

## Röntgentechnológia az állatorvoslásban I.

## A rácson innen és túl

Dr. Arany-Tóth Attila

SZIE Állatorvos-tudományi Kar, Sebészeti és Szemészeti Tanszék és Klinika



1. kép

Gustav Bucky (1880-1963)

## A rács története

Nem sokkal azután, hogy 1896-ban *Wilhelm Konrad Röntgen* felfedezte a röntgensugárzást, a testben irányt változtató sugarak képminőséget rontó hatása is nyilvánvalóvá vált. Noha akkoriban a jelenség oka még nem volt teljesen világos, számos próbálkozás történt a szórt sugárzás hatásának csökkentésére. Az áttörő siker *Gustav BUCKY* (1. kép) amerikai radiológus nevéhez fűződik, aki 1913-ban megalkotta az első rácsot. Később, 1926-ban *Eryk LYSHOLM*, a svéd Karolinska kórház radiológusa a lamellaszám növelése révén továbbfejlesztette az akkor használatos rács típust. Néhány évvel később *Sven Ledin* svéd kutató az ólomlamellák közti teret alumíniummal töltötte ki, aminek nyomán a Lysholm-rács a ma is használatos egyseges, szilárd formáját elnyerte.

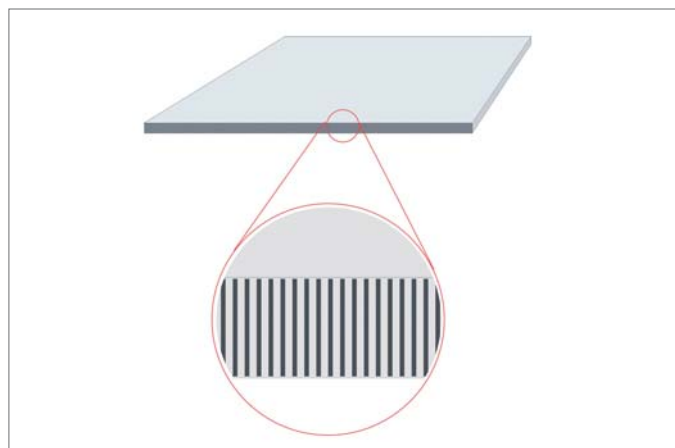
## Fizikai alapok

A testbe behatoló röntgensugár három lehetséges úton haladhat tovább.

1. A röntgensugárból kilépő sugarak egy része **nem ütközik** a test anyagi részecskéivel, hanem akadálytalanul áthalad a testen. Ezek a *primer röntgenfotonok* a testet elhagyva a röntgenfilmen létrehozzák a megfelelő fotokémiai reakciót, azaz a képalkotás szempontjából hasznosak.

2. Amennyiben a röntgenfoton egy testi atom belső elektronpályáján lévő elektronnal ütközik úgy, hogy teljes energiáját átadja az elektronnak, akkor az elhagyhatja pályáját (ionizáció). A szabaddá vált elektron (*fotoelektron*) kinetikus energiája olyan kicsi, hogy nem képes kilépni a testből. A megüresedett helyet egy, a külső pályákról származó elektron tölti be, miközben karakterisztikus nagyságú energia szabadul fel fényfoton formájában. A folyamatot **fotoelektromos abszorpciónak** nevezzük. Mivel a röntgenfoton teljes energiája elnyelődik az anyagban, nincs kilépő, azaz másodlagos röntgensugárzás. A fotoelektromos kölcsönhatás nagyobb kötési energia esetén gyakoribb. Nagyobb kötési energiát nagyobb rendszámú elemek atomjaiban találunk. Ez magyarázza, hogy a nagyobb rendszámú elemek (I, Ba, Pb) jobban abszorbeálják a röntgensugarat, mint a testet alkotó, alacsonyabb rendszámú elemek (H, O, C).

