



Přednášky z lékařské biofyziky

Bezpečnost pacientů: Ochrana pacientů před ionizujícím zářením

Kvalitní zdravotní péče: Kvalita zobrazení v radiologii

Tato přednáška je z větší části založena na prezentaci Carmela J. Caruany z Oddělení Biomedicínské fyziky Ústavu zdravotní péče, Maltská univerzita

Základy

- Ionizující elektromagnetické záření: $f > 3 \times 10^{15}$ Hz tj. $\lambda < 100$ nm (UV, rtg a gama), má dostatek energie pro ionizaci atomů tvořících naše tělo.
- Ionty způsobují tvorbu VOLNÝCH RADIKÁLŮ (H, OH z vody) a vysoce chemicky reaktivních sloučenin, např. H_2O_2 , které vyvolávají změny biologicky významných molekul, např. DNA, a vedou k biologickým účinkům jako je kancerogeneze a mutageneze.
- Čím vyšší je počet fotonů absorbovaných tělem a čím vyšší je energie těchto fotonů, tím vyšší je počet vytvářených volných radikálů, tím vyšší je riziko.

Kvalita obrazu a dávka

Obecně platí, že lepší obraz vyžaduje více fotonů a tím i vyšší dávku!



Čím je nutno se zabývat?

Dávky ionizujícího záření vedou ke *skutečnému* riziku – pacient to nepocítuje, avšak k **poškození** došlo, některé z buněk jeho těla se změnily!

ODŮVODNĚNOST: Je rentgenový snímek opravdu nutný pro diagnózu z hlediska kritérií následné péče? Je pro pacienta prospěch větší než riziko? Lze využít dřívější snímky? Lze použít MRI nebo ultrazvuk (neionizující záření)?

Moderní kvalitní radiologické postupy jsou **OPTIMALIZOVÁNY** = *přesná* diagnóza při současném vyhnutí se *zbytečným* dávkám u pacientů

Přesná diagnóza vyžaduje obrazy vysoké kvality, což však pro pacienta často znamená vyšší dávku!

OPTIMALIZOVANÉ POSTUPY (SLUŽBY):

Vyhýbání se opakováním

Používání zobrazovacích zařízení, která mají požadované ukazatele výkonnosti

Používání protokolů, které poskytují obrazy s *právě dostatečnou* kvalitou obrazu pro přesnou diagnózu

Obsah přednášky

- Veličiny a jednotky používané pro odhad rizika
- Dosimetry a detektory záření
- Bezpečnost pacientů: dávky ionizujícího záření
- Kvalita ve zdravotní péči: kvalita zobrazení pro vysokou přesnost diagnostiky
- Optimalizace dávek: vztah mezi dávkou a kvalitou zobrazení v radiologii
- Rizika a dávky u CT a intervenční radiologie

Rentgenové záření je nejčastěji používaným ionizujícím zářením v medicíně. Proto se tato přednáška zabývá jeho aspekty bezpečnostními a vlivem na kvalitu zdravotní péče. Platí však, že s podobnou problematikou, tj. s obecnými pravidly pro bezpečnou práci s přístroji, se stejnými jednotkami a dozimetrickými veličinami se setkáváme i v nukleární medicíně a radioterapii.

Veličiny a jednotky pro odhad rizika

Efektivní dávka:

W_T = tkáňový váhový faktor

W_R = váhový faktor záření

D = ABSORBOVANÁ DÁVKA, množství energie pohlcené ve tkáni o jednotkové hmotnosti. Jednotka J/Kg (Gray Gy). Čím vyšší je absorbovaná dávka, tím více iontů se vytváří a tím je vyšší riziko.

Váhový faktor záření je nutný, protože některé druhy záření jsou nebezpečnější než jiné: hodnota 1 platí pro záření gama a rtg (vnější i vnitřní ozáření), 0 pro alfa (vnější), 20 pro alfa (vnitřní).

Tkáňový váhový faktor je nutný, protože různé tkáně mají různou *radiosenzitivitu*. Efektivní dávka se často označuje jednoduše jako „dávka“. Jednotkou je sievert Sv (obvykle se používá mSv).

Radiosensitivita (pro kancerogenezi, mutagenezi): tkáňový váhový faktor

Tissue or organ	Tissue weighting factors, w_T
Gonads	0,20
Bone marrow (red)	0,12
Colon	0,12
Lung	0,12
Stomach	0,12
Bladder	0,05
Breast	0,05
Liver	0,05
Oesophagus	0,05
Thyroid	0,05
Skin	0,01
Bone surface	0,01
Remainder	0,05 (**) (***)

(**) For the purposes of calculation, the remainder is composed of the following additional tissues and organs: adrenals, brain, upper large intestine, small intestine, kidney, muscle, pancreas, spleen, thymus and uterus. The list includes organs which

Staré veličiny a jednotky (dnes používané jen v USA)

➤ 1 Rad = 0,01Gy

➤ 1 Rem = 0,01Sv

➤ Faktor kvality = váhový faktor záření

➤ Dávkový ekvivalent = faktor kvality x absorbovaná dávka

➤ Roentgen (R): stará jednotka expozice používaná jen pro záření rtg a gama ve vzduchu (definice viz učebnice)

Dozimetry (čidla absorbované dávky)

Obvykle jsou používány pro měření absorbovaných dávek u pacientů nebo zaměstnanců. Efektivní dávky pak mohou být vypočteny z absorbovaných dávek.

Dozimetry používané dnes v medicíně:

a) Založené na **termoluminiscenci**, např. fluoridu lithného. Ionizující záření uvádí některé elektrony do stabilních excitovaných stavů, kde mají vyšší energii než ve stavu základním. Po zahřátí látky se elektrony vracejí do základního stavu, což je provázeno vyzářením viditelného světla. Jeho intenzita je úměrná absorbované dávce. Všechny medicínské osobní dozimetry nošené na oděvu jsou dnes tohoto typu. Mohou být vyráběny i jako prsteny pro měření absorbované dávky v prstech, například při práci s radiofarmaky v nukleární medicíně. Jsou kladeny i na kůži pacientů pro měření vstupních dávek.

b) Založené na **polovodičích**: Ionizující záření způsobuje přeskoky elektronů z valenčních vrstev do vodivostního pásu polovodičů (vnitřní fotoefekt) a zvyšuje tak jejich elektrickou vodivost. S polovodičovými dozimetry se příležitostně setkáváme jako s miniaturizovanými sondami, které se zavádějí i do tělesných dutin. Měří pak přímo dávku absorbovanou pacientem.

Dozimetry (čidla absorbované dávky)

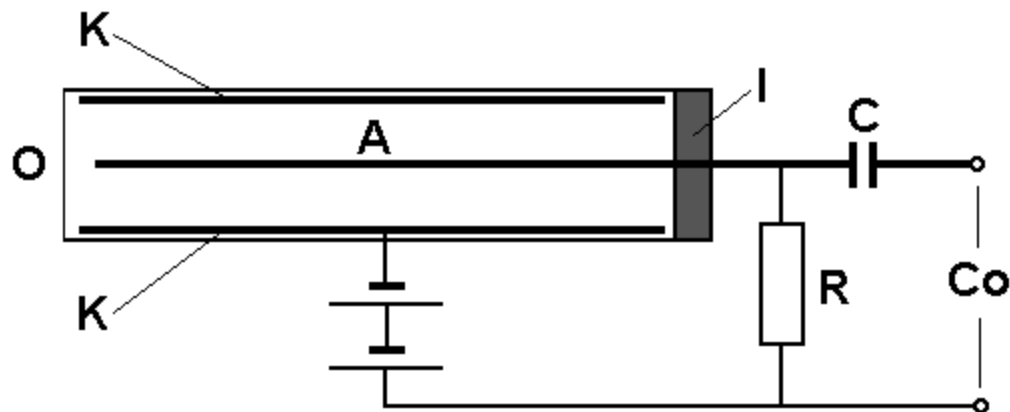
c) Fotografické metody jsou založeny na schopnosti ionizujícího záření vyvolat zčernání fotografické emulze (filmu). **Osobní dozimetry:** Film je uvnitř plastového pouzdra a obvykle má fotografické emulze na obou stranách. Jedna emulze je citlivější („rychlá“), druhá méně citlivá („pomalá“). Pouzdro má okénka s různými filtry (hliník, cín, olovo a kadmium) pro určení druhu ionizujícího záření. Tyto dozimetry nosí lidé pracující v radiochemických laboratořích aj. Absorbovaná dávka je určována ze stupně zčernání filmu.

d) Metody založené na ionizaci plynu (ionizační komory) využívají schopnosti ionizujícího záření vytvářet ionty. Přítomnost iontů zvyšuje elektrickou vodivost plynu. Vytvořený náboj je úměrný dávce, velikost proudu dávkovému příkonu. Ionty zanikají rekombinací a čidlo může být znovu použito.

Počítače záření

- Počítače záření jsou detektory záření, které detekují jednotlivé fotony nebo částice a tudíž je umožňují počítat.
- **Geiger-Müllerův počítač** je založen na ionizaci plynu, přičemž hodnota napětí na elektrodách je taková, že i jednotlivý foton či částice ionizujícího záření vytváří dostatek iontů k tomu, aby mohla být detekována. Napětí mezi elektrodami je tak vysoké, že dokonce sekundární ionty mohou ionizovat neutrální molekuly a nastává tzv. **multiplikace** neboli **lavinový efekt**. „Lavina“ iontů zasahujících jednu z elektrod je registrována jako krátký napěťový impuls. Počet impulsů udává počet fotonů nebo částic. Velikost impulsu však nezávisí na energii fotonu, a proto tento počítač nelze použít pro měření energie částic.

Geiger-Müllerův počítač



K – válcová katoda, A – centrální drát anody, O – vstupní okno, I - izolátor, R – pracovní odpor, C – kondenzátor kapacitní vazby, Co – svorky čítače.

Geiger-Müllerův (GM) počítač se skládá z GM trubice, zdroje vysokého stejnosměrného napětí a elektronického čítače impulsů. GM trubice je dutý válec s kovovým vnitřním povrchem. Tato kovová vrstva je katodou. Centrální drát je pozitivně nabitou anodou.

GM trubice je obvykle plněna argonem s 10 % **zhášedla** (např. ethanolových par). Zhášedlo zastavuje proces multiplikace iontů a tím zabraňuje tvorbě stálého elektrického výboje mezi anodou a katodou. Doba trvání lavinovité ionizace je velmi krátká, přibližně 5 ms. Během této doby však trubice není schopna reagovat na jinou částici ionizujícího záření. Tato **mrtvá doba** je důležitou charakteristikou každé GM trubice. Způsobuje chybu měření, kterou lze odstranit výpočtem.

