

Možnosti snížení dávek rentgenového záření pacientům a lékařům v intervenční kardiologii

Lucie Sůkupová

Úsek ředitele, Institut klinické a experimentální medicíny, Praha

Studie poskytuje přehled možností, jak lze snížit dávky v intervenční kardiologii nejen pacientům, ale i lékařům. Hlavním zdrojem ozáření lékařů je rozptýlené záření z pacienta, proto snížení dávek lékařům vychází primárně ze snížení dávek pacientům. V první části je stručně popsán princip fungování expoziční automatiky, která reguluje množství produkovaného záření. Podrobněji je zde objasněn vliv přidavné filtrace, úhlu projekce, zvětšení a použité frekvence snímků na dávku. V druhé části je objasněn vliv projekce na dávku lékaři a dále je popsáno použití ochranného stínění.

Klíčová slova: intervenční kardiologie, angiografický systém, snížení dávek rtg záření.

Possibilities of the patient's and cardiologist's X-ray dose reduction in interventional cardiology

The study provides an overview of possibilities of X-ray dose reduction in interventional cardiology both to patients and physicians. The main source of physicians' irradiation is the scatter radiation from patients, therefore the main way of the dose reduction is based on the reduction of X-ray dose to patients. In the first part of the study, the principle of the automatic dose rate control, which controls the amount of produced X-ray, is described. Further, an influence of the additional filtration, projection angle, magnification and frame rate (pulse rate) on the resulting dose is explained. The second part deals with the influence of the projection angle and lead shielding on the physicians' dose.

Key words: interventional cardiology, angiography system, X-ray dose reduction.

Interv Akut Kardiolog 2015; 14(4): 158–163

Aplikace ionizujícího záření v medicíně představuje nejvýznamnější zdroj ozáření populace z umělých zdrojů. V roce 2006 bylo celosvětově provedeno přibližně 3,6 mld. lékařských výkonů s použitím ionizujícího záření. V České republice to bylo 8,2 mil. výkonů. Průměrná efektivní dávka z radiodiagnostických výkonů (včetně dentálních vyšetření), kterou je ozářen každý obyvatel planety, je rovna 0,62 mSv, z nukleární medicíny pak 0,03 mSv. Průměrná efektivní dávka z přírodního pozadí je rovna 2,40 mSv. Každý z nás tedy obdrží každoročně průměrnou efektivní dávku přibližně 3 mSv (1).

Největší část efektivní dávky z radiodiagnostických výkonů představují CT výkony, které přispívají 48 % k celkové kolektivní dávce obyvatelstva, přestože tvoří pouze 9,6 % celkového počtu radiodiagnostických výkonů. Výkony prováděné v intervenční kardiologii (zahrnuta byla pouze selektivní koronarografie a perkutánní transluminální koronární angioplastika, pro jiné výkony nebyla data k dispozici), tvoří 0,2 % z celkového počtu výkonů a efektivní dávka z nich vyplývající představuje 1,5 % kolektivní dávky obyvatelstva (1).

Od jiných radiodiagnostických výkonů, kdy je nositelem rizika plynoucího z ozáření samotný pacient, se výkony v intervenční kardiologii i intervenční radiologii odlišují tím, že současně s pacientem jsou ozáření i léka-

ři a další pracovníci podílející se na výkonu. Na rozdíl od pacientů, kteří podstupují výkony s použitím ionizujícího záření spíše příležitostně, pracují lékaři s ionizujícím zářením téměř každodenně a navíc v mnoha případech i celoživotně, proto jejich kumulativní dávky podstatně převyšují dávky pacientů samotných (2). Již dříve byla publikována studie, ve které autoři poukázali na vyšší výskyt tumorů v levé části hlavy u intervenčních kardiologů (3). Hlava intervenčních kardiologů je ozářena přibližně 10 × vyšší dávkou než zbývající části těla. Levá část hlavy intervenčních kardiologů je pak při obvyklém používání přístupu z pravé strany pacienta ozářena 2 × více než pravá strana (4).

V roce 1997 bylo reportováno 5 případů výskytu rakoviny u lékařů pracujících na katetrizačních sálech, v roce 2012 autor studie (3) uvádí již 9 objevených případů¹ a v roce 2014 tentýž autor uvádí již 36 zjištěných případů výskytu rakoviny (5). Stále je ale potřeba vzít na vědomí, že ne všechny případy vzniku rakoviny u lékařů pracujících na katetrizačních sálech jsou publikovány. U publikovaných případů byl v 50 % diagnostikován glioblastom (5). U 30 z 36 publikovaných případů byla známa lokalizace tumoru, v 86 % těchto případů to bylo v levé části hlavy (5).

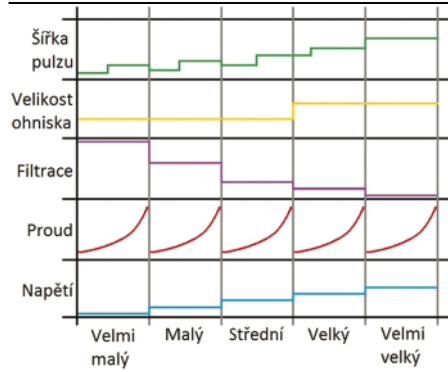
¹ Lékaři pracovali na katetrizačním sále po dobu 14–32 let, průměrná doba 24 let; věk výskytu rakoviny 48–62 let. Doba práce na katetrizačním sále je zde uvedena i jako doba latence.

Mimo vyšší výskyt rakoviny bylo poukázáno i na vyšší výskyt katarakty (6).

