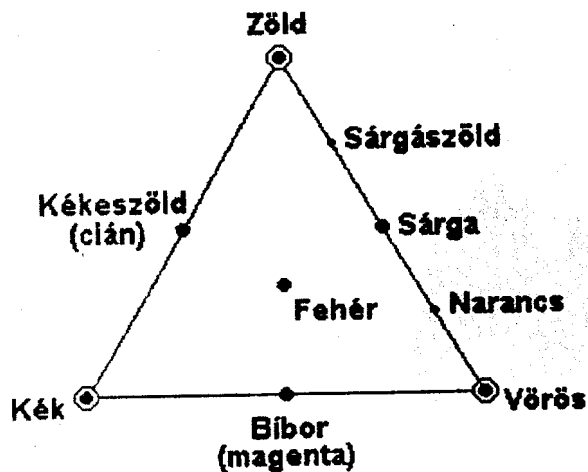
3.14. ábra. A háromféle látófibor abszorpció görbéje



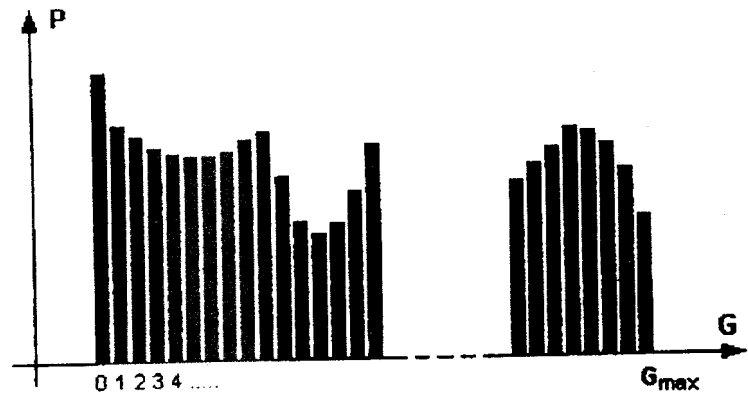
3.15. ábra. A MAXWELL háromszög

	R	G	B
Hullámhossz [nm]	700,0	546,1	435,8
Intenzitás [relatív]	1	4,59	0,06

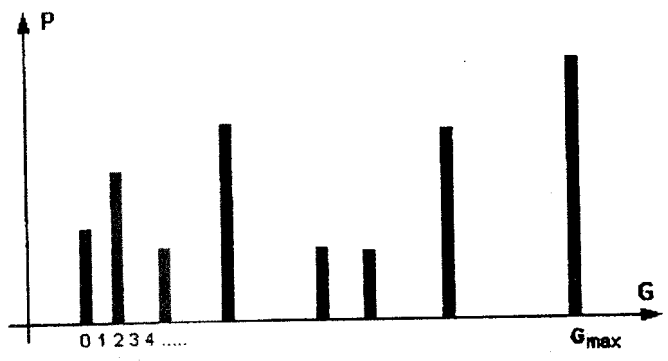
Ezeket az alapszíneket a CIE (Commission Internationale d'Éclairage) 1931-ben szabványosította.