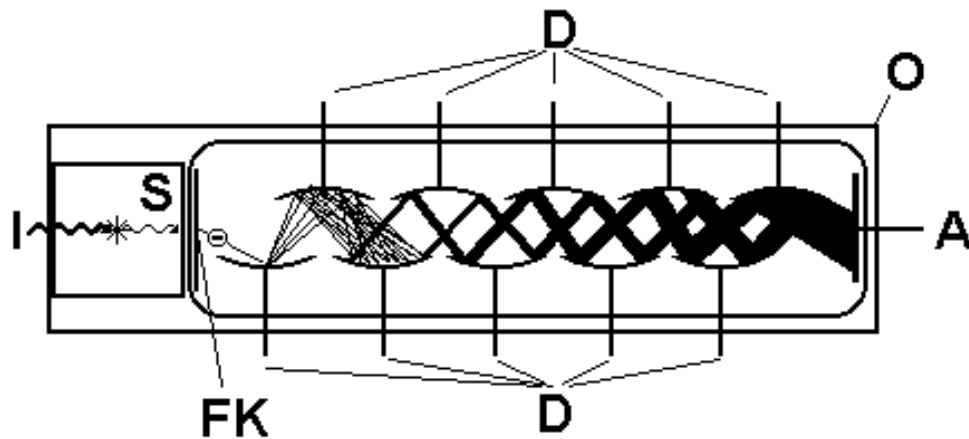
Scintilační počítač

Scintilační počítače jsou optoelektronická zařízení (používaná například v gama kamerách), která mohou měřit jak počet jednotlivých fotonů či částic, tak i jejich energii.

Scintilační počítač se skládá ze scintilátoru, fotonásobiče a elektronické části – zdroje vysokého napětí a čítače impulsů.

Scintilátor je látka, v níž dochází ke **scintilaci** (tvorbě malých záblesků viditelného světla) po absorpci energie ionizujícího záření. Světlo vzniká při deexcitačních a rekombinačních procesech. Nejúčinnějšími scintilátory jsou **krystaly jodidu sodného aktivované stopami thalia**.

Scintilační počítač



Scintilační detektor.

I – ionizující záření,

S - scintilátor,

FK - fotokatoda,

D - dynody,

A - anoda,

O - světlotěsné pouzdro.

Znázorněn je vznik pouze jediného fotonu, který vyrazí pouze jediný elektron z fotokatody.

Scintilátor je uzavřen ve světlotěsném pouzdře. Jedna strana pouzdra je průhledná, takže vznikající fotony se mohou dostat do **fotonásobiče**, který měří světlo nízké intenzity. Fotony zasahují **fotokatodu** – velmi tenkou vrstvu kovu s nízkou vazebnou energií elektronů. Z katody vyražené elektrony jsou přitahovány a urychlovány nejbližší kladně nabitou elektrodou, první **dynodou**. Dynody vytvářejí kaskádu např. deseti elektrod. Při každém dopadu elektronů je v průměru vyraženo šest sekundárních elektronů. Tyto elektrony jsou přitahovány k další dynodě, kde se proces opakuje. Vznikající napěťové impulsy se počítají v elektronické části přístroje. Velikost impulsů je dána energií částic ionizujícího záření.

M U N I
M E D

Rizika spojená s ionizujícím zářením

Správný pohled na rizika plynoucí z ionizujícího záření

Rizika v nemocnici: z fyzikálních, chemických a biologických činitelů

Fyzikální činitelé: mechanické, elektrické, magnetické, optické, **ionizující záření**

Ionizující záření je **jedno z nejméně rizikových**

Protože se však získávají miliony obrazů ročně, riziko se zvyšuje pro populaci jako celek.

Určité riziko je spojeno s každým mSv, např. 50 případů výskytu rakoviny na milion vyšetřených na jeden mSv.

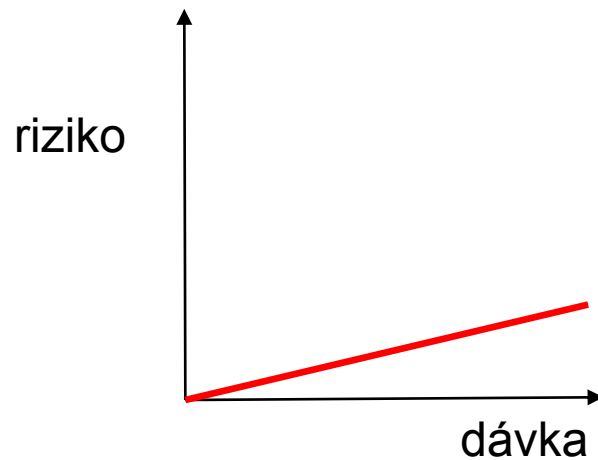
Lékařské dávky záření rostou s nástupem *'better safe than sorry'* medicíny a se snadností používání moderních zařízení (např. spirální CT ve srovnání s konvenčním CT před dvaceti lety, digitální radiografie ve srovnání se snímkováním na film).

Proto EU vytvořila směrnici pro ochranu pacientů před zářením (97/43/EURATOM).

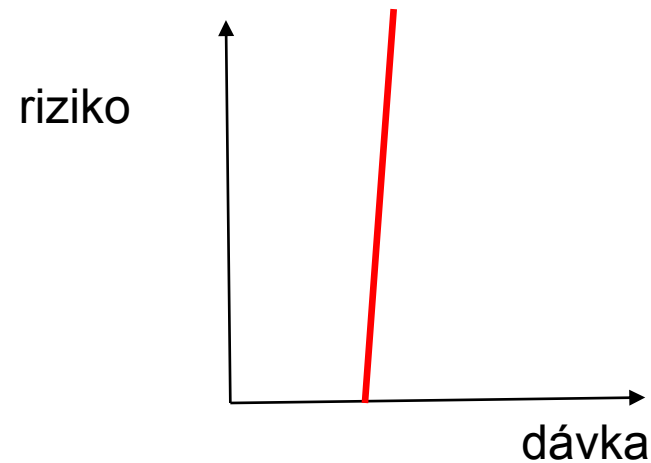
Radiolog. výkon	Nominální dávka v mSv	Riziko vzniku nádorů	Počet případů rakoviny „navíc“, <i>kdyby byl</i> každý občan EU takto 1x vyšetřen
Snímek hrudníku	0.1	1 z 200,000	3700
Skioskopie	5	1 z 4000	185,000
CT snímek	10	1 z 2000	370,000
Intervenční radiologie	50	1 z 400	1,850,000

Charakteristika biologických účinků

- *Akutní* (účinek se projeví v krátkém čase, např. loupání pokožky po intervenční radiologii) nebo *pozdní* (účinek se projeví po delším čase, např. vznik nádoru)
- *Deterministické* (existence prahové dávky, nulové riziko při dávce nižší, např. zákal oční čočky, poškození kůže, poškození mozku u plodu) nebo *stochastické* (žádný práh, riziko úměrné dávce, riziko není nikdy nulové, např. vznik nádorů, mutageneze)