2. kép: A rács felépítése

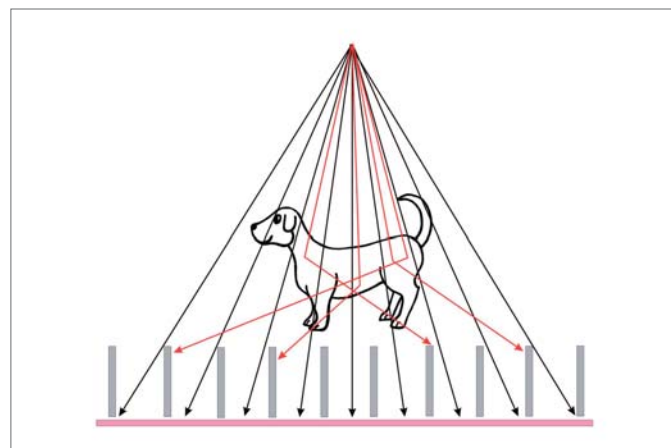


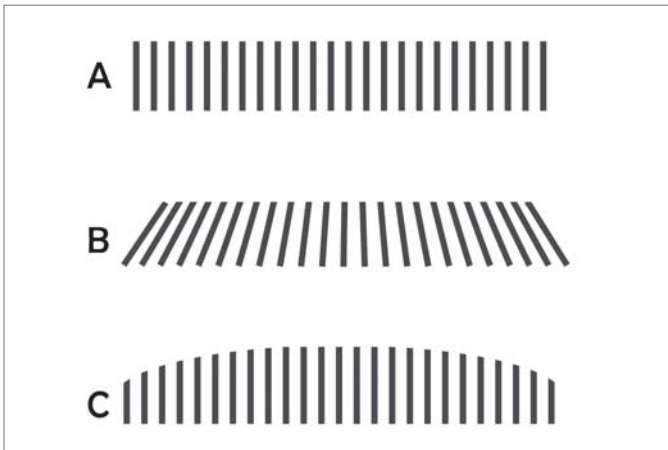
3. A harmadik típusú találkozás akkor jön létre, ha a röntgenfoton egy külső pályáján mozgó elektronnal ütközik úgy, hogy mozgási energiájának csak egy részét adja át. Ennek hatására az elektron kiszabadul az atomi kötélekből, a röntgenfoton pedig irányt változtatva csökkent energiával folytatja tovább útját. A jelenséget Compton effektusnak, vagy **Compton szóródásnak** hívjuk. A Compton szóródás mértéke a besugárzott anyag térfogatával arányos, azaz minél *nagyobb* a röntgenezett terület, illetve minél *vastagabb* a röntgenezett testrész, annál nagyobb a szóródás mértéke. Ez indokolja a vizsgálat során a lehető legkisebb sugárlak használatát, illetve vastagabb testrészek esetén a rács alkalmazását. Ugyancsak nő a szórt sugárzás mértéke, *nagyobb energiájú*, azaz magasabb kV értékű röntgensugár használata esetén.

## Általános ismeretek

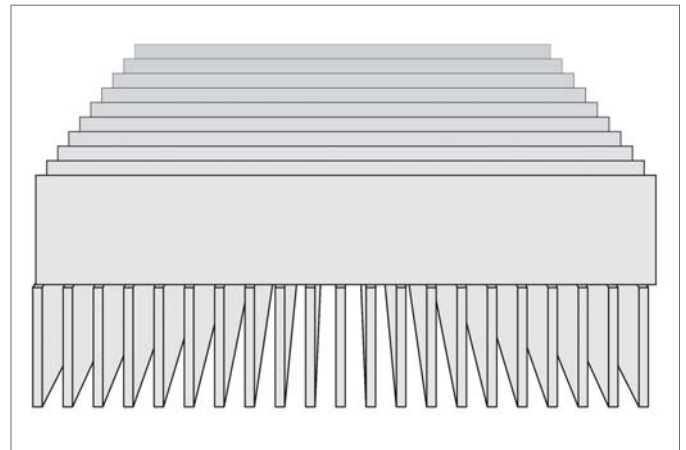
A szórt sugarak a képminőség szempontjából károsak, mert a filmen nem a valós anatómiát jelenítik meg, hanem egyenletes szürke árnyalatot hoznak létre. Ezáltal csökken a denzitáskülönbség (más szóval kontraszt) a sötét és világos területek között, s így romlik az egyes területek elkülöníthetősége.