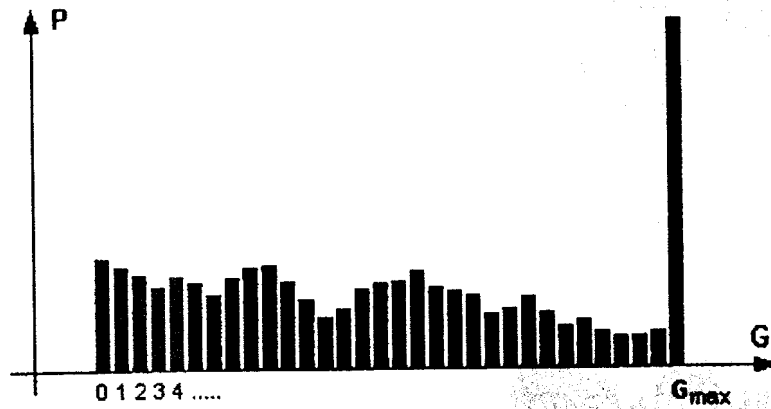
3.15. ábra. A MAXWELL háromszög



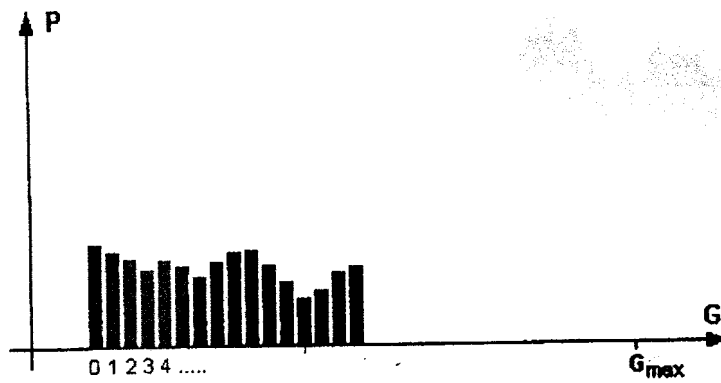
5.12. ábra. A hisztogram



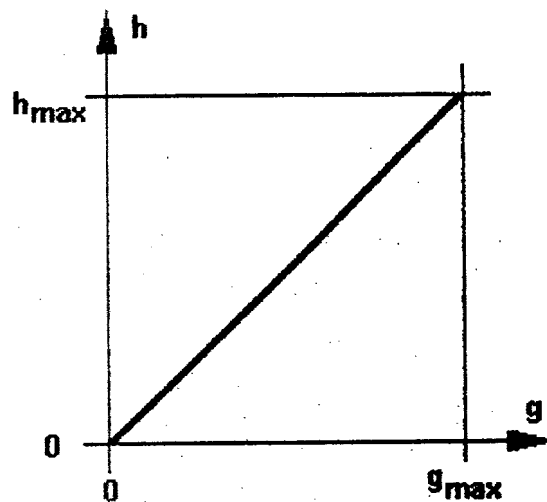
5.13. ábra. Kevés árnyalaton kódolt kép hisztogramja



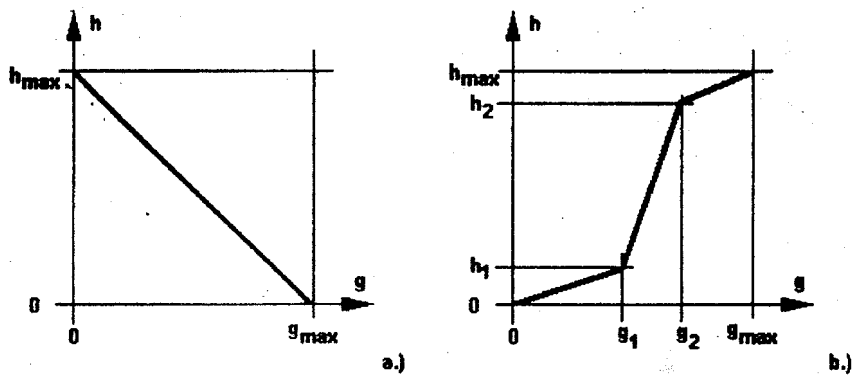
5.14. ábra. „Túlexponált” kép hisztogramja



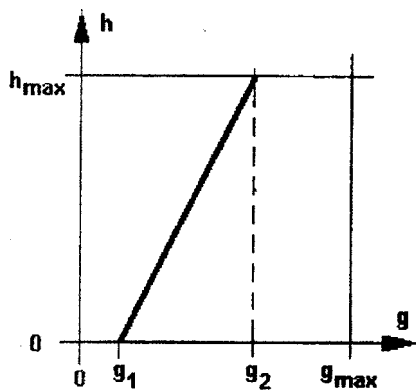
5.15. ábra. A kép nem használja ki a teljes fényességi tartományt



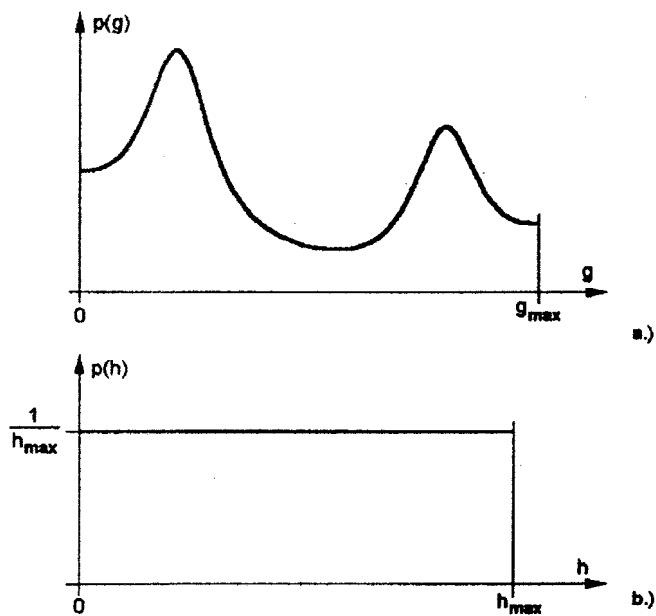
5.16. ábra. Identikus fényességi leképezés



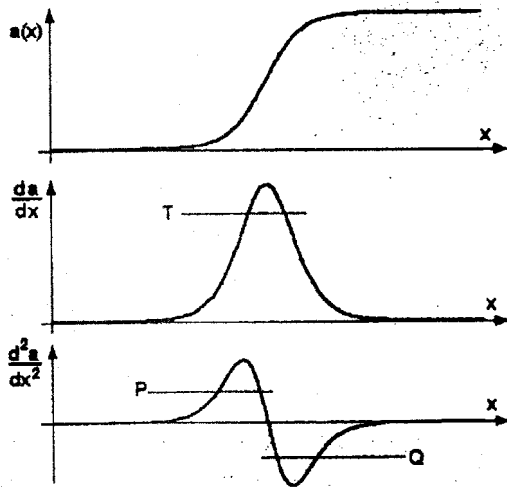
5.17. ábra. Fényességi transzformációk a.) Negatív képet adó leképezés b.) Egy fényesség tartomány kinagyítása