stochastické
účinky



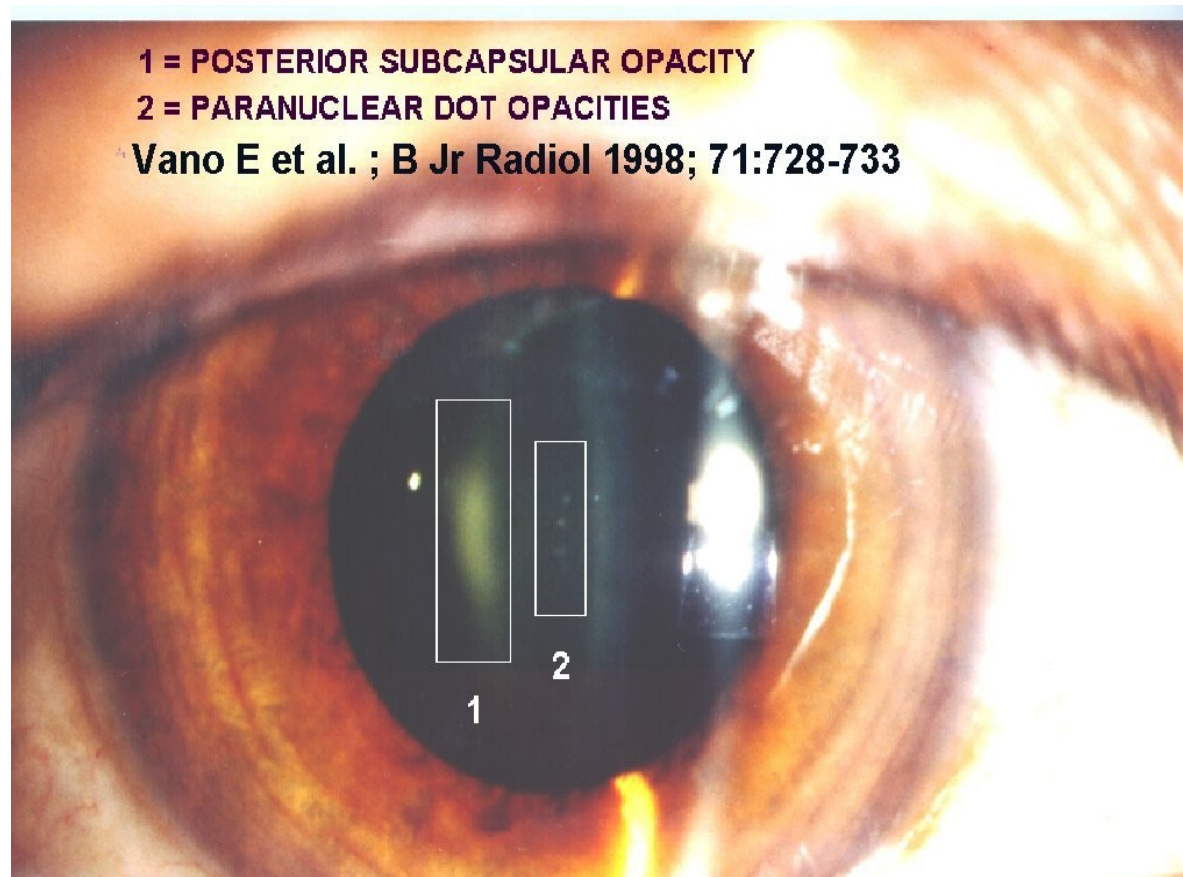
deterministické
účinky

Účinky záření na buňky

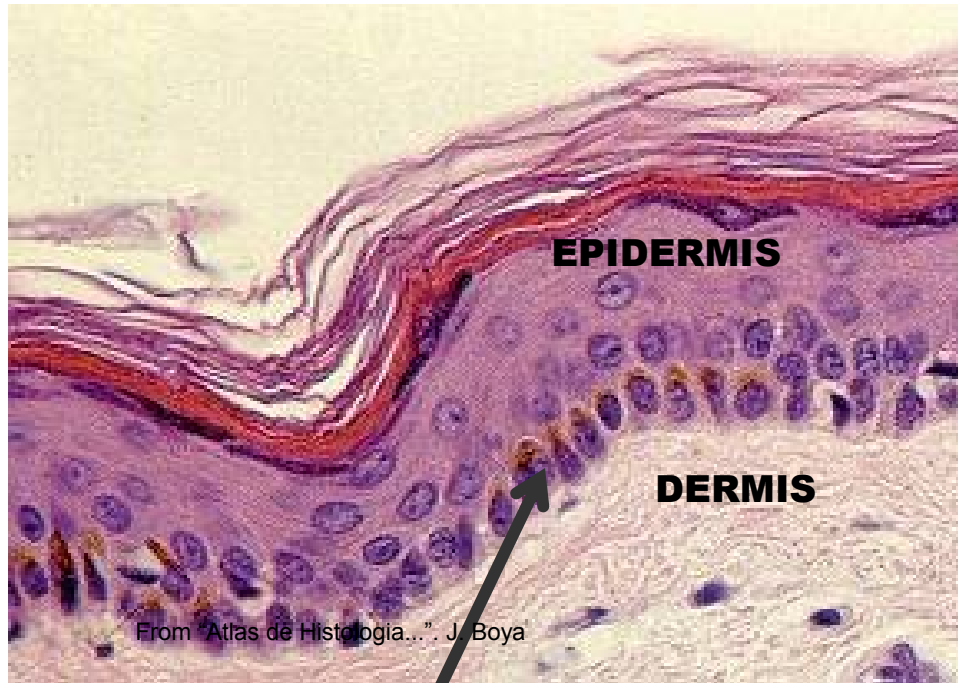
- Buňky se vyznačují největší radiosenzitivitou během mitózy (dělení buněk)
- Účinky záření na buňky:
 - Smrt buňky před mitózou nebo po ní (není příliš důležité, pokud neumírá příliš mnoho buněk, takže tkáň trpí – například v intervenční radiologii)
 - Opožděné nebo prodloužené mitózy
 - Abnormální mitózy následované opravami
 - Abnormální mitózy následované replikací – *toto je zpravidla největší problém u zobrazovacích metod – mohou vést ke kancerogenezi a mutagenezi*

Deterministické účinky: Oči

- Oční čočka je vysoce radiosenzitivní a navíc je obklopena vysoce radiosenzitivními kuboidními buňkami.
- Vznik zákalu čočky (katarakty)



Účinky na kůži



Buňky zárodečné vrstvy epidermis, vysoce mitotické (a proto velmi radiosenzitivní)

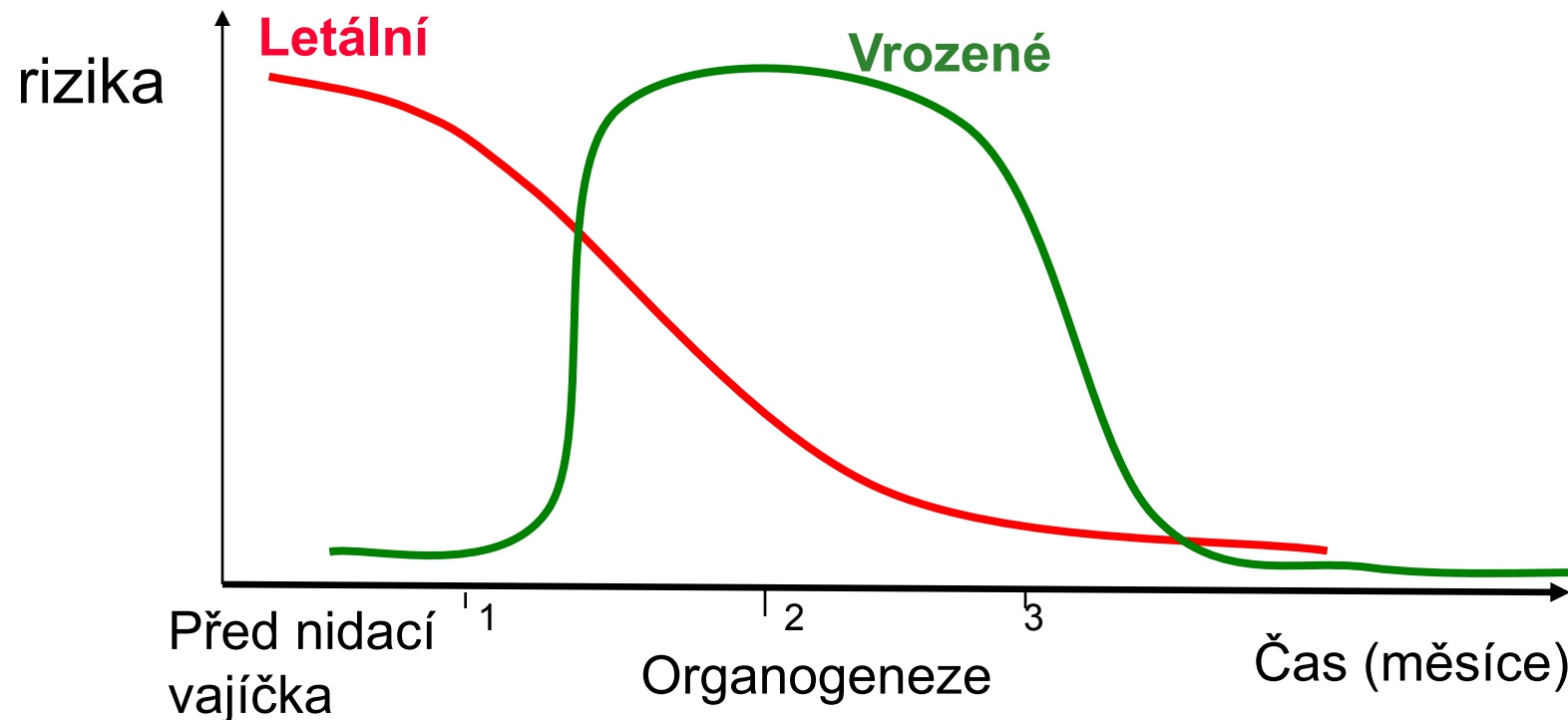


dermatitida = zánět (bolest, zvýšená teplota, erytém) kůže způsobený vnějšími činiteli

ablace = odstranění tkáně skalpelem, laserem aj.

Těhotné ženy : Účinky na embryo a plod

Existují tři druhy účinků: **letální**, **vrozené abnormality** (např. porušení CNS) a **pozdní účinky** (např. dětská nádorová onemocnění a genetické poruchy zjištěné dlouho po porodu).



Ochrana embrya a plodu

- Žena v plodném věku: ochrana **možného** embrya a plodu při rentgenovém snímkování oblasti od kolen až po bránici
- Dotazování na těhotenství, těhotenský test, pravidlo 28 dnů (od konce předchozí periody)
- S výjimkou procedur vyžadujících vysoké dávky může být snímkování prováděno normálně s určitými dodatečnými bezpečnostními opatřeními. Před plánovanými výkony ale může být žádána antikoncepce.

Radiosenzitivita buněk

- Zákon Bergonié a Tribondeau: radiosenzitivita buněk je úměrná rychlosti dělení buněk (frekvenci mitóz) a nepřímo úměrná úrovni buněčné specializace (diferenciace).
- Vysoká citlivost: kostní dřeň, spermatogonie, granulózní tkáň obklopující vajíčko
- Střední citlivost: játra, štítná žláza, pojivová tkáň, cévní endotel
- Nízká citlivost: nervové buňky (mozek je jednou z nejméně citlivých částí těla!!)
- Čím je pacient mladší, tím jsou jeho tkáně radiosenzitivnější. Zvýšená obezřetnost v pediatrii (malé děti jsou 3x radiosenzitivnější než dospělí)

Cílová anatomie/patologie a výsledná kvalita zobrazení

Výsledné kvality zobrazení

(image quality outcomes) **Základní terminologie**

- Cílová anatomie / patologie: co chceme vidět na obraze, např. zlomeniny kostí, nádory atd.
- Výsledná kvalita zobrazení cílů (Target Image Quality Outcomes): *jaké kvality musíme mít u obrazu, abychom byli schopni vidět cílovou anatomii a patologii dostatečně zřetelně pro stanovení přesné diagnózy, např. ostré obrysy.*

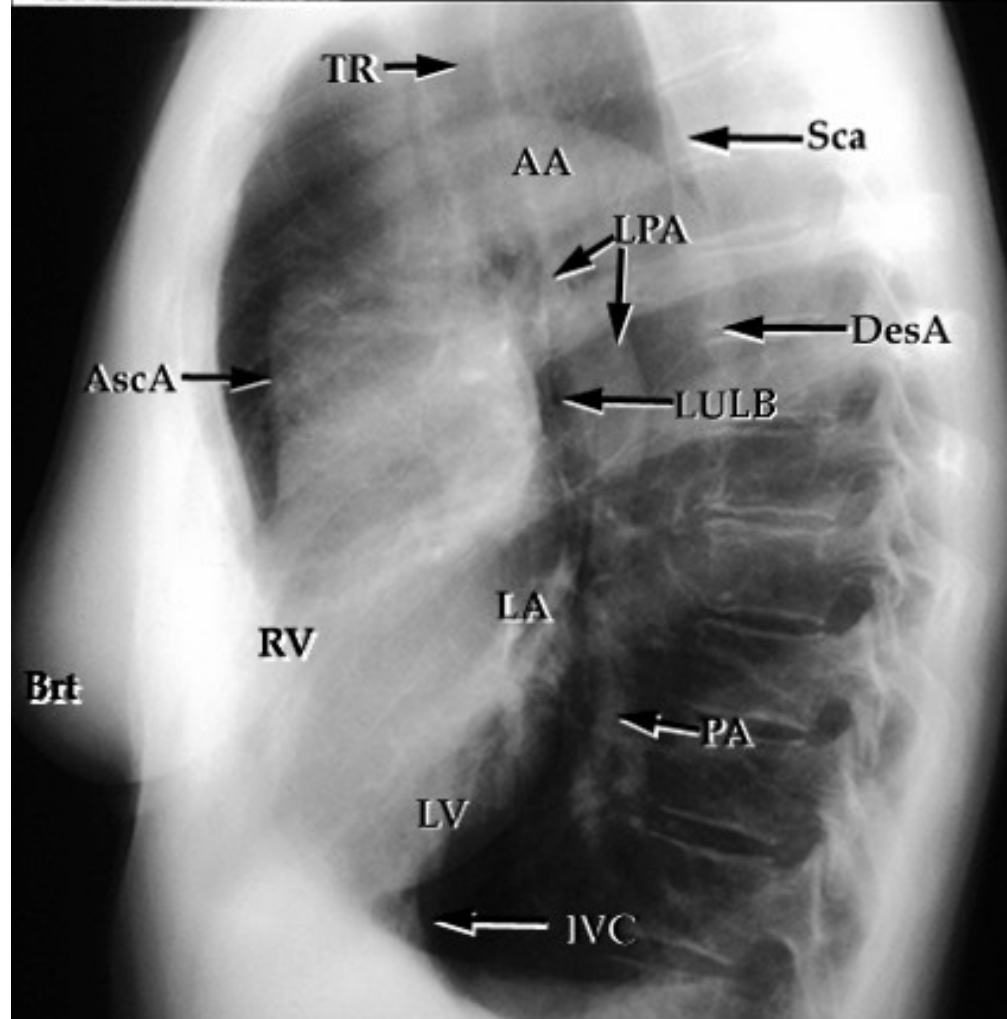
Snímek dětského zápěstí



Cílová
anatomie/patologie:
měření štěrbin mezi
karpálními kůstkami v
zápěstí (u dospělého
nejsou štěrbiny větší než
2 mm)