3. kép: A rács működési elve





4. kép: A rács típusai: A-parallel, B-fókuszált, C-pseudofókuszált



5. kép: A keresztvonalas rács szerkezete

A röntgenológiában a szórt sugárzás csökkentésére közel 100 éve a **rácsot** használják (egyéb elnevezései: raszter, raszter-rács, Lysholm-rács, finomrács). A rács vékony, élére állított ólomlapocskákból álló panel (2. kép), amelynek rácsközeit sugáráteresztő mátrix (általában alumínium, ritkábban műanyag) tölti ki. Az ólomlamellák között a röntgensóvból érkező sugarak áthaladhatnak, az eltérő szögben érkező a szórt sugarak azonban elnyelődnek (3. kép). Az alumínium is abszorbeálja a primer fotonok kis hányadát, de ez csak alacsony kV használata esetén jelentős (pl. mammográfia). Ilyenkor műanyag mátrixú rácsot érdemes használni. A lamellák állása szerint megkülönböztetünk **párhuzamos** (parallel) és **fókuszált** rácsot (4. kép). Utóbbiban a lamellák a sugárforrás, mint fókuszpont felé tekintenek. (Térben elképzelve ez valójában egy vonal, az ún. konvergencia vonal.) A lemezkék szöge meghatározza a sugárforrás és a film távolságát. Pontatlanul beállított film-fókusz távolság műtermék-képződéshez vezet. Párhuzamos rácsok használata esetén a film széli részsein nagyobb szögben beeső sugarak nagyobb mértékben nyelődnek el a rácsban. Ez a **rácslevágás** jelensége, aminek eredményekén a film periferiáján hiányos feketedés alakulhat ki. Kiküszöbölésére a **pseudofókuszált** rácsokban a széli lamellákat magasságát csökkentik.

A rács tulajdonságait meghatározó további két lényeges paraméter a rácsfrekvencia és a rácshányados. A **rácsfrekvencia** az egysegnyi szakaszra eső ólomcsíkok számát jelenti. Jelölésére a line/cm (l/cm) ill. l/inch egységek használatosak. A gyakorlatban kb. 28–103 l/cm közötti rácsokkal találkozhatunk. Nagyobb lamellaszámú rácsokban az ólomcsík szélessége kisebb. Az állatorvoslásban a 40–70 l/cm sűrűségű rácsokat használata elterjedt. A **rácshányados** a lamellamagasság és a lamellaköz hányadosa. Állatorvosi célra általában 8:1, 10:1, 12:1 értékű rácsokat használnak. A magasabb rács-

hányados hatékonyabb szűrést eredményez, ugyanakkor a képalkotáshoz szükséges sugárdózist is fokozza. A rács a lamellák lefutása alapján lehet **lineáris** ill. **keresztvonalas**. Utóbbi esetén két lineáris rácsot egymással 90 fokban elforgatva egymásra helyeznek (5. kép). Ez még pontosabb szűrést eredményez, de nem teszi lehetővé a döntött csővel történő felvételt készítést.

A rácspanel az alkalmazott technikától függően helyeződhet a kazettában, a kazettára ragasztva vagy a vizsgálóasztal síkja alatt, de mindig a páciens és a film között található. Az ólomcsíkok finom árnyéka – különösen alacsony lamellaszám esetén – zavaró lehet a felvételen (6. kép). Ennek kiküszöbölésére szolgál az ún. **Bucky-szerkezet**, amely az asztallal és kazettatartóval egybeépített motoros egység. Feltalálója után (Hollis E. Potter, 1920) a berendezést az angol nyelvterületen a „Potter-Bucky grid” névvel illetik. A szerkezet automatikája az expozíció alatt elmozdítja a rácsot, ezáltal a csíkok árnyéka eltűnik a felvételen, így a zavaró hatás megszűnik. Értelemszerűen az elmozdulás iránya a csíkokra merőleges kell legyen. A fókuszált rácsok nem alkalmazhatók Bucky-szerkezetben. Az állatorvoslásban a „Bucky” (ejtsd: buki) használata kevésbé elterjedt, mivel a működéssel járó zajtól az állatok megijednek, megugranak, ami mozgásélettenséget okozhat a felvételen. Emiatt az **álló (stacioner) rácsok** használata az általános, amelyek olcsóbbak, praktikusabbak és kellő lamellaszám esetén már a röntgenkép csíkossága sem érzékelhető.