Z důvodů uvedených výše je proto každé snížení osobních dávek lékařů velmi důležité.

Tato studie se zabývá možnostmi, jak lze snížit osobní dávky pacientů a současně i lékařů provádějících intervenční výkony v kardiologii. Snížení dávek lékařů je ve velké míře důsledkem snížení dávek pacientům, proto jsou zde uvedeny i způsoby, jak lze snížit dávky pacientům. V druhé části jsou pak uvedeny způsoby snížení dávek lékařů, které však nemusí vést ke snížení dávek pacientů. U některých způsobů je uveden i výsledek praktického měření na katetrizačním sále. Bylo-li měření provedeno, pak bylo provedeno na angiografických systémech Artis zee (Siemens) s flat panel detektory o velikosti 20 cm × 20 cm a 30 cm × 40 cm pomocí měřicího systému Radcal 9095 s planparalelní ionizační komorou o objemu 6 cc a s použitím fantomu simulujícího pacienta (více níže). Při měření na fantomu je možné měřit pouze vstupní povrchovou kerma, nikoliv dávku. Dávku v měkké tkáni lze však z kermy dopočítat. Kerma a dávka v měkké tkáni se při energii používané v radiodiagnostice liší přibližně o 9 % (7). Pro účely této studie je slovo „kerma“ nahrazeno slovem „dávka“.

Obrázek 1. Fungování automatiky řízení dávkového příkonu (ADRC) v závislosti na tloušťce pacienta



Způsoby snížení dávek pacientům Vliv základních expozičních parametrů

V průběhu provádění výkonu je k navádění instrumentária používán skiaskopický mód. Pro zobrazení syčení koronárních tepen kontrastní látkou je používán kino mód, někdy nazývaný akviziciční mód, případně skiagrafický mód. Obecně se tyto módy od sebe odlišují v přednastavených expozičních parametrech, kterými jsou napětí (kV), proud rentgenky (mA), délka pulzu (ms), velikost ohniska a přídavná filtrace – prefiltrace (mm Cu). Expoziční parametry jsou voleny prostřednictvím expoziční automatiky (automatic dose rate control – ADRC, dříve automatic exposure control a automatic brightness control) (8), která se řídí množstvím záření dopadajícího na receptor obrazu (flat panel detektor nebo zesilovač obrazu) po průchodu záření pacientem. Snahou ADRC je, aby na detektor dopadalo vždy stejné množství záření. Ilustrativní ukázka fungování ADRC u angiografických systémů firmy Siemens je uvedena na obrázku 1. Na ose X je uvedena velikost pacienta, na ose Y jsou uvedeny expoziční parametry.

Množství záření dopadajícího na receptor obrazu je v prvním kroku regulováno proudem rentgenky, který se s narůstající tloušťkou pacienta zvyšuje. Čím vyšší proud, tím je produkováno více fotonů, a tím více fotonů dopadá na receptor obrazu. Současně s proudem se zvyšuje i délka pulzu (expoziční čas pro jeden pulz). Není-li ani tak množství fotonů dopadajících na receptor obrazu dostatečné, pak dochází ke zvýšení napětí, které je spojeno i se změnou filtrace. Se zvyšujícím se napětím rentgenky se snižuje přídavná filtrace. Vyšší napětí znamená produkci energetičtějších fotonů, které jsou pronikavější, ale nevýhodou je, že klesá kontrast v obraze (klesá zastoupení fotoelektrického jevu a roste zastoupení Comptonova rozptylu). Přídavná filtrace mění rtg spektrum kvalitativně (nárůst efektivní energie spektra, tzv. tvrdnutí rtg svazku) i kvantitativně (celkový pokles počtu fotonů v rtg spektru). Přídavná filtrace se

využívá k odfiltrování nízkenergetických fotonů, které by byly pohlceny v pacientovi, ale nepřispěly by ke tvorbě obrazu. Současně s těmito nízkenergetickými fotony jsou odfiltrovány i fotony vyšších energií a celkově tak klesá počet fotonů ve spektru, viz obrázek 2 (výpočet spekter proveden pomocí softwaru SpekCalc GUI, verze 1.1). Proto je pro použití větší filtrace požadován vyšší výkon ohniska, aby množství produkovaných fotonů bylo dostatečné. Není-li ani při klesající filtraci počet fotonů dopadajících na receptor obrazu dostatečný, pak dochází ke změně ohniska z malého na velké. Větší ohnisko znamená více produkovaných fotonů, ale současně narůstá geometrická neostrost z důvodu větší velikosti ohniska. (Fungování expoziční automatiky se může lišit pro angiografické systémy jiných výrobců.)

Obecně platí, že za dávku pacientovi jsou nejvíce zodpovědné nízkenergetické fotony, na druhou stranu však tvoří kontrast v obraze. S vyšší energií fotonů klesá dávka pacientovi, ale klesá i kontrast v obraze. Algoritmy používané v post-processingu obrazu jsou schopné zvýraznit kontrast v obraze pomocí různých matematických operací, proto nemusí být u vyššího napětí ztráta kontrastu výrazná.

Dávka pacientovi lineárně narůstá s vyšší hodnotou proudu, taktéž narůstá lineárně s větší délkou pulzu. S rostoucí hodnotou napětí dávka pacientům kvadraticky klesá. Dávka na kůži pacientů také výrazně klesá s větší použitou filtrací. Protože však jsou všechny tyto parametry voleny automaticky, může je lékař při výkonu ovlivnit pouze velikostí prozařovaného objemu a šířností projekce. V některých případech (v servisním režimu, omezený přístup) pak i přednastavením, kdy je např. nastaveno, že v daném módu neklesne filtrace pod hodnotu 0,1 mm Cu.