Výsledná kvalita
zobrazení cíle: **OSTRÉ**
obrysy

Lateral Chest



LPA=Left Pulmonary Artery

TR=Trachea

AscA=Ascending Aorta

AA=Ascending Aorta

Sca=Scapula

DesA=Descending Aorta

LULB=Left Upper Lobe Bronchus

LA=Left Atrium

LV=Left Ventricle

PA=Pulmonary Artery

RV=Right Ventricle

Brt=Breast

IVC=Inferior Vena Cava

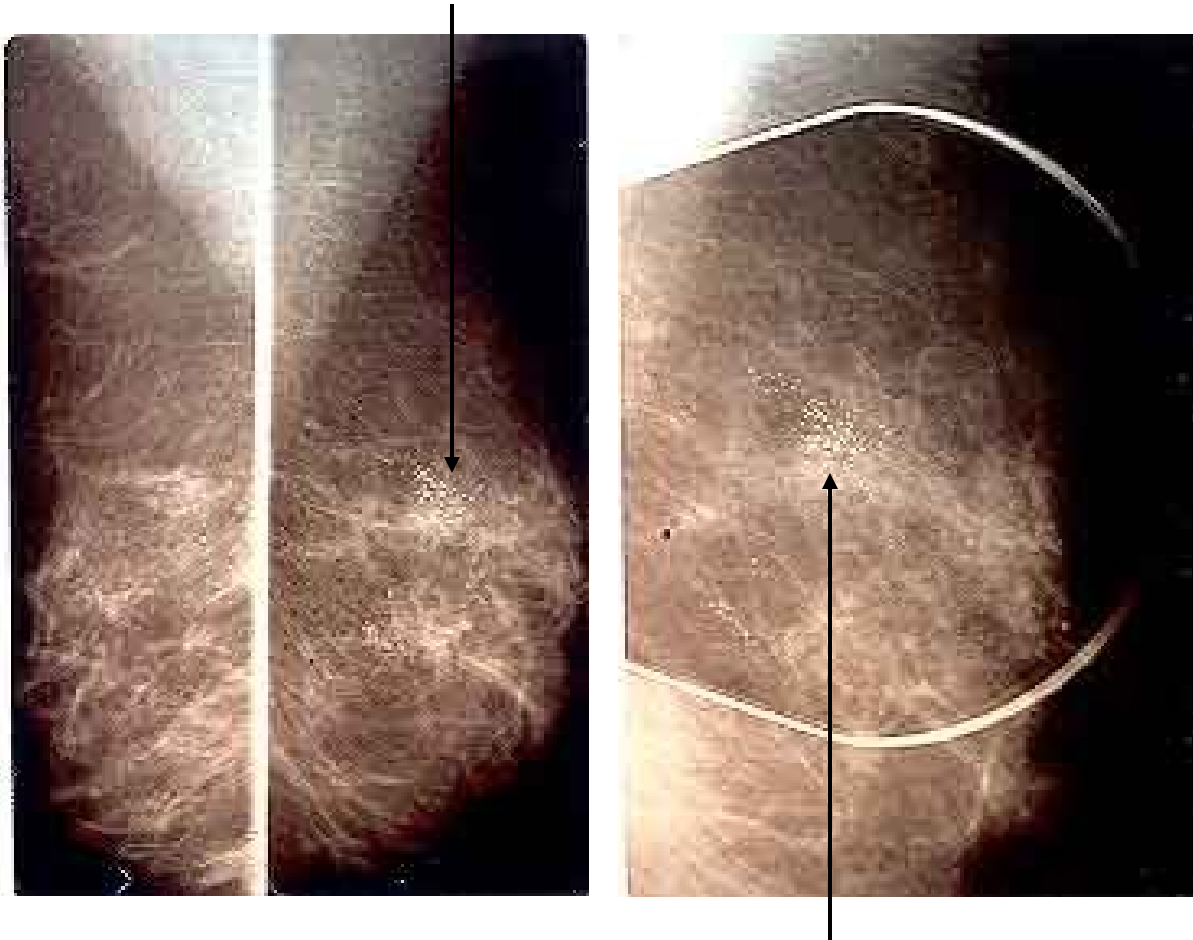
Boční projekce hrudníku

Cílová anatomie/patologie:
Rozlišení mezi vzestupnou
částí aorty (AA) a levou
plicní tepnou (LPA) při
boční projekci hrudníku.

Výsledná kvalita zobrazení
cíle: rozlišení málo
kontrastních tkání

Mamografie

Mikrokalcifikace



Cílová anatomie/patologie:
mikrokalcifikace v
ženském prsu

Výsledná kvalita zobrazení
cíle: vysoká
ROZLIŠITELNOST velmi
malých objektů

Cílová anatomie / patologie	Požadované kvality zobrazení cílů
rozlišení karpálních kůstek	<u>ostré</u> obrysy
blízké vícenásobné zlomeniny	separované obrazy blízkých lineárních objektů
malé kalcifikace v plicích	vysoká <u>rozlišitelnost</u> velmi malých objektů
rozlišení tukové a svalové tkáně	vysoký <u>kontrast</u> u málo „vzájemně“ kontrastních tkání
hodnocení zvětšeného srdce	<u>přesné zobrazení</u> geometrie, tj. žádné zkreslení obrazu
rozlišení stejnorodých zdravých tkání	<u>stejnoměrnost</u> stupně šedi nebo textury v obraze zdravé tkáně

Ukazatele výkonnosti, standardy výkonnosti a kvalita obrazu

(v dalším textu pomíjíme specifika přístrojů, které dosud pracují s fotografickým filmem)

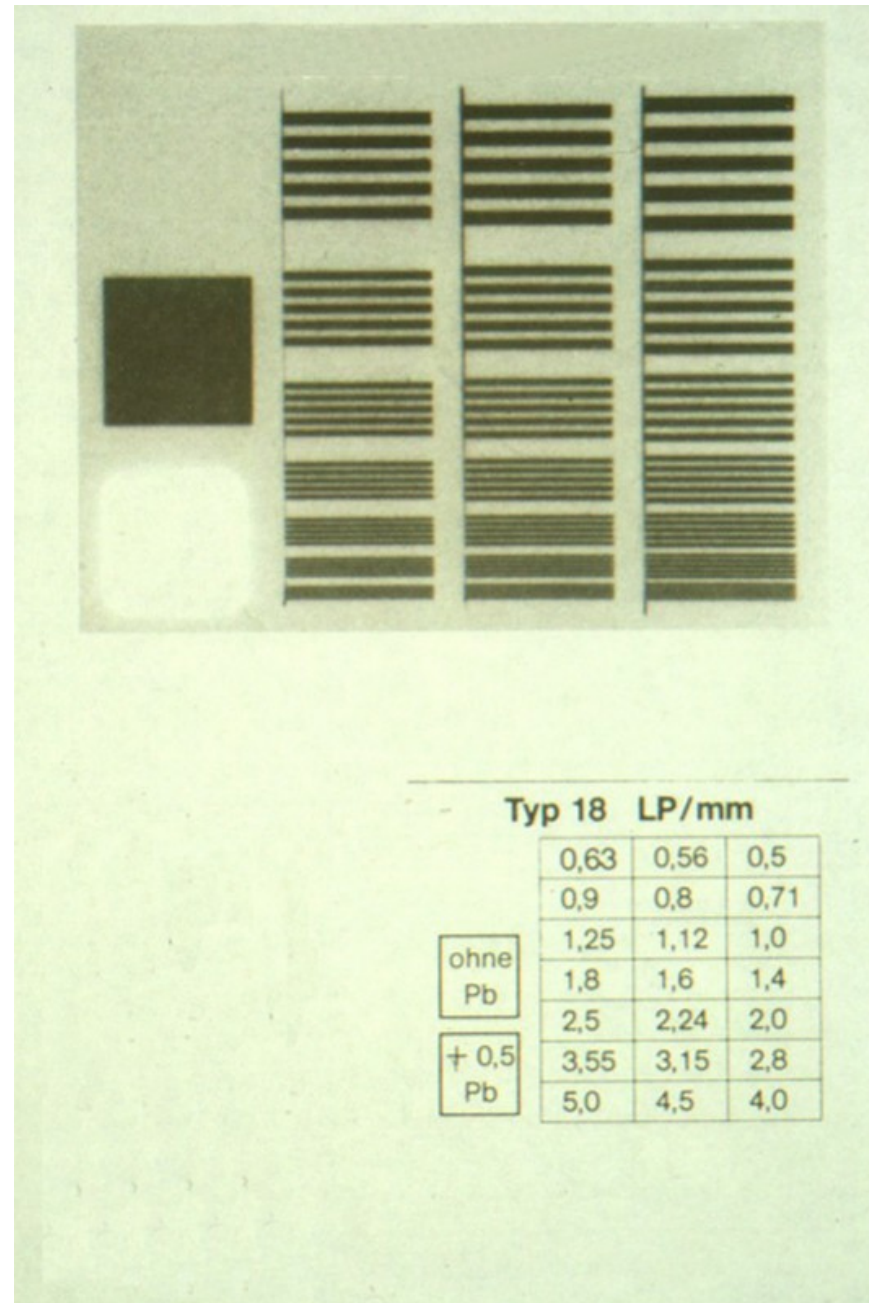
Ukazatele výkonnosti rentgenových přístrojů

Definice: Ukazatel výkonnosti přístroje je měřitelná fyzikální specifikace lékařského přístroje poskytující informaci o tom, jak je přístroj kvalitní.
Standardy výkonnosti lékařských přístrojů jsou doporučené hodnoty ukazatelů výkonnosti.

- PROSTOROVÉ ROZLIŠENÍ (SR – *spatial resolution*)
- ROZLIŠENÍ KONTRASTU (CR – *contrast resolution*)
- POMĚR SIGNÁL – ŠUM (SNR – *signal-to-noise ratio*)
- GEOMETRICKÁ PŘESNOST
- UNIFORMITA

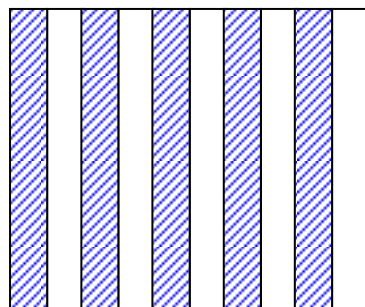
Prostorové rozlišení (SR)

- Položte testovací objekt pro SR na vyšetřovací stůl rentgenového přístroje a exponujte.
- SR je maximální prostorová frekvence, která může být zřetelně viděna.