Rács használata esetén növelni kell az alkalmazott sugárdózist, mert a primer röntgenfotonok egy része is elnyelődik az ólomlamellák élén, a kisebb energiájúak pedig az alumínium mátrixban. A dózis növelése a mAs érték növelésével valósítható meg. A **rácskonverziós faktor** az a szorzószám, amely megmutatja, hogy hány-szoros mAs érték használata szükséges a rács nélküli állapothoz képest. Ennek értéke függ a sugár energiájától ill. a rácshányadostól is (táblázat).

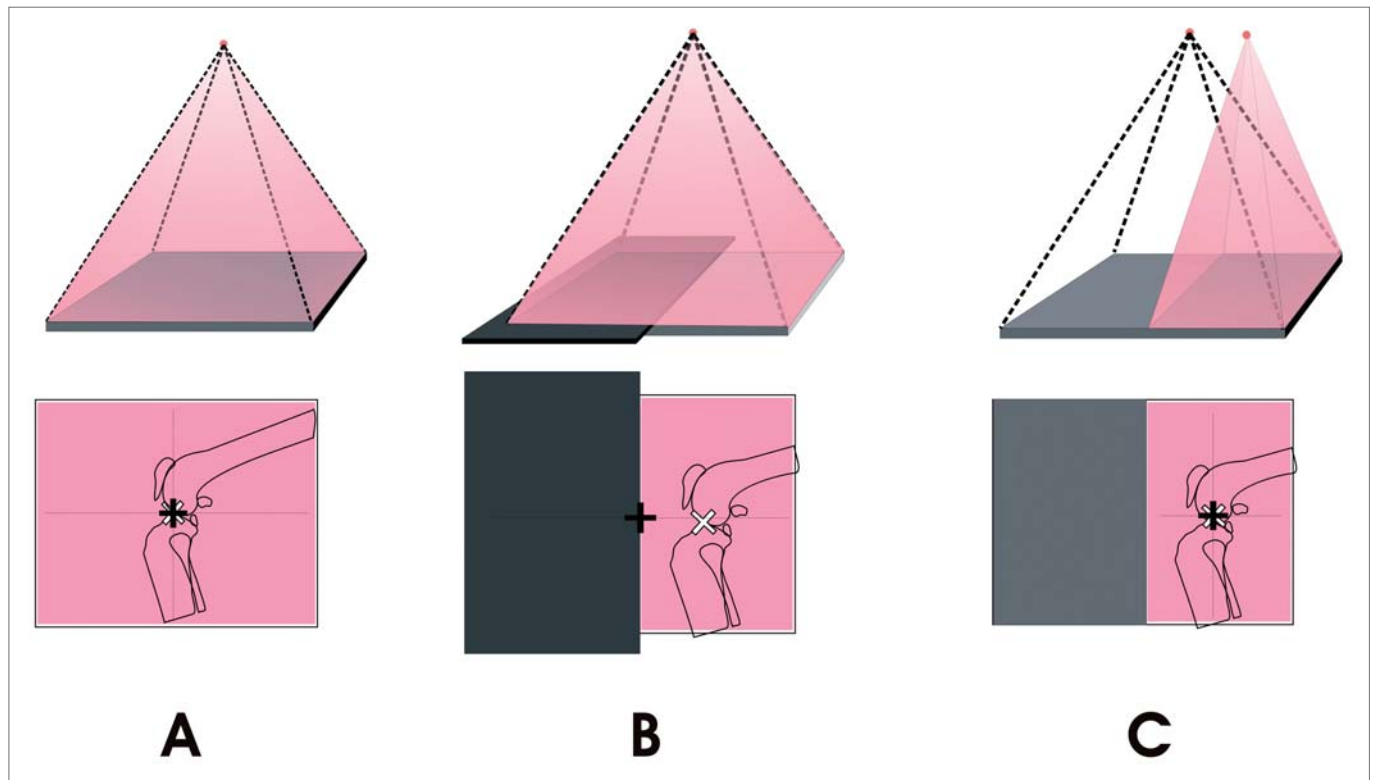
6. kép: Alacsony rácssűrűség esetén a lamellák árnyéka zavaró lehet a felvételen