Skiaskopický mód a kino mód

Hlavní rozdíl mezi skiaskopickým módem a kino módem je v proudu použitým na jeden pulz. U skiaskopie se hodnoty proudu pohybují v rozmezí 100–200 mA, zatímco v kino módu se používají i hodnoty 900 mA. Pro nové angiografické systémy uvádějí výrobci maximální hodnotu proudu v kino módu až 1 000 mA (Siemens Artis zee; Philips AlluraClarity). Dávky na jeden obraz pořízený při skiaskopii a v kino módu se pak mohou lišit 5–10×.

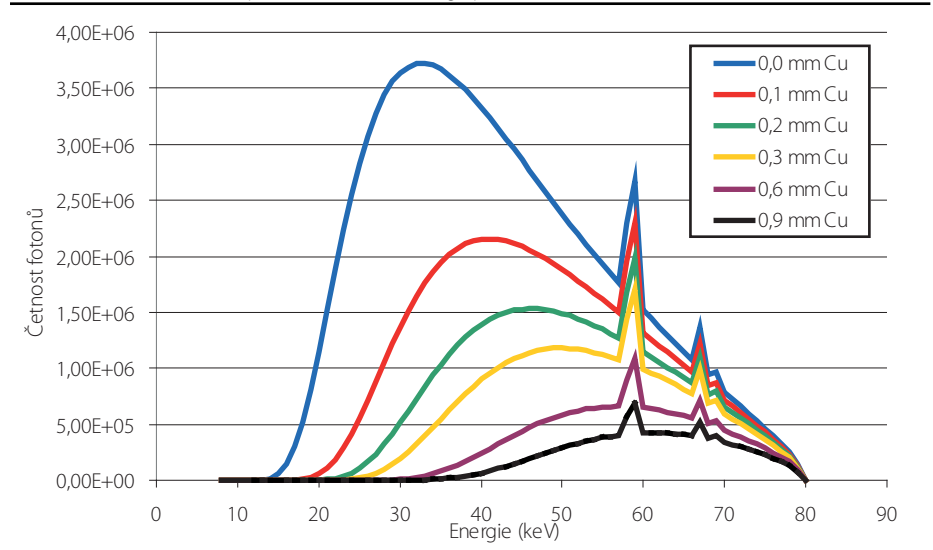
Skiaskopický mód a kino mód se mohou lišit také v použité přídavné filtraci, která je u skiaskopie stejná nebo větší než u kino módu. Dalším rozdílem může být počet pulzů/s (v kino módu se někdy místo o pulzech mluví o framech, fr). U skiaskopie se standardně používají hodnoty 10–15 pulzů/s, v kino módu standardně 15 fr/s. Dávka pacientovi, a s tím související dávka lékaři, je přímo úměrná počtu pulzů i počtu framů, tj. čím nižší hodnoty, tím nižší radiační zátěž. Právě snížený počet pulzů i framů alespoň u těch pacientů, u kterých je to možné, vede k výraznému snížení průměrné dávky pacientům, jak dokazuje studie (9).

Vliv přídavné filtrace na dávku na kůži pacientů

Efekt vyšší přídavné filtrace byl ověřen v praxi při měření na polymetylmakrylátovém (PMMA) fantomu. PMMA se v české terminologii označuje jako plexisklo. Pro energie diagnostických svazků používaných v intervenční kardiologii platí, že vlastnosti PMMA z hlediska rozptylu a zeslabení záření odpovídají vlastnostem měkkých tkání. Proto se pro měření v radiodiagnostice standardně používají plexisklové fantomy.

Pro měření byl použit PMMA fantom o tloušťce 30 cm a 32 cm. Při expozici fantomu o menší

Obrázek 2. Ukázka vlivu přídavné filtrace na rtg spektrum



tloušťce byly expoziční automatikou (ADRC) zvoleny parametry 104 kV, 273 mA, 7,5 ms, filtrace 0,1 mm Cu. Při expozici fantomu o větší tloušťce byly zvoleny expoziční parametry 110 kV, 257 mA, 7,5 ms, filtrace 0,0 mm Cu. Dávka na 1 frame na vstupu pacienta (resp. v intervenčním referenčním bodě (10), který přibližně představuje vstup pacienta), byla rovna 0,29 mGy pro menší tloušťku fantomu a 0,44 mGy pro větší tloušťku fantomu. Za předpokladu, že na receptor obrazu dopadlo v obou případech stejné množství záření, je poměr dávek na vstupu pacienta roven.

To znamená, že při použití menší tloušťky PMMA fantomu byla dávka na vstupu pacienta díky přídavné filtraci 0,1 mm Cu o 34 % nižší, zatímco samotné snížení tloušťky PMMA fantomu

$$R = \frac{0,29 \text{ mGy}}{0,44 \text{ mGy}} = 0,66$$

z 32 cm na 30 cm vyžaduje změnu v dávkovém příkonu pouze cca 10%. Z tohoto hlediska jednoznačně vyplývá, že využívání přídavné Cu filtrace přispívá ke snížení dávek pacientům.