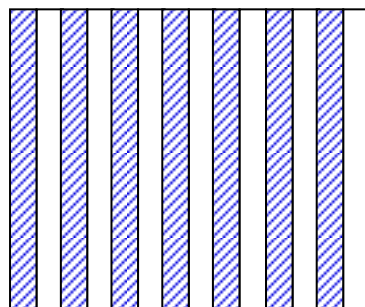


Objekty s různou prostorovou frekvencí

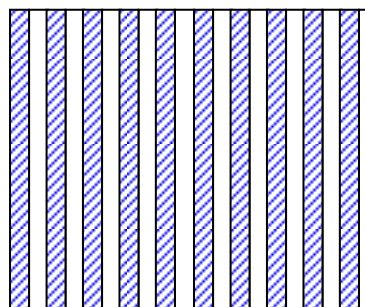
1cm
←→



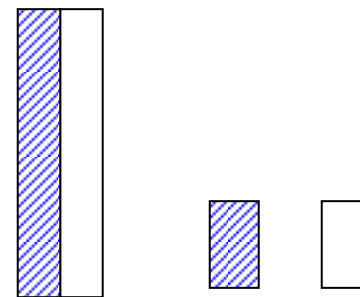
SF=5 lp/cm



SF=7 lp/cm

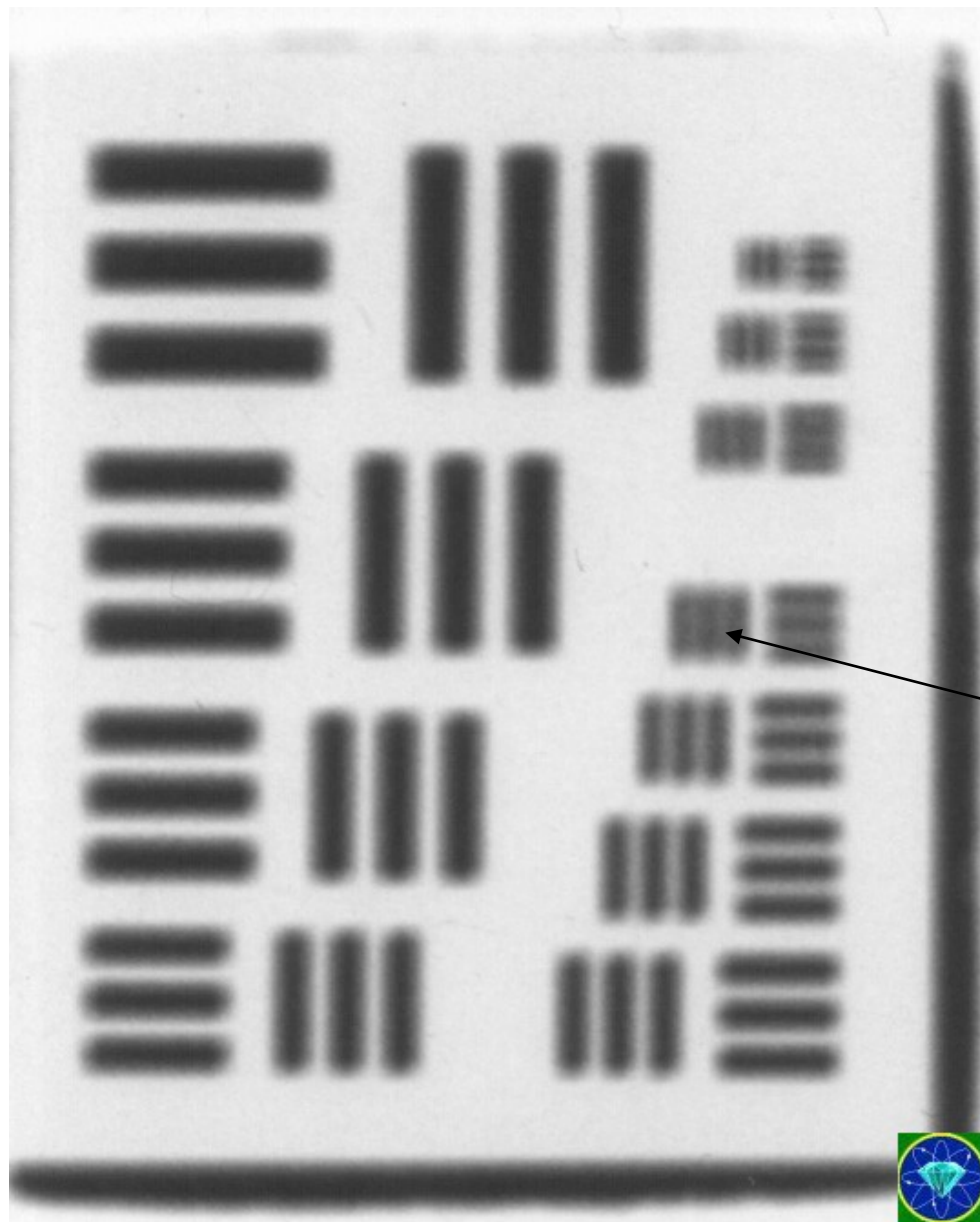


SF=10 lp/cm



Dvojice
čar olovo plast

PROSTOROVÁ FREKVENCE
(SF) = počet dvojic čar (line
pair, lp) na 1 cm

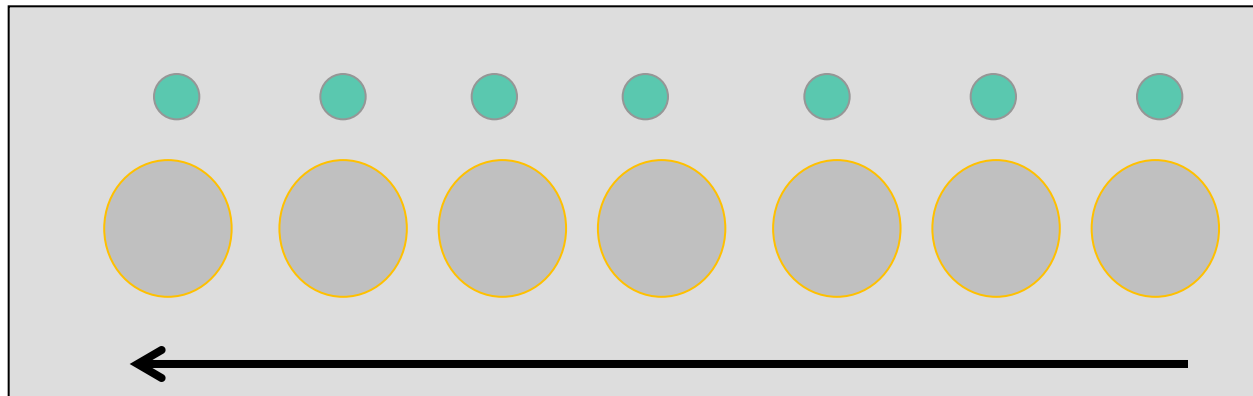


Limitní SR
(LSR)



Rozlišení kontrastu (CR)

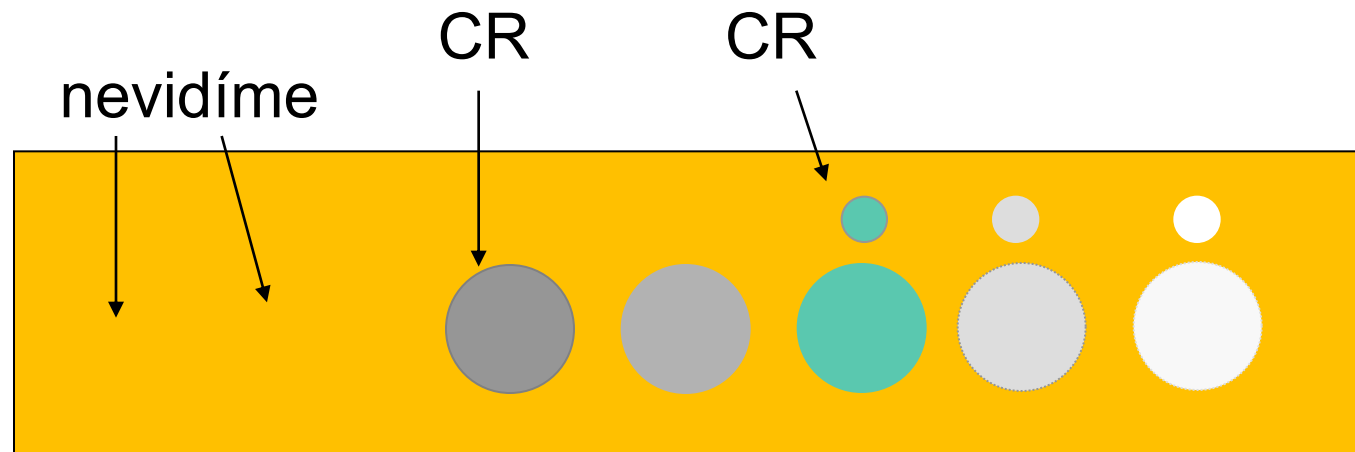
CR testovací objekt



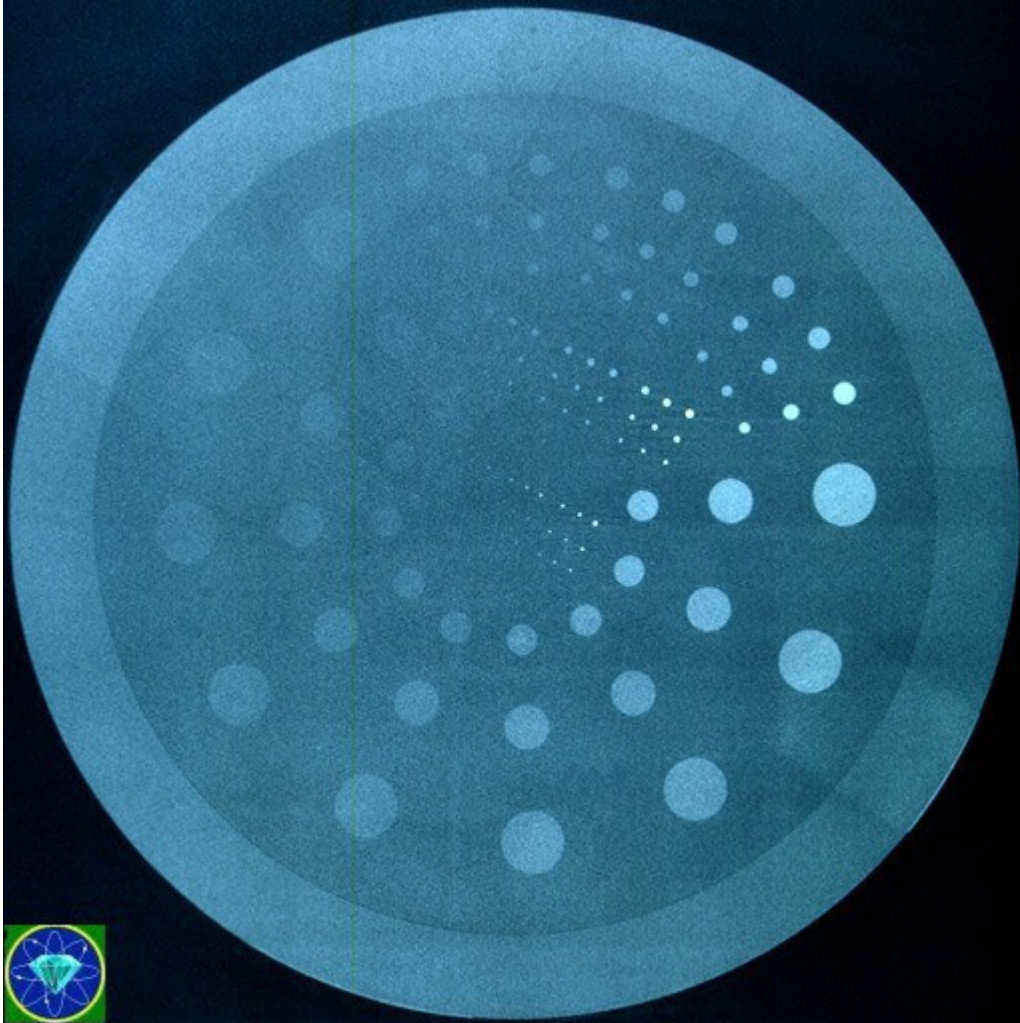
Disky vyrobené z materiálu s klesajícím kontrastem (tj. rozdílem jejich koeficientu útlumu a koeficientu útlumu okolního materiálu)

Rozlišení kontrastu (CR)

- Položte testovací objekt na vyšetřovací stůl a exponujte.
- CR – nejmenší pozorovatelný kontrast.
- Povšimněte si, že CR závisí na velikosti disku.