Rácshányados	60kV	85kV
rács nélkül	1	1
5:1	3	3
8:1	3,75	4
12:1	4,75	5,5

### Hibalehetőségek, gyakorlati tanácsok

**1 felvétel/1 film** – Alaphelyzetben a sugárablak mérete megegyezik a kazettával, a sugárforrás a kazetta középpontja felett található. Ebben az esetben a vizsgált testrész a sugárcentrumban helyeződik, a kapott kép a centrális projekció elve alapján jön létre (7./A kép). Ha a vizsgált terület kisebb mint a rendelkezésre álló kazetta, a szóródás csökkentése érdekében mindenképp szűkítsük a sugárablak méretét a lehető legkisebbre (collimatio).



7. kép: A gyakran használt sugárlak beállítások (fehér x: vizsgált terület, fekete +: sugárközpont)

2 felvétel/1 film – A) Amennyiben egy filmre két expozíció történik, a két egymás mellett lévő ablak létrehozható az egyik kazettafél ólomlapos letakarásával, változatlan cső-film pozíció mellett (7./B kép). E megoldás hátránya, hogy a centrális projekció elve sérül, azaz vizsgált testrész nem helyezhető a fősugarba, s így képe kissé torzított lesz. Ugyanakkor akár párhuzamos, akár fókuszált rácshasználatával nem jelentkezik műtermékképződés a képen.

2 felvétel/1 film – B) A másik lehetőség, a kazetta elcsúsztatása a cső alatt úgy, hogy a sugárlak csak a kazetta felét fedje le (7./C kép). Ekkor a centrális leképezés megvalósítható, de fókuszált rácshasználat esetén – ha az osztás hossz tengelye a rácsvonalakkal párhuzamos – a primer sugarak nem érik el a filmet (8./A, B kép). Így ez a kazetta csak a rácsvonalakra merőlegesen osztható. A megoldás további hátránya, hogy rögzített tálcacső felépítés esetén a kazetta nem toltatható el a cső alatt.

A fenti példákban látható, hogy a párhuzamos rácshasználat előnye, hogy a kazetta bárhol osztható, továbbá kevésbé érzékeny a fókusz centrális helyzetének ill. távolságának pontos beállítására. Hátránya, hogy a film széli részein – különösen nagyobb méretű kazetták esetén – a

nagyobb beesési szög miatt rácslévágás alakulhat ki, azaz a primer sugarak is nagyobb arányban szűrődnek. Pseudofókuszált rácshasználatával ez a jelenség kiküszöbölhető.

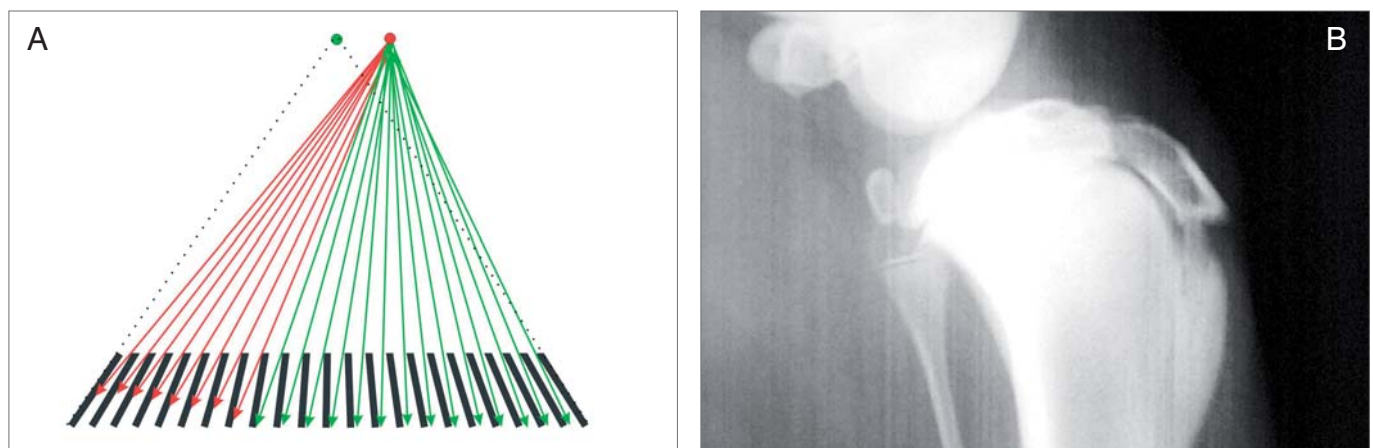
A fókuszált rácshasználat esetén még kontrasztosabb, műterméktől mentes képet remélhetünk, azonban a rácshasználat sokkal érzékenyebb a decentrált ill. defókuszált pozicionálásra (9.A, B kép), s a kazetta csak egy irányban osztható.