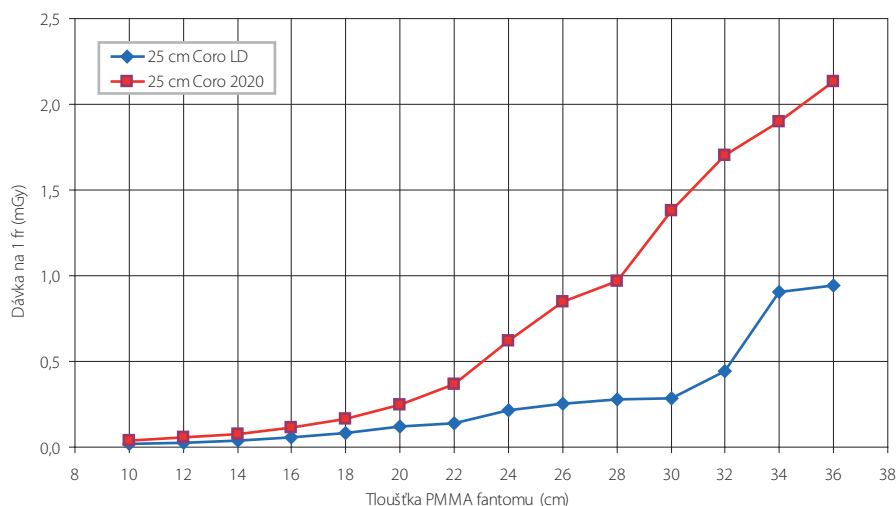
Vliv tloušťky pacienta na dávku

Tloušťkou pacienta je myšlena výška hrudníku ležícího pacienta, která významně ovlivňuje dávkový příkon produkovaný rentgenkou. Čím větší je tloušťka pacienta, tím větším objemem tkáně musí rtg svazek projít, tím je vyšší i dávka na vstupu pacienta. Ukázka dávek na 1 frame v kino módu v závislosti na tloušťce PMMA fantomu je uvedena na obrázku 3. Křivky jsou zde vyneseny pro 2 kino módy, které se od sebe liší kvalitou obrazu, a tedy i dávkou. Mód Coro LD je mód s nižší dávkou, s výjimkou jednoho bodu je vždy použita přídavná filtrace 0,1 mm Cu, Coro 2020 je mód s vyšší dávkou, vždy je použita přídavná filtrace 0,0 mm Cu. Křivky nemají jednoduchý exponenciální průběh, což je způsobeno tím, že se postupně mění více než jen jeden expoziční parametr. Např. u křivky pro mód Coro 2020 se až do tloušťky PMMA fantomu 22 cm zvyšoval pouze proud (křivka je exponenciální), poté již proud i délka pulzu a od tloušťky PMMA fantomu 28 cm již i napětí (křivka zde již není exponenciální).

Vliv projekce na dávku pacientovi

Dávkový příkon na vstupu pacienta je velmi významně ovlivněn tloušťkou pacienta (viz výše) a samozřejmě šikmostí projekce, ve které je provedeno zobrazení. Čím větší objem tkáně musí rtg svazek projít, tím větší je dávka na kůži pacienta. Normované dávkové příkony pro obvyklé projekce používané v intervenční kardiologii jsou uvedeny v tabulce 1. Hodnoty jsou

Obrázek 3. Dávka na 1 fr v závislosti na tloušťce pacienta pro detektor o velikosti 25 cm



normovány na dávkový příkon pro zado-přední (PA) projekci.

Velikost detektoru

Volba velikosti aktivní plochy detektoru neboli zvětšení (zoom) výrazně ovlivňuje dávku pacientům, a tím i lékařům. Při použití zesilovače obrazu platí, že se dávka při zvětšení (zoom, magnification) zvýší v poměru ploch detektorů (12). Nechť je použita aktivní plocha detektoru, jehož diagonála je dlouhá 25 cm (strana aktivní plochy o velikosti 17,7 cm) a dávka je rovna 100%. Pak při použití zoomu 1, kdy je velikost diagonály aktivní plochy detektoru dlouhá 20 cm (strana aktivní plochy o velikosti 14 cm – zoom 1) dojde k nárůstu dávky v průměru o 60% (= $17,7^2/14^2$). V některých případech může dojít k výrazné změně expozičních parametrů (hlavně v případě flat panel detektorů), např. velikosti ohniska, napětí a filtrace, a tím může být nárůst dávky jiný. Obecně však platí, že čím větší je použité zvětšení, tím je vyšší dávka.

Při konkrétním měření na angiografickém systému bylo zjištěno, že zvýšení dávky s použitím zoomu 1 se pohybovalo pro různé tloušťky PMMA fantomu v rozmezí 20–90 %, nejčastěji to bylo 40–60 %. Pro zoom 2 (diagonála aktivní plochy 16 cm, strana aktivní plochy o velikosti 11 cm) byla dávka ve srovnání s dávkou bez zoomu vyšší nejčastěji „pouze“ o 70–90 %. Nedošlo tedy ke zvýšení dávky v poměru ploch, protože došlo k výrazné změně expozičních parametrů.

Vzdálenost ohnisko – pacient (vzdálenost pacient – receptor obrazu = konst.)

Doporučuje se udržovat co největší vzdálenost mezi ohniskem a pacientem, protože tím klesá geometrická neostrost způsobená

nenulovou velikostí ohniska. Současně z hlediska menší pravděpodobnosti překryvu rtg polí při změně projekce (z důvodu deterministických účinků – poškození kůže) je efektivnější, je-li pacient co nejdále od ohniska. Je-li to možné, pak by to mělo být alespoň 60 cm. Nicméně nastavení pozice stolu, a tedy vzdálenosti pacienta od ohniska, souvisí i s výškou lékaře. Lékař vyššího vzrůstu si může dovést posunout stůl s pacientem výše nad rentgenku než lékař menšího vzrůstu.

Vzdálenost pacient – receptor obrazu (vzdálenost ohnisko – receptor obrazu = konst.)