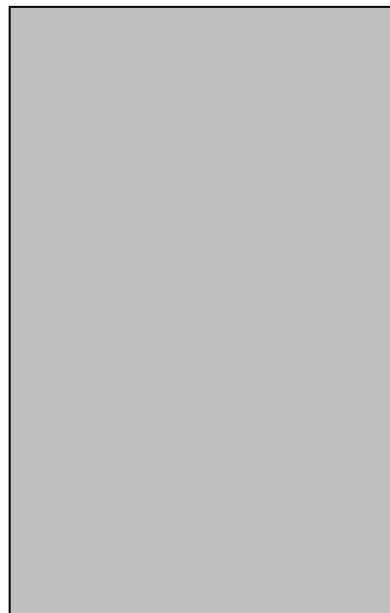


Rozlišení kontrastu (CR)



Typický testovací objekt
pro rozlišení kontrastu

Šum



Ideální rentgenka a detektor
a detektor: nulový šum



V praxi:
nízký šum

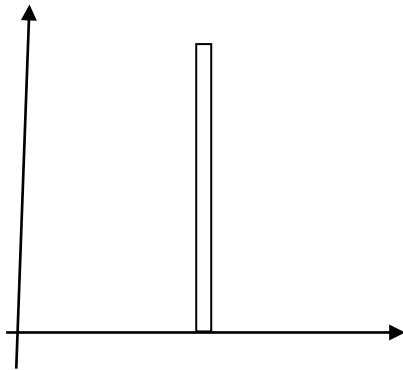


V praxi:
vysoký šum

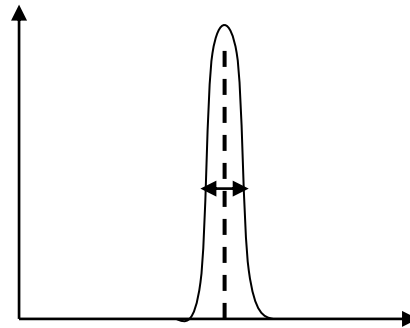
Detektor zakryjeme tenkým stejnorodým měděným plátem a exponujeme. Příčinou šumu je náhodná proměnlivost fluence energie ve svazku rentgenového záření (energie procházející jednotkovou plochou Jm^{-2}) a nestejná citlivost detektoru v jeho ploše.

Měření poměru signál/šum (SNR)

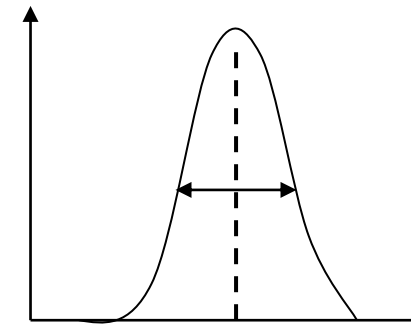
- Proveďte mnoho náhodných měření stupně šedi (pomocí densitometru u filmu nebo s použitím programového vybavení pro zpracování obrazu u digitálních systémů) a sestrojte histogram.
- šum = SD = směrodatná odchylka
- poměr signál/šum = SNR = průměr / směrodatná odchylka



Ideální
rentgenka a
detektor:
nulový šum,
nulová SD

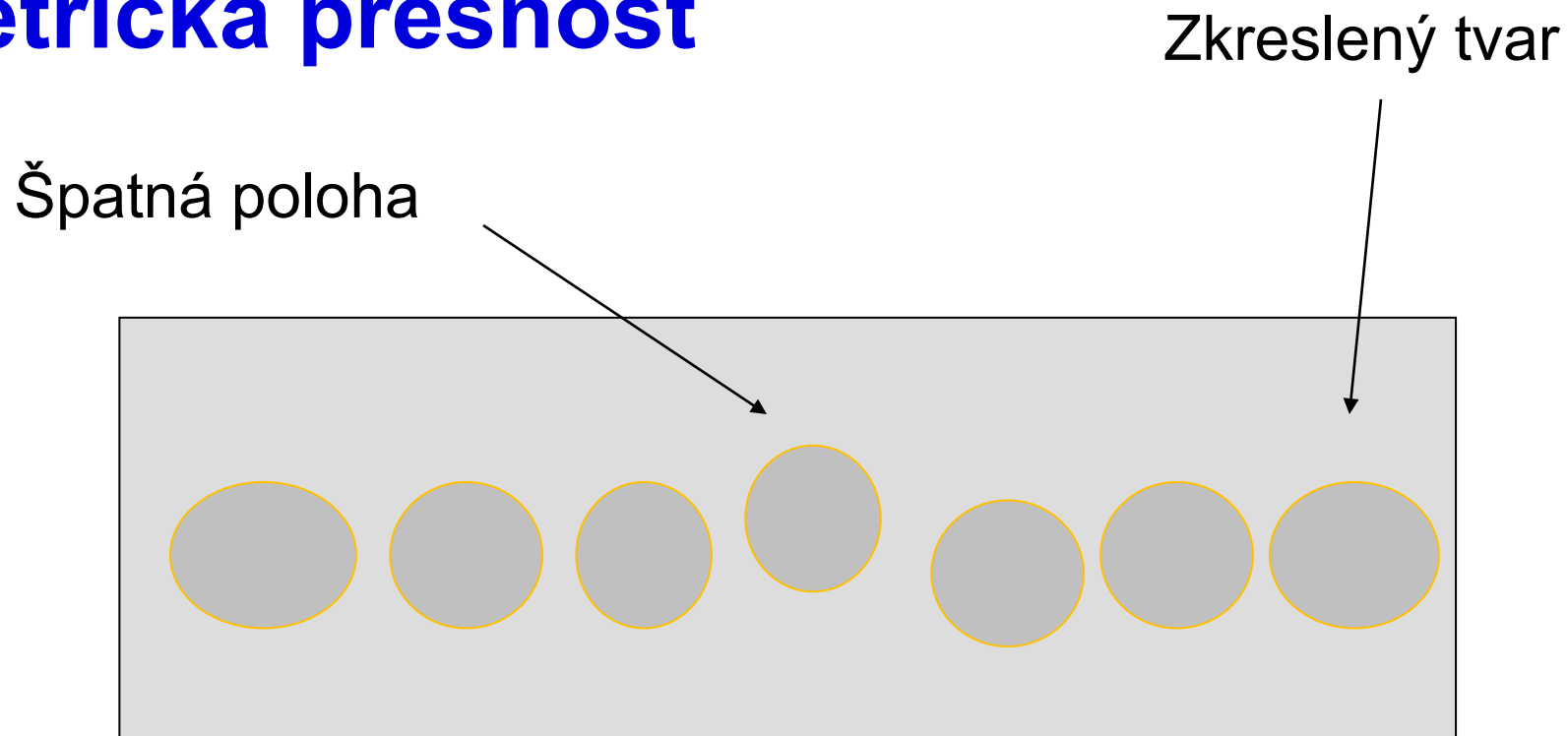


Nízký
šum,
malá SD
vysoký
SNR



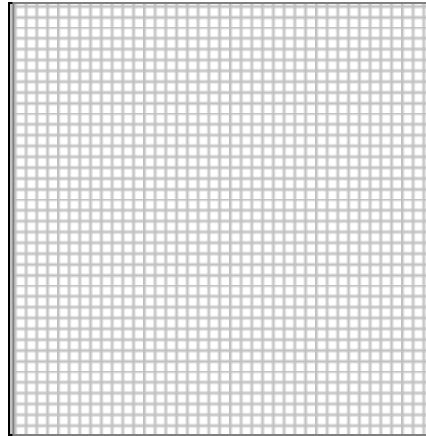
Vysoký šum
velká SD
nízký SNR

Geometrická přesnost

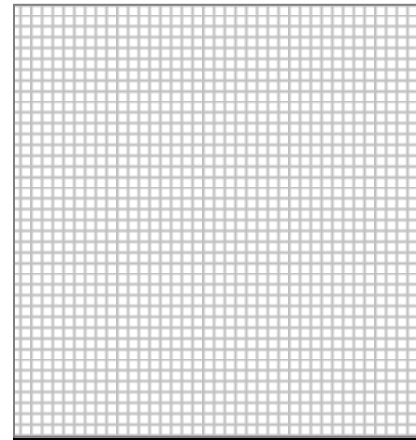


Geometrickou přesnost měříme např. takto: podél vhodně zvolených os změříme velikosti obrazů a srovnáme se skutečnou velikostí objektů.

Stejnorodost (uniformita)



Vysoká stejnorodost



Nízká stejnorodost

Testováno pomocí zobrazení jemné kovové síťky.
Můžeme najít oblasti, kde je odlišný obraz (tmavší, méně ostrý) ve srovnání se zbytkem obrazu).

Cílová anatomie / patologie	Požadované kvality zobrazení cílů	Nejdůležitější ukazatel výkonnosti
rozlišení karpálních kůstek	<u>ostré</u> obrysy	vysoké prostorové rozlišení
blízké vícenásobné zlomeniny	separované obrazy blízkých lineárních objektů	vysoké prostorové rozlišení
malé kalcifikace v plicích	vysoká <u>rozlišitelnost</u> velmi malých objektů	nízký šum
rozlišení tukové a svalové tkáně	vysoký <u>kontrast</u> u málo „vzájemně“ kontrastních tkání	vysoké rozlišení kontrastu
hodnocení zvětšeného srdce	<u>přesné zobrazení</u> geometrie, tj. žádné zkreslení obrazu	vysoká geometrická přesnost
rozlišení stejnorodých zdravých tkání	<u>stejnóměrnost stupně šedi</u> nebo textury v obraze zdravé tkáně	Stejnorodost (uniformita)

Obecné poznámky

Vždy je nutno zvolit zařízení, jež má ukazatel výkonnosti, který nejlépe zviditelní studovanou anatomii/patologii.