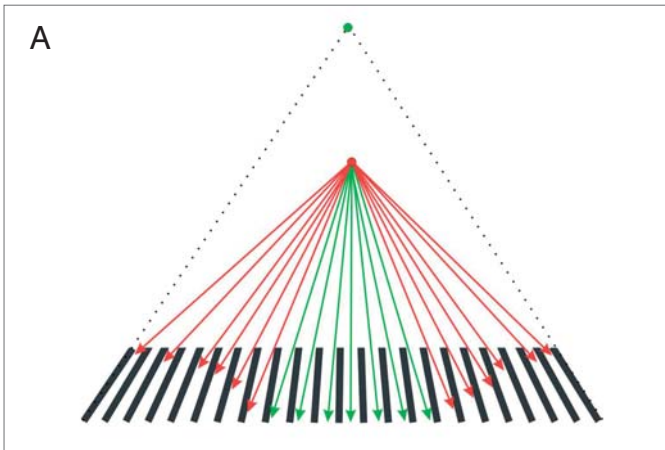
A gyakorlatban a párhuzamos rácshasználatát olyan körülmények között javasolják, ahol a pontos beállítás nehezebben valósítható meg, például istálló (embereknél betegágy melletti) röntgenvizsgálatokhoz. Ezzel szemben klinikai körülmények között a pontosabb beállítást igénylő, de hatékonyabb szűrést adó fókuszált rácshasználatát javasolt, különösen rövid expozíciós idő és nagy kV érték (110 kV felett) használata mellett.

### Rácshasználat a digitális radiológiában

Mivel a digitális röntgenfelvételek felbontása elmarad a hagyományos felvételekéhez képest, alacsonyabb rácshasználat esetén, ha a

8. kép: Decentrált fókusz (A) és eredménye a felvételen (B). A kép bal oldalán szabálytalan csíkozottság jelenik meg.

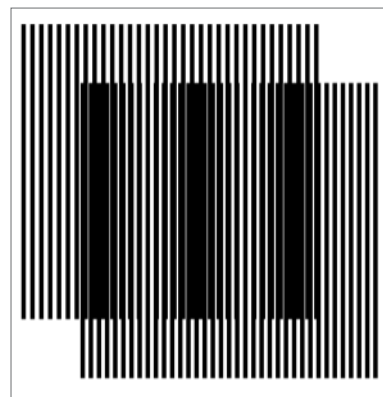




9. kép: Defókuszált sugárforrás (A) és eredménye a felvételen (B). A széleken rácslévágás alakul ki.

lamellák iránya párhuzamos a kioltás irányával, a rácsszerkezet árnyéka interferálhat a detektor pixeleivel és interferencia rajzolatot (ún. moiré-t) hozhat létre a képen (10. kép). Megelőzésére nagy sűrűségű (min. 70–75 l/cm) rács használata javasolt.

10. kép: A moiré jelenség



### Gyakoribb jelzések a rácstechnológiában

**FFD** (focus-film distance) = fókusz-film távolság

**SID** (source image distance) = fókusz-film távolság

**N40** = 40 lamella/cm

**r12** (ratio) = 12:1 rácshányados

**ro** = pszeudofókuszált rács

**f** = fókuszált rács

## Hirdetés