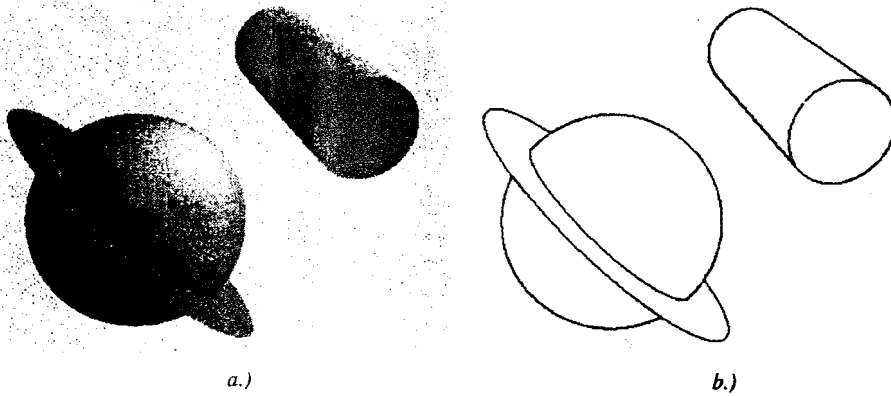
5.19. ábra. Az (5.12) képlet szerinti normálás ezzel a leképezéssel azonos



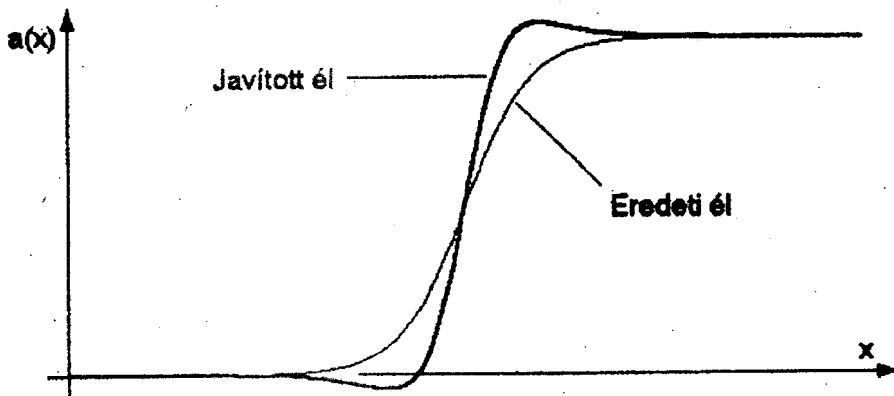
5.20. ábra. A hisztogram kiegyenlítéshez



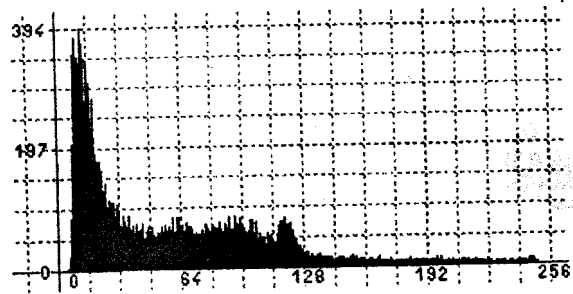
5.39. ábra. Fényességi függvény és deriváltjai



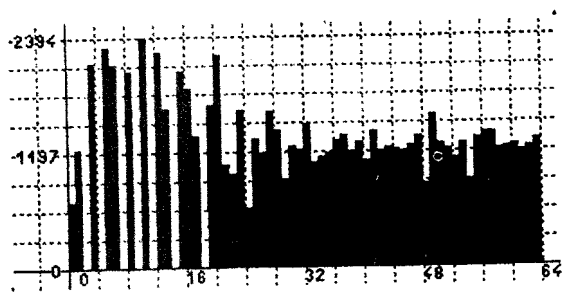
5.41. ábra. LAPLACE operátoros élkeresés mesterségesen generált képen



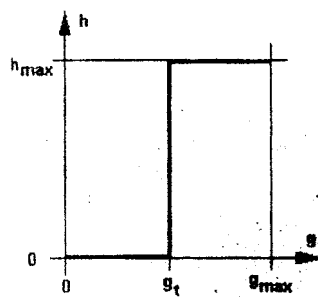
5.42. ábra. A LAPLACE operátoros képjavítás elve



ammal rendelkező kép és hisztogramja



um kiegyenlítés eredménye



5.23. ábra. A vágás művelete ennek a fényességi transzformációnak felel meg