Pokus o zlepšení jednoho ukazatele výkonnosti může vést ke zhoršení jiného, takže je nutná opatrnost a kontrola, který ukazatel výkonnosti je nejdůležitější.

Pokusy o zlepšení ukazatelů výkonnosti často vedou k vyšším patientským dávkám (je nutné si položit otázku, zda zlepšený ukazatel výkonnosti je skutečně nutný pro zlepšení přesnosti diagnózy)

Protokoly musí být sestaveny tak, aby nedošlo ke zhoršení těchto ukazatelů výkonnosti.

Pro vyšší prostorové rozlišení

Zařízení:

Rentgenka: použijte zařízení s nejmenším dostupným ohniskem

Digitální radiografie: použijte digitální snímač s největším počtem pixelových senzorů na jednotku plochy

Protokol:

Využijte nejmenší ohnisko dostupné na vašem zařízení.

Nastavte větší vzdálenost zdroje od pacienta.

Zmenšete vzdálenost pacienta od detektoru – v případě nutnosti použijte kompresi pacienta.

Vyhýbejte se geometrickému zvětšení, je-li to možné.

Minimalizujte vliv pohybů pacienta (použijte krátké expozice, imobilizujte pacienta, dejte mu řádné instrukce).

Používejte digitální zoom.

Pro vyšší rozlišení kontrastu

Zařízení:

Digitální radiografie: používejte zařízení s analogově-digitálním převodníkem o vysokém rozlišení.

Protokol:

Využijte nižší napětí rentgenky.

Minimalizujte dopad rozptýleného záření na detektor (minimalizuje velikost pole, tloušťku ozařované části těla, použijte Buckyho clonu, zmenšete vzduchovou štěrbinu mezi pacientem a detektorem.

Digitální radiografie: použijte diagnostické okno (viz CT).

Pro lepší poměr signál/šum (SNR)

Zařízení:

Digitální: používejte detektory s nízkým elektronickým šumem.

Protokol:

SNR je úměrný druhé odmocnině počtu fotonů dopadajících na jednotku plochy detektoru. Proto čím vyšší je počet fotonů, tím je lepší SNR. Z toho důvodu používejte vyšší proud rentgenkou (vyšší žhavení katody) a méně citlivé detektory (obojí však vede k vyšším patientským dávkám ☹).

Pro vyšší geometrickou přesnost

Zajistěte řádné centrování svazku, aby se omezilo zkreslení.

Zajistěte správné polohování pacienta (objekt zájmu by měl být rovnoběžný s detektorem) pro omezení zkreslení.

Výhodná je velká vzdálenost zdroje od pacienta a malá vzdálenost pacienta od detektoru – v případě nutnosti použijte kompresi pacienta, aby se zmenšilo geometrické zvětšení.

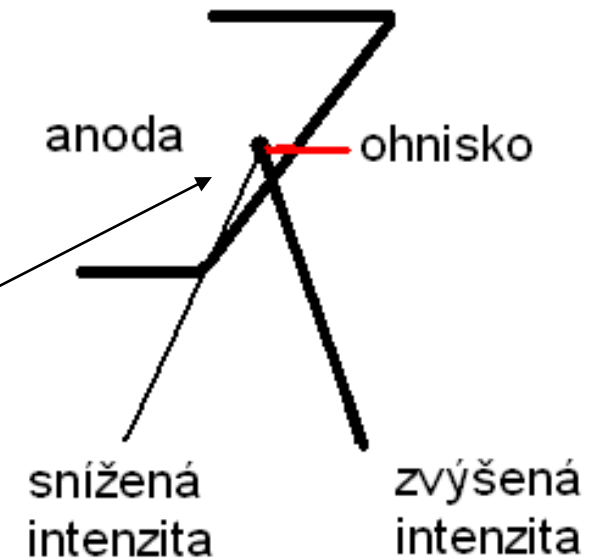
Pro vyšší stejnorodost (uniformitu)

Zařízení:

Digitální: používejte vysoce kvalitní digitální snímače.

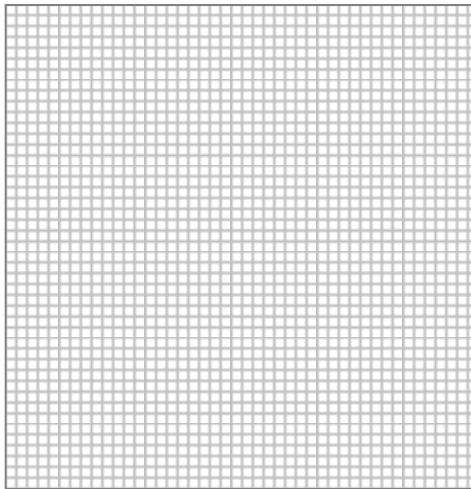
Protokol:

Používání filtrů vykrývajících ty části těla, které nevyžadují vysokou intenzitu záření (např. plíce).
Využití „heel efektu“ – nestejnorodosti svazku vznikající v důsledku nesymetrického pohlcování záření v materiálu anody. (Ohnisko je totiž těsně pod povrchem anody.)

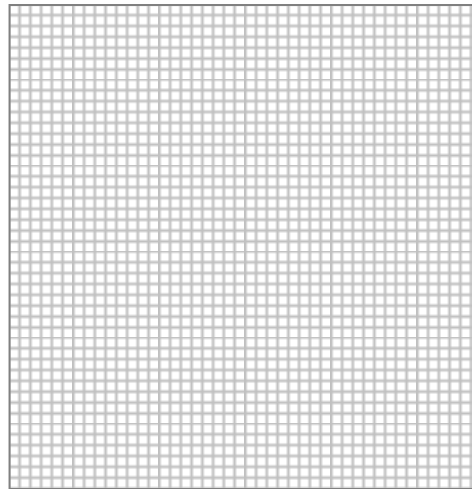


Ujistěte se o nepřítomnosti artefaktů

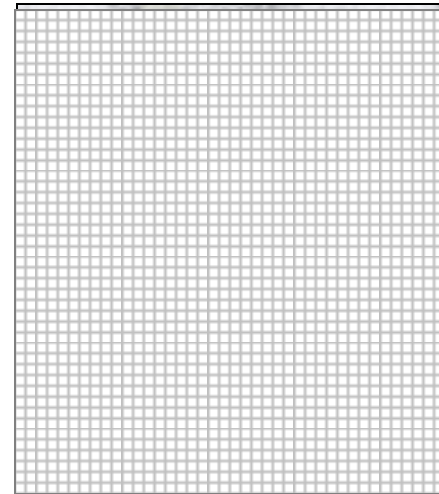
- Artefakty: struktury v obrazu, které nejsou v zobrazovaném objektu a které jsou zapříčiněny poškozeným zařízením (nebo jeho nesprávným použitím)
- Hledejte artefakty v každém testovacím obrazu



Žádné artefakty



Artefakty přítomny



M U N I
M E D

Optimalizace patientských dávek v radiologii

Ochrana pacientů před zářením

Základní problémy

➤ Každý snímek získaný pomocí ionizujícího záření s sebou nese riziko pro pacienta, a proto si musíme položit otázky: Můžeme použít nějakou jinou metodu, která nezatěžuje pacienta ionizujícím zářením (např. ultrazvukem nebo MRI)? Je daný snímek opravdu nutný? – použijme „kriteria následné péče“ (referral criteria).

➤ Jakmile se rozhodneme pro získání snímku, pak: Nejdůležitější je přesná diagnóza. Přesná diagnóza vyžaduje obrazy s odpovídajícími kvalitami zobrazení. Aby bylo možno zlepšit kvality zobrazení, potřebujeme zlepšit ukazatele výkonnosti, což často vyžaduje vyšší patientské dávky!

Příklady „kriterií následné péče“

F. Thoracic system			
Non-specific chest pain F1	<i>CXR (I)</i>	Not indicated initially (C)	Conditions such as Tietze's disease show no abnormality on CXR. Main purpose is reassurance.
Chest trauma F2	<i>CXR (I)</i>	Not indicated routinely (C)	Showing a rib fracture after minor trauma does not alter management (see Trauma Section K).
Pre-employment or screening medicals F3	<i>CXR (I)</i>	Not indicated	Not justified except in a few high-risk categories (e.g. at risk immigrants with no recent CXR). Some have to be done for occupational (e.g. divers) or emigration purposes (UK category 2).
Pre-operative F4	<i>CXR (I)</i>	Not indicated routinely (B)	Exceptions before cardio-pulmonary surgery, likely admission to ITU, suspected malignancy or possible TB. Anaesthetists may also request CXRs for dyspnoeic patients, those with known cardiac disease and the very elderly. Many patients with cardio respiratory disease have recent CXR available; a repeat CXR is then not usually needed.
Upper respiratory-tract infection F5	<i>CXR (I)</i>	Not indicated routinely (C)	

(A) Zaslepené klinické studie, meta-analýzy, systematické přehledy, (B) experimentální nebo jednotlivé klinické studie, (C) doporučení vychází z názoru odborníka a má podporu uznávaných autorit.

Etické principy ICRP

- **Princip zdůvodnitelnosti** (Justification principle): Použijte zobrazení za pomoci ionizujícího záření jen tehdy, když prospěch pro pacienta (zlepšení zdravotního stavu) převažuje nad rizikem – řiďte se „kriterii následné péče“.
- **Princip omezení dávky:** Kontrolujte pravidelně, zda dávky absorbované pacientem nepřekračují *diagnostic reference level (DRL)* dávek doporučených pro danou zvláštní studii – existují DRL definované na úrovni EU, většinou však jen na úrovni národní nebo dokonce místní.
- **Princip optimalizace:** Aby bylo omezeno riziko pro pacienta, vyhýbejte se opakovanému snímkování a snižujte dávku na *minimum nutné právě pro přesnou diagnózu, tedy ne tak, aby došlo ke ztrátě přesnosti diagnózy.*

Optimalizace patientských dávek při rentgenovém vyšetření:

- Používejte zařízení pracující s nízkými dávkami.
- Pracujte podle protokolů zajišťujících nízké dávky.
- Ujistěte se, že postup spadá do vaší kompetence.
- Provádějte pravidelnou kontrolu kvality zařízení, aby jste zamezili opakovanému snímkování (kontrola kvality = pravidelná kontrola ukazatelů výkonnosti, abyste se přesvědčili, že nedošlo k jejich zhoršení)
- Provádějte pravidelnou analýzu vadných snímků (reject analysis)
- Když je to nutné, nechte si poradit: využijte služeb experta (v ČR – radiologického fyzika).

Používejte zařízení pracující s nízkými dávkami

- Silnější stínítka (zhoršují však prostorové rozlišení)
- Žádná Buckyho clona (zhoršuje se však rozlišení kontrastu, vyhýbejte se používání clony u dětí a malých dospělých – malé tělo – málo rozptýleného záření)
- Používejte imobilizační pomůcky u dětí a starých osob.
- Používejte KAPmetr pro monitorování dávek absorbovaných pacientem.
- Používejte správné filtry (odstraňují fotony o velmi nízké energii, které jsou absorbovány již v kůži)
- Požívejte zařízení pro automatickou expozici - *Automatic Exposure Device (AED)*.