Zaření vycházející z pacienta představuje pouze 0,1–1,0 % ze záření, které do pacienta vstupuje, proto je důležité zvolit takovou geometrii, aby bylo detekováno co nejvíce tohoto záření. Nejjednodušším způsobem je přisunutí receptoru obrazu co nejbližší k pacientovi. Čím dále je receptor obrazu od výstupní roviny pacienta, tím více se zeslabuje malé množství záření, které z pacienta vychází, což je nežádoucí. Hodnoty dávky na vstupu pacienta pro případ, kdy je vstupní rovina receptoru obrazu vzdálená 5 cm, 10 cm, 20 cm a 30 cm od výstupní roviny pacienta, jsou v poměru 1,0 : 1,2 : 1,6 : 2,1. Poměry se mohou měnit v závislosti na kvalitě rtg svazku a na zvoleném módu, avšak platí doporučení, že čím blíže je receptor obrazu pacientovi, tím lépe.

Použití primárních clon

Velikost kolimovaného rtg pole určuje, které orgány se nacházejí v primárním rtg svazku a současně jak velké je množství rozptýleného záření v obraze. Čím menší je velikost pole dopadajícího primárního rtg svazku (pole je ko-

Tabulka 1. Normalizovaný dávkový příkon na pacienta pro jednotlivé projekce (11) (červeným podbarvením jsou znázorněny nejčastěji používané projekce, červeným písmem jsou znázorněny projekce znamenající vysoký dávkový příkon pro lékaře)

		RAO										PA	LAO									
		90°	80°	70°	60°	50°	40°	30°	20°	10°	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°		
CAUDAL	40°						3,3	4,2	3,4	3,6	3,8	4,4	5,5	6,2								
	30°	6,8	4,5	2,5	2,4	2,5	2,4	2,2	1,9	1,8	1,5	2,2	2,6	3,5	5,2	5,8	6,5	6,3	8,2	8,5		
	20°	3,8	2,6	2,2	1,9	1,8	1,8	1,5	1,4	1,4	1,3	1,7	1,9	2,2	2,6	3,3	3,8	3,9	4,0	6,1		
	10°	2,5	2,2	2,0	1,8	1,7	1,5	1,3	1,1	1,1	1,0	1,3	1,5	2,7	1,8	2,4	2,9	2,7	2,8	3,0		
PA	0°	2,4	2,1	2,0	1,8	1,8	1,2	1,0	0,9	0,9	1,0	1,2	1,3	1,5	1,5	2,3	2,4	2,2	2,1	2,2		
CRANIAL	10°	3,6	3,5	3,4	2,5	2,3	1,6	1,2	1,0	0,9	0,9	1,4	1,4	1,6	1,8	2,9	3,2	3,3	2,5	2,2		
	20°	5,4	7,0	5,3	5,1	3,2	2,2	1,6	1,2	1,2	1,2	1,5	1,8	1,8	2,4	3,8	4,7	4,8	4,2	3,2		
	30°	7,8	8,3	6,5	6,0	3,4	1,9	1,8	1,4	1,7	1,8	2,5	2,4	2,6	2,9	4,2	6,2	7,5	7,2	6,8		
	40°						6,2	2,5	1,8	2,8	3,1	3,8	3,9	4,2	4,4							

LAO – levá šikmá projekce; RAO – pravá šikmá projekce; CR – kraniálně; CD – kaudálně

limováno pomocí primárních clon), tím menší je prozařovaný objem, tím méně orgánů/menší část orgánu je ozářena, a tím menší je dávka pacientovi (zde je myšleno celková dávka, dávka v každém bodě rtg pole zůstává přibližně stejná).

S různými velikostmi primárního rtg pole se mění i zastoupení rozptýleného záření. S použitím menšího rtg pole dochází k poklesu množství rozptýleného záření dopadajícího na receptor obrazu, tj. zlepšuje se kontrast v obraze, ale dávka na receptoru obrazu z rozptýleného záření je menší, proto dochází k mírnému zvýšení dávkového příkonu. Při změně velikosti pole z 20 cm × 20 cm na 15 cm × 15 cm (bylo měřeno na PMMA fantomu o tloušťce 20 cm, na systému s flat panel detektorem o velikosti 30 cm × 40 cm) dojde k poklesu poměru rozptýleného záření ku primárnímu o 6 % (13). Dojde-li tedy ke snížení množství rozptýleného záření, které tvoří část záření dopadajícího na receptor obrazu o 6 %, musí dávkový příkon na vstupu pacienta vzrůst, což se v rámci nepřesnosti měření potvrdilo i měřením. Při změně velikosti primárního čtvercového pole z 20 cm na 15 cm dojde ke zvýšení dávkového příkonu na vstupu pacienta o 5 %.

Použití protirozptylové mřížky

Protirozptylová mřížka je nástroj, který slouží k odstranění rozptýleného záření z rtg svazku, který dopadá na receptor obrazu. Mřížka se nachází mezi pacientem a vstupní rovinou receptoru obrazu. Rozptýlené záření nekoreluje s místem interakce v lidském těle, proto rozptýlené záření nepřispívá k výslednému obrazu správným signálem, ale pouze nerelevantním signálem, který zvyšuje šum v obraze. Mřížka, tvořená planparalelními septy umístěnými kolmo na směr rtg svazku, pohltí fotony letící jiným směrem než je směr primárního rtg svazku, avšak do určité míry pohltí také primární fotony, které by pozitivně přispěly

ke tvorbě obrazu. Použití protirozptylové mřížky vede ke snížení dávky dopadající na receptor obrazu, proto ADRC inicializuje změnu expozičních parametrů za účelem zvýšení dávky dopadající na receptor obrazu, např. dojde ke zvýšení proudu. Dle (14) platí, že, použití protirozptylové mřížky vede ke zvýšení dávky na vstupu pacienta minimálně 2 ×. Při praktickém měření na PMMA fantomu o tloušťce 20 cm a 30 cm bylo zjištěno, že použití protirozptylové mřížky vede ke zvýšení dávky cca 4 ×.

Ačkoliv je možné protirozptylovou mřížku vyjmout a nepoužívat ji, doporučuje se to pouze u dětí a velmi malých dospělých pacientů. U běžné dospělé populace se z důvodu výrazně horší kvality obrazu (zvláště kontrastu) vyjmutí mřížky nedoporučuje. Ukázka kvality obrazu při měření s protirozptylovou mřížkou a bez ní je uvedena na obrázku 4 pro PMMA fantom o tloušťce 30 cm. Na obrázku 4 je patrná ztráta kontrastu na horizontálním pruhu s různými stupni zčernání v dolní polovině obrazu, dále je patrná i ztráta prostorového rozlišení (čárový fantom vpravo od středu obrázku).

Možnosti snížení ozáření lékaře

Existují tři základní principy radiační ochrany pracovníků se zdroji ionizujícího záření, tj. ochrana vzdáleností, časem a stíněním. U ochranného stínění se za běžné považuje použití ochranné zástěry, nákrčníku, stropního a stolního závěsného stínění. Všechny tři principy jsou obecně známé, kromě nich je však možné použít i několik dalších možností, které jsou popsány dále.

Souvislost projekce s dávkou lékaři

Lékaři provádějící výkon s použitím angiografického systému jsou nejvíce ozařováni rozptýleným zářením, jehož hlavním zdrojem je sám pacient. Dalším zdrojem rozptýleného

záření jsou stěny katetrizačního sálu a také záření unikající z krytu rentgenky. Nejvíce rozptýleného záření se šíří zpětným rozptylem, tj. při PA projekci se záření odráží od pacienta a šíří se zpětně ke zdroji. Totéž platí i při bočné projekci, např. při levé bočné projekci s rentgenkou na pravé straně pacienta a receptorem obrazu na levé straně pacienta, je největší množství záření přítomno v okolí rentgenky, kde standardně stojí i sám lékař. Znázornění množství rozptýleného záření pro lékaře stojícího v pozici u pravého třísla pacienta je uvedeno v tabulce 2. Originální tabulka s dávkovými příkony byla převzata z dokumentu (11). Ozáření lékařů v jednotlivých projekcích je vztaženo k ozáření při PA projekci. Při použití nízkodávkového skiaskopického módu s frekvencí 50 pulzů/s je dávkový příkon lékaře v PA projekci (LAO/RAO = 0°, CR/CD = 0°) roven cca 100 μSv/hod. Měřený bod symbolizující pozici lékaře při výkonu se nachází ve vzdálenosti 100 cm od izocentra C-ramena.

Z tabulky 2 vyplývá, že nejvíce zatěžujícími pro lékaře jsou levé šikmé projekce, tj. projekce, u kterých lékař často stojí poblíž rentgenky. Naopak pravé šikmé projekce, kdy lékař stojí blíže detektoru (méně rozptylu z pacienta, navíc je detektor velmi efektivní stínící prostředek), jsou pro lékaře méně zatěžující. Šikmé projekce jsou více zatěžující pro pacienta i lékaře, protože je vyprodukováno více rtg záření a následně je více i rozptýleného záření. V současné době se při použití skiaskopického módu nejčastěji volí frekvence 10–15 pulzů/s, tj. dávkový příkon lékaři je v PA projekci přibližně 3–5 × nižší, tj. cca 20–30 μSv/hod.

Použití ochranných stínících rukavic

Ochranné stínící rukavice jsou doporučovány jako účinný stínící prostředek pro snížení dávek na ruce lékařů z rozptýleného záření,

Tabulka 2. Normalizovaný dávkový příkon lékařů pro jednotlivé projekce (11) (červeným podbarvením jsou znázorněny nejčastěji používané projekce, červeným písmem jsou znázorněny projekce znamenající vysoký dávkový příkon pro lékaře; LAO = levá šikmá projekce

		RAO										PA	LAO									
		90°	80°	70°	60°	50°	40°	30°	20°	10°	0°	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°		
CAUDAL	40°						5,9	2,0	1,6	3,1	3,6	4,7	5,5	6,8	7,0							
	30°	4,8	5,3	3,0	2,9	2,4	1,4	1,4	1,4	1,8	2,1	3,2	3,5	4,4	5,0	8,6	18,0	23,0	25,0	24,0		
	20°	4,1	4,8	3,6	3,2	2,7	1,9	1,5	1,1	1,2	1,3	2,5	2,6	3,0	4,9	9,1	16,0	18,0	15,0	10,0		
	10°	2,8	2,7	2,3	2,0	2,0	1,4	1,2	1,0	1,1	1,1	1,9	2,1	2,7	3,9	7,5	11,0	11,0	8,2	6,7		
PA	0°	1,9	1,7	1,6	1,5	1,2	1,0	0,8	0,8	0,9	1,0	1,5	1,8	2,5	2,9	6,0	7,3	6,9	6,5	6,3		
CRANIAL	10°	2,0	1,7	1,2	1,2	1,4	1,3	1,2	1,2	1,1	1,1	1,6	2,2	2,9	3,5	5,6	8,0	8,8	8,9	9,6		
	20°	2,6	2,0	1,3	1,1	1,4	1,6	1,4	1,5	1,6	1,5	1,9	2,4	3,1	3,9	6,6	10,0	12,0	14,0	21,0		
	30°	3,9	2,5	1,4	1,2	1,4	2,0	2,3	2,1	2,1	2,0	2,4	2,9	4,4	7,7	11,0	13,0	14,0	17,0	18,0		
	40°						2,8	4,9	4,2	4,6	4,2	5,1	6,5	7,9								

LAO – levá šikmá projekce; RAO – pravá šikmá projekce; CR – kraniálně; CD – kaudálně

hlavně u obéznějších pacientů, kdy je množství rozptýleného záření větší. Efektivní je použití rukavic v případech, kdy ruce zůstávají mimo primární rtg svazek, avšak v případech, kdy se ruce vyskytnou v primárním rtg svazku, dochází ke zvýšení dávky pacientům, a tím ke zvýšení dávek na ruce lékařů. Obezřetnost při použití rukavic je tedy na místě. Studium účinnosti stínění dávek rozptýleného záření při použití ochranných stínících rukavic se zabývali autoři v nedávno publikované studii (15).

Ze studie (15) vyplynulo, že dávkový příkon na flat panel detektoru se použitím rukavic zvýšil přibližně 4× (důležitá je poloha rukavic vzhledem k detektorům ADRC). Autoři tedy prokázali, že umístěním rukavic do primárního rtg svazku dochází k výraznému zvýšení dávky pacientům, což samozřejmě vede i ke zvýšení dávky na ruce lékařů. V případě, kdy nejsou ruce lékaře v rukavicích umístěny do primárního rtg svazku, je dávka na ruce lékařů snížena o 20–60 % (dle výrobce rukavic KIRAN). Snížení dávky na ruce lékařů závisí na stínícím ekvivalentu rukavic, ale kromě toho

i na volbě detektorů ADRC a velmi výrazně také na napětí, které je ovlivněno tloušťkou pacienta.

Existuje několik druhů stínících rukavic, avšak kvůli malé tloušťce stínícího materiálu (pro uchování citlivosti prstů) a malému obsahu částic s vyšším protonovým číslem poskytují rukavice pouze mírnou ochranu rukou lékařů. Z důvodu malé ochrany rukou a vzhledem k výraznému nárůstu dávkového příkonu při umístění rukavic do primárního rtg svazku společnost **Cardiovascular and Interventional Radiological Society of Europe** používání ochranných stínících rukavic nepodporuje (16).

Použití ochranného stínění pro redukci rozptýleného záření z pacienta

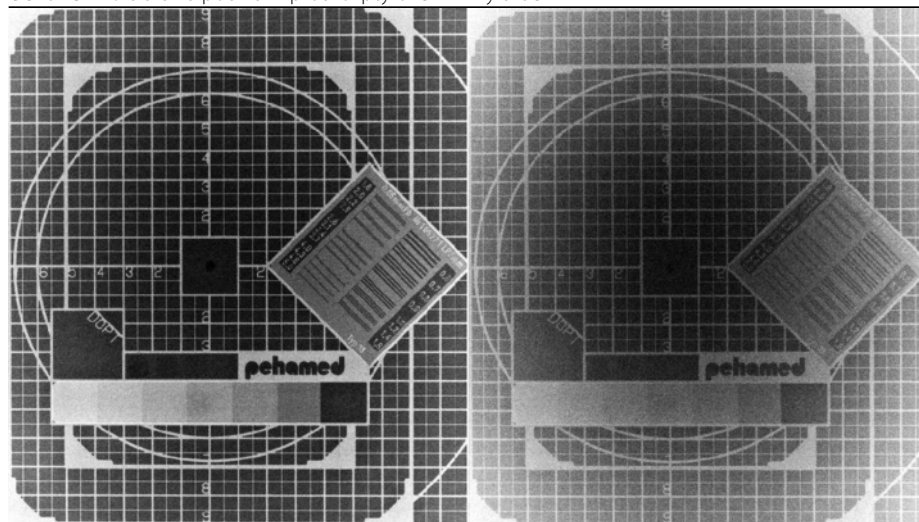
Při kardiologických intervenčních výkonech je hlavním zdrojem ozáření lékařů provádějících výkon rozptýlené záření šířící se z pacienta všemi směry. Způsob, kterým lze alespoň částečně odstínit toto rozptýlené záření, je pokrytí pacienta ochrannou stínící zástěrou. Ve studii (17) autoři zjistili, že použití ochranné stínící zástěry

s ekvivalentem 0,5 mm Pb (pokrytí břicha a stehen pacienta) vede ke snížení dávek lékařům na jednu třetinu, ale za cenu dvojnásobného zvýšení dávek pacientům. Avšak pozor, zde je zvýšením dávek pacientům myšleno pouze zvýšení dávky z rozptýleného záření, které by v případě absence stínící zástěry odletělo pryč z pacienta, ale použitím zástěry se odrazí zpět do pacienta a absorbuje se v něm. Uváděné průměrné dávky pacienta z rozptýleného záření s použitím stínící zástěry a bez ní jsou 0,029 mSv a 0,015 mSv. Jen pro srovnání, dávka pacienta z koronarografie se pohybuje v rozmezí 6–8 mSv, takže ušetřená dávka pacientovi představuje pouze velmi malou dávku vzhledem k dávce obdržené při výkonu. Obecně je podporován názor, že je důležitější snížení dávek lékařům, protože pracují se zářením téměř každodenně, zatímco jeden a ten samý pacient podstupuje výkon opakovaně pouze zřídka. Snížení dávek lékařům může být pro každou praxi jiné, proto se pro přesné zhodnocení vlivu ochranné stínící zástěry na pacientovi na osobní dávky lékařům na daném katetrizačním sále doporučuje provést měření přímo na daném katetrizačním sále s použitím PMMA fantomu.

Závěr

Obecně platí, že čím nižší je dávka pacientovi, tím nižší je osobní dávka lékaře, proto má každé snížení dávky pacientům kladný dopad i na ozáření lékařů provádějících výkony. Obecně platnými pilíři radiační ochrany zůstávají i nadále ochrana vzdáleností (čím jsem dále od zdroje, tj. od pacienta a od rentgenky, tím lépe), časem (čím kratší dobu používám rtg záření, tím lépe) a stíněním (alespoň standardně používané ochranné stínění, tj. zástěra, nákrčník, brýle, stolní a stropní závěsné stínění). Avšak existují i další postupy, kterými lze snížit osobní dávky

Obrázek 4. Obraz s použitím protirozptylové mřížky a bez ní



lékařů, např. přiblížení receptoru obrazu co nejbližší k pacientovi, dostatečná kolimace, nižší počet pulzů/s (resp. framů/s) a v neposlední řadě i stínění pánve a břicha pacienta ochranným stíněním.

Lékaři pracující na katetrizačních sálech jsou rozptýleným zářením exponováni téměř každodenně po dlouhá léta a ačkoliv se některým mohou zdát měsíční osobní dávky nízké, platí pro výskyt stochastických účinků kumulativní efekt, tj. dávky se celoživotně sčítají. Každé snížení dávek lékařům a taktéž pacientům je tedy žádoucí.

Literatura

1. United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. Sources and effects of ionizing radiation. UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with scientific Annexes. Volume I. United Nations, New York, 2010.
2. Sun Z, AbAziz A, Khairuddin Md Yusof A. Radiation-induced noncancer risks in interventional cardiology: Optimization of procedures and staff and patient dose reduction. *BioMed Research International* 2013; article ID 976962.
3. Roguin A, Goldstein J, Bar O. Brain tumours among interventional cardiologists: A cause for alarm? Report of four new cases from two cities and a review of the literature. *EuroIntervention* 2012; 7: 1081–1086.
4. Vano E, Gonzalez L, Guibelalde E, Fernandez JM, Ten JJ. Radiation exposure to medical staff in interventional and cardiac radiology. *Br J Radiol* 1998; 71: 954–960.
5. Roguin A. Radiation hazards to interventional cardiologists: a report on increased brain tumours among physicians working in the cathlab. *SOLACI* 2014; April 23, 2014; Buenos Aires.
6. Ciraj-Bjelac O, Rehani MM, Sim KH, Liew HB, Vano E, Kleiman NJ. Risk for radiation induced cataract for staff in interventional cardiology: Is there reason for concern? *Catheter Cardiovasc Interv* 2010; 76: 826–834.
7. Sūkupová L. Radiační zátěž pacientů v intervenční kardiologii. Dizertační práce. Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, České vysoké učení technické v Praze, 2012.
8. American Association of Physicists in Medicine. Functionality and operation of fluoroscopic automatic brightness control/automatic dose rate control logic in modern cardiovascular and interventional angiography systems. A Report of AAPM Task Group 125. Radiography/fluoroscopy Subcommittee, Imaging Physics Committee, Science Council. June 2012.
9. Wassef AWA, Hiebert B, Ravandi A, et al. Radiation dose reduction in the cardiac catheterization laboratory utilizing a novel protocol. *JACC: Cardiovascular Interventions* 2014; 7(5): 550–557.
10. Česká technická norma ČSN EN 60601–2-43. Zdravotnické elektrické přístroje – Část 2–43: Zvláštní požadavky na základní bezpečnost a nezbytnou funkčnost rentgenových zařízení pro intervenční postupy. Úřad pro technickou normalizaci, metrologii a státní zkušebnictví, 2011.
11. Kuon E, Dahm JB, Empen K, Robinson DM, Reuter G, Wucherer M. Identification of less-irradiating tube angulations in invasive cardiology. *JACC*: 2004; 44(7): 1420–1428.
12. Radiological Society of North America/American Association of Physicists in Medicine. Radiology physics educational modules. Fluoroscopy systems.
13. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt Jr EM, Boone JM. The essential physics of medical imaging. Third edition. Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins 2012: 231.
14. International Atomic Energy Agency. Radiation Protection in Paediatric Cardiology. Lecture 10. Training material on Radiation Protection in Cardiology. IAEA, Vienna. Z webu rpop.iaea.org získáno dne 20. 2. 2015.
15. Pasciak AS, Jones AK. Time to take the gloves off: the use of radiation reduction gloves can greatly increase patient dose. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2014; 15(6): 351–359.
16. Miller DL, Vano E, Bartal G, et al. Occupational radiation protection in interventional radiology: A joint guideline of the Cardiovascular and Interventional Radiology Society of Europe and the Society of Interventional Radiology. *Cardiovasc Intervent Radiol* 2010; 33: 230–239.
17. Musallam A, Volis I, Dadaev S, et al. A randomized study comparing the use of a pelvic lead shield during trans-radial interventions: Threefold decrease in radiation to the operator but double exposure to the patient. *Catheterization and Cardiovascular Interventions* 2014; in press.

Článek přijat redakcí: 27. 4. 2015
Článek přijat k publikaci: 25. 5. 2015

Ing. Lucie Sūkupová, Ph.D.

Úsek ředitele, Institut klinické a experimentální medicíny
Videňská 1 958/9, 140 21 Praha 4
lucie.sukupova@gmail.com