Ukazatel výkonnosti pro dávku dodávanou přístrojem



KAPmetr (Kerma Area Product – součin dávky a plochy, někdy též DAPmetr – Dose Area Product)

Používejte protokoly pro nízké dávky

- Vymezte (kolimujte) svazek tak, aby bylo ozařováno co nejmenší pole (zlepšuje se tím i CR)
- Chraňte radiosenzitivní orgány (gonády, prsy, oči, štítnou žlázu ...): pomocí kolimace svazku, správného projekčního úhlu, použitím ochranných pomůcek jako např. zástěr z olovnaté gumy a chráničů gonád.
- Používejte správnou projekci – pro snímky lebky a hrudníku je např. nejlepší projekce zadopřední.
- Nikdy nepoužívejte vzdálenost zdroj-pokožka kratší než než 30 cm
- Používejte kompresi pacienta, aby byl ozářen co nejmenší objem tkáně (zlepšuje prostorové i kontrastní rozlišení)
- Řádně instruujte pacienty, aby se snímkování nemuselo zbytečně opakovat

M U N I M E D

Webové stránky s dodatečnými informacemi o zdrojích a účincích záření

European Commission (radiological protection pages):
europa.eu

International Commission on Radiological Protection:
www.icrp.org

World Health Organization: **www.who.int**

International Atomic Energy Agency: **www.iaea.org**

United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: **www.unscear.org**

Pacientské dávky u CT

(povinné jen pro RA)

Pacientské dávky u CT: současný stav

- CT je procedura zatěžující pacienty vysokými dávkami
- CT se neustále rychle rozvíjí
- Četnost vyšetření CT rychle vzrůstá, v některých zemích o desítky procent.
- **Proč se zvyšuje četnost vyšetření?**
- Před dvaceti lety vyžadovalo standardní CT vyšetření hrudníku dobu několika minut, zatímco dnes může být podobná informace získána během jediného zadržení dechu, což je příjemné z hlediska pacientů i vyšetřujících.

Proč zvýšená dávka?

- Čím vyšší je dávka, tím je lepší kvalita obrazu.
- Projevuje se tendence zvětšování objemu tkáně zahrnutého do jednotlivého vyšetření
- Moderní spirální CT značně usnadnilo objemové snímání bez mezer mezi vrstvami
- Protože CT umožňuje automatickou korekci obrazu, používají se někdy nevhodné (zpravidla příliš velké) expozice pro útlejší části těla, respektive nízké expozice pro silnější části.
- Mnozí radiologové věří, že moderní CT přístroje, které jsou velmi rychlé, zatěžují pacienty menší dávkou záření – krátké expozice však vyžadují vyšší intenzitu záření (hodnotu proudu procházejícího rentgenkou).

Radiosenzitivní orgány vyžadující ochranu

U CT hrudníku je vysoká dávka záření v prsech

U CT mozku dostává vysokou dávku oční čočka

U CT mozku a hrudníku dostává vysokou dávku

štítná žláza

U CT pánve dostávají vysokou dávku gonády

Srovnání dávek u CT a konvenčního rentgenového vyšetření

CT vyšetření	Efektivní dávka (mSv)	Konvenční vyšetření rtg	Efektivní dávka (mSv)
Hlava	2	Lebka	0,07
Hrudník	8	Hrudník PA	0,02
Břicho	10-20	Břicho	1,0
Pánev	10-20	Pánev	0.7

Přístroje CT s nízkou dávkou

Automatická modulace proudu procházejícího rentgenkou (při nestejně velikosti řezů tělem pacienta)

Rentgenka neobkružuje pacienty v úplném kruhu: stačí např. 270 stupňů u CT hlavy (vynechává se frontálních 90°), což šetří oči.

Naklánění „gantry“ a tím i roviny řezu za účelem vyhnutí se velmi citlivým orgánům

Možnost zvláštního pracovního režimu pro děti a malé pacienty

Nízkodávkové protokoly

Omezení snímaného objemu jen na to, co je nutné
Stínění povrchových orgánů jako je štítná žláza, prsy, oči a gonády, zejména u dětí a mladých dospělých. U CT hrudníku může dávka v prsech dosáhnout 30 – 50 mGy, i když se nejedná o cílovou anatomii.

Jestliže se zmenší tloušťka vrstvy (řezu, *slice*), aby bylo dosaženo vyššího axiálního (osového) prostorového rozlišení, pak je nutno zvýšit dávku.

Konvenční CT: omezení počtu řezů a zvýšení jejich odstupu.

Spirální CT: větší strmost „spirály“ omezuje dávku

Zvláštní protokoly pro pediatrické pacienty (např. s nižším proudem přes rentgenku)

Pacientské dávky v intervenční radiologii: okolnosti

Jedná se o zdlouhavé, složité, obtížné a někdy opakované procedury, z čehož vyplývají prodloužené expoziční časy – mohou vést k vysokým patientským dávkám.

Povinné jen pro RA

Pacient: Radiodermatitida

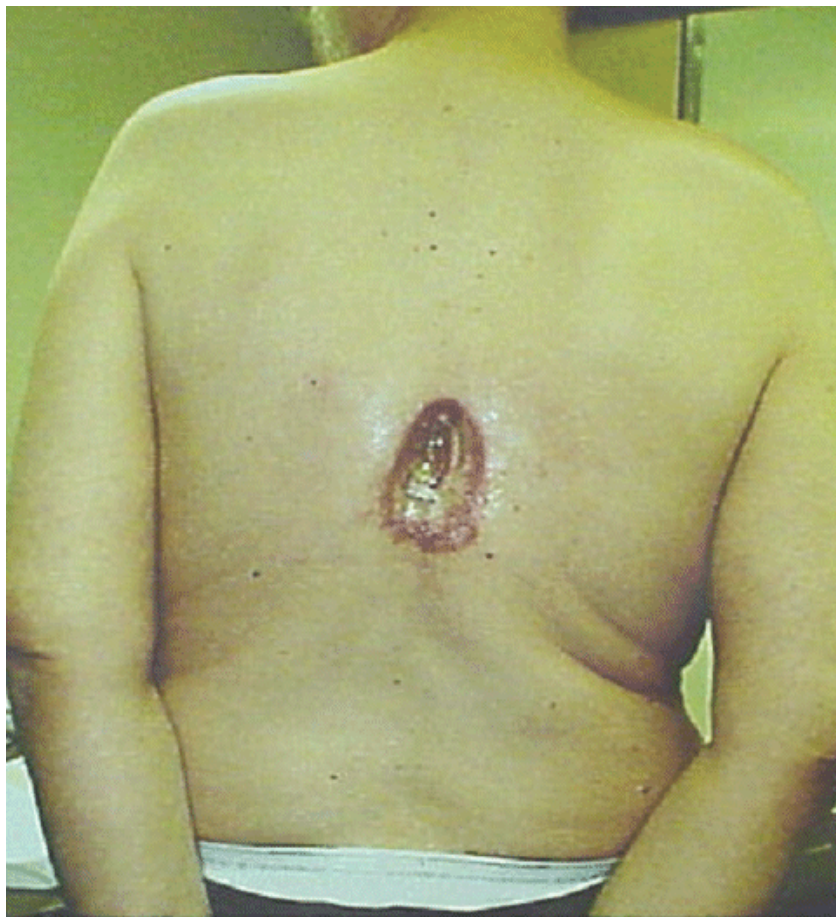
Atrofické zatvrdlé plaky

Hyper & hypo pigmentace,
s telangiektasiemi



Chronická radiodermatitida u 17-leté pacientky po dvou radiofrekvenčních ablačních procedurách „pod rentgenem“

Pacient: vážné poškození pokožky vysokými dávkami



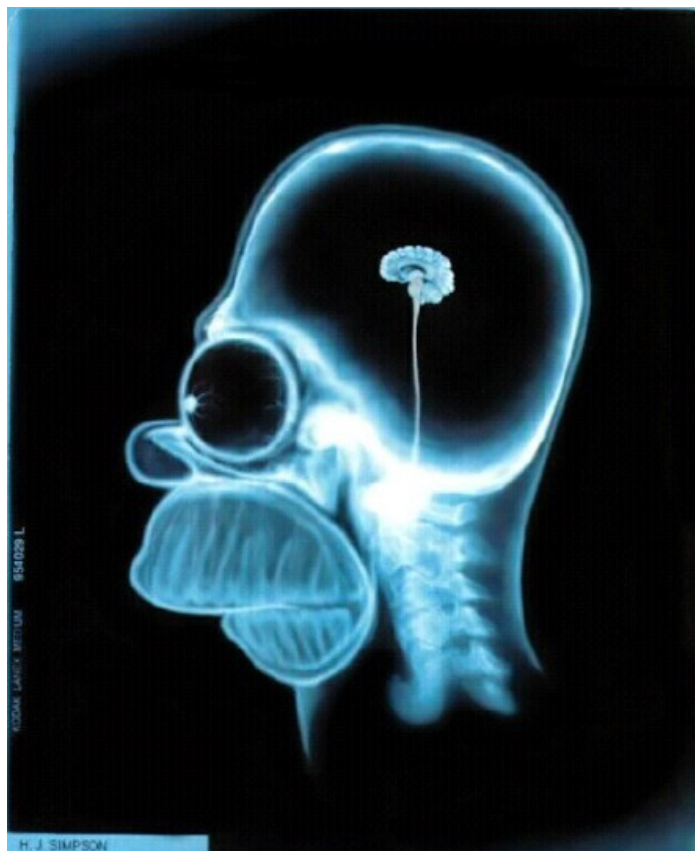
Příklad chronického poškození kůže i podkoží kumulativní kožní dávkou kolem 20 Gy po koronární angiografii a dvou angioplastikách

Technická opatření pro ochranu pacientů

- Expozice: impulsní mód (nespojité expoziční) s proměnlivou frekvencí snímků 50, 25, 12.5, 6 za sekundu
- Zobrazení dávky na displeji (celková délka skiaskopie, počet snímků, kumulativní DAP)
- Minimalizovat: dobu skiaskopie a použití modu s vysokou kvalitou obrazu
- Krátké přerušované expoziční pomocí pedálového spínače
- Dlouhé procedury: redukce dávky u ozařované kůže například zaměřením cíle pod jiným úhlem.
- Minimální používání zoomu, který vede k vyšším patientským dávkám
- Je třeba mít na paměti, že dávkové rychlosti jsou vyšší a dávky se akumulují rychleji u velkých pacientů.
- Detektor obrazu musí být co nejbližší k pacientovi.
- Vždy kolimovat svazek co nejpřesněji jen na oblast zájmu.

Autoři:

Carmel J. Caruana, Vojtěch Mornstein



Revize překladu:

Aleš Bourek

Revize obsahu:

Ivo Hrazdira

Poslední úprava a ozvučení:

květen